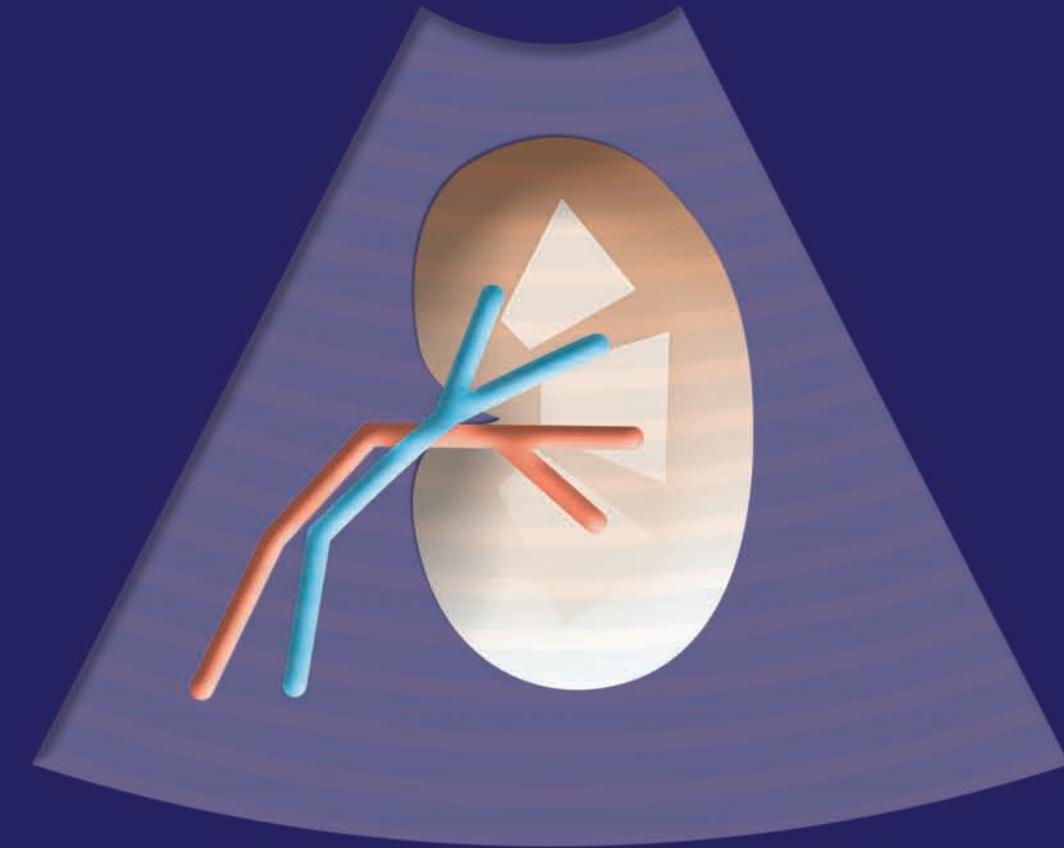


Volume I

Volume I

# ECOGRAFIA CLINICA E COLOR DOPPLER IN NEFROLOGIA

ECOGRAFIA CLINICA  
E COLOR DOPPLER IN NEFROLOGIA



MARIO MEOLA

MARIO MEOLA



EUREKA  
EDITORE



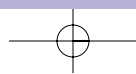
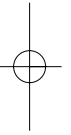
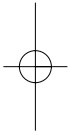
 JANSSEN-CILAG SpA

RCP in allegato depositato  
presso AIFA il 14.12.2007  
codice 251338

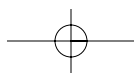
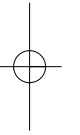
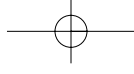


## PARTE PRIMA

# PRINCIPI BASILARI DELL'ECOGRAFIA









# PRINCIPI FISICI DELL'ECOGRAFIA NATURA E CARATTERISTICHE FISICHE DEGLI ULTRASUONI

## PRINCIPI BASILARI DELLE TECNICHE TOMOGRAFICHE. TC, MRI ED ECOGRAFIA

TOMOGRAFIA ASSIALE COMPUTERIZZATA (TC)

RISONANZA NUCLEARE MAGNETICA (MRI)

Nuclei come dipolo

Precessione e frequenza Larmor

Stimolo di radiofrequenza

ECOGRAFIA

## NATURA DEL SUONO. LE ONDE ED IL TRASPORTO DI ENERGIA

SORGENTE DEL SUONO

CARATTERISTICHE DEL SUONO

Frequenza

Ampiezza

Timbro

Velocità di propagazione

Compressione e rarefazione

Pressione acustica

Interferenza

ONDE STAZIONARIE ED ARMONICHE

## PROPRIETÀ FISICHE DEGLI ULTRASUONI. PRINCIPI DI MECCANICA ONDULATORIA

Frequenza

Lunghezza d'onda

Intensità, ampiezza, potenza acustica

Velocità di propagazione

Impedenza acustica

## DALLA TEORIA ALLE APPLICAZIONI TECNOLOGICHE: LE APPARECCHIATURE ECOGRAFICHE

## IL TRASDUTTORE: GENERAZIONE DEGLI US. EFFETTO PIEZOELETTRICO

## LA SONDA ECOGRAFICA: ELEMENTI ATTIVI, STRATO SMORZANTE E STRATO DI ACCOPPIAMENTO

Cristalli piezoelettrici o elementi attivi

Strato di ammortamento (*damping o backing layer*)

Strato di accoppiamento (*matching layer*)

## PARAMETRI QUALITATIVI DEL TRASDUTTORE

Periodo di durata dell'impulso

Lunghezza spaziale dell'impulso

Periodo e frequenza di ripetizione degli impulsi

Fattore di qualità

Frequenza centrale ed ampiezza di banda

Banda frazionale

Risoluzione spaziale dei trasduttori

## CARATTERISTICHE DEL CAMPO SONORO

### FOCALIZZAZIONE DEL FASCIO

Focalizzazione meccanica

Focalizzazione elettronica

### TRASDUTTORI MULTIELEMENTO O *ARRAYS*

Sonda lineare

Sonde a geometria convessa o *convex*

Sonde settoriali fasate o *phased array*

Sonde anulari meccaniche

Sonde biplanari

### FOCALIZZAZIONE ELETTRONICA DELLE SONDE MULTIELEMENTO

Focalizzazione dinamica in trasmissione

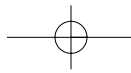
Focalizzazione dinamica in ricezione

*Steering*

### RISOLUZIONE ELEVAZIONALE O *SLICE THICKNESS*

Negli ultimi due decenni la tecnologia digitale e le crescenti potenzialità di calcolo informatico hanno permesso uno sviluppo qualitativo tumultuoso ed incessante delle tecniche di *imaging*. L'ecografia, la TC e la MRI hanno sostituito in Nefrologia le tecniche radiologiche convenzionali (radiografia diretta dell'addome, urografia endovenosa, pielografia ascendente, angiografia convenzionale) e, sempre più spesso, il nefrologo è chiamato a confrontarsi con queste tecniche di cui dovrebbe conoscere, in teoria, indicazioni e limiti.

L'ecografia è l'unica tecnica di *imaging* non gestita in modo esclusivo dai dipartimenti d'immagine e nelle U.O. di Nefrologia ove si è avuta la possibilità di formare operatori di buon livello, essa ha completamente mutato l'approccio clinico e diagnostico al paziente. Infatti, alla scarna semeiotica tradizionale l'ecografia contrappone la possibilità di studiare il retroperitoneo, il rene e le vie escrettrici, gli organi addominali e di avere un bilancio diagnostico immediato del paziente acuto. La qualità dell'esame è legata alla preparazione, al-



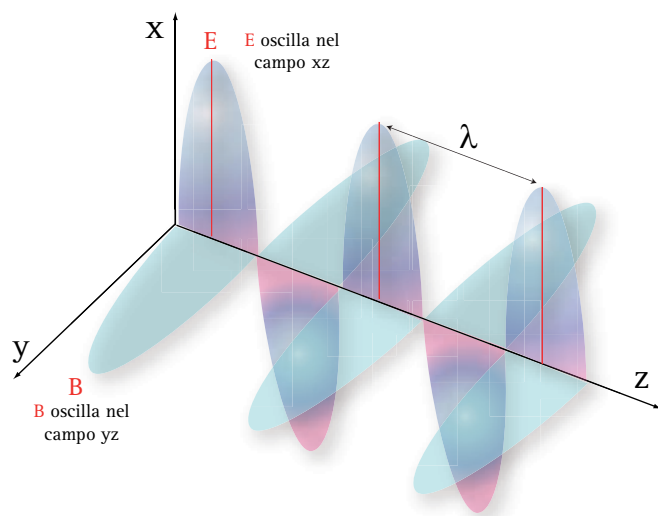
l'abilità e alle conoscenze dell'operatore che "costruisce" e "interpreta" le immagini in tempo reale. In altri termini, il gran limite dell'ecografia è quello di essere una tecnica "operatore-dipendente".

In questo capitolo, dedicato alla fisica degli ultrasuoni ed alla tecnologia delle apparecchiature ecografiche, saranno presentati brevemente anche i principi fondamentali delle tecniche morfologiche di secondo livello di specifica pertinenza radiologica.

## Principi delle tecniche tomografiche. TC, MRI ed ecografia

Le tecniche radiologiche convenzionali, la TC e la scintigrafia con radioisotopi generano immagini dei tessuti e degli organi del corpo umano sfruttando le proprietà fisiche dei raggi X. I raggi X sono radiazioni elettromagnetiche accomunati ad altre forme di energia elettromagnetica da alcune proprietà fondamentali, secondo la *teoria ondulatoria di Maxwell*<sup>(1)</sup>:

- 1) diffondono da una sorgente puntiforme in linea retta e in tutte le direzioni, generando un campo elettrico e un campo magnetico ad alta frequenza, concatenati, perpendicolari e in fase tra loro (Fig. 1);
- 2) si propagano a velocità costante (uguale a  $c=299.792.458$  m/s);



**Fig. 1.** RAPPRESENTAZIONE GRAFICA DI UN'ONDA ELETTROMAGNETICA. Il campo elettrico  $E$  oscilla nel piano  $xz$ , mentre  $B$ , il campo magnetico, nel piano  $yz$ . Il campo elettrico e il campo magnetico sono alternati, perpendicolari e in fase tra loro. La direzione di propagazione del campo avviene lungo la linea  $z$ . La lunghezza d'onda  $\lambda$  definisce la distanza fra i due punti in cui il campo elettrico  $E$  o il campo magnetico  $B$  hanno la medesima ampiezza. Le radiazioni elettromagnetiche si propagano in linea retta a velocità costante in tutte le direzioni (circa 300.000 Km/s) e si trasmettono anche nel vuoto.

3) si trasmettono anche nel vuoto;

4) possono subire fenomeni di diffrazione e interferenza.

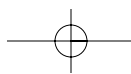
Lo spettro delle radiazioni elettromagnetiche è molto ampio (come il loro impiego nella vita quotidiana) e può essere diviso in diverse *regioni* o *bande*, in base alla lunghezza d'onda ed al *livello energetico* della radiazione: *raggi X, ultravioletto, visibile, infrarosso, microonde e radioonde* (Fig 2).

## TOMOGRAFIA ASSIALE COMPUTERIZZATA (TC)

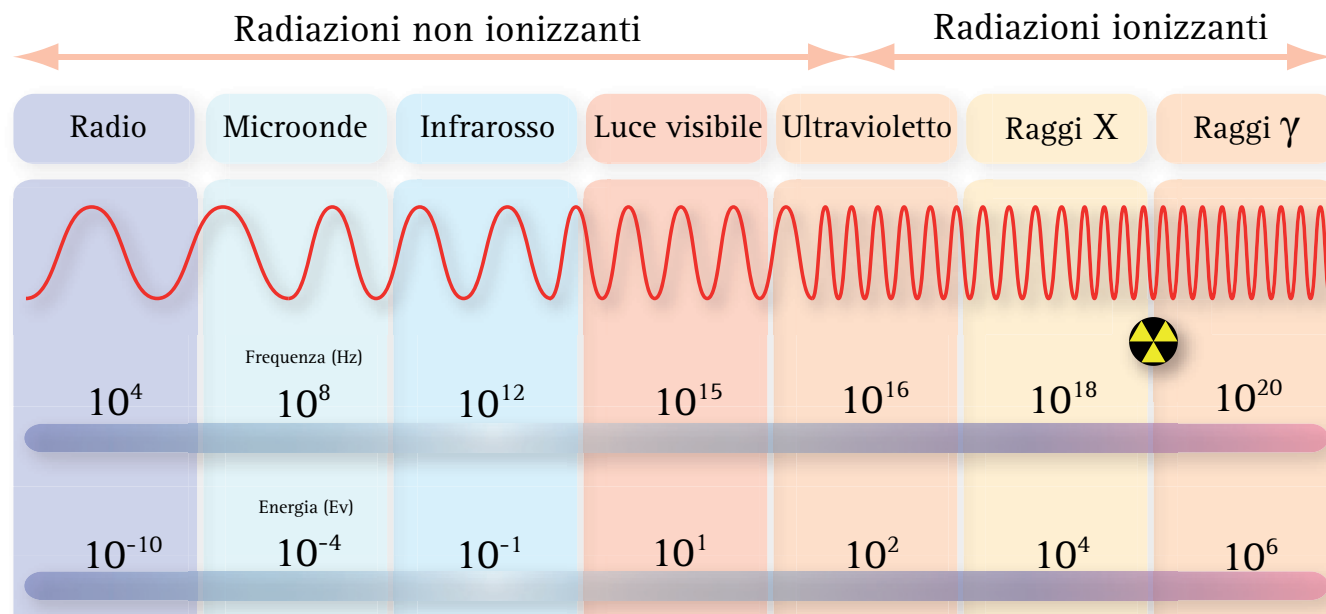
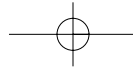
La TC è una tecnica tomografica digitale, in grado di distinguere e rappresentare in sezioni trasversali lievi differenze di attenuazione radiologica fra i vari tessuti. Questo consente di ottenere una dettagliata documentazione morfologica di tutte le parti del corpo, anche di settori anatomici difficili o difficilmente esplorabili in passato, come il retroperitoneo, l'encefalo, il midollo.

Le immagini TC vengono acquisite mentre il tubo radiogeno ruota a 360° intorno al paziente ed emette un fascio di raggi X collimato in modo tale da inglobare nella sua divergenza il corpo del paziente. L'intensità del fascio emergente, attenuato dai tessuti e dagli organi, viene rilevata da una filiera di detettori che ruota simultaneamente con il tubo radiogeno (TC di terza generazione) o è fissa e disposta in modo circolare intorno al corpo del paziente (TC di quarta generazione) (Fig. 3). Normalmente vengono acquisite proiezioni angolari multiple di 10 mm di spessore. Le immagini TC vengono ricostruite da un computer su un piano bidimensionale su una matrice di 512 x 512 *pixels*. Il computer elabora centinaia di migliaia di "numeri TC", ciascuno dei quali rappresenta la media dell'attenuazione radiologica che il fascio di raggi X subisce attraversando una sezione del corpo. L'elemento più piccolo della matrice, il *pixel* (termine che deriva dalla contrazione di *picture element*), in realtà, rappresenta un piccolo volume di tessuto o *voxel* (contrazione di *volume element*), che misura 1 x 1 x 10 mm (Fig. 4). L'asse maggiore del *voxel* è orientato secondo il piano cranio-caudale del paziente e definisce lo spessore dello strato di scansione. Lo spessore dello strato può essere opportunamente modificato dall'operatore e ridotto a 5, 2 o 1 mm

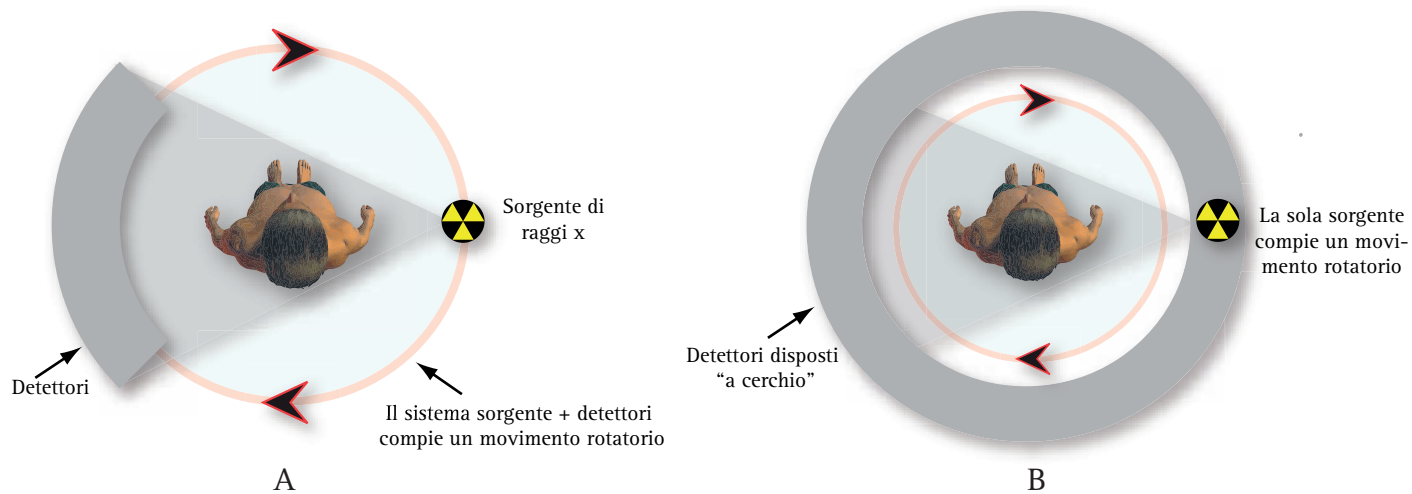
1) Maxwell, James Clark (Edimburgo 1831 - Cambridge 1879), fisico britannico, è considerato uno dei più importanti scienziati del XIX secolo. Oltre all'elettromagnetismo, che costituì il nucleo principale della sua ricerca, sviluppò la teoria cinetica dei gas e indagò sulla visione dei colori e sui principi della termodinamica. Ampliò le ricerche condotte da Michael Faraday formulando una teoria matematica dei campi elettromagnetici che unificava fenomeni elettrici, magnetici e luminosi. Pubblicò la sua teoria, compendiate nelle famose quattro equazioni differenziali che portano il suo nome, nell'opera *Treatise on Electricity and Magnetism* (Trattato sull'elettricità e il magnetismo, 1873). Ipotezzò la possibilità di produrre onde elettromagnetiche, confermata sperimentalmente da Heinrich Rudolf Hertz sedici anni dopo. L'unità CGS di flusso magnetico, il maxwell, fu chiamata così in suo onore.







**Fig. 2.** SPETTRO DELLE RADIAZIONI ELETTROMAGNETICHE. La classificazione è basata sulla lunghezza d'onda  $\lambda$ , mentre la denominazione e la separazione dei singoli settori (*onde radio, microonde, infrarosso, luce visibile, ultravioletto, raggi X e raggi  $\gamma$* ) fanno riferimento alle comuni applicazioni tecnologiche della vita quotidiana. La separazione fra una regione e l'altra dello spettro non è rigida, in quanto le proprietà fisiche delle radiazioni non cambiano in modo netto fra un settore e l'altro.

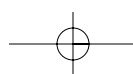


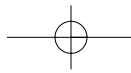
**Fig. 3.** APPARECCHIATURA TC DI TERZA E QUARTA GENERAZIONE. L'intensità del fascio emergente, attenuato dai tessuti e dagli organi attraversati, viene rilevata da una filiera di detettori che ruota simultaneamente con il tubo radiogeno (A) (TC di terza generazione), o è fissa e disposta in modo circolare intorno al corpo del paziente (B) (TC di quarta generazione).

in relazione alle necessità diagnostiche ed alla risoluzione richiesta. Mentre la radiografia convenzionale può discriminare densità grossolane come l'aria, l'acqua e le calcificazioni, la TC è in grado di valutare differenze minime di attenuazione. La TC, ad esempio, è in grado di differenziare l'attenuazione fra sangue fresco e coagulo, fra sedimento urinario ed oggetto tumorale in vescica, fra rene e fegato. La risoluzione di contrasto viene migliorata con la infusione ev di Mezzo di Contrasto (MdC) iodato. Negli organi parenchimatosi questo è utile per differenziare il parenchima sano dai tumori solidi.

L'attenuazione dei *raggi X* viene misurata in unità Hounsfield <sup>(2)</sup> (HU) e rappresentata su una scala, la scala Hounsfield. L'attenuazione media che i *raggi X* subiscono nel volume tessutale unitario (*voxel*) viene graduata nel

2) Hounsfield, Godfrey N. (Newark, Nottinghamshire 1919), ingegnere elettrotecnico britannico. Nel 1967 mise a punto l'EMI-scanner, un'apparecchiatura per visualizzare sezioni del corpo umano; con questo strumento inaugurò una nuova tecnica di diagnostica medica, la tomografia computerizzata (TC). Nel 1972 fu ottenuta la prima tomografia del corpo umano. Per la scoperta della TC, nel 1979 Hounsfield venne insignito, insieme al fisico sudafricano Allan Mc Leod Cormack, del premio Nobel per la medicina e la fisiologia.





pixel corrispondente assumendo come riferimento standard il valore di attenuazione che i raggi X subiscono attraversando l'acqua pura. A questo grado di attenuazione

è stato attribuito arbitrariamente il valore 0. All'aria è stato attribuito il valore di +1000 HU (Fig. 5), mentre all'osso corticale il valore di -1000 HU. Pertanto, una massa renale con valori di attenuazione fra 0 e 20 HU è chiaramente una cisti, mentre una massa con grado di attenuazione -50 HU è tipicamente un lipoma. Quindi i tessuti meno densi dell'acqua, come quello adiposo, hanno valori TC negativi, mentre le strutture più dense, come la maggior parte dei tessuti molli, hanno valori TC positivi. L'attenuazione dei raggi X è direttamente proporzionale al numero atomico (Z) del tessuto attraversato, per questo i numeri TC non sono altro che una misura specifica del peso atomico dei vari tessuti, almeno nelle scansioni senza contrasto. La scala Hounsfield è limitata, ma il livello e la qualità della finestra possono estendersi verso l'alto o il basso in base alla qualità ed al costo dell'apparecchiatura.

L'occhio umano è in grado di riconoscere correttamente solo 64 livelli di grigio. Quando vede un'immagine costruita con 2000 o più livelli di grigio come nella scala Hounsfield non è in grado di discriminare sfumature così piccole. Per questo esistono due diverse funzioni di controllo che selezionano l'ampiezza ed il livello della finestra e che permettono di aumentare il livello di contrasto nella regione di interesse. Per esempio, il livello della finestra viene regolato a +35 HU quando bisogna esaminare i tessuti molli dell'addome, a +1000 HU quando si vuole studiare l'osso ed a -700 HU quando bisogna valutare il polmone ripieno di aria (Fig. 6). L'ampiezza della finestra seleziona solo il segmento del-

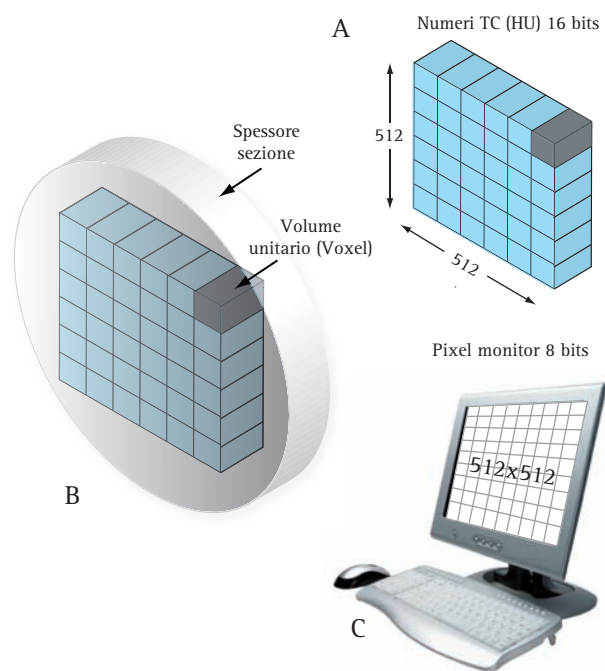


Fig. 4. MATRICE TC. La sezione corporea viene rappresentata come una matrice digitale che memorizza i numeri TC (A). Il singolo elemento di volume rappresentato nella matrice rappresenta un voxel o volume element. (B) L'informazione contenuta in ciascun voxel viene immagazzinata in una memoria digitale con matrice 512 x 512 dove ciascun voxel viene rappresentato con una stringa da 12 a 16 bits. (C) Ciascun elemento unitario di volume viene rappresentato nel monitor in una matrice di 512 x 512 pixel che può occupare una stringa da 4 a 8 bits.

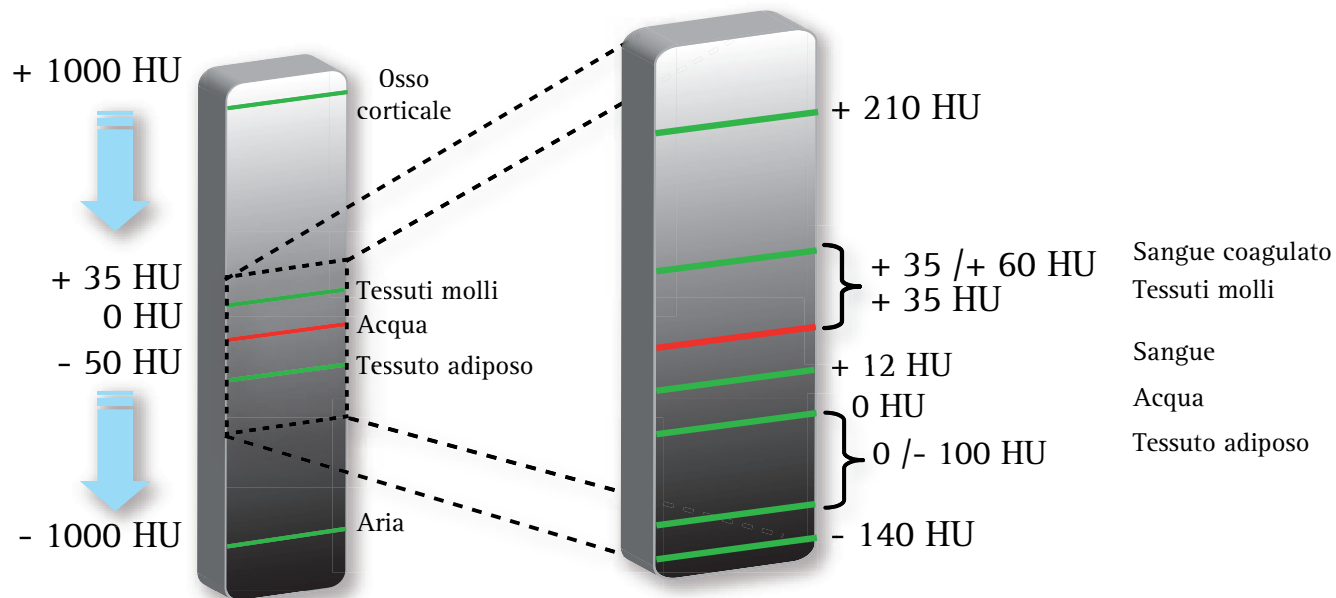
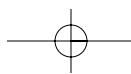
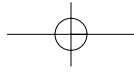


Fig. 5. SCALA HOUNSFIELD (HU). La media dell'attenuazione che i raggi X subiscono nel volume unitario o voxel viene graduata nel relativo pixel su una scala di grigi modulata sull'attenuazione che i raggi X subiscono quando attraversano l'acqua pura. A questo grado d'attenuazione è stato attribuito il valore numerico 0. I tessuti meno densi dell'acqua, come il tessuto adiposo, hanno valori TC negativi. Le strutture più dense, come la maggior parte dei tessuti molli, hanno valori TC positivi. Nel diagramma la finestra Hounsfield è aperta sui valori di scala usati nella valutazione dei tessuti molli dell'addome (+ 35 HU).

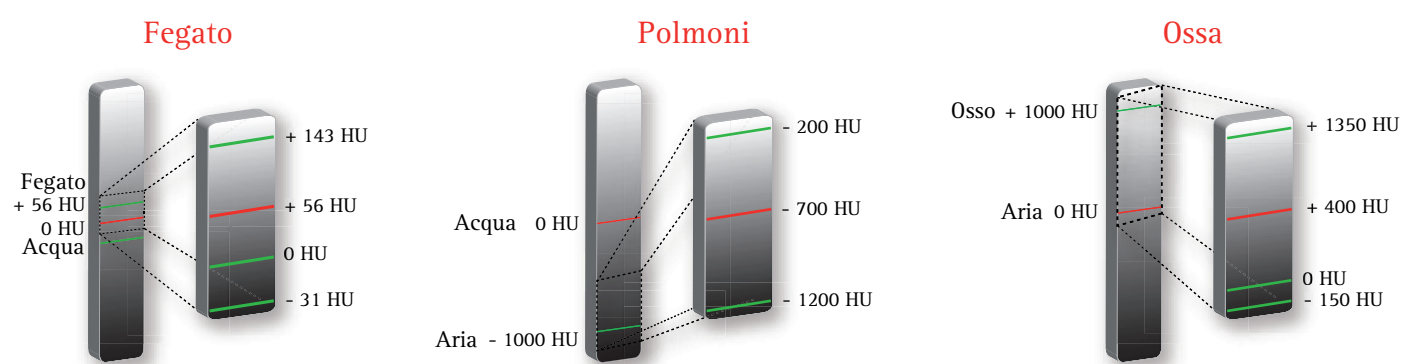




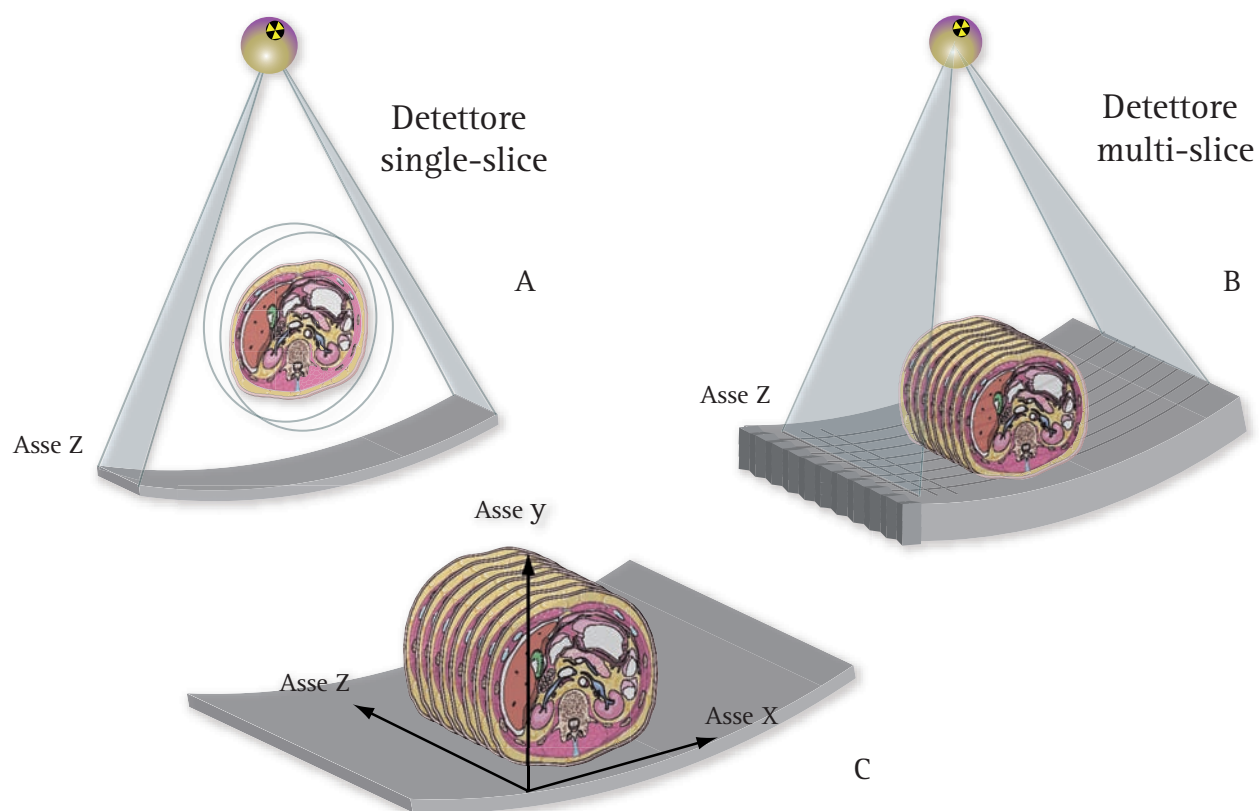
la scala Hounsfield che verrà rappresentato sul monitor con tutti i 256 livelli della scala di grigi. Tutti i valori di attenuazione al di sopra della griglia prescelta verranno rappresentati in bianco, mentre tutti i valori al di sotto in nero. L'ampiezza della scala di grigi viene preimpostata dall'operatore in funzione delle strutture anatomiche da studiare. Le immagini TC vengono riprodotte in scala di grigi su uno schermo a raggi catodici, conver-

tendo i valori numerici di densità dei pixel in valori di intensità luminosa. Dall'immagine del monitor viene poi ricavata una comune copia su pellicola radiografica.

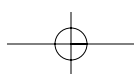
L'avanzamento tecnologico più recente della tomografia è la TC elicoidale, o spirale multistrato (*multislices*), costruita con una serie variabile di detettori (da 2 a 128) disposti in modo circolare (Fig. 7). La TC spirale acquisisce immagini volumetriche continue, men-



**Fig. 6.** APERTURA E LIVELLO DELLA SCALA HOUNSFIELD (HU). Il livello e l'ampiezza della finestra nella scala Hounsfield vengono scelti per visualizzare e stampare in scala di grigi le immagini digitali già acquisite. L'apertura della finestra viene impostata in funzione della regione da esplorare e del contrasto necessario per visualizzare al meglio eventuali lesioni. La finestra viene aperta su valori positivi (+56 HU) per l'esame del fegato (A), su valori negativi (-700 HU) per l'esame del polmone ripieno di aria (B) e su valori positivi (+1000 HU) per lo studio dei segmenti scheletrici (C). L'ampiezza della finestra seleziona un segmento della scala HU e sullo stesso apre tutti i 256 livelli di grigi rappresentabili nel monitor. I valori TC superiori al livello prescelto vengono rappresentati in bianco, quelli inferiori in nero.



**Fig. 7.** TC SPIRALE. L'avanzamento tecnologico più recente della tomografia è la TC elicoidale o spirale multistrato (*multislices*), costruita con una serie variabile di detettori (da 2 a 128 o più) disposti in modo circolare. Nella figura (A) la geometria del fascio Rx di un sistema monodetettore viene comparata con quella molto più ampia di un sistema *multislices* (B). In (C) viene schematizzata la geometria del detettore *multislices* sull'asse x,y,z.





tre il corpo del paziente si muove attraverso il "gantry" ed il tubo radiogeno compie un movimento elicoidale o spirale intorno ad esso (Fig. 8). Lo straordinario aumento della velocità di acquisizione dell'immagine nella TC spirale (la valutazione completa dell'addome e della pelvi, con sezioni di spessore standard, richiede meno di 30 secondi) è legata al numero di detettori utilizzati. La rapidità di acquisizione è particolarmente utile nei pazienti critici ed in quelli che hanno subito gravi traumi addominali. Nella valutazione del rene, la rapidità di scansione permette di acquisire immagini in fase arteriosa, in fase parenchimale (corticale e midollare), ed in fase escretoria. I vantaggi della TC spirale, rispetto alla TC convenzionale, sono diversi: dall'eliminazione degli artefatti da movimento al miglioramento dell'*enhancement* (esaltazione dell'effetto bordo), dalla migliore capacità di visualizzare le strutture vascolari alla possibilità di ricostruire in 3D i dati angiografici (angio-TC) (Fig. 9).

#### RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE (MRI)

Le apparecchiature di MRI sono costruite intorno ad un potente magnete (permanente, elettromagnete resistivo o superconduttore) che sviluppa un campo magnetico di intensità variabile da 0.3 a 3 Tesla intorno al corpo del paziente (Fig. 10). Il Tesla rappresenta l'unità del SI di densità di flusso magnetico ed è uguale ad 1 newton / [(1 ampere)\*(1 metro)]. La MRI permette di acquisire immagini in ciascun piano di scansione orientato secondo i tre piani ortogonali dello spazio (trasversale, sagittale e coronale) sfruttando il fenomeno fisico conosciuto come *risonanza magnetica nucleare*.

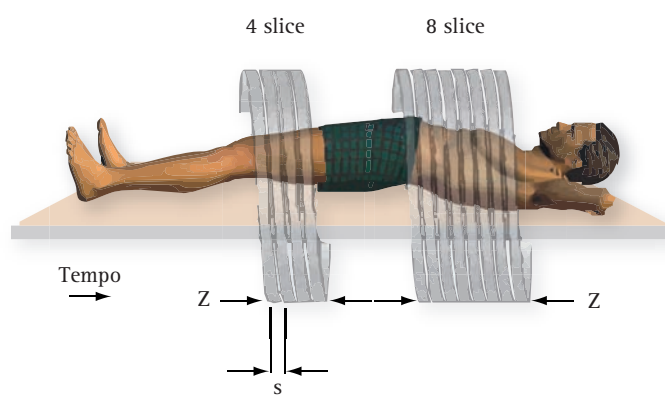


Fig. 8. ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE NELLA TC SPIRALE O ELICOIDALE. La TC spirale consente di acquisire immagini volumetriche continue con un movimento elicoidale o spirale del tubo radiogeno, mentre il corpo del paziente si muove attraverso il "gantry". Lo straordinario aumento della velocità di acquisizione dell'immagine della TC spirale permette la valutazione completa dell'addome e della pelvi, con sezioni di spessore standard, in meno di 30 secondi (TC spirale a 64 detettori).

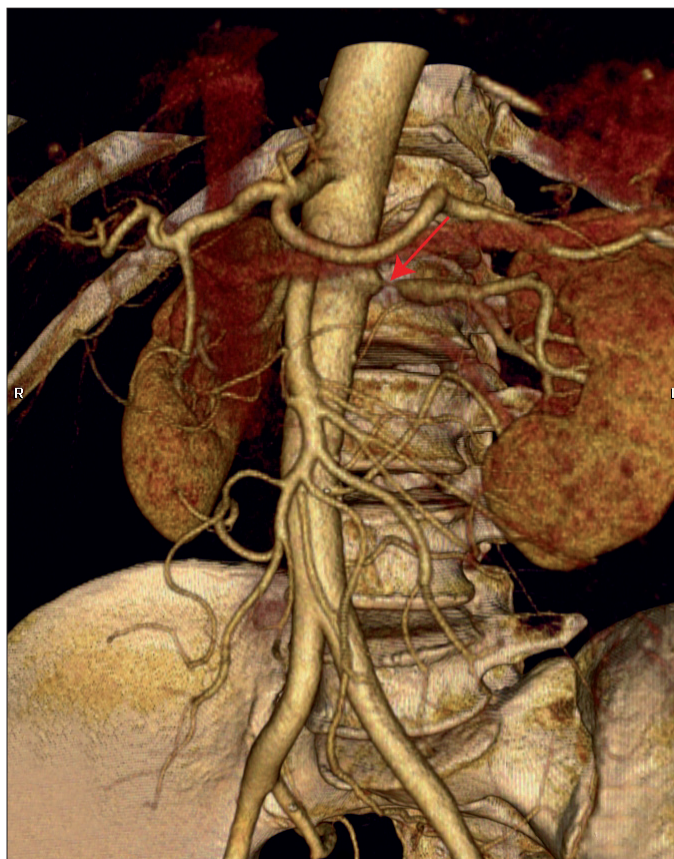
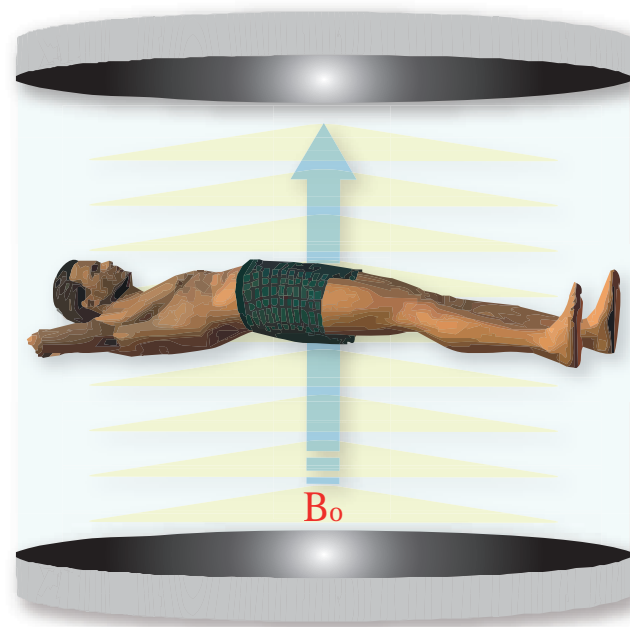


Fig. 9. ANGIO-TC AORTA E VASI RENALI. I vantaggi della TC spirale, rispetto alla TC convenzionale, sono numerosi. Fra i più importanti la riduzione degli artefatti di registrazione legati al respiro, il miglioramento dell'*enhancement* (o esaltazione dell'effetto bordo), la possibilità di rappresentare e ricostruire in 3D l'immagine angiografica (*volume e surface rendering*). Nell'immagine riportata ricostruita in *volume rendering* la freccia indica una stenosi paraostiale serrata dell'arteria renale sinistra.

**Nuclei come dipoli.** In assenza di un campo magnetico esterno, i nuclei con numero dispari di elettroni (ioni) si comportano come *dipoli*, hanno, cioè, un *momento magnetico* proprio, orientato in modo casuale nello spazio. Lo "spin" è il momento angolare "intrinseco" di ogni particella subatomica. In fisica atomica si distinguono due tipi di momento angolare: lo *spin* e il *momento magnetico orbitale*. A differenza del momento magnetico orbitale, che si manifesta solo se la particella è in movimento, lo *spin* è una proprietà fondamentale di tutte le particelle elementari. Ad esempio, un elettrone all'interno di un atomo è dotato di un momento magnetico orbitale, associato al moto di rivoluzione dell'elettrone intorno al nucleo, e di un momento angolare di *spin*. Il momento angolare totale è dato allora dalla somma, calcolata secondo le regole della meccanica quantistica, dei due momenti angolari. Il campo magnetico generato da questa "forza" di rotazione angolare prende il nome di *momento magnetico* ( $m_0$ ) e, come qualsiasi vettore, viene rappresentato con una freccia di dimensioni proporzionali all'inten-

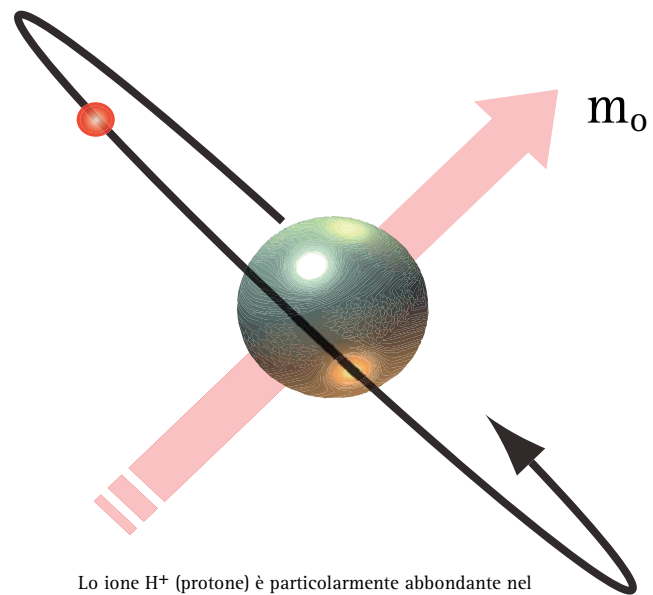


Campo magnetico principale  $B_0$ , orientato lungo l'asse di un magnete permanente

**Fig. 10.** UNITÀ DI RISONANZA MAGNETICA. La MRI permette di acquisire in ogni scansione immagini sul piano trasversale, sagittale e coronale sfruttando il fenomeno fisico conosciuto come *risonanza magnetica nucleare*. L'apparecchiatura di MRI è costruita con un potente magnete entro il quale viene introdotto il corpo del paziente (A). All'interno del magnete si genera un campo magnetico che è orientato secondo l'asse principale  $B_0$ , del magnete stesso (B).

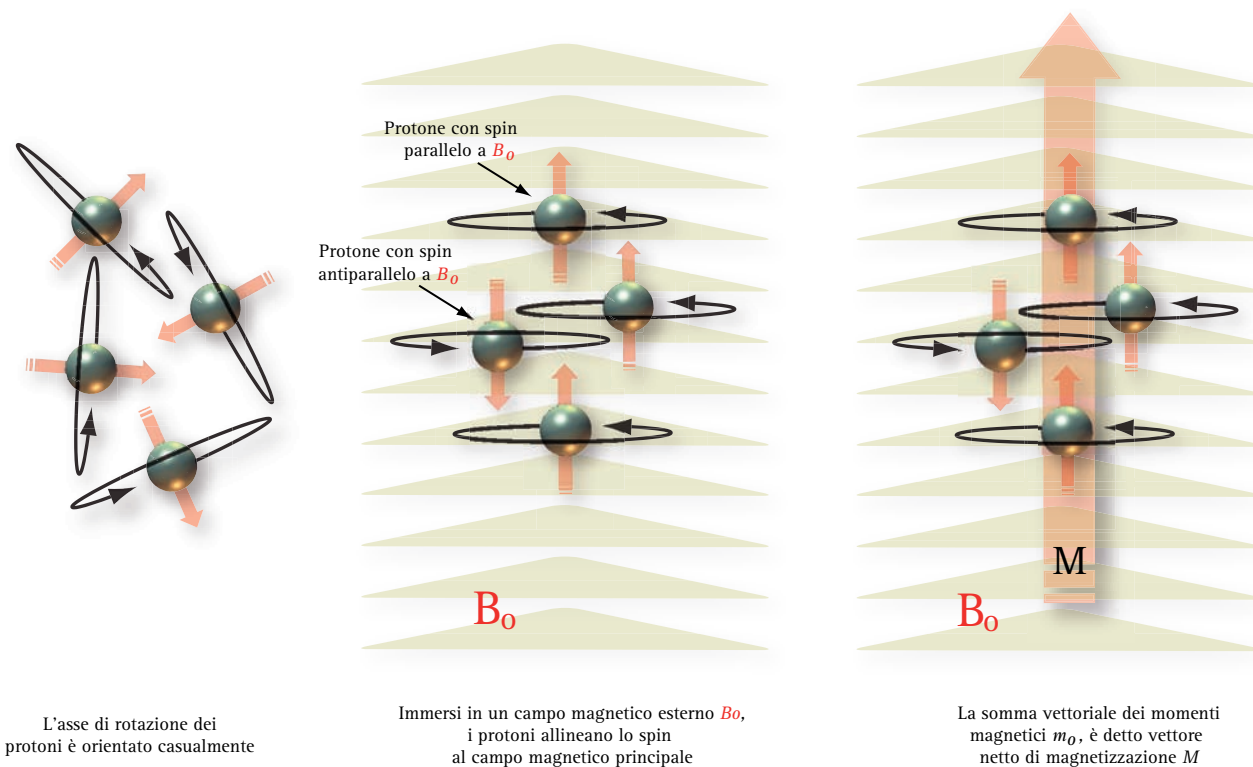
sità e con una direzione parallela all'orientamento del campo magnetico (Fig. 11). Nel corpo umano, i nuclei di idrogeno (protoni), di sodio e di fosforo hanno un comportamento *paramagnetico*, simile a quello dei metalli di transizione. Quando vengono sottoposti ad un campo magnetico esterno di intensità ( $B_0$ ) tendono ad allineare il loro asse secondo l'orientamento del campo magnetico esterno. La somma totale dei ( $m_0$ ) è anch'essa un dipolo e prende il nome di *vettore netto di magnetizzazione* ( $M$ ) (Fig. 12). Teoricamente, un'immagine di risonanza magnetica potrebbe essere ottenuta con qualsiasi ione ma, poiché lo ione  $H^+$  è particolarmente abbondante nel corpo umano ed ha un alto *rapporto giromagnetico*, la MRI, al momento, viene eseguita sfruttando esclusivamente le proprietà dei protoni presenti nelle cellule.

**Precessione e frequenza Larmor.** I dipoli non sono mai perfettamente allineati con il campo magnetico esterno e ruotano intorno ad un asse verticale che rappresenta l'asse gravitazionale del campo magnetico stesso. Questo movimento di rotazione, condizionato dallo *spin*, è casuale e fuori fase. Il "*rapporto giromagnetico*" è una costante fondamentale che condiziona la rotazione attorno al campo magnetico con un *movimento di precessione* caratterizzato da un angolo di inclinazione e da una velocità angolare proporzionale al campo magnetico



Lo ione  $H^+$  (protone) è particolarmente abbondante nel corpo umano. La MRI viene attualmente eseguita sfruttando le proprietà di questo dipolo.

**Fig. 11.** IL PROTONE COME DIPOLO. I nuclei con numero dispari di elettroni hanno carica elettrica e si comportano come dipoli, ruotando intorno ad un asse magnetico. Il campo magnetico generato da questa rotazione ("forza") prende il nome di *momento magnetico*  $m_0$ , e può essere rappresentato con un vettore di dimensioni proporzionali all'intensità e direzione secondo l'orientamento del campo magnetico  $M$ . I dipoli presenti nel corpo umano (e quindi i loro vettori) hanno un orientamento casuale.



**Fig. 12. VETTORE NETTO DI MAGNETIZZAZIONE.** I materiali paramagnetici (metalli di transizione come il gadolinio o gli ioni  $H^+$  presenti nei liquidi corporei) sono dotati di un momento magnetico proprio. In assenza di un campo magnetico esterno, i momenti magnetici dei singoli atomi sono orientati in modo casuale e l'effetto magnetico complessivo è nullo. Quando il corpo umano viene investito da un campo magnetico esterno di intensità  $B_0$ , i protoni tendono ad allineare il loro "spin" nella direzione del campo magnetico. Ne deriva una debole magnetizzazione parallela al campo esterno che cessa non appena questi viene rimosso. La somma totale dei  $m_0$ , anch'essa un dipolo, prende il nome di *vettore netto di magnetizzazione*  $M$ . Teoricamente, un'immagine di risonanza magnetica potrebbe essere ottenuta con qualsiasi ione ma, poiché lo ione  $H^+$  è particolarmente abbondante nel corpo umano ed ha un alto *rapporto giromagnetico*, la MRI, al momento, viene eseguita sfruttando esclusivamente le proprietà dei protoni presenti nelle cellule.

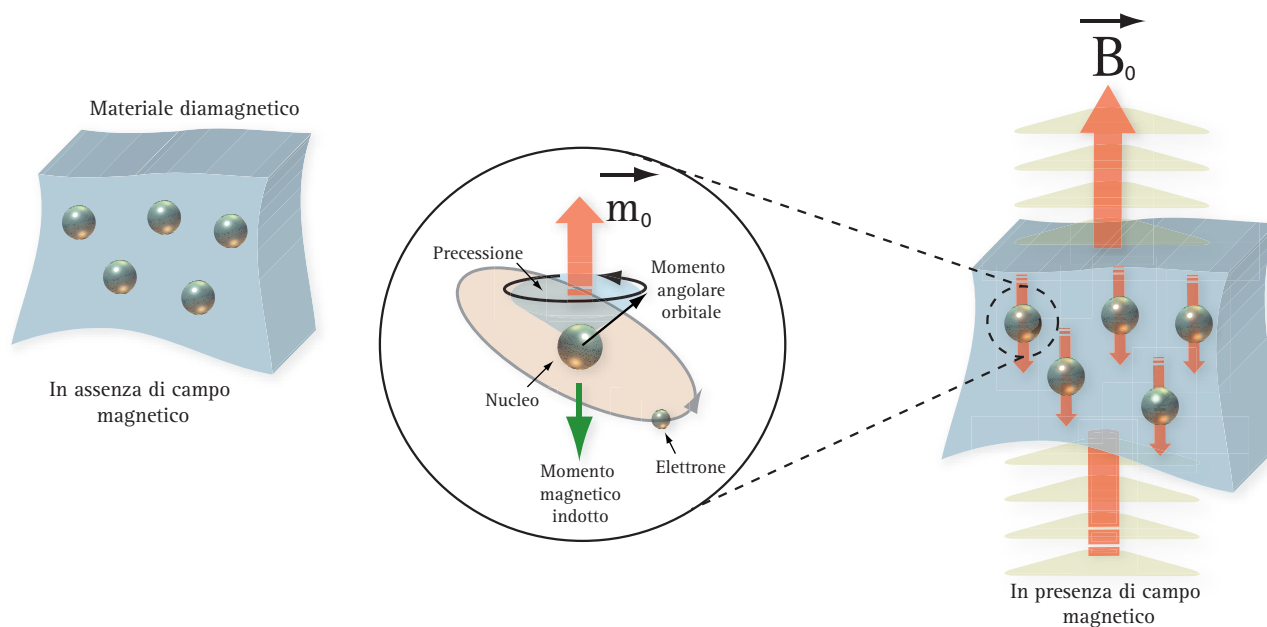
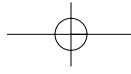
co esterno (*equazione di Larmor*). La costante giromagnetica degli  $H^+$  è 42.58 MHz. Il fenomeno della risonanza magnetica si basa su questa velocità angolare (o *frequenza di precessione* o *frequenza Larmor*), misurabile nell'ambito della radiofrequenza (alcuni MHz).

In meccanica, la precessione descrive il moto conico di un corpo rigido che ruota intorno al proprio asse di simmetria, mentre questo ruota a sua volta intorno ad un asse fisso inclinato di un angolo  $\alpha$  rispetto all'asse di simmetria del corpo. Il punto di intersezione tra i due assi prende il nome di polo della precessione e l'asse fisso quello di asse della precessione. Si parla di moto conico perché l'asse di simmetria del corpo, nel suo moto di rotazione intorno all'asse fisso, descrive una superficie conica di vertice coincidente con il polo di precessione. Un tipico moto di precessione è quello del giroscopio, e più semplicemente quello compiuto da una trottola quando il suo asse non è perpendicolare al piano di appoggio ma forma un angolo con la verticale. La precessione di Larmor è un fenomeno di natura elettromagnetica che interessa gli elettroni di un atomo immerso in un campo magnetico esterno. Il momento magnetico dell'elettrone (la grandezza vettoriale che rende conto del suo moto orbi-

tale intorno al nucleo assimilandolo alla corrente elettrica di una spira di dimensioni uguali alla sua orbita) non rimane parallelo a se stesso, ma ruota intorno alla direzione del campo magnetico esterno, in una sorta di moto di precessione, detto appunto precessione di Larmor. L'effetto macroscopico di questo fenomeno, per una classe di materiali chiamati diamagnetici, è una debole magnetizzazione di verso opposto a quello del campo magnetico da cui è stata generata (Fig. 13). A seconda delle caratteristiche intrinseche della sostanza, la magnetizzazione può essere temporanea o permanente e più o meno intensa: è molto debole nei materiali diamagnetici, e tale da opporsi al campo che l'ha generata; è piuttosto debole nei materiali paramagnetici, ma di verso concorde a quella del campo inducente; è molto intensa nei materiali ferromagnetici, di segno concorde a quello del campo inducente, e permanente.

**Stimolo di radiofrequenza.** Stimolando i protoni  $H^+$  allineati con il campo magnetico principale con onde di radiofrequenza specifiche (frequenza Larmor), generate da una bobina disposta intorno al paziente, il momento magnetico ( $M$ ), ossia l'allineamento dei protoni  $H^+$ , viene





**Fig. 13.** PRESSIONE E MATERIALI DIAMAGNETICI. I Materiali diamagnetici reagiscono all'applicazione di un campo magnetico esterno con una piccola magnetizzazione che si oppone con il suo verso al campo esterno. Gli atomi di questi materiali sono privi di momento magnetico proprio, ma nel momento in cui vengono investiti da un campo magnetico subiscono il fenomeno dell'induzione elettromagnetica: l'orbita degli elettroni atomici più esterni inizia un moto di precessione intorno alla direzione del campo magnetico applicato, generando un momento indotto di verso opposto a quello del campo. Il risultato è una debole magnetizzazione che tende ad allontanare il materiale dal campo magnetico applicato e che cessa non appena questo viene rimosso.

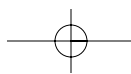
alterato. L'impulso di radiofrequenza deve avere una frequenza caratteristica pari al prodotto della frequenza del campo magnetico esterno per la costante giromagnetica. Ad esempio, nel caso dei protoni  $H^+$  e di un campo magnetico di 0.5 T, la frequenza Larmor è data dal prodotto  $0.5 \times 42.58 = 21.29$  MHz. Quando si interrompe la sequenza di stimolo RF, gli  $H^+$  riguadagnano gradualmente il loro stato di equilibrio (si riallineano cioè progressivamente fra loro e con il campo magnetico esterno) liberando energia, cioè un segnale elettromagnetico della stessa radiofrequenza. Poiché la frequenza Larmor è correlata direttamente alla forza del campo magnetico, il punto di emissione del segnale di risonanza dei protoni nello spazio viene determinato sovrapponendo al campo magnetico principale campi magnetici di gradiente variabile e relativamente piccolo. In questo modo una determinata frequenza può essere riferita ad uno ione  $H^+$  in un determinato punto dello spazio.

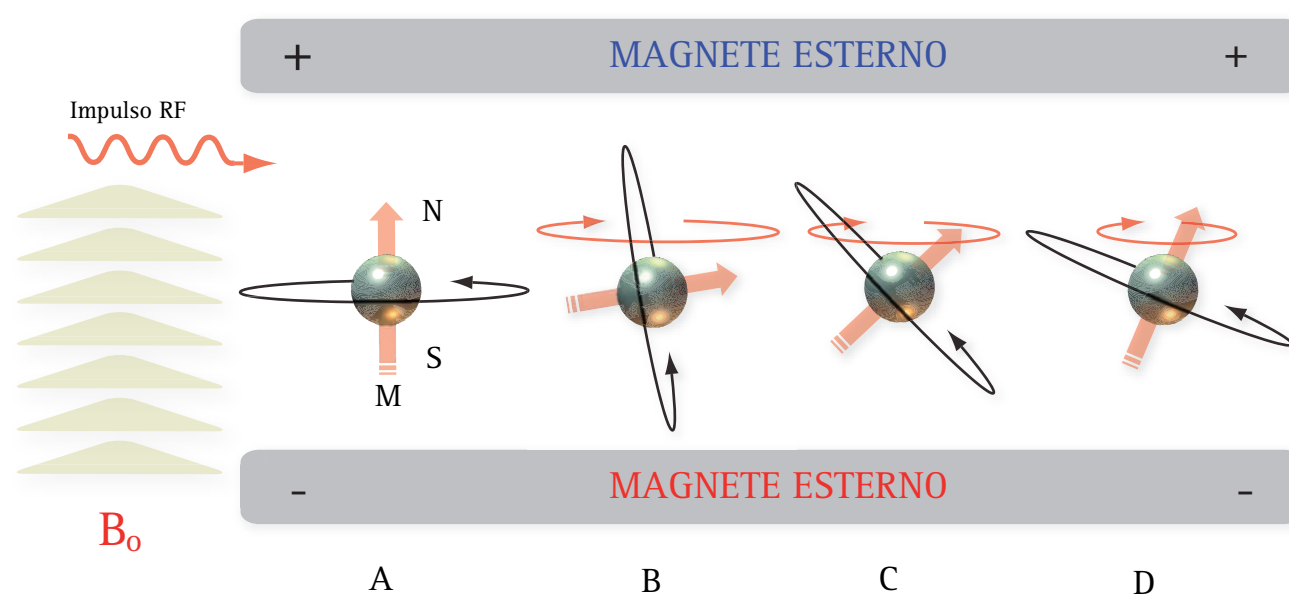
La MRI crea le immagini esponendo il paziente a diverse sequenze d'impulsi di radiofrequenza per la durata complessiva di alcuni minuti. Questi impulsi cedono energia e sbalzano gli  $H^+$  dal loro allineamento con un angolo ben definito, correlato alla direzione del campo magnetico principale. In altri termini, in rapporto alla durata dell'impulso, lo stimolo di radiofrequenza tende a portare l'asse magnetico degli ioni  $H^+$  a  $90^\circ$  o a  $180^\circ$  rispetto al campo magnetico principale (Fig. 14). L'intervallo di tempo compreso fra due treni d'impulsi di

radiofrequenza è chiamato "tempo di ripetizione" (TR). In una sequenza, l'intervallo di tempo compreso fra l'impulso iniziale e il punto in cui il segnale viene acquisito dal campione è detto "tempo di eco" (TE).

L'intensità del segnale dipende dalla densità degli  $H^+$  e dai fattori che determinano il contrasto tessutale (tempo di rilassamento  $T_1$  e  $T_2$ ). Il tempo di rilassamento  $T_1$ , rappresenta il tempo necessario affinché gli  $H^+$ , dopo essere stati eccitati e spostati da un impulso di radiofrequenza, possano riallinearsi al campo magnetico esterno. Il tempo di rilassamento  $T_2$  è il tempo necessario perché gli ioni  $H^+$ , dopo l'interruzione dello stimolo di radiofrequenza, possano riallineare i rispettivi campi magnetici. La durata di TR è comunemente di 200-600 ms, mentre l'intervallo TE varia tipicamente da 15 a 30 ms. Modificando i parametri TR e TE è possibile accentuare le differenze fra diversi tessuti nel tempo di rilassamento  $T_1$  e  $T_2$ , producendo fra questi un "contrasto". Le immagini acquisite, sfruttando il contrasto generato nei tessuti nel tempo di rilassamento  $T_1$  e  $T_2$ , vengono chiamate in gergo radiologico immagini "pesate in  $T_1$ " o "pesate in  $T_2$ ".

La sequenza di stimolo più utilizzata in MRI è la sequenza *spin-echo*, caratterizzata da una sequenza d'impulsi di radiofrequenza che determinano prima uno scostamento a  $90^\circ$  e quindi uno scostamento a  $180^\circ$ . In questa sequenza convenzionale, le immagini pesate in  $T_1$  hanno brevi intervalli TR e TE, mentre le immagini pe-





**Fig. 14.** SEQUENZA DI STIMOLAZIONE IN RADIOFREQUENZA (FREQUENZA LARMOR). Stimolando i protoni  $H^+$  allineati con il campo magnetico esterno  $B_0$ , con onde RF di frequenza caratteristica, generate da una bobina disposta intorno al paziente, l'allineamento dei protoni ( $H^+$ ) viene alterato. Nel diagramma, un impulso di RF scosta il vettore netto di polarizzazione dei protoni di  $90^\circ$  dall'asse del campo magnetico esterno. Quando l'impulso di RF viene interrotto, la bobina diventa un'antenna di ricezione che riceve il segnale di rilassamento progressivamente più debole a mano a mano che il vettore netto di magnetizzazione  $M$ , tende a riallinearsi al campo magnetico esterno.

sate in T2 hanno lunghi intervalli TR e TE (in genere almeno 2000 e 60 ms, rispettivamente). Le immagini acquisite con sequenze rapide (*gradient-echo*) vengono invece ottenute con stimoli di radiofrequenza che determinano inizialmente uno scostamento  $<90^\circ$ . Le sequenze rapide permettono effettivamente di ottenere immagini pesate in T1 e T2, con tempi di acquisizione più brevi rispetto a quelli richiesti con le tecniche convenzionali. Le immagini in MRI vengono acquisite secondo i tre piani ortogonali dello spazio: trasversale, sagittale e coronale.

L'uso di MdC paramagnetico ha radicalmente migliorato le possibilità diagnostiche della MRI. Il MdC usato in risonanza è il gadolinio chelato iniettato in bolo in vena. Il gadolinio chelato è un contrasto intravascolare ed extracellulare, escreto in gran parte con la filtrazione glomerulare. A differenza dei mezzi di contrasto iodati, che aumentano in modo uniforme la radio-densità dei tessuti ai raggi X, l'effetto del gadolinio sull'intensità di segnale nelle immagini in MRI dipende dalla sua concentrazione. Peraltro, la relazione fra intensità di segnale e concentrazione di contrasto paramagnetico non è lineare. A basse concentrazioni, il gadolinio determina un incremento dell'intensità di segnale, abbreviando prevalentemente il tempo di rilassamento T1 mentre, ad alte concentrazioni, esso riduce l'intensità di segnale, abbreviando il tempo di rilassamento T2. L'Angio-MRI con gadolinio si è rivelata particolarmente utile nella valutazione dei vasi renali (Fig. 15), nella diagnosi di stenosi dell'arteria renale, di trombosi neoplastica o discrasica della vena renale e nella va-

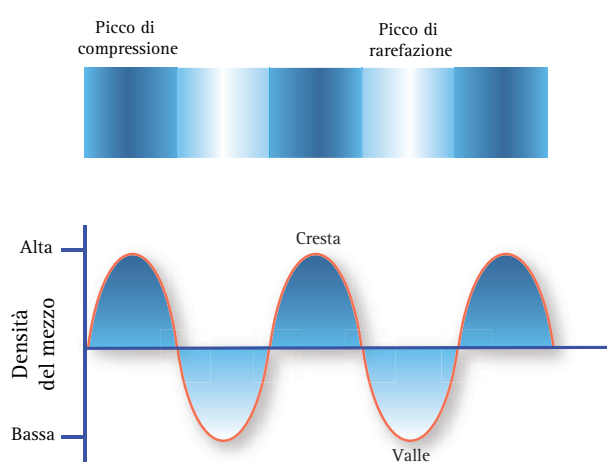
lutazione della vascolarizzazione del rene trapiantato. La Angio-MRI dinamica tridimensionale dei vasi renali richiede l'iniezione in bolo di gadolinio. La fase arteriosa si osserva nel corso della prima scansione e viene ottenuta 15 s circa dopo l'iniezione. La seconda scansione, 1 min dopo l'iniezione, è anche detta "venografia-MRI", poiché dimostra la fase venosa. Ogni scansione viene eseguita in apnea inspiratoria della durata di circa 20-30 s.

#### ECOGRAFIA

L'ecografia genera l'immagine sfruttando le proprietà fisiche e l'interazione biologica degli ultrasuoni (US). Gli US non sono radiazioni ma vibrazioni meccaniche, onde elastiche longitudinali di rarefazione e compressione, che si propagano con velocità variabile in base alla densità ed all'impedenza acustica del mezzo fisico di trasmissione (Fig. 16). L'immagine ecografica si forma dal segnale eco-riflesso da strutture anatomiche (interfacce) con diversa impedenza acustica, e dal segnale US, originato per dispersione semplice dalle disomogeneità microscopiche dei tessuti (*scattering*). La profondità di penetrazione degli US è limitata dallo "scattering" e dall'assorbimento frequenza-dipendente degli US, mentre la risoluzione spaziale è limitata dalla lunghezza d'onda  $\lambda$ . Gli US, diversamente dalle radiazioni elettromagnetiche, non si trasmettono nel vuoto. In Tabella 1 sono schematizzate le principali differenze fisiche tra ultrasuoni e radiazioni elettromagnetiche.



**Fig. 15.** ANGIO-MRI DELLE ARTERIE RENALI NORMALI. L'Angio-MRI con gadolinio si è rivelata particolarmente utile nella diagnosi di stenosi dell'arteria renale, di trombosi neoplastica, o discrasica, della vena renale e nella valutazione del rene trapiantato. Nell'immagine viene proposta una scansione frontale, obliqua destra e sinistra dell'arteria renale principale.



**Fig. 16.** ONDA SONORA. Rappresentazione grafica di un'onda sonora e raffigurazione delle aree di rarefazione e compressione del mezzo di trasmissione. L'ecografia genera l'immagine sfruttando le proprietà fisiche degli US che sono onde elastiche longitudinali che si propagano con velocità variabile in base alla densità e all'impedenza acustica del mezzo fisico di trasmissione.

PROPRIETÀ FISICHE	ULTRASUONI	RADIAZIONI ELETTROMAGNETICHE
Tipo di onda	Meccanica	Elettromagnetica
Propagazione	Longitudinale	Campo elettromagnetico
Mezzo trasmissione	Mezzo elastico	Nessuno, anche il vuoto
Generazione	Sollecitazione di mezzo elastico	Accelerazione cariche elettriche
Velocità propagazione	Impedenza mezzo	299.792,456 m/sec
Onde simili	Onde sismiche, marine	Radioonde, luce raggi $\gamma$ , raggi X

**Tabella 1.** PRINCIPALI DIFFERENZE FRA ULTRASUONI E RAGGI X.

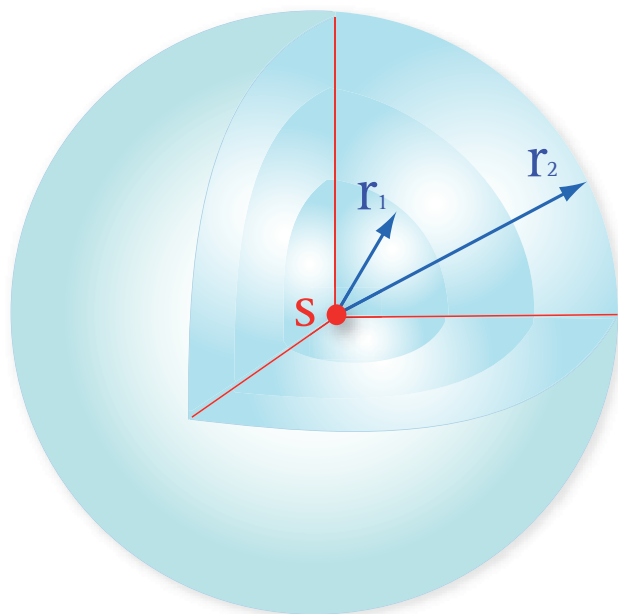
### Natura del suono.

#### Le onde ed il trasporto di energia

Il **suono** è una forma di *energia meccanica che si trasmette in un mezzo fisico con onde di compressione e di rarefazione*. In questa definizione sono impliciti due concetti fisici fondamentali: 1) il suono è una forma di energia; 2) il suono si propaga in un mezzo più o meno elastico. In fisica, il concetto di energia coincide con la capacità di eseguire lavoro come, ad esempio, spostare un oggetto, riscaldare una stanza, accendere una lampadina. Il suono è una forma di energia meccanica poiché determina un movimento fisico di molecole e particelle all'interno di un mezzo, con un'onda di rarefazione e di compressione che irradia a 360° (Fig. 17). Il suono prodotto da uno strumento musicale, ad esempio, viene percepito come suono a livello corticale, in quanto pone in vibrazione le molecole dell'aria e genera un'onda meccanica che raggiunge l'orecchio, fa vibrare il timpano, la catena degli ossicini, il liquido del condotto uditivo ed i recettori ciliari da cui parte l'impulso nervoso (Fig. 18). Il suono è, quindi, una perturbazione, un movimento fisico di va e vieni delle molecole del mezzo di trasmissione (Fig. 19).

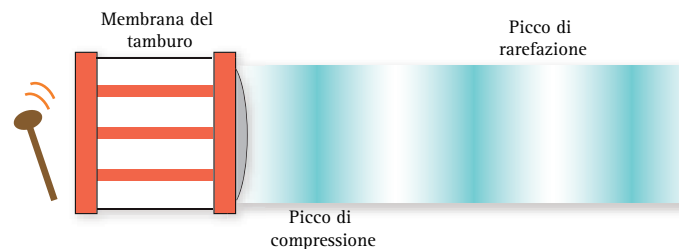
Il secondo concetto implicito nella definizione indica che il suono per propagarsi ha bisogno di un *mezzo fisico* di supporto. Questo comportamento distingue il suono da altre forme di energia ondulatoria come quella elettromagnetica capace di diffondersi anche nel vuoto. In altri termini, le onde sonore si possono trasmettere solo in un mezzo materiale, costituito da molecole come l'aria, l'acqua, i tessuti del corpo umano o altri mezzi materiali. Quando lanciamo un sasso in uno stagno, dal punto in cui esso colpisce l'acqua si generano una serie di onde concentriche che si diffondono in senso centri-





**Fig. 17. ONDA SONORA.** Il suono è una forma di energia meccanica che si trasmette in un mezzo fisico con onde di compressione e di rarefazione (nodi e ventri). Nella figura è schematizzata un'onda che si allontana dalla sorgente puntiforme (S), assumendo una forma sferica. Nel diagramma sono disegnate due diverse creste o compressioni di raggio  $r_1$  e  $r_2$ .

fugo, allargandosi sempre più fin a quando non incontrano un ostacolo (**Fig. 20**). Nell'esempio riportato, l'onda trasporta energia con il movimento delle molecole dell'acqua senza determinare, però, uno spostamento reale di molecole o particelle. Dopo il passaggio dell'onda, l'acqua ritorna allo stato di quiete e nella sua posizione iniziale. Un esempio fisico proposto comunemente per verificare questa perturbazione periodica senza spostamento di materia è il movimento oscillatorio di un tappo di sughero in una bacinella d'acqua in cui vengono generate artificialmente delle onde con la caduta di un peso. Quando il movimento dell'acqua si esaurisce, il tappo di sughero si ritrova nella medesima posizione di

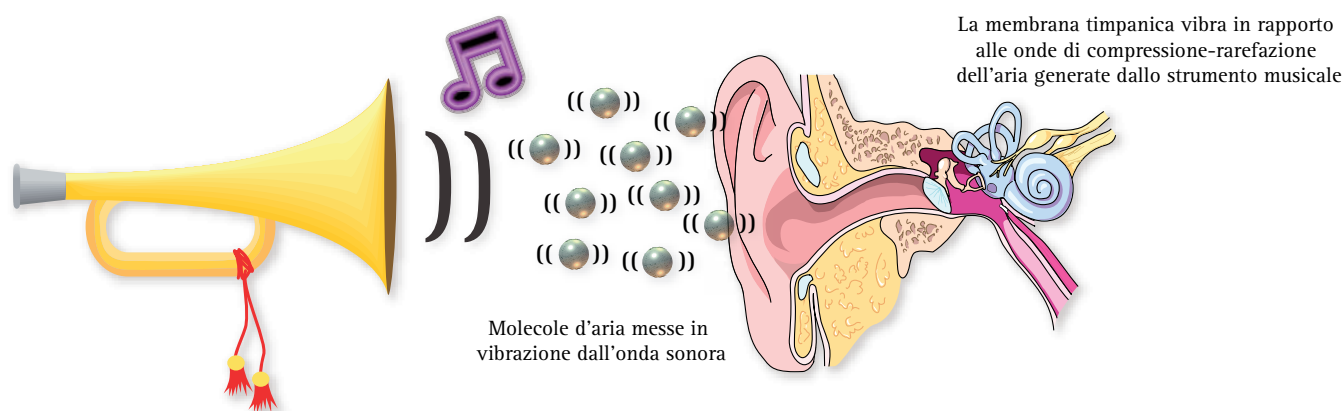


**Fig. 18. PROPAGAZIONE DEL SUONO NELL'ARIA.** L'energia sonora è una forma di energia meccanica poiché determina un movimento fisico di molecole e particelle all'interno di un mezzo. Questo comportamento distingue l'energia sonora da altre forme di energia ondulatoria come quella elettromagnetica. La membrana del tamburo in vibrazione causa alternativamente una compressione e rarefazione dell'aria.

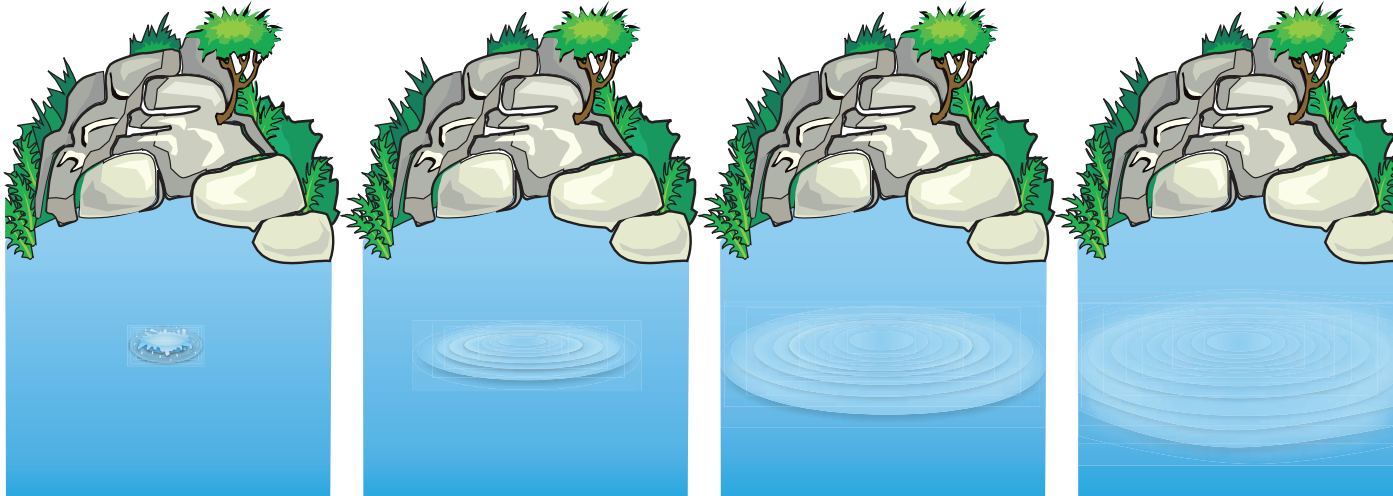
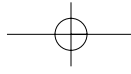
partenza. Le immense onde del mare (**Fig. 21**), le increspature che il vento provoca in una bandiera e si propagano lungo la stoffa e le onde sismiche (in pratica i terremoti) sono tutti esempi di onde meccaniche. Ciò che accomuna questi fenomeni è la presenza di un mezzo materiale (l'acqua, la stoffa, l'aria, la crosta terrestre) le cui particelle si muovono al passare dell'onda, per tornare poi alla loro posizione iniziale. Come ricordato in precedenza, a differenza delle onde meccaniche le onde elettromagnetiche si trasmettono anche nel vuoto e la loro velocità di propagazione è costante ed infinitamente maggiore (circa 300.000 Km/s).

#### SORGENTE DEL SUONO

La sorgente del suono può essere un qualsiasi oggetto elastico messo in vibrazione da una forza meccanica. Il diapason percosso dal martelletto è un esempio abusato per spiegare la generazione dei suoni (**Fig. 22**). Una volta in vibrazione, i rebbi del diapason trasmettono questa perturbazione alle molecole d'aria contigue generando un'onda di rarefazione e di compressione che si propaga con una velocità di 330 m/s. In ecografia, la sorgente de-



**Fig. 19. PERCEZIONE DEL SUONO.** Il suono prodotto da uno strumento musicale viene percepito come suono poiché le vibrazioni delle molecole d'aria generano un'onda meccanica che raggiunge l'orecchio, fa vibrare il timpano, la catena degli ossicini, il liquido del condotto uditivo ed i recettori ciliari da cui parte l'impulso nervoso.



**Fig. 20.** PROPAGAZIONE DELLE ONDE NELL'ACQUA. Quando tiriamo un sasso in uno stagno, nel punto in cui esso colpisce l'acqua, si genera una serie di onde concentriche che si trasmettono in senso centrifugo, allargandosi sempre più fintanto che non incontrano un ostacolo.



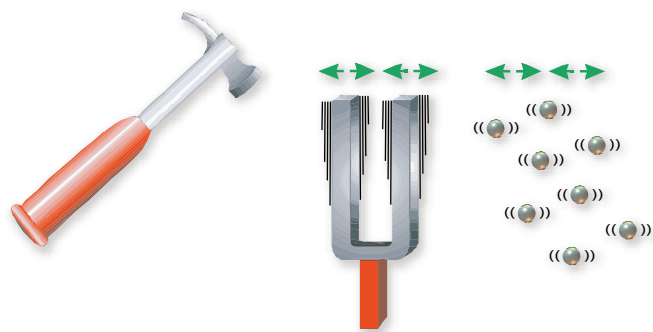
**Fig. 21.** ONDE MARINE. Le grandi onde del mare sono onde meccaniche. I terremoti sono onde sismiche che si propagano nel suolo. Ciò che accomuna questi fenomeni è la presenza di un mezzo materiale (l'acqua, la crosta terrestre) le cui particelle si muovono al passare dell'onda per tornare quindi alla loro posizione iniziale.

gli ultrasuoni sono i cristalli piezoelettrici, che, sollecitati da uno stimolo elettrico, generano frequenze ultrasonore non percepibili dall'orecchio umano (**Fig. 23**). La propagazione del suono, o degli ultrasuoni, si realizza con un movimento ondulatorio di tipo *longitudinale* o *trasversale* (**Fig. 24**). Nel movimento ondulatorio con propagazione longitudinale, l'onda di rarefazione e compressione si propaga in una direzione quasi parallela alla direzione di vibrazione delle particelle; nel caso di propagazione trasversale, la vibrazione delle particelle è perpendicolare alla direzione di propagazione dell'onda. Le onde trasversali possono diffondersi facilmente in materiali solidi come l'acciaio o l'osso, ma non si propagano facilmente nei tessuti molli. Pertanto, *in ecografia sono utilizzati solo US a trasmissione longitudinale*.

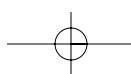
#### CARATTERISTICHE DEL SUONO

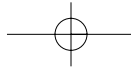
Qualsiasi suono, come quello di una semplice nota musicale, viene descritto da tre diversi parametri percettivi che sono l'*altezza*, l'*intensità* e il *timbro*. Ciascuno di questi è legato ad una grandezza fisica ben definita, e precisamente l'*altezza* alla *frequenza*, l'*intensità* all'*ampiezza* e il *timbro* allo *spettro*. Il *rumore* è, invece, un suono complesso dato dalla sovrapposizione casuale di frequenze diverse, non correlate armonicamente, e quindi non può essere descritto da questi tre parametri.

**Frequenza.** La frequenza rappresenta il numero di oscillazioni che l'onda compie durante la sua propagazione in un secondo. Da essa dipende l'*altezza* del suono: maggiore è la frequenza, più alto è il suono percepito nella banda dell'udibile. I suoni gravi hanno una frequenza bassa dell'ordine di decine di Hz, mentre i suoni più acuti



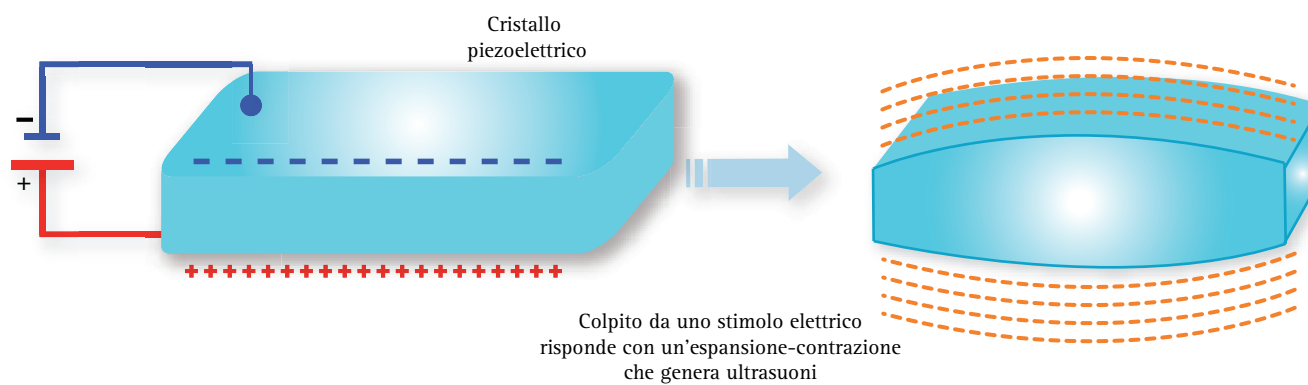
**Fig. 22.** GENERAZIONE DEL SUONO. Il diapason percosso dal martelletto è un esempio abusato per spiegare la generazione dei suoni. I rebbi in vibrazione trasmettono questa perturbazione alle molecole d'aria adiacenti che generano, a loro volta, un'onda di rarefazione e di compressione. Nell'aria il suono si propaga alla velocità di 330 m/s.



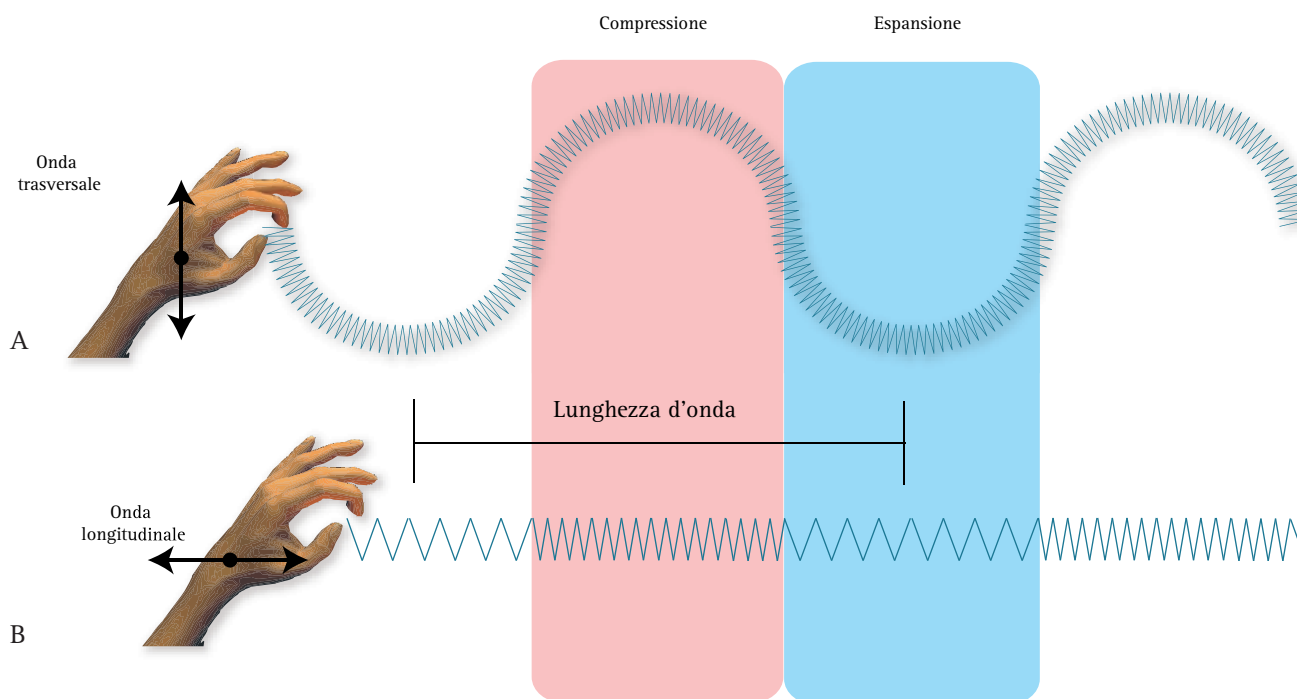


hanno una frequenza molto alta dell'ordine di migliaia di Hz. La frequenza è la grandezza su cui si fonda l'organizzazione dei suoni in scale musicali e le basi teoriche dell'armonia. Un'ottava è, infatti, per definizione, l'intervallo che separa due note con frequenza l'una il doppio dell'altra. L'intervallo di un'ottava è suddiviso a sua volta in sette intervalli di frequenze, corrispondenti alle sette note musicali. Ogni coppia di note consecutive è caratterizzata da un rapporto di frequenze ben definito; ad esempio, il rapporto tra la frequenza del do e quella del re è uguale a quello tra il fa e il sol e corrisponde a un tono; il rapporto tra il mi e il fa, invece, come quello tra il si e il do, cor-

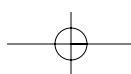
risponde a un semitono. Più in generale, ad ogni intervallo compreso fra due note qualsiasi, corrisponde un rapporto di frequenze dato: ad esempio, una quinta rappresenta l'intervallo fra due note che hanno un rapporto di frequenze di  $3/2$ ; una terza maggiore corrisponde al rapporto di frequenze  $5/4$ . Una legge fondamentale dell'armonia afferma che due note emesse contemporaneamente producono un **suono eufonico**, ovvero armonioso all'orecchio, se le loro frequenze distano di un'armonica; per estensione, un accordo di più note è eufonico se le frequenze delle note stanno in rapporti di piccoli numeri interi. In caso contrario si produce una **dissonanza**.



**Fig. 23. SORGENTE DEGLI ULTRASUONI.** In ecografia la sorgente degli US sono i cristalli piezoelettrici, che rispondono ad uno stimolo elettrico con un'espansione-contrazione che genera frequenze sonore non percepibili dall'orecchio umano.



**Fig. 24. PROPAGAZIONE DEGLI ULTRASUONI.** La propagazione del suono o degli US si può realizzare con un movimento ondulatorio longitudinale o trasversale. Le onde trasversali propagano più facilmente nei materiali solidi come l'acciaio o l'osso, ma non si propagano nei tessuti molli. Gli US usati in ecografia diagnostica sono onde a trasmissione longitudinale. Nella figura sono schematizzate un'onda a propagazione trasversale (A) e un'onda a propagazione longitudinale (B).



**Ampiezza.** L'ampiezza di un'onda sonora rappresenta il massimo spostamento che le molecole del mezzo di propagazione compiono al passaggio dell'onda rispetto alla posizione di equilibrio. Al crescere dell'ampiezza, aumenta la forza con la quale viene colpito il timpano dell'orecchio e quindi l'intensità con cui il suono è percepito. Dall'ampiezza dipende l'intensità del suono, vale a dire il rapporto tra la potenza trasportata dall'onda e la superficie su cui essa incide. L'unità di misura di questa grandezza nel SI è il  $\text{watt/m}^2$ . Più comunemente in acustica si suole esprimere l'intensità dei suoni con una grandezza fisica ad essa collegata, il *livello di intensità*,  $L$ , definito come il rapporto logaritmico dell'intensità rispetto ad una intensità sonora di riferimento, che in genere coincide con quella del suono più basso percepibile dall'orecchio umano. La relazione può essere scritta come segue:

$$L = 10 \text{ Log } (I/I_0)$$

dove  $L$ , è il livello di intensità,  $I$ , è l'intensità sonora e  $I_0$ , un'intensità sonora di riferimento (alla soglia dell'udibilità). L'unità di misura del livello di intensità sonora è il *decibel* (dB).

**Timbro.** Una stessa nota, ad esempio il la nella scala diatonica del do maggiore, suonata con la stessa intensità da un pianoforte, un violino e un diapason, produce una sensazione uditiva diversa perché, pur avendo frequenza identica, ha nei tre casi un timbro diverso. Mentre il la emesso dal diapason ha, con buona approssimazione, frequenza pari esattamente a 440 Hz, quello prodotto dal violino o dal pianoforte ha come componente di *frequenza dominante* quella *fondamentale* (di 440 Hz), ma contiene suoni di frequenze multiple: 880, 1320, 1760 Hz. L'intensità relativa di queste altre componenti, dette *armoniche*, determina il timbro della nota.

**Velocità di propagazione.** La velocità di propagazione di un'onda sonora è il prodotto della sua lunghezza d'onda per la frequenza, dipende dal mezzo di propagazione e, nello stesso mezzo a temperatura costante, è uguale per tutte le frequenze. La velocità del suono nell'aria secca, alla temperatura di 0°C, è di 331,6 m/s, ma aumenta al crescere della temperatura; a 20°C, ad esempio, raggiunge il valore di 344 m/s. Essa, infatti, risulta proporzionale alla radice quadrata del rapporto tra pressione e densità: poiché al crescere della temperatura la densità diminuisce, la velocità, che è inversamente proporzionale alla radice di quest'ultima grandezza, aumenta. *Nei liquidi e nei solidi, la velocità del suono è maggiore che nell'aria:* anche in questo caso è inversamente

proporzionale alla radice quadrata della densità, ma direttamente proporzionale alla radice quadrata del modulo di elasticità. Quest'ultimo è un parametro legato alle proprietà elastiche del mezzo; così, per un *mezzo fluido come l'acqua, la velocità del suono è poco inferiore a 1525 m/s* a temperature ordinarie e cresce rapidamente all'aumentare della temperatura. In un mezzo solido come il rame, è di circa 3353 m/s a temperature ordinarie ma diminuisce all'aumentare della temperatura, a causa della diminuzione di elasticità; infine nell'acciaio, che risulta più elastico del rame, il suono si propaga a una velocità maggiore: a temperature ordinarie, di 4877 m/s.

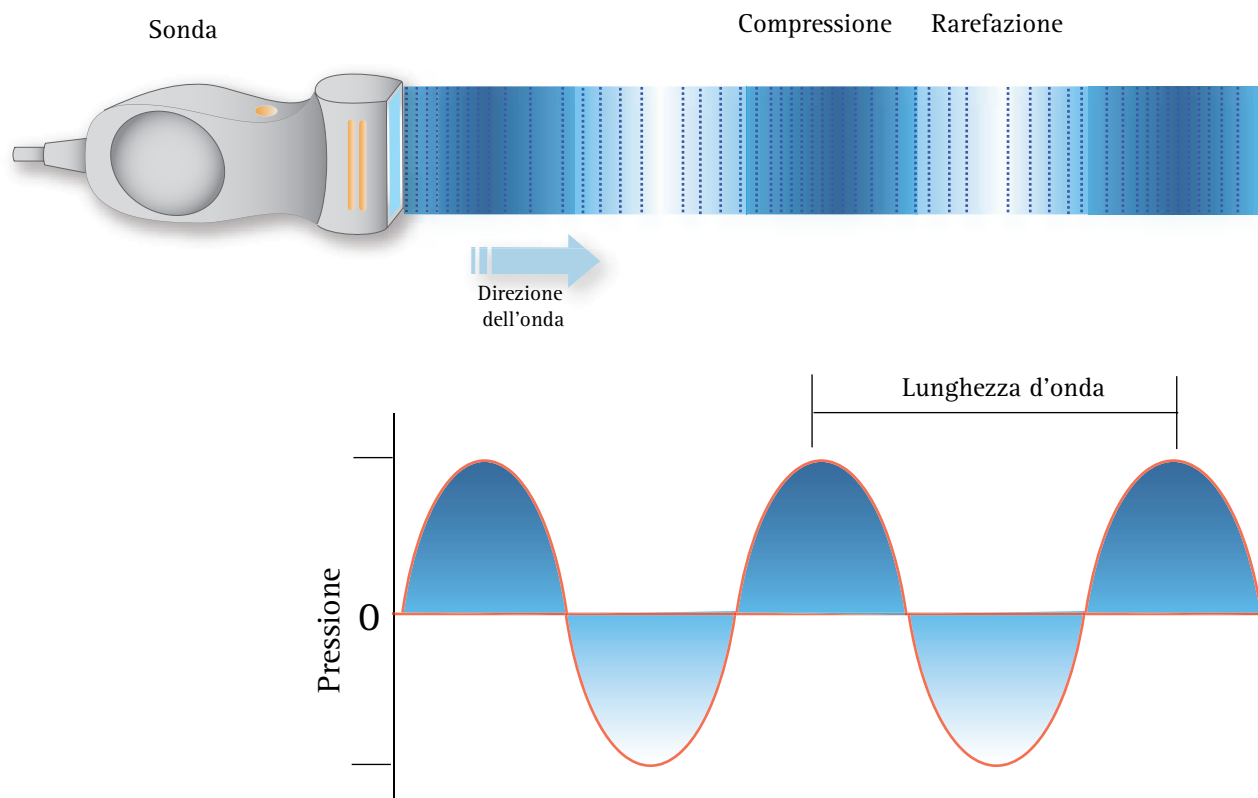
**Compressione e rarefazione.** L'onda sonora viaggia dalla sorgente attraverso il mezzo di conduzione trasportando energia vibratoria, che avvicina ed allontana le particelle del mezzo. Le aree nelle quali le molecole vengono compresse le une verso le altre sono chiamate *regioni di compressione*. In questa sede la densità del mezzo (ovvero la massa per unità di volume espressa in  $\text{g/cm}^3$ ) è leggermente aumentata rispetto alla condizione di riposo. Le aree nelle quali le molecole vengono allontanate le une dalle altre sono dette *regioni di rarefazione*. La densità in queste zone è leggermente diminuita (Fig. 25).

**Pressione acustica.** La pressione acustica *esprime la forza dell'onda*. Tutti noi abbiamo familiarità con il concetto di pressione atmosferica, cioè della pressione esercitata dal peso dell'aria su un determinato punto della terra. Il valore della pressione atmosferica è pari a 740 mmHg. L'onda sonora viene caratterizzata da aree di compressione nelle quali la pressione è aumentata rispetto alla pressione atmosferica, ed aree di rarefazione, dove la pressione diminuisce rispetto alla pressione atmosferica. Il picco massimo della pressione acustica è definito **ampiezza di pressione**. In ecografia la pressione viene espressa in Pascal (Pa). La pressione atmosferica corrisponde a  $10^5$  (100.000) Pa.

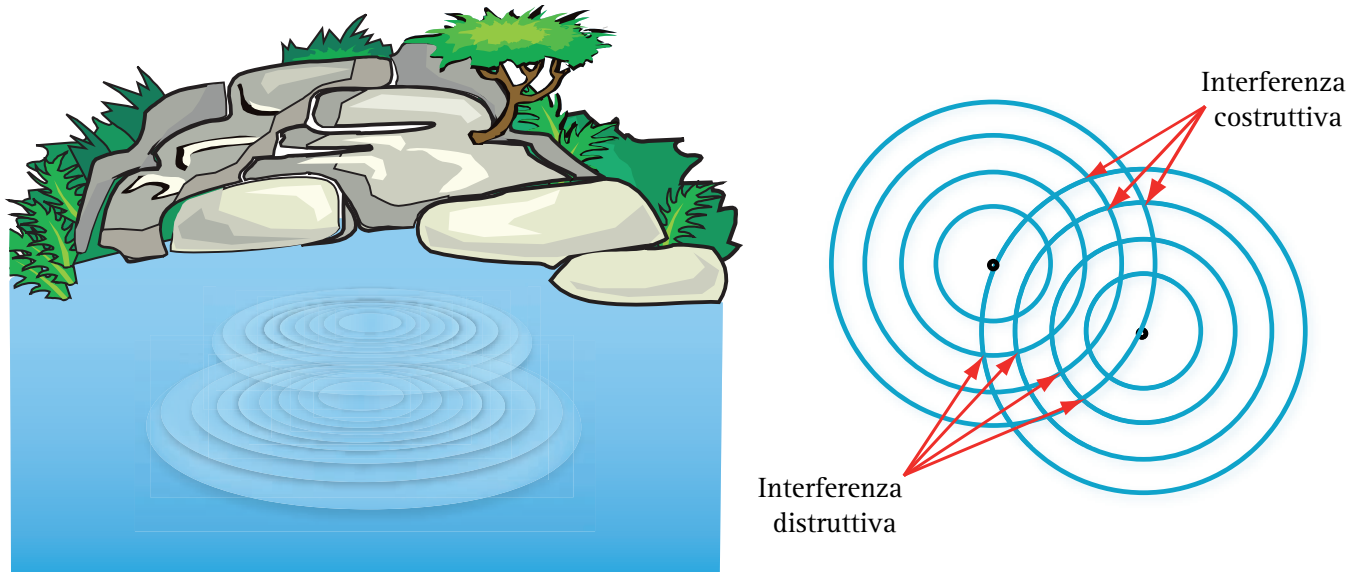
**Interferenza.** Quando due onde sonore, generate da due sorgenti diverse, si diffondono nello stesso istante, incontrandosi nella medesima regione di spazio, si crea un fenomeno fisico conosciuto come *interferenza* (Fig. 26). Il termine *fase* viene utilizzato per descrivere la posizione relativa delle creste o fase di compressione e delle valli dell'onda o fase di decompressione. Quando le creste e le valli dell'onda sono *perfettamente allineate* le onde sono dette *in fase*. Quando, viceversa, le creste di un'onda incontrano ripetutamente le valli dell'altra, le due onde sono completamente *fuori fase* o (in *opposizione di fase*).

Il fenomeno dell'interferenza prevede varie possibilità (Fig. 27). Una prima è rappresentata dall'incontro





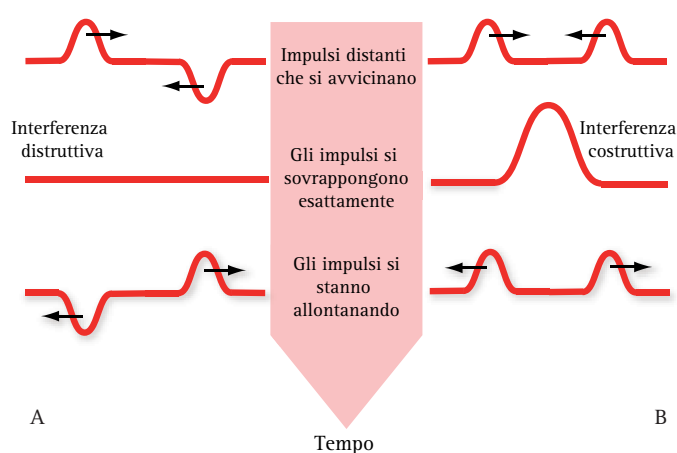
**Fig. 25.** ONDA DI RAREFAZIONE E COMPRESSIONE GENERATA DAGLI US. Le aree in cui le molecole vengono compresse le une verso le altre (regioni di compressione) hanno una densità (o massa per unità di volume,  $g/cm^3$ ) leggermente superiore rispetto alle condizioni di riposo. Le aree in cui le molecole si allontanano le une dalle altre (regioni di rarefazione) hanno densità leggermente inferiore rispetto alle condizioni di riposo.



**Fig. 26.** INTERFERENZA DI ONDE D'ACQUA. Quando due pietre vengono gettate simultaneamente in uno stagno, i due insiemi di onde circolari che ciascuno di essi genera interferiscono fra loro in vario modo. In alcune aree di sovrapposizione, le creste di un'onda incontrano ripetutamente le creste dell'altra (e le valli incontrano le valli). In queste aree si realizza un'interferenza costruttiva e l'acqua oscilla continuamente su e giù con ampiezza maggiore che nei punti dove le onde sono separate. In altre aree si verifica, invece, una interferenza distruttiva e l'acqua in pratica non si muove su e giù al trascorrere del tempo. Questo accade dove le creste di un'onda incontrano le valli dell'altra e viceversa.

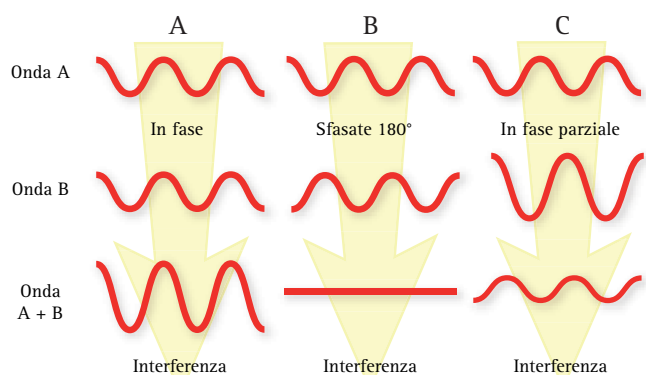
di due onde in fase fra loro. In questo caso lo spostamento risultante sarà rappresentato dalla somma algebrica di entrambe. Questo è il caso di una *interferenza*

*costruttiva*. Una seconda possibilità è l'incontro di due onde uguali, ma in controfase tra loro, vale a dire di un'onda positiva (fase di compressione) e di un'onda



**Fig. 27. INTERFERENZA DISTRUTTIVA E COSTRUTTIVA.** Il fenomeno dell'interferenza si realizza nella parte di spazio in cui due onde s'incrociano e si sovrappongono in modo completo. L'incontro e la sovrapposizione di due onde in fase genera uno spostamento pari alla somma algebrica di entrambe (interferenza costruttiva) (B). Dalla sovrapposizione di due onde non in fase risulterà un annullamento reciproco per interferenza distruttiva (A).

negativa (fase di rarefazione). Nella regione in cui le due onde si incontrano e si sovrappongono, lo spostamento risultante sarà la somma algebrica dei rispettivi spostamenti, cioè l'annullamento reciproco per *interferenza distruttiva*. Un'altra evenienza è l'incontro di due onde in opposizione di fase non completa. In questo caso si realizza un fenomeno di *interferenza parzialmente distruttiva* (Fig. 28). Il fenomeno della interferenza è di estrema importanza in ecografia, in quanto il trasduttore che rappresenta la sorgente degli US è costituito da un numero più o meno elevato di elementi at-



**Fig. 28. INTERFERENZA E SOMMAZIONE DI ONDE.** Il termine *fase* viene usato per descrivere la posizione relativa delle creste e delle valli di onde diverse. Quando le creste e le valli di due onde diverse sono perfettamente allineate fra loro le onde sono dette in fase (A). Quando, viceversa, le creste di un'onda incontrano ripetutamente le valli dell'altra le due onde sono completamente fuori fase o in opposizione di fase (B). Quando la corrispondenza è incompleta le onde sono dette in opposizione incompleta di fase (C). Nel diagramma vengono mostrati gli effetti della somministrazione di due onde della stessa frequenza in fase tra loro (interferenza costruttiva), di due onde della stessa frequenza ma in controfase (interferenza distruttiva) e di due onde in opposizione di fase incompleta (interferenza semicostruttiva).

tivi, ciascuno dei quali si comporta come sorgente puntiforme di US. Il fronte di progressione del fascio US rappresenta il risultato di fenomeni di interferenza costruttiva che si generano fra i singoli fasci emessi da ciascun elemento piezoelettrico.

### ONDE STAZIONARIE ED ARMONICHE

Se si pizzica una corda di una chitarra, si generano due treni d'onde che viaggiano in direzione opposta, raggiungono rapidamente le estremità e vengono riflesse; così, onde dirette e onde riflesse si sovrappongono e generano fenomeni di interferenza. Dopo una breve fase transitoria, il sistema raggiunge una fase stabile che consiste nella formazione di un'onda *stazionaria*: in corrispondenza dei punti di intersezione tra le due onde (nodi) si ha interferenza distruttiva, mentre nei punti di massima ampiezza (ventri) si ha interferenza costruttiva. Il risultato è che tutti i punti della corda oscillano in fase intorno alle rispettive posizioni di equilibrio e i nodi rimangono fermi. In base al modo con cui si pizzica la corda per avviare la vibrazione, si ottengono "modi di vibrazione" diversi, con un numero differente di nodi (e quindi di ventri, ossia di punti intermedi tra due nodi successivi). Tutti gli strumenti musicali a corde generano onde stazionarie; le vibrazioni di una corda di violino, ad esempio, producono un'onda stazionaria con i nodi agli estremi, simultaneamente a un'onda con tre nodi, di cui uno al centro, a un'altra con quattro nodi, e così via. La vibrazione a due nodi produce la *nota fondamentale*, tutti gli altri modi di vibrazione generano le *armoniche superiori*.

### Proprietà fisiche degli ultrasuoni. Principi di meccanica ondulatoria

Le nozioni di Fisica sono lontane nei ricordi, spesso ostiche e di scarso interesse per i medici. Tuttavia, come medico cultore dell'ecografia con curriculum di studi classici, ritengo di poter suggerire che la revisione dell'argomento è indispensabile per comprendere le funzioni fondamentali delle apparecchiature ed interagire con esse nel modo più appropriato per impostarne le funzioni fondamentali.

Gli US, come le radiazioni elettromagnetiche, avendo caratteristiche ondulatorie sono definiti dalle notazioni fisiche fondamentali della meccanica ondulatoria: *frequenza, lunghezza d'onda, intensità, velocità di propagazione* (Fig. 29).

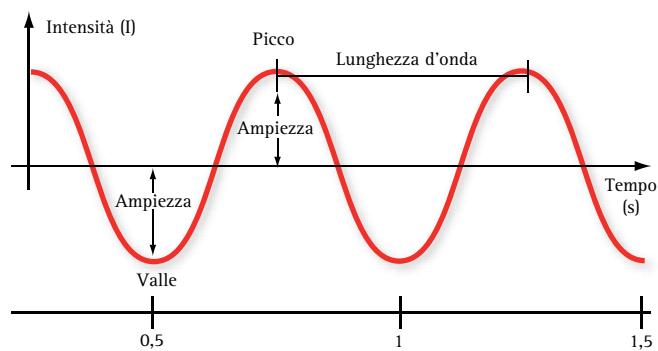
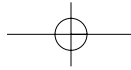


Fig. 29. CARATTERISTICHE DI ONDA SONORA. Da un punto di vista fisico, gli US sono caratterizzati dalle notazioni fondamentali della meccanica ondulatoria: frequenza, lunghezza d'onda ( $\lambda$ ), intensità, velocità di trasmissione.

**Frequenza.** La frequenza  $\nu$ , esprime il numero di oscillazioni complete nell'unità di tempo e corrisponde all'inverso del periodo ( $1/T$ ). Il *periodo*  $T$ , rappresenta la durata di un'oscillazione completa e viene misurato in secondi. Pertanto il periodo, ossia la durata di un'oscillazione, sarà tanto più breve quanto maggiore è la frequenza (Fig. 30). L'unità di misura è lo hertz<sup>3)</sup> che corrisponde ad un'oscillazione, ovvero ad un ciclo al secondo.

$$1 \text{ hertz (Hz)} = 1 \text{ (ciclo)} \cdot \text{sec}$$

Il kilohertz (kHz,  $10^3$  Hz) ed il megahertz (MHz,  $10^6$  Hz) sono multipli dello hertz. La banda di frequenze percepite dall'orecchio umano come suoni varia da 16-20 a circa 17.000 Hz. Gli *infrasuoni* e gli *ultrasuoni*

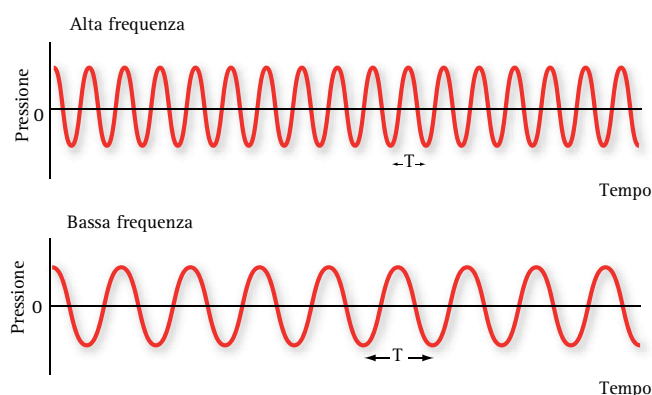


Fig. 30. ONDE DI FREQUENZA DIVERSA. L'onda con frequenza più elevata ha un periodo  $T$ , più breve.

3) Hertz, Heinrich Rudolf (Amburgo 1857 - Bonn 1894), fisico tedesco. Hertz studiò e perfezionò la teoria elettromagnetica della luce enunciata nel 1884 dal fisico britannico James Clerk Maxwell e provò sperimentalmente che l'elettricità può essere trasmessa per mezzo di onde elettromagnetiche che viaggiano alla velocità della luce. I suoi esperimenti portarono all'invenzione del telegrafo senza fili e della radio. L'unità di frequenza venne chiamata hertz (Hz) in suo onore.

definiscono rispettivamente le frequenze inferiori e superiori al *range* del suono. La (Fig. 31) mostra una classificazione delle onde sonore in funzione della loro frequenza. In ecografia diagnostica, come nel Doppler, vengono invece utilizzate frequenze variabili da 1.5 a 15 MHz. La frequenza condiziona la *trasmissione* degli US, cioè sia il potere di penetrazione sia l'attenuazione (Tabella 2).

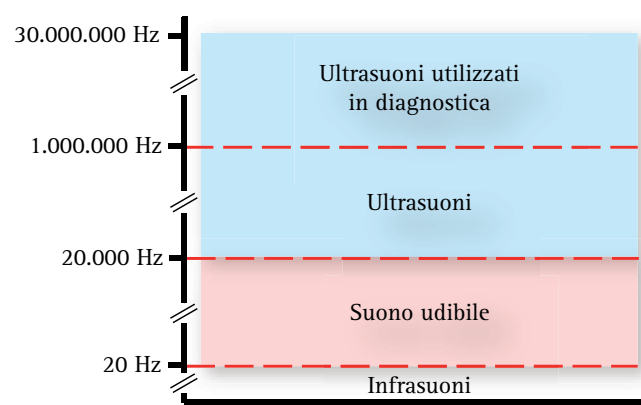


Fig. 31. CLASSIFICAZIONE DELLE ONDE SONORE. Le onde sonore vengono classificate in funzione della loro frequenza.

**La frequenza corrisponde all'inverso del periodo ( $1/T$ )  
Ricordare che...**

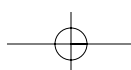
1. Esprime il numero di oscillazioni complete nell'unità di tempo.
2. Il periodo  $T$ , definisce la durata di un'oscillazione completa ed è misurato in secondi.
3. L'unità di misura è lo Hertz (1 hertz = 1 ciclo/sec). I multipli dello hertz sono il kilohertz ( $10^3$  Hz) e il megahertz ( $10^6$  Hz).
4. La frequenza condiziona la trasmissione degli US (potere di penetrazione e attenuazione).
5. Le frequenze usate in ecografia diagnostica variano da 1,5-15 MHz.
6. La banda di frequenze udibili dall'orecchio umano è compresa fra 16-20 e 17.000 Hz.

Tabella 2. LA FREQUENZA CORRISPONDE ALL'INVERSO DEL PERIODO ( $1/T$ ).

**Lunghezza d'onda.** La lunghezza d'onda  $\lambda$ , rappresenta lo spazio percorso da un'oscillazione nell'intervallo di tempo di un periodo. Essa corrisponde al prodotto della velocità di propagazione ( $V$ ) per il periodo:

$$\lambda = V \cdot T$$

ovvero, (essendo  $T = \lambda/\nu$ ), essa è direttamente proporzionale alla velocità di trasmissione ed inversamente proporzionale alla frequenza:



$$\lambda = V \cdot \frac{1}{\nu} = \frac{V}{\nu}$$

da cui si ottiene che:

$$\nu = \frac{V}{\lambda}$$

Cioè, la *frequenza* e la *lunghezza d'onda* sono *inversamente proporzionali fra loro*. La lunghezza d'onda  $\lambda$  è espressa abitualmente in *mm* o  $\mu\text{m}$ . Nella (Fig. 32) viene riproposto graficamente un confronto fra la lunghezza d'onda ed il sistema metrico decimale. Per frequenze da 1 a 10 MHz,  $\lambda$ , varia da 1,54 a 0,15 mm. Nelle apparecchiature ecografiche la frequenza viene selezionata automaticamente con la scelta della sonda o, nelle sonde a multifrequenza, con la scelta di un determinato *preset*. Nel momento in cui si cambia la frequenza, varia automaticamente anche la lunghezza d'onda. La lunghezza d'onda determina il limite teorico di *risoluzione assiale e spaziale* della sonda (Tabella 3).

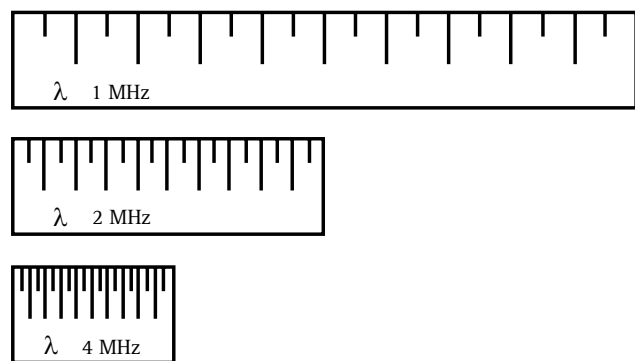


Fig. 32. COMPARAZIONE GRAFICA FRA LUNGHEZZA D'ONDA E SISTEMA METRICO DECIMALE. La lunghezza d'onda  $\lambda$ , è valutata abitualmente in mm o  $\mu\text{m}$ . Per frequenze da 1 a 10 MHz,  $\lambda$  varia da 1,54 a 0,15 mm.

**La lunghezza d'onda  $\lambda$ , rappresenta lo spazio percorso da un'oscillazione nell'intervallo di tempo di un periodo**  
**Ricordare che...**

1. La distanza tra due picchi d'onda si misura in mm o  $\mu\text{m}$ . Per frequenze da 1 a 10 MHz  $\lambda$ , varia da 1.54 a 0.15 mm.
2. La lunghezza d'onda  $\lambda$ , condiziona il limite teorico di risoluzione della sonda (capacità di discriminare due bersagli distinti ma vicini).

Tabella 3. LA LUNGHEZZA D'ONDA  $\lambda$ , RAPPRESENTA LO SPAZIO PERCORSO DA UN'OSCILLAZIONE NELL'INTERVALLO DI TEMPO DI UN PERIODO.

**Intensità, ampiezza, potenza acustica.** L'*intensità*, l'*ampiezza*, la *potenza acustica* sono grandezze che definiscono in vario modo l'energia meccanica trasportata dagli US, ossia i valori di compressione e rarefazione cui vengono sottoposte le molecole del mezzo esposto nell'unità di tempo. L'intensità è una misura della potenza acustica per unità di superficie. Pertanto, indicando un flusso di energia per unità di superficie, viene espressa in  $\text{W}/\text{cm}^2$  o  $\text{mW}/\text{cm}^2$ . I valori relativi di ampiezza e di intensità vengono invece misurati in dB.

$$I = \text{W}/\text{cm}^2$$

L'*ampiezza* definisce il picco massimo di compressione dell'onda. La *potenza acustica* esprime la quantità di lavoro necessaria nell'unità di tempo o la quantità di energia sonora trasportata nell'unità di tempo e viene rispettivamente espressa in  $\text{J}/\text{s}$  o  $\text{Watt}/\text{s}$ . Il prodotto dell'intensità per il tempo di esposizione (in secondi) indica l'esposizione totale ( $\text{J}/\text{cm}^2$ ). L'*intensità* condiziona gli *effetti biologici* degli US e viene regolata sulla base di parametri stabiliti da organismi governativi competenti a livello nazionale ed internazionale. Non sono stati descritti effetti biologici significativi per i livelli di potenza acustica comunemente usati in ecografia. L'indice termico (*Thermal index, TI*) è l'indicatore dell'aumento potenziale di temperatura, conseguente alla frizione delle interfacce sollecitate dalle onde di compressione e rarefazione. Nei modelli biologici, un  $\text{TI} = 1$  corrisponde all'incremento di  $1^\circ\text{C}$  della temperatura. L'indice termico viene segnalato nel monitor quando è  $>0.4$  e dipende dal tipo di scansione e dal trasduttore utilizzato. L'indice meccanico (*Mechanical index, MI*) è un indicatore dei potenziali effetti meccanici di cavitazione determinati dal picco di pressione negativa o di rarefazione del fascio di US. Viene indicato quando è  $>0.4$ . *Il limite internazionale del MI è di 1.9*. L'intensità degli US comunemente usati in diagnostica, come vedremo in seguito, non è responsabile di effetti biologici significativi. Negli strumenti di ultima generazione, il MI può essere variato nel *range* della "innocuità biologica" per rompere le microbolle di gas usate come contrasto. In ogni caso, l'*imaging* armonico tessutale ed il color-Doppler richiedono comunemente una potenza acustica in trasmissione superiore rispetto a quella usata nell'*imaging* convenzionale B-Mode (Tabella 4).

**Velocità di propagazione.** La velocità di propagazione  $V$ , degli US non è costante, ma varia secondo la densità e la comprimibilità del mezzo materiale di trasmissione. La velocità con cui le molecole del mezzo investito dagli US si spostano, in altri termini la velocità di propagazione



**L'intensità indica i valori di compressione e rarefazione cui sono sottoposte le molecole del mezzo esposto agli US  
Ricordare che...**

1. Influenza gli effetti biologici degli US
  - L'indice termico (TI) è l'indicatore dell'aumento potenziale di temperatura.
  - L'indice meccanico (MI) è l'indicatore dei potenziali effetti di cavitazione.
2. L'intensità *I*, indica il flusso di energia per unità di superficie. Unità di misura: W/cm<sup>2</sup> o mW/cm<sup>2</sup>.
3. L'esposizione totale è il flusso di energia per unità di superficie nell'unità di tempo.  
Unità di misura: W/cm<sup>2</sup>/s o mW/cm<sup>2</sup>/s.
4. La potenza acustica è la quantità di lavoro nell'unità di tempo. Unità di misura: J/s.
5. L'ampiezza acustica misura l'altezza di picco dell'onda.

**Tabella 4.** L'INTENSITÀ INDICA I VALORI DI COMPRESSIONE E RAREFAZIONE CUI SONO SOTTOPOSTE LE MOLECOLE DEL MEZZO ESPOSTO AGLI US.

dell'onda, dipende dall'inerzia delle molecole al movimento e dalla densità del mezzo. L'elasticità del materiale, *E*, viene misurata con il *modulo di elasticità* o *modulo di Young*<sup>4</sup>, ed il suo valore è costante, legato solo alle caratteristiche intrinseche del mezzo. E' prassi generale chiamare *sforzo* (o *stress*) la forza applicata per unità di area:

$$\text{Sforzo} = \text{Forza/area}$$

ossia N/m<sup>2</sup>. La *deformazione (strain)* è, invece, definita come il rapporto fra l'allungamento e la lunghezza originale ossia:

$$\text{deformazione} = \frac{\text{variazione di lunghezza}}{\text{lunghezza originale}}$$

Lo sforzo è la forza applicata al materiale da un agente esterno, mentre la deformazione è la risposta del materiale allo sforzo. Il *modulo elastico E*, rappresenta appunto il rapporto fra *stress/strain* ed è una costante legata alle caratteristiche intrinseche del materiale.

4) Young, Thomas (Milverton, Somerset 1773 - Londra 1829), fisico, medico ed egittologo britannico, noto soprattutto per aver fornito eccezionali contributi alle conoscenze nel campo dell'ottica. In ottica, Young scoprì il fenomeno dell'interferenza, fornendo un'altra prova della natura ondulatoria della luce. Inoltre, avanzò l'ipotesi che la luce fosse costituita da onde trasversali, vale a dire vibranti in direzione ortogonale a quella di propagazione. Fu il primo a descrivere il difetto della vista dell'astigmatismo e a formulare una spiegazione della visione del colore. Sempre nel campo della fisica, si dedicò allo studio della forza elastica.

Quanto più rigido è il materiale tanto minore è lo spostamento di massa molecolare e maggiore pertanto la velocità di propagazione. Pertanto, la velocità degli US, *V*, nei liquidi e nei tessuti umani, è data dall'equazione:

$$V = \sqrt{E/\rho}$$

dove *E*, rappresenta il *modulo elastico di massa* intesa come resistenza opposta dal mezzo alla compressione e *ρ*, rappresenta la densità espressa in g/cm<sup>3</sup> o in Kg/m<sup>3</sup>. Questa equazione mostra che *la velocità di propagazione del suono in un mezzo dipende dalla rigidità e dalla densità del mezzo stesso*. La velocità di propagazione degli US è nulla nel vuoto, modesta nei gas, mentre diventa progressivamente maggiore nei tessuti molli (1540 m/s circa) e più elevata nel tessuto osseo (4000 m/s circa). L'unità di misura della velocità è il m/s o il cm/s.

La velocità degli US nei tessuti biologici è un parametro molto importante per le applicazioni diagnostiche. La velocità di propagazione più bassa degli US si registra nel tessuto polmonare a causa del contenuto aereo degli alveoli. Nella maggior parte dei tessuti molli la velocità di propagazione varia fra 1500-1600 m/s: il tessuto adiposo è ai limiti bassi di questo range, mentre il tessuto muscolare si colloca in quelli alti. Nel tessuto osseo la velocità mostra valori 2-3 volte superiori rispetto a quelli della maggior parte dei tessuti molli. In ogni caso, la velocità media di propagazione degli US nella maggior parte dei tessuti biologici è di circa 1540 m/s, per cui tutti gli ecografi vengono tarati normalmente su questo valore. La **Tabella 5** riporta le velocità di propagazione degli US nei diversi tessuti umani.

MEZZO	VELOCITÀ PROPAGAZIONE (m/s)	IMPEDENZA (Rayl x 10 <sup>-5</sup> )
Vuoto	0	-
Aria	330	0.0004
Grasso	1450	1.38
Acqua	1480	1.48
Fegato	1550	1.65
Rene	1560	1.62
Sangue	1570	1.61
Muscoli	1580	1.70
Osso	4080	7.8
Media tessuti molli	1540	1.63

**Tabella 5.** VELOCITÀ DI PROPAGAZIONE DEGLI US NELL'ARIA, NELL'ACQUA E NEI TESSUTI BIOLOGICI.

**Impedenza acustica.** Si definisce impedenza acustica  $Z$ , il prodotto della densità del mezzo attraversato per la velocità di propagazione nel mezzo stesso  $V$ :

$$Z = V \cdot \rho$$

ove ( $\rho$ ) è espressa in  $\text{Kg/m}^3$ , ( $V$ ) è espressa in  $\text{m/s}$ , ( $Z$ ) è espressa in  $\text{Kg/m}^2/\text{s}$  o in **Rayl** ( $1 \text{ Rayl} = 1 \text{ Kg/m}^2/\text{s}$ ). L'aria, o le strutture che contengono molta aria (come ad esempio il polmone), presentano una bassissima impedenza acustica. Gli altri tessuti, fatta eccezione per quello osseo, presentano un *range* d'impedenza acustica abbastanza ristretto. L'impedenza acustica è fondamentale per la formazione dell'immagine ecografica, in quanto condiziona i fenomeni fisici di riflessione e *scattering* degli US.

### Dalla teoria alle applicazioni tecnologiche: le apparecchiature ecografiche

Una moderna apparecchiatura ecografica è costituita da tre elementi fondamentali: la sonda, il sistema centrale e il monitor (Fig. 33).

La *sonda*, o *trasduttore*, rappresenta l'elemento centrale, il cuore dell'apparecchiatura ecografica. Nella sonda la corrente elettrica alternata di rete viene convertita in US e viceversa, per effetto piezoelettrico diretto ed inverso (Fig. 34). I componenti essenziali del trasduttore sono i cristalli piezoelettrici, o elementi attivi collegati agli elettrodi, lo strato di smorzamento (*damping o backing layer*) e lo strato di accoppiamento (*matching layer*) (Fig. 35). La geometria della sonda e la frequenza di trasmissione, legata al coefficiente elettroacustico della ceramica piezoelettrica, definiscono le proprietà fondamentali della sonda e l'uso nelle applicazioni cliniche. Nelle sonde multielemento, il *beamformer* controlla ciascun elemento attivo, regola la focalizzazione, l'ampiezza di banda del fascio US e l'apertura di campo. La taratura di questi parametri rappresenta, in ogni caso, un compromesso fra risoluzione (dipendente dalla frequenza, dalla densità di linee del campo sonoro e dal numero di fuochi), apertura di campo e *frame rate*. Gli sviluppi recenti della tecnica costruttiva delle sonde sono incentrati sull'uso di ceramiche composite, sull'organizzazione della filiera degli elementi piezoelettrici e sulla digitalizzazione dei circuiti che controllano la trasmissione degli US e la ricezione del segnale.

Il *sistema centrale* di un'apparecchiatura ecografica *real time* comprende due parti elettroniche distinte con-



Fig. 33. APPARECCHIATURA ECOGRAFICA. Una moderna apparecchiatura ecografica è costituita da tre parti fondamentali: la sonda, il sistema centrale e il monitor.

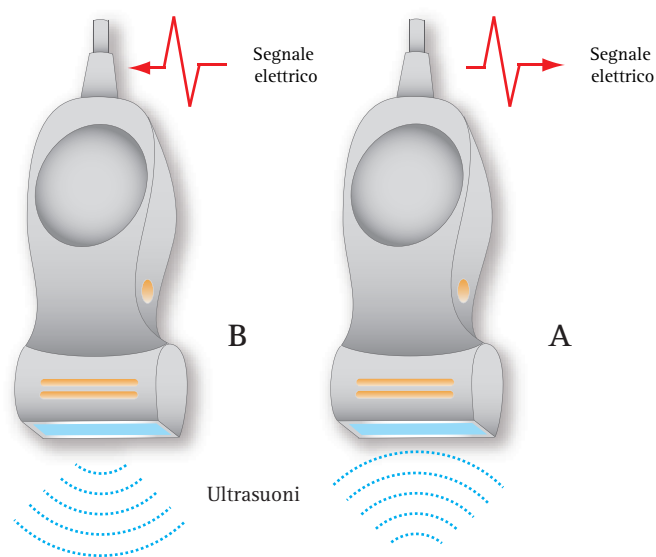
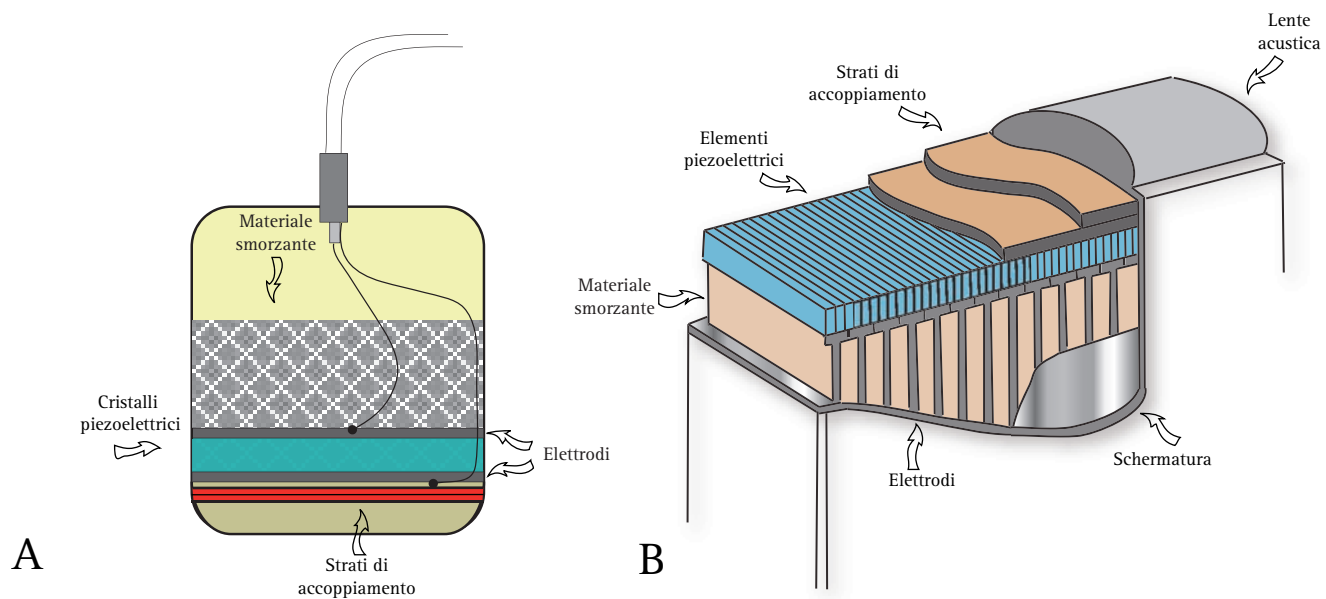


Fig. 34. IL TRASDUTTORE. Il trasduttore o sonda è l'unità che converte la corrente elettrica alternata di rete in ultrasuoni e viceversa, per effetto piezoelettrico diretto (B) ed inverso (A).



**Fig. 35.** IL TRASDUTTORE. Sezione (A) e particolare di un trasduttore piezoelettrico (B). Gli elementi essenziali del trasduttore sono i cristalli piezoelettrici o elementi attivi collegati agli elettrodi, lo strato di smorzamento (*Damping o Backing layer*) e lo strato di accoppiamento (*matching layer*).

trollate da un computer: a) la *sezione di trasmissione* e b) la *sezione di ricezione e trattamento del segnale*. Un orologio elettronico garantisce la rigorosa sincronizzazione delle due sezioni. Il sistema di trasmissione è collegato ad uno o più *beamformers* (analogici o digitali), che regolano la sequenza di ritardo con cui vengono eccitati i singoli cristalli del trasduttore in uscita (focalizzazione del fascio US) ed in ritorno (focalizzazione del segnale eco). Tutti i processi di elaborazione del segnale (preamplificazione, compensazione del guadagno, detezione o demodulazione del segnale, *pre-processing*, conversione analogico-digitale, memorizzazione e conversione in segnale video) si realizzano nelle schede elettroniche contenute nel sistema centrale.

Il *monitor* (a raggi catodici o a cristalli liquidi) è il sistema necessario per visualizzare in scala di grigi o a colori le immagini ecografiche o color-Doppler. La **Tabella 6** è uno schema sinottico dei principi fisici fondamentali alla base dell'ecografia B-Mode e del loro significato nelle applicazioni ecografiche.

### Il Trasduttore: generazione degli US. Effetto piezoelettrico

I trasduttori sono dispositivi in grado di convertire una forma di energia in entrata in una forma diversa di

PRINCIPIO FONDAMENTALE	APPLICAZIONI
Effetto piezoelettrico	Gli elementi piezoelettrici del trasduttore, sollecitati dalla tensione elettrica, si contraggono ed espandono generando US per conversione di energia elettrica in energia meccanica. L'emissione degli US è pulsata.
Emissione pulsata US	Quando gli US incontrano interfacce con diversa impedenza acustica parte del segnale viene riflesso o disperso, parte trasmesso. Durante la fase di ricezione, il segnale riflesso (echi speculari e <i>backscattering</i> ) viene convertito in impulsi RF ed elaborato per formare l'immagine in scala di grigio.
Impedenza acustica	L'intensità del segnale di ritorno dipende dalla differenza di densità tra strutture adiacenti. Strutture con impedenza acustica diversa (come la bile e i calcoli) sono facili da distinguere l'una dall'altra, mentre quelle con impedenza simile (come il rene e la milza) sono più difficili da rappresentare (risoluzione di contrasto).

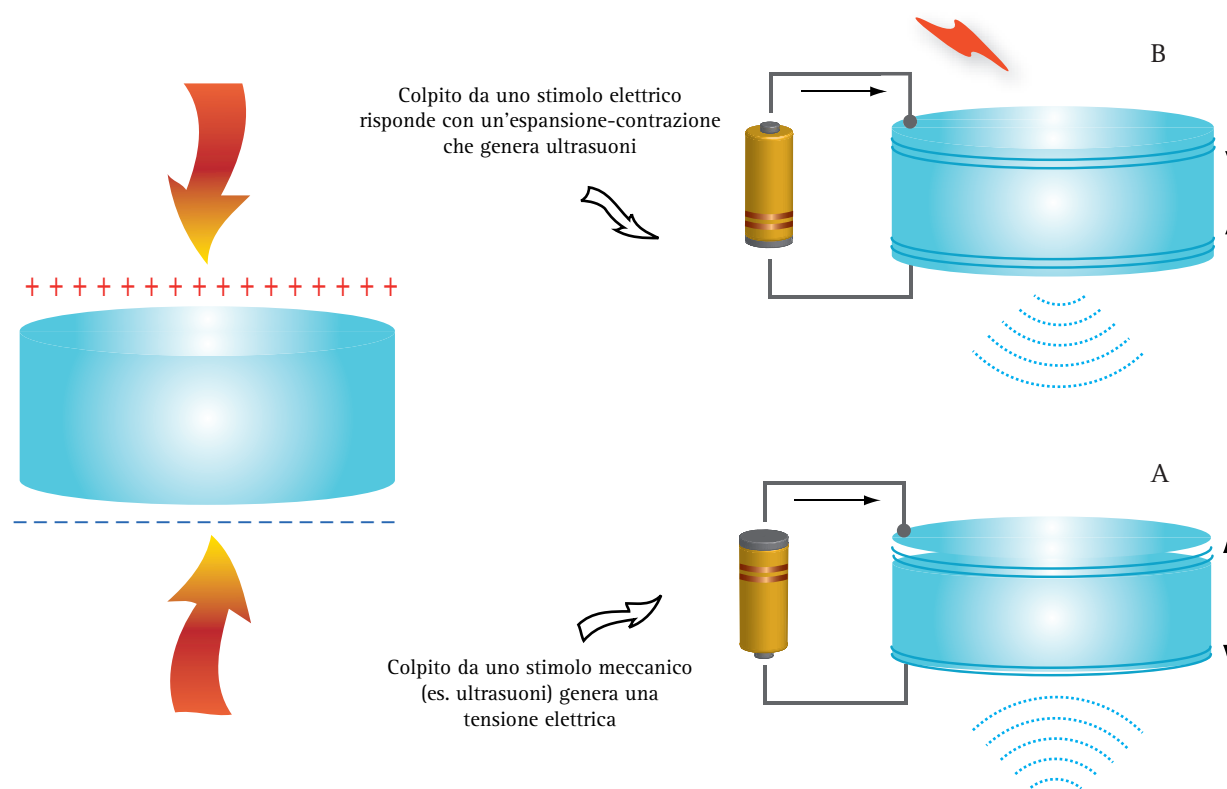
**Tabella 6.** SCHEMA SINOTTICO DEI PRINCIPI FISICI FONDAMENTALI ALLA BASE DELL'ECOGRAFIA CONVENZIONALE B-MODE.

energia in uscita. Un esempio banale di trasduttore è la spia della temperatura dell'acqua, in cui il trasduttore è una molla metallica che converte l'energia termica in energia meccanica che fa muovere una lancetta. A causa della facilità con cui è possibile trasmettere o amplificare l'energia elettrica, i trasduttori più utili sono quelli che convertono forme di energia come il calore, la luce o il suono e gli US in energia elettrica. Esempi familiari di trasduttore di questo tipo sono i cristalli piezoelettrici, i materiali fotoelettrici e i microfoni. Le sonde ecografiche sono *trasduttori* capaci di generare US per effetto piezoelettrico e di ricevere e convertire in impulsi elettrici i segnali eco di ritorno.

La piezoelettricità è un fenomeno fisico descritto per la prima volta dai fratelli Pierre e Jacques Curie nel 1880, nel quarzo e nei sali di Rochelle. Applicando una sollecitazione meccanica perpendicolare ad una lamina di quarzo, essi osservarono che sulle due facce della lamina si generava una differenza di potenziale (*effetto piezoelettrico diretto*). L'effetto si manifestava anche in modo inverso: applicando una differenza di potenziale sulle due facce opposte della lamina si generava una deformazione meccanica del cristallo (*effetto piezoelettrico inverso*). Il fenomeno piezoelettrico si manifesta in diversi altri solidi cristallini, quali la tormalina, il titanato di bario, il *titanato-zirconato di piombo* (detto *PZT*

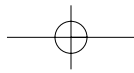
dai simboli dei singoli elementi che lo compongono).

L'effetto piezoelettrico si deve alla particolare struttura microscopica di questi cristalli, la cui cella unitaria (il poliedro elementare che costituisce la struttura base del reticolo cristallino) non è simmetrica. Quando un cristallo di questo tipo subisce una compressione meccanica, gli ioni che costituiscono i vertici di ogni cella si spostano dalla posizione di equilibrio, causando la polarizzazione del cristallo. La polarizzazione genera una carica elettrica di superficie, ossia una differenza di potenziale elettrico sulle due facce del cristallo. Al contrario, quando viene applicato un campo elettrico esterno, gli ioni delle celle elementari del cristallo si orientano secondo la direzione del campo, causando una deformazione globale dello stesso. Questo comportamento fisico spiega la duplice funzione delle ceramiche piezoelettriche: quando vengono sollecitate dalla corrente elettrica si espandono e si contraggono generando US; viceversa, quando sono investite dai segnali eco di ritorno, cioè da vibrazioni meccaniche, generano segnali elettrici (Fig. 36). In natura, numerosi materiali hanno un comportamento piezoelettrico. Ad esempio, il quarzo e la tormalina sono stati i primi materiali ad essere usati nella storia degli US in Medicina. A tutt'oggi, il quarzo viene usato nei trasduttori che eseguono nei laboratori misurazioni di precisione delle onde acu-



**Fig. 36.** EFFETTO PIEZOELETTRICO. Se su una lamina di cristallo di quarzo viene applicata una forza perpendicolare, sulle superfici della lamina si genera una differenza di potenziale che, opportunamente rilevata ed amplificata, può essere convertita in un segnale elettrico (effetto piezoelettrico diretto) (A). D'altro canto, se un cristallo di quarzo viene sollecitato da un impulso elettrico il cristallo vibra e genera frequenze US (effetto piezoelettrico inverso) (B).





stiche ma, nella maggior parte dei casi, è stato sostituito da componenti di ceramica piezoelettrica. Negli ultimi anni sono stati sperimentati nuovi materiali piezoelettrici. Nonostante tutto, il *titanato-zirconato di piombo*, in forma cristallina o di materiale composito, resta la ceramica più usata nella costruzione delle sonde ecografiche. Il PZT è una ceramica policristallina che, a causa dell'imperfetto allineamento dei singoli dipoli in fase di polarizzazione (nelle migliori condizioni solo il 70% dei cristalli viene polarizzato), perde di efficienza nel processo di accoppiamento elettroacustico.

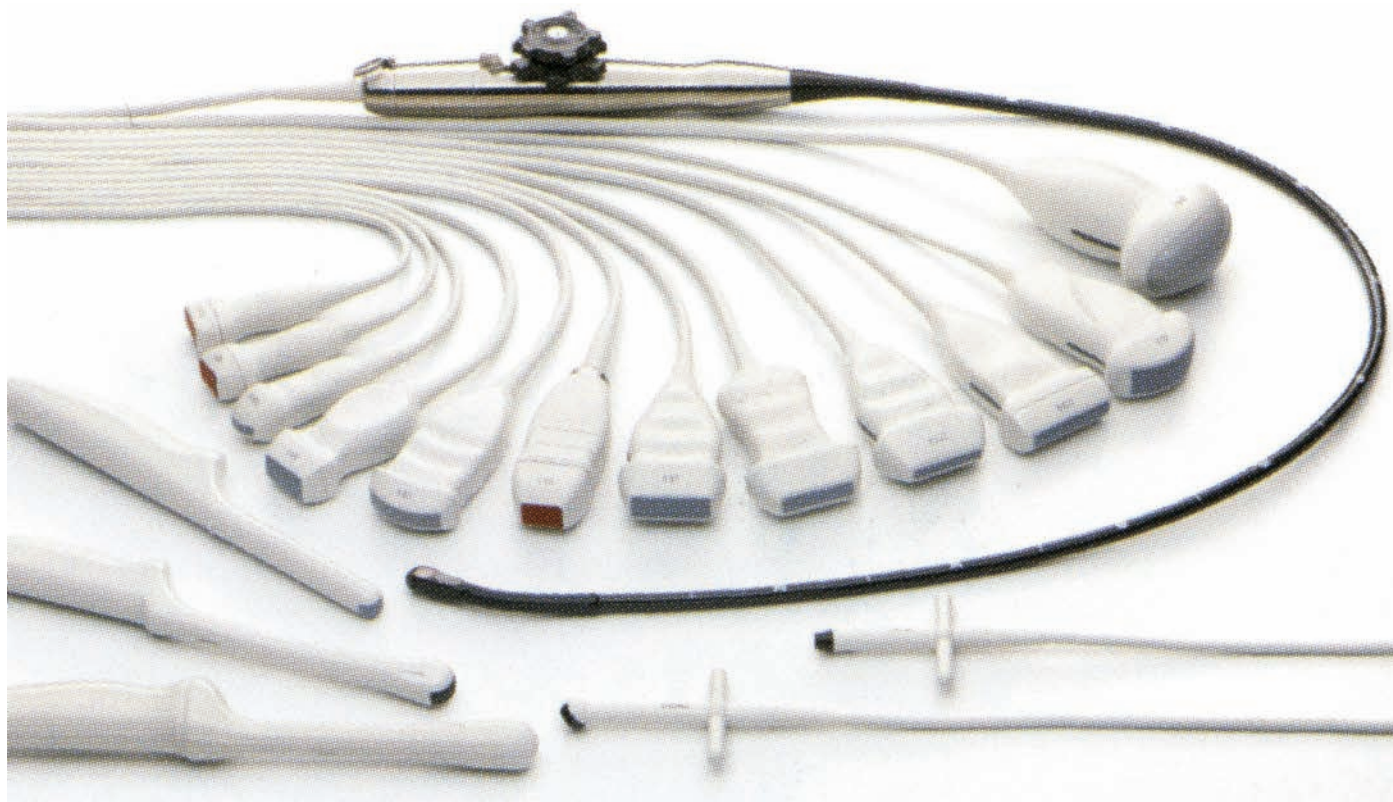
La frequenza degli US generati dal trasduttore è la stessa della tensione elettrica applicata ai cristalli piezoelettrici ed è inversamente proporzionale al loro spessore. Ad esempio, un cristallo di circa 1 mm di spessore ha una frequenza di risonanza di 2 MHz, mentre un cristallo di 0.2 mm ha una frequenza di risonanza di 10 MHz.

### La sonda ecografica: elementi attivi, strato smorzante e strato di accoppiamento

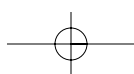
Usando il PZT si possono costruire trasduttori di diverso formato. Le sonde disponibili in commercio han-

no una forma geometrica diversa in base ai campi di applicazione (Fig. 37). Una sonda *convex*, una *lineare "small parts"* ed una *microconvex* o *settoriale* dovrebbero essere disponibili con un'apparecchiatura ecografica attribuita ad un Dipartimento di Medicina Interna e di Nefrologia. Questo corredo di sonde è sufficiente per eseguire la quasi totalità delle indagini richieste in questi reparti. La **Tabella 7** correla il tipo di sonda e la frequenza selezionata con le applicazioni diagnostiche.

**Cristalli piezoelettrici o elementi attivi.** I cristalli piezoelettrici o elementi attivi che compongono il trasduttore hanno forma di barrette o di colonne. Le *sonde multielemento* sono costruite con un numero variabile di barrette di ceramica piezoelettrica (da 64 a 128 a 256), ciascuna delle quali è saldata con un processo di metallizzazione a due elettrodi (Fig. 38). I *trasduttori a singolo elemento*, usati solo in alcune applicazioni M-Mode e Doppler ed in Oftalmologia, sono costruiti con un singolo elemento piezoelettrico, a forma di disco circolare piano. Il disco viene montato in modo coassiale in un contenitore cilindrico di metallo che viene isolato acusticamente con gomma o sughero per ridurre il rumore di fondo.



**Fig. 37.** TIPI DI SONDE. Le sonde disponibili in commercio hanno una geometria diversa in funzione dei campi di applicazione specialistica e delle necessità diagnostiche. La sonda lineare "small parts" e la sonda *convex* permettono l'esecuzione di gran parte degli esami richiesti nei Dipartimenti di Medicina interna e di Nefrologia.



TIPO DI SONDA E FREQUENZA DI TRASMISSIONE	APPLICAZIONI
convex, microconvex, settoriale 2.5-3.5 MHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Addome superiore (fegato, colecisti, vie biliari, pancreas, milza)</li> <li>• Addome inferiore e vie urinarie (rene, vie escrettrici, vescica).</li> <li>• Aorta, vasi profondi, vasi portali, retroperitoneo, surreni.</li> </ul>
convex, lineare 5.0-7.5 MHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Addome pediatrico, vasi profondi dell'addome, testicoli, tiroide.</li> </ul>
lineare 7.5-10-12 MHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tiroide, paratiroidi, tessuti superficiali. Vasi superficiali.</li> <li>• Ligamenti, articolazioni. Corpi estranei nei tessuti molli.</li> </ul>
biplanare (side-fire, end-fire) lineare endocavitaria 7.5-10 MHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Transvaginale (utero, ovaie, scavo pelvico).</li> <li>• Transrettale (prostata, vescicole ed ampolle seminali).</li> </ul>

Tabella 7. APPLICAZIONI DIAGNOSTICHE IN RELAZIONE AL TIPO DI SONDA ED ALLA FREQUENZA DI TRASMISSIONE.

I cristalli possono essere sollecitati con una corrente elettrica continua o discontinua. L'emissione degli US sarà altrettanto *continua* o *discontinua* (Fig. 39). La sonda monoelemento e la *pencil* del Doppler continuo sono esempi di tecnologia ecografica che sfruttano l'emissione continua degli US. Tutte le apparecchiature color-Doppler moderne generano US in modo discontinuo o pulsato. Se la frequenza dello stimolo elettrico applicato ai cristalli è uguale alla loro *frequenza di risonanza*, si ottiene la massima resa elettromeccanica della ceramica, cioè la massima conversione di energia elettrica in energia meccanica.

In ecografia diagnostica, attualmente, i trasduttori vengono costruiti con una ceramica di *titanato zirconato di piombo* o PZT. Il PZT rappresenta una famiglia di ceramiche le cui proprietà specifiche variano in base agli

additivi mescolati. Il PZT-5 è la ceramica usata nella costruzione dei trasduttori per l'elevato coefficiente elettroacustico, la elevata costante dielettrica e per le proprietà di modellamento. Nella costruzione delle sonde sono state usate, con minor successo, anche altre ceramiche come il *titanato zirconato di bario*, il *zirconato di piombo e di bario*, il *metaniobato di piombo* ed il *solfato di litio*.

Le barrette di ceramica PZT sono miscele di cristalli microscopici orientati casualmente lungo il volume dell'elemento. Il materiale ceramico è molto fragile, può essere facilmente danneggiato se subisce un urto, ma può essere facilmente modellato in diverse forme (barrette rettangolari, dischi piani, dischi concavi) in funzione della geometria della sonda, delle sue dimensioni e delle applicazioni cliniche. Per offrire una resa funzionale ottimale come trasmettitori e ricevitori di US, le barrette di ceramica devono essere polarizzate. La *polarizzazione* si ottiene con il riscaldamento della ceramica ad alte temperature o temperature di Curie (365° C per il PZT). A queste temperature i cristalli microscopici si liberano dal reticolo e possono facilmente muoversi. Applicando in questa fase alla barretta una corrente ad alto voltaggio si determina l'allineamento o polarizzazione dei cristalli microscopici anche se, nella migliore delle condizioni, solo il 70% dei microcristalli viene polarizzato. La ceramica viene quindi raffreddata mantenendo la tensione esterna ad alto voltaggio. Si crea in questo modo un reticolo cristallino stabile e polarizzato (Fig. 40).

Negli ultimi anni, per migliorare le proprietà delle sonde, le aziende produttrici hanno studiato **materiali compositi** che mescolano le ceramiche con polimeri epossidici. Strutturalmente, l'elemento piezoelettrico a forma di barretta o cilindro viene inserito nelle scana-

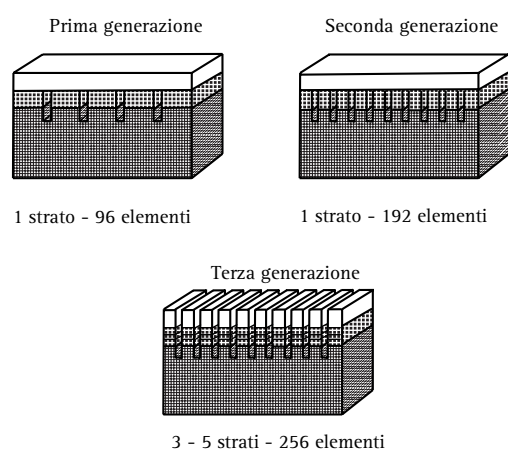
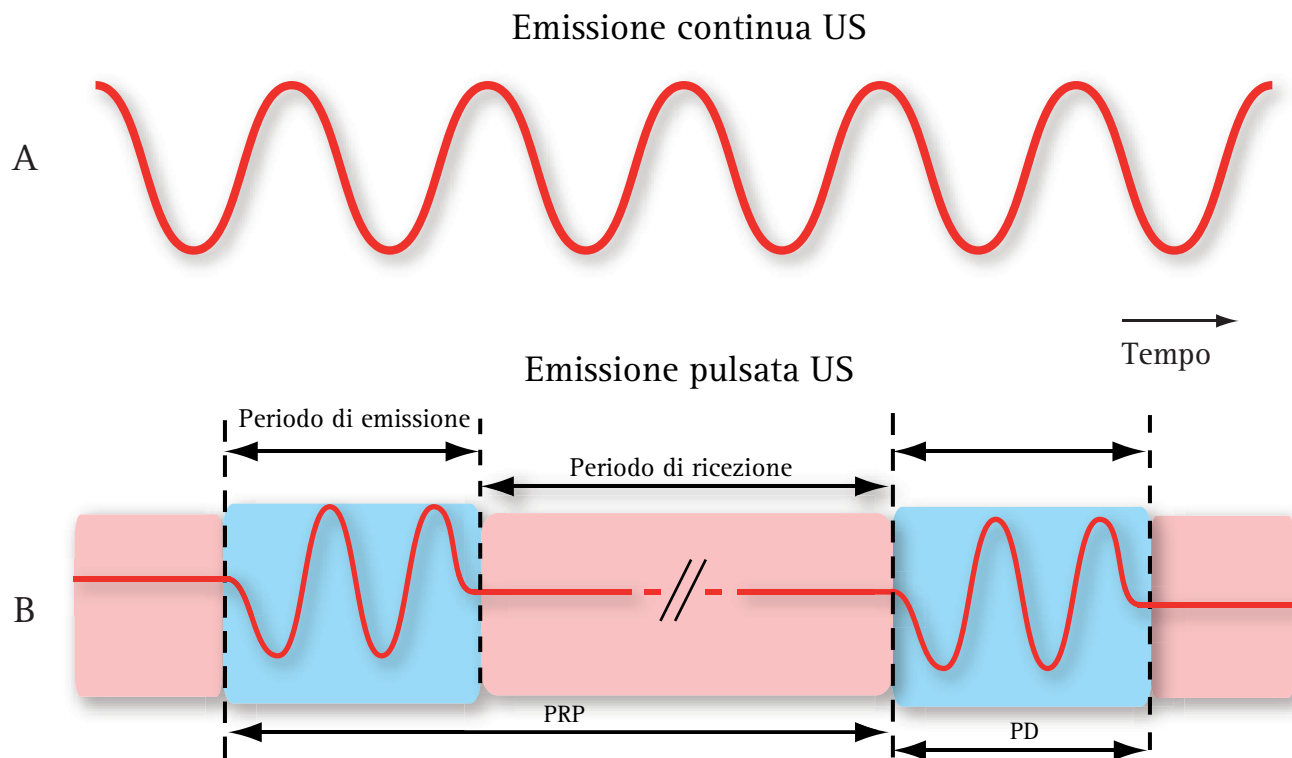
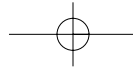


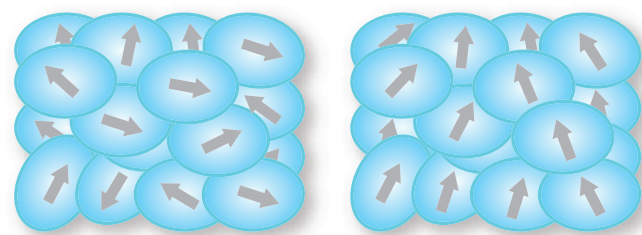
Fig. 38. STRUTTURA DI SONDA MULTIELEMENTO. Le sonde multielemento sono costruite con un numero variabile di barrette di ceramica piezoelettrica (da 64 a 128 a 256), ciascuna delle quali è saldata con un processo di metallizzazione a due elettrodi.



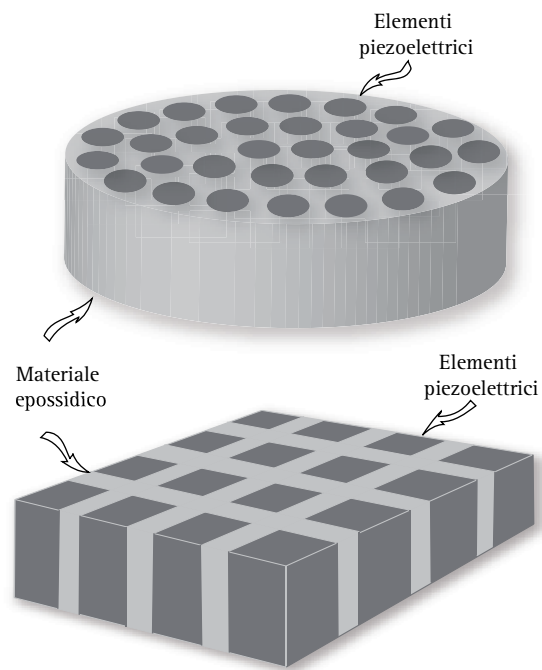
**Fig. 39.** EMISSIONE CONTINUA E DISCONTINUA DI US. I cristalli piezoelettrici possono essere sollecitati da una tensione elettrica continua ed emettere US in modo continuo (A) o con 1-2 cicli di impulsi di corrente alternata con conseguente emissione pulsata o discontinua di US (B). Tutte le apparecchiature color-Doppler moderne generano US in modo pulsato.

lature di uno scheletro, costruito con materiale epossidico (**Fig. 41**). I materiali compositi offrono diversi vantaggi rispetto alle ceramiche piezoelettriche tradizionali: in primo luogo, hanno un'impedenza acustica inferiore rispetto alla ceramica tradizionale e questo riduce l'impedenza e la riflessione fra trasduttore e tessuti. In secondo luogo, i trasduttori costruiti con materiali compositi possono operare su un'ampia banda di frequenze e sono più sensibili rispetto ai materiali piezoelettrici convenzionali. Un nuovo materiale piezoelettrico oggetto di studio è il Polivinilidene-difluoride

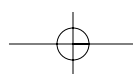
(PVF) o il copolimero polivinilidene-fluoride con trifluoroetilene: si tratta di materiali disponibili in sottili membrane, simili a fogli di plastica. Attualmente, non



**Fig. 40.** POLARIZZAZIONE. La polarizzazione del PZT si ottiene ad alte temperature o temperature di Curie ( $365^\circ$  per il PZT). A queste temperature i cristalli del reticolo si liberano e si muovono facilmente per cui applicando alla ceramica una corrente ad alto voltaggio si favorisce la polarizzazione dei cristalli microscopici che, nella migliore delle condizioni, interessa solo il 70% dei microcristalli. La ceramica viene quindi raffreddata mantenendo all'esterno una tensione ad alto voltaggio. Si crea in questo modo un reticolo cristallino stabile e polarizzato.



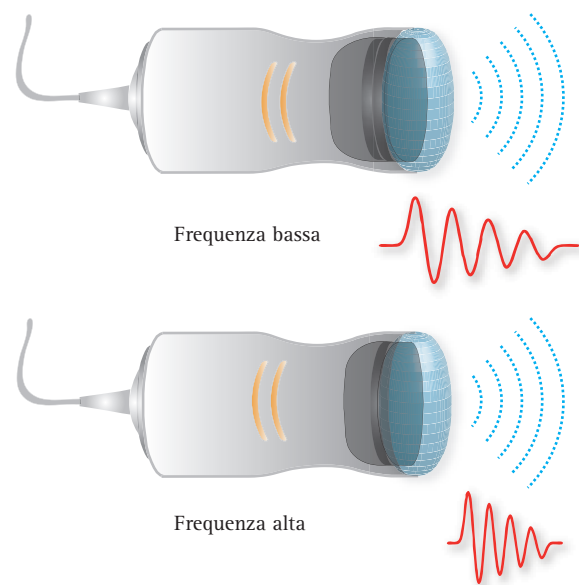
**Fig. 41.** PIASTRA DI MATERIALE COMPOSITO. Il cilindro o la barretta di ceramica composta viene strutturalmente inserito nelle scanalature di uno scheletro di materiale epossidico.





vengono ancora usati per costruire trasduttori ecografici poiché hanno un coefficiente elettroacustico molto basso (0.1-0.2) e quindi una bassa sensibilità.

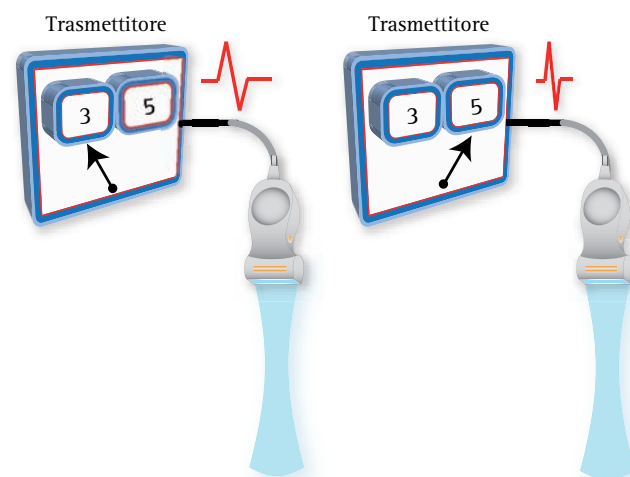
Ciascuna ceramica ha una **frequenza specifica di risonanza** che coincide con il miglior **coefficiente elettro-acustico**, cioè con la conversione di energia elettrica in US e viceversa. La frequenza di risonanza è legata allo spessore dell'elemento piezoelettrico. In analogia con quanto succede nella chitarra, dove le corde più sottili emettono i suoni di maggiore frequenza, gli elementi piezoelettrici più sottili generano frequenze più alte, mentre gli elementi più spessi generano frequenze più basse (Fig. 42). In altri termini, la frequenza degli US generati è inversamente proporzionale allo spessore del cristallo (ad esempio un cristallo di circa 1 mm di spessore ha una frequenza di risonanza di 2 MHz, mentre un cristallo di 0.2 mm ne ha una di 10 MHz). I trasduttori operano normalmente con frequenze di risonanza vicine a quelle dell'elemento piezoelettrico. I **trasduttori a banda larga** possono operare con più di una frequenza: in questi casi è l'impulsatore stesso a determinare la frequenza dell'onda sonora emessa in funzione della tensione elettrica applicata (Fig. 43). L'operatore sceglie la frequenza con cui vuole eseguire l'esame e, di conseguenza, lo strumento produce l'impulso elettrico da applicare al trasduttore per generare questa frequenza. In ricezione, gli amplificatori vengono anch'essi sintoniz-



**Fig. 42.** SPESSORE ELEMENTO PIEZOELETTRICO E RISONANZA DEL TRASDUTTORE. Nel diagramma è rappresentata una sonda monoelemento. Ogni trasduttore ha una frequenza di risonanza specifica che coincide con la massima efficienza elettroacustica. La frequenza degli US generati dal trasduttore è inversamente proporzionale allo spessore del cristallo (un cristallo di circa 1 mm di spessore ha una frequenza di risonanza di 2 MHz, mentre un cristallo di 0.2 mm ha una frequenza di risonanza di 10 MHz).

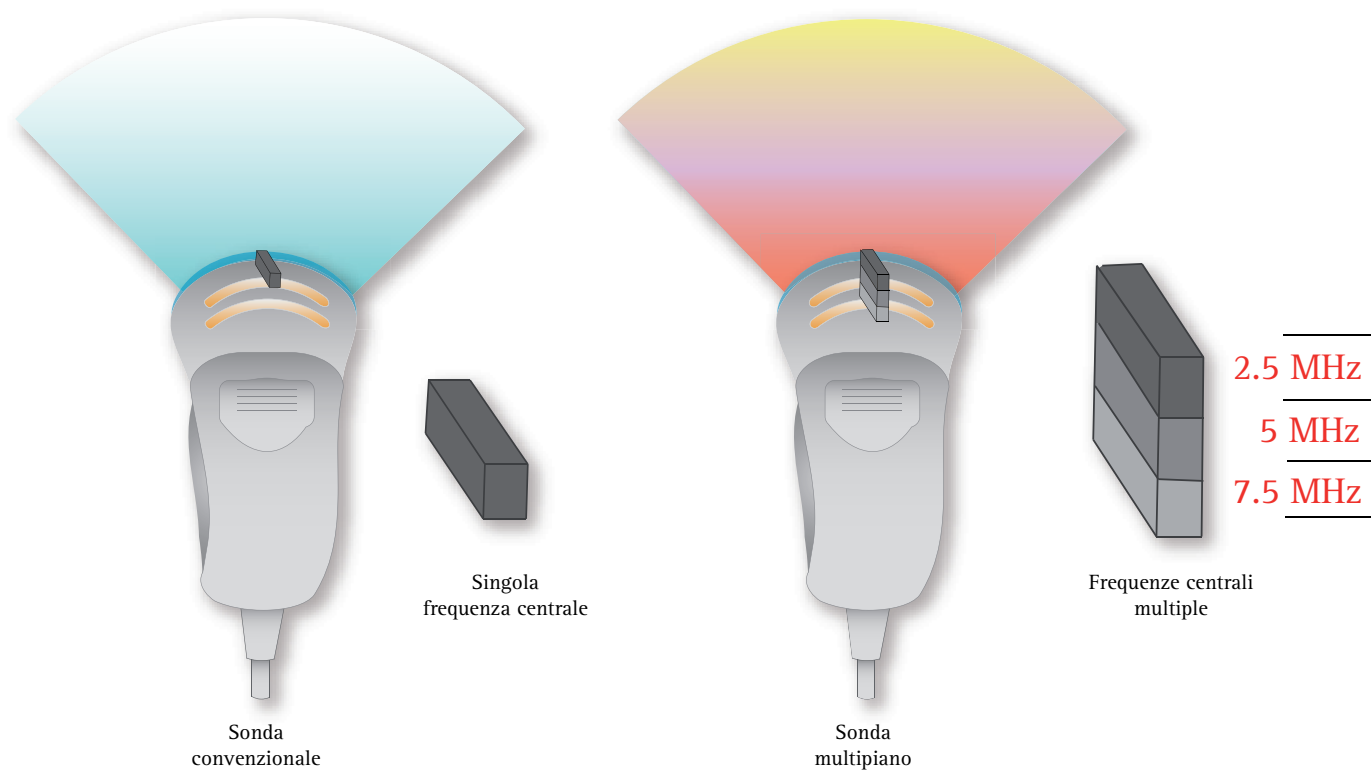
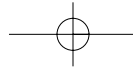
zati su quella frequenza precisa. Le **sonde multipiano** rappresentano un'alternativa di costruzione. In questo caso la multifrequenza è generata dalla sollecitazione di elementi attivi, disposti su più piani (3 o 5, matrice verticale) e in grado di generare frequenze centrali specifiche in base allo spessore (Fig. 44).

**Strato di ammortamento (damping o backing layer).** Gli elementi attivi delle sonde ad emissione pulsata vengono eccitati da brevi impulsi di corrente alternata, generati da un impulsatore. In risposta a questo stimolo, il trasduttore vibra nella sua frequenza di risonanza e genera US di frequenza caratteristica. Per ottimizzare la risoluzione assiale del trasduttore, gli impulsi dovrebbero essere di breve durata. La durata dell'impulso US può essere ridotta smorzando il più rapidamente possibile la vibrazione del trasduttore dopo ogni singola eccitazione elettrica. Questo viene ottenuto disponendo dietro il piano dei cristalli uno strato di resina epossidica di vario spessore (**strato di smorzamento**) che assorbe le vibrazioni e la ridondanza degli stessi riducendo il numero di cicli per ciascun impulso (Fig. 35). Uno smorzamento adeguato migliora tanto l'ampiezza di banda del fascio US, quanto la risoluzione assiale e laterale. Il materiale di smorzamento deve possedere due caratteristiche fondamentali. In primo luogo la sua impedenza acustica deve essere simile a quella dell'elemento piezoelettrico. Questo riduce la possibilità di riflessione nell'interfaccia trasduttore-materiale di smorzamento e quindi il riverbero degli US sulla superficie posteriore dei cristalli. In secondo luogo, lo strato di smorzamento deve essere in grado di as-



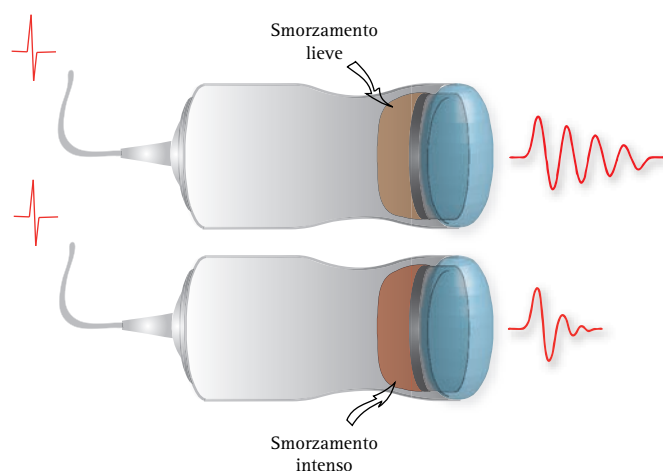
**Fig. 43.** REGOLAZIONE DELLA FREQUENZA DI TRASMISSIONE. I trasduttori a banda larga possono trasmettere più frequenze. La frequenza di trasmissione può essere liberamente determinata mutando la frequenza dello stimolo elettrico applicato ai cristalli. Nella figura il trasmettitore genera con uno *switch* frequenze da 3 o 5 MHz.





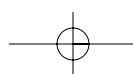
**Fig. 44. SONDA MULTIFREQUENZA MULTIPIANO.** Le sonde multipiano o a matrice verticale, introdotte in commercio da alcune aziende, rappresentano un'alternativa tecnica per operare in multifrequenza. Gli US con diversa frequenza vengono generati dalla sollecitazione di elementi attivi disposti su più piani (3 piani in figura) e in grado di generare frequenze specifiche in base allo spessore dei singoli elementi.

sorbire gli US trasmessi al suo interno dalla superficie posteriore dei cristalli. La (Fig. 45) mostra come possa variare la durata dell'impulso US in base alle caratteristiche ed allo spessore del materiale smorzante.



**Fig. 45. BACKING LAYER O STRATO DI AMMORTAMENTO.** La durata dell'impulso US generato dai cristalli piezoelettrici può essere rapidamente ridotta smorzando la vibrazione del trasduttore dopo ogni singola eccitazione elettrica. I materiali di smorzamento devono possedere un'impedenza acustica simile a quella dell'elemento piezoelettrico ed essere in grado di assorbire gli US trasmessi dalla superficie posteriore dei cristalli. Il diagramma mostra come la durata del fascio US varia in relazione al grado di smorzamento.

**Strato di accoppiamento (matching layer).** Ha la funzione di ridurre la riflessione degli US nell'interfaccia di contatto fra trasduttore e cute. Per questo ha un valore di impedenza intermedio fra quello della ceramica piezoelettrica e quello dei tessuti (comunemente l'impedenza è uguale alla media geometrica dell'impedenza delle due strutture). Lo strato di accoppiamento è un composto di resina epossidica, appesantita con tungsteno e polvere di alluminio. Per evitare i fenomeni di riverbero, si è verificato sperimentalmente che lo spessore ottimale dello strato di accoppiamento deve essere *pari ad un quarto della lunghezza d'onda* ( $\lambda/4$ ) generata dalla ceramica. L'impedenza acustica dei cristalli di PZT è circa 20 volte maggiore rispetto all'impedenza dei tessuti molli, ed il coefficiente di riflessione è pari a 0,82. Senza interposizione del *matching layer*, la diversa impedenza acustica fra cute e trasduttore determinerebbe la riflessione di circa l'80% dell'energia sonora emessa dal trasduttore. Gli US riflessi dalla cute rimbalzerebbero sui cristalli generando fenomeni di ridondanza e nuovi impulsi spuri, che altererebbero l'ampiezza di banda e le caratteristiche del fascio US. Questo accorgimento tecnico consente di ridurre quindi la percentuale di energia riflessa verso il trasduttore (riverberazione), di



migliorare la banda di frequenza e la trasmissione degli US nei tessuti (Fig. 46). Lo strato di accoppiamento deve perciò possedere due caratteristiche fondamentali: in primo luogo la sua impedenza deve avere un valore intermedio fra l'impedenza degli elementi attivi e quella dei tessuti molli. In secondo luogo, lo spessore deve essere esattamente pari ad un quarto della lunghezza d'onda. Se queste proprietà sono rispettate, migliora la trasmissione degli US, si attenua fortemente il fenomeno della riverberazione trasduttore/cute e migliora la ricezione dei segnali più deboli. L'impedenza acustica dei materiali compositi è più vicina a quella dei tessuti molli e questo rappresenta uno dei vantaggi fondamentali di questi materiali.

Nei trasduttori ad emissione pulsata, l'impulso US è costituito da un ampio spettro di frequenze, ciascuna delle quali ha una sua lunghezza d'onda. La soluzione adottata da alcuni costruttori è quella di di-

mentionare il *matching layer* alla lunghezza d'onda della frequenza centrale del trasduttore. Questo provoca un filtraggio delle altre frequenze e riduce l'ampiezza di banda dello stimolo. Il metodo alternativo, molto più costoso e adottato dalle aziende più avanzate, è quello di inserire più strati di accoppiamento in modo da ampliare la **banda passante** del fascio US, che penetra nei tessuti biologici. Questo accorgimento tecnico migliora significativamente la sensibilità del trasduttore, la qualità dell'immagine e la risoluzione assiale.

### Parametri qualitativi del trasduttore

I parametri qualitativi e funzionali che caratterizzano una sonda ad emissione pulsata sono la *durata*, o *periodo di durata dell'impulso*, la *lunghezza spaziale dell'impulso* (*Spatial Pulse Length* o *SPL*) il *periodo di ripetizione dell'impulso* (*PRP*), e la *frequenza di ripetizione degli impulsi* (*PRF*) (Fig. 47).

**Periodo di durata dell'impulso.** La *durata dell'impulso US* (*Pulse Duration, PD*) definisce il tempo che intercorre tra l'inizio e la fine dell'impulso. In altri termini, la durata rappresenta semplicemente il tempo necessario perché il trasduttore "in risonanza" ritorni allo stato di riposo dopo ciascuna eccitazione. Pertanto, la durata temporale dell'impulso dipende dalla frequenza di risonanza della ceramica e dal grado di smorzamento del *backing layer* (Fig. 48). La durata dell'impulso è

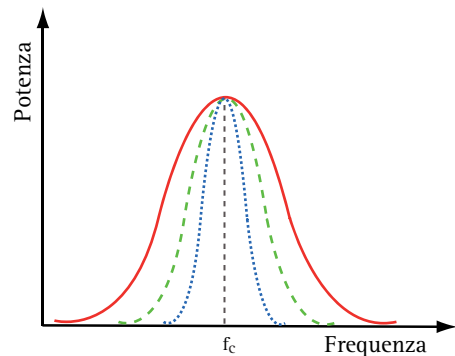


Fig. 46. MATCHING LAYER. Frequenza spettrale generata da un trasduttore privo di *matching layer* (linea punteggiata); con un singolo *matching layer* (linea tratteggiata) o con più *matching layers* (linea continua).

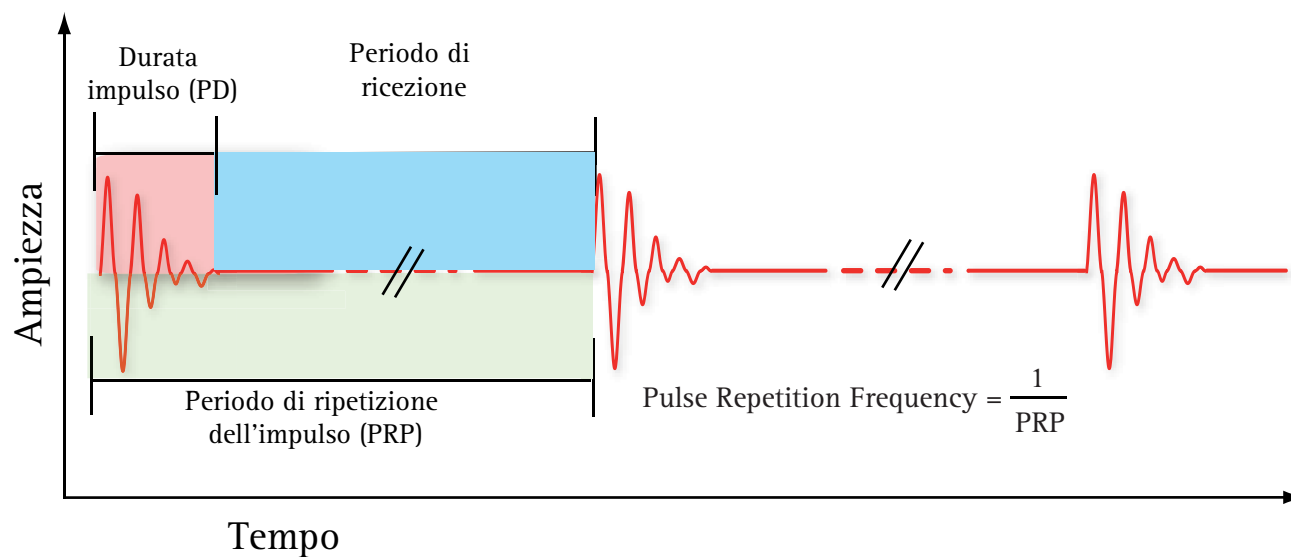
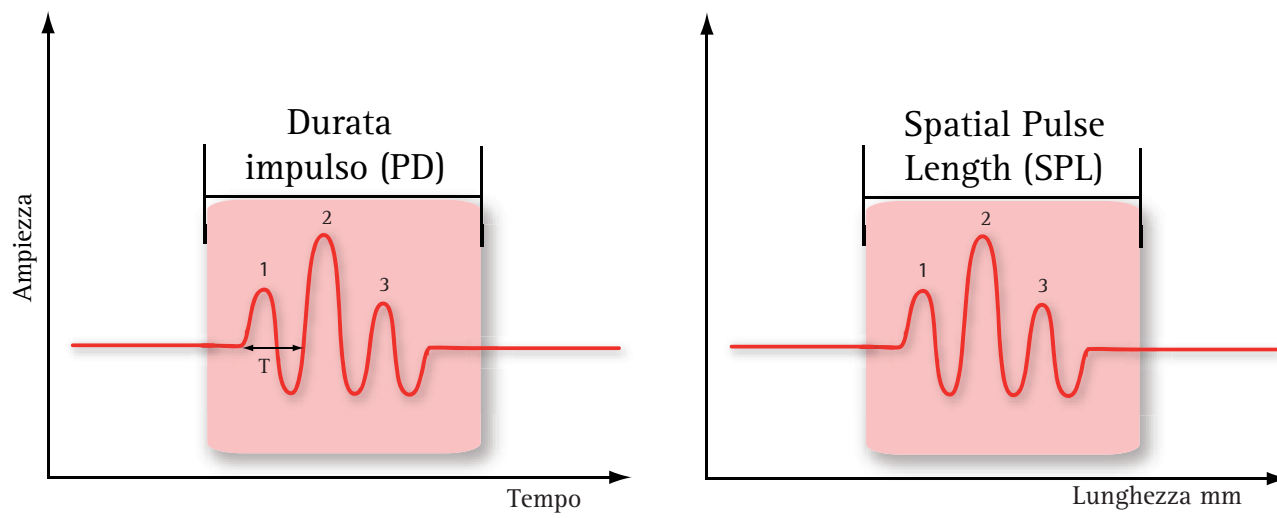
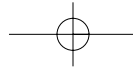


Fig. 47. PARAMETRI FUNZIONALI DI UNA SONDA AD EMISSIONE PULSATA. I parametri fondamentali da considerare sono: la durata o periodo di durata dell'impulso (PD), il periodo di ripetizione dell'impulso (*Period Repetition Pulse* o PRP), la frequenza di ripetizione degli impulsi (*Period Repetition Frequency* o PRF), la lunghezza spaziale dell'impulso (*Spatial Pulse Length* o SPL), vedi figura successiva.

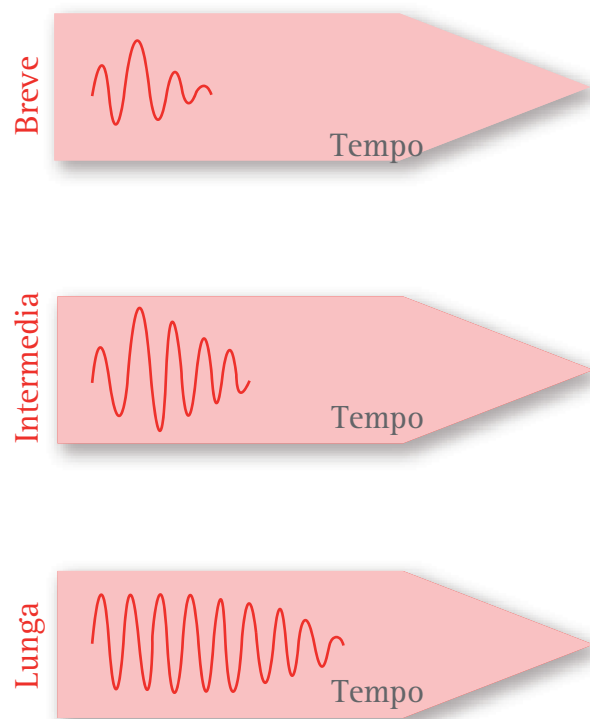


**Fig. 48.** DURATA DELL'IMPULSO US (*PULSE DURATION, PD*). La durata rappresenta semplicemente il tempo necessario perché il trasduttore "in risonanza" ritorni allo stato di riposo dopo ogni singola eccitazione. La durata dell'impulso dipende pertanto dalla frequenza di risonanza del cristallo e dal grado di smorzamento del *backing layer*. La *Spatial Pulse Length* esprime la lunghezza dell'impulso in mm.

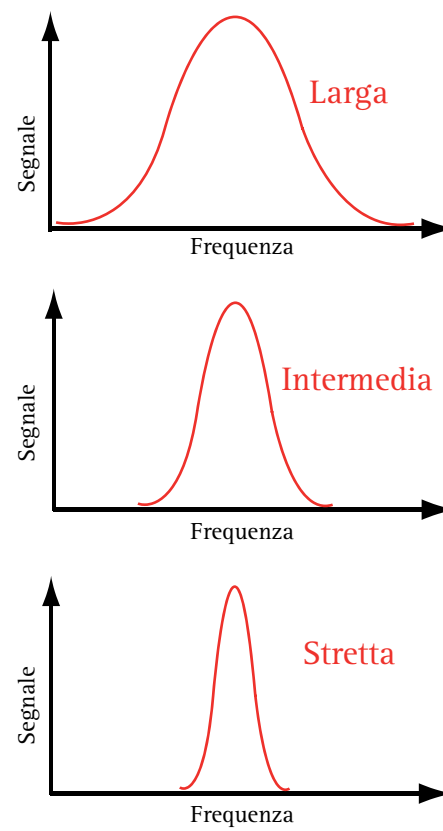
un parametro qualitativo fondamentale del trasduttore, capace di condizionare profondamente l'ampiezza di banda e la risoluzione assiale. Per una data frequenza

di risonanza, *più breve è la durata dell'impulso, più ampia è la banda di frequenza*. Al contrario, *più lunga è la durata dell'impulso, più stretta è la banda di fre-*

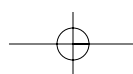
### Durata dell'impulso



### Larghezza di banda



**Fig. 49.** BANDA DI FREQUENZA E DURATA DELL'IMPULSO. Uno stimolo di breve durata genera frequenze US ad ampia banda. Un impulso di lunga durata genera una banda di frequenza molto ristretta, prossima alla frequenza centrale o tono puro. Uno stimolo di durata intermedia genera un impulso US con caratteristiche intermedie.



quenza (Fig. 49). La durata o PD, è uguale al numero di cicli presenti nell'impulso moltiplicato per il periodo dell'onda US, cioè, per il tempo di durata di un singolo ciclo. Questo può essere espresso con la seguente relazione:

$$PD = N_c \cdot T$$

dove,  $N_c$  è il numero di cicli e,  $T$  è il periodo dell'onda. Il periodo viene espresso in  $\mu s$  quando la frequenza è nell'ordine dei MHz. Poiché il periodo equivale all'inverso della frequenza, la relazione può anche essere scritta:

$$PD = \frac{N_c}{\nu \text{ (MHz)}} \mu s$$

in cui  $\nu$  è la frequenza espressa in MHz. Così, ad esempio, se  $N_c$  è 3 cicli e la frequenza è 3 MHz la durata dell'impulso è  $1 \mu s$ ; se invece la frequenza è di 7.5 MHz la durata dell'impulso è  $0.4 \mu s$ . In conclusione, quanto più elevata è la frequenza, tanto più breve è la durata dell'impulso, e viceversa.

La durata dell'impulso condiziona fortemente la risoluzione assiale del fascio US. Se il lasso temporale fra due segnali eco originati da due diversi riflettori

lungo l'asse del fascio US è più grande della durata dell'impulso, i due bersagli vengono chiaramente distinti sul monitor. Se, invece, i bersagli sono più vicini fra loro, i due segnali, in base alla lunghezza dell'impulso, possono parzialmente sovrapporsi o essere separati e distinti (Fig. 50). Per questo motivo i costruttori tendono a ridurre la durata dell'impulso, per migliorare l'ampiezza di banda e la risoluzione assiale del trasduttore. Va infine ricordato che la durata dell'impulso è inversamente proporzionale alla frequenza degli US. Allo scopo di migliorare la risoluzione assiale si può anche agire pertanto aumentando la frequenza del trasduttore. La relazione fra durata dell'impulso, banda di frequenza e risoluzione assiale è schematizzata nella Tabella 8.

PULSE DURATION (PD)	RISOLUZIONE ASSIALE	BANDA DI FREQUENZA
Lunga	Scarsa	Ristretta
Breve	Buona	Ampia

Tabella 8. RELAZIONE FRA DURATA DELL'IMPULSO, BANDA DI FREQUENZA E RISOLUZIONE ASSIALE.

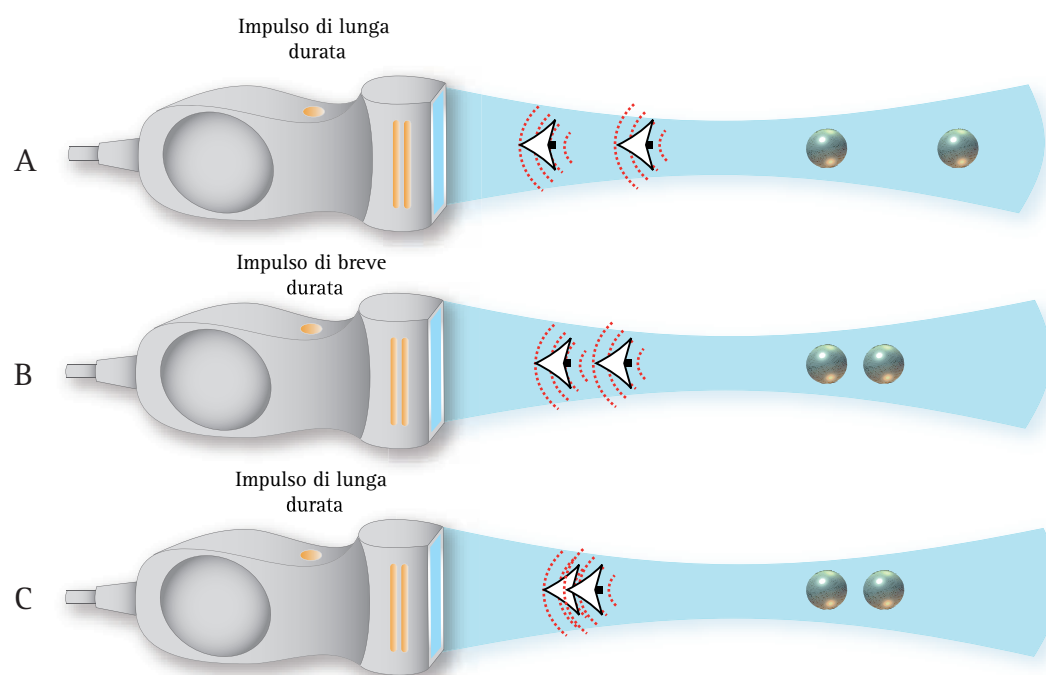
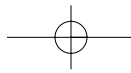


Fig. 50. RISOLUZIONE ASSIALE E DURATA DELL'IMPULSO. La durata dell'impulso condiziona fortemente la risoluzione assiale del fascio US. Se il gap temporale fra due segnali eco che originano da due diversi riflettori lungo l'asse del fascio US è più grande della durata dell'impulso, i due bersagli vengono chiaramente distinti sul monitor (A). Se invece i bersagli sono più vicini fra loro, i due segnali, in base alla lunghezza dell'impulso, possono parzialmente sovrapporsi o essere separati e distinti (B e C).

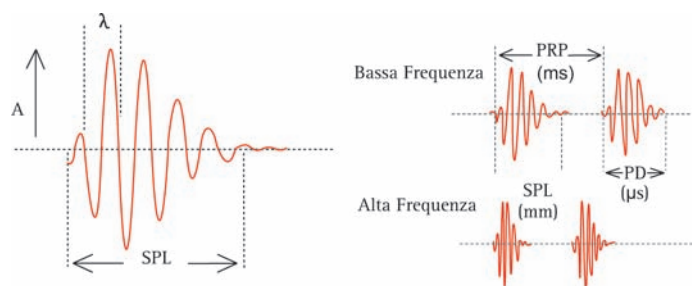




**Lunghezza spaziale dell'impulso.** La *Spatial Pulse Length SPL*, esprime la lunghezza dell'impulso in mm ed è definita dalla relazione:

$$SPL = \lambda \cdot N_c$$

ove  $N_c$ , è il numero dei cicli. Per un trasduttore di 5 MHz dove  $\lambda$ , è di 0.3 mm, la lunghezza spaziale di un impulso costituito da 3 cicli ( $N_c = 3$ ) dovrebbe essere 0.9 mm. Nelle frequenze usate in ecografia diagnostica, la SPL varia fra 0.3 a 1 mm e dipende strettamente dalla frequenza del trasduttore come mostrato nella (Fig. 51). La SPL si modifica durante la propagazione degli US nei tessuti poiché il processo di attenuazione, simile ad un filtro passa basso, tende ad eliminare le frequenze più elevate. In altri termini, le frequenze più alte dell'impulso vengono attenuate rapidamente nei tessuti superficiali rispetto alle frequenze più basse e questo determina in profondità un aumento della lunghezza dell'impulso che degrada la risoluzione spaziale dell'immagine ecografica.



**Fig. 51.** LUNGHEZZA SPAZIALE DELL'IMPULSO O SPATIAL PULSE LENGTH. In sequenza viene mostrato un impulso US di 3 cicli con la sua lunghezza d'onda  $\lambda$ , ed un'ampiezza  $A$ , ed una SPL. Nella parte destra del diagramma si osserva come aumentando la frequenza si riduce la SPL.

**Periodo e frequenza di ripetizione degli impulsi.** Nelle sonde ad emissione pulsata, il periodo di ripetizione dell'impulso (*Period Repetition Pulse, PRP*) e la frequenza di ripetizione degli impulsi (*Pulse Repetition Frequency o PRF*) sono legati dalla seguente relazione:

$$\frac{1}{PRP} = PRF$$

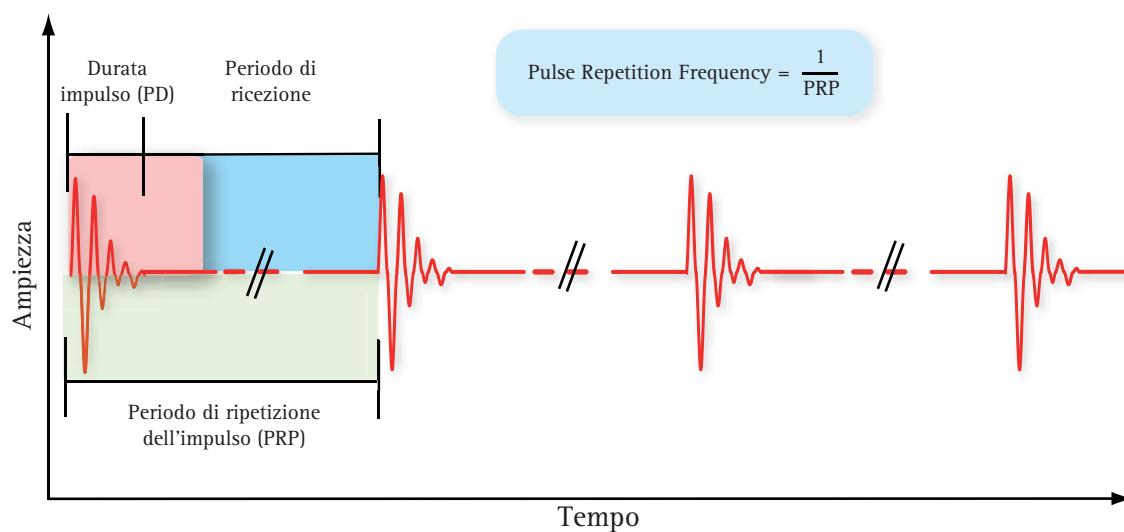
dove è evidente che la PRF è il valore reciproco della PRP.

La PRF indica quanti impulsi vengono generati dalla sonda in un secondo e viene espressa in KHz (Fig. 52). In ecografia convenzionale, la maggior parte dei trasduttori genera da 500 a 2000 impulsi per secondo. Poiché nei sistemi ad emissione pulsata lo stesso trasduttore funziona da trasmettitore e ricevitore degli US, è indispensabile che la PRF sia tale da permettere, nella fase di ascolto, l'arrivo dei segnali più lontani. Pertanto, se la profondità prescelta è  $R$ , e gli US attraversano il mezzo con una velocità  $c$ , la PRF massima potrà essere:

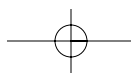
$$PRF_{max} = \frac{c}{2 \cdot R}$$

Sostituendo  $R$ , con il tempo  $t$ , necessario agli US per raggiungere tale profondità, cioè  $t=R/c$ , la precedente relazione può essere riscritta:

$$PRF_{max} = \frac{1}{2 \cdot t}$$



**Fig. 52.** La PRF è la grandezza che indica quanti impulsi vengono generati ed inviati dalla sonda in un secondo.



Nell'*imaging* convenzionale in B-Mode, la PRF non è una grandezza da regolare attentamente come nel campionamento Doppler. Il tempo di ricezione della sonda è infatti molto più lungo del tempo di trasmissione, poiché il trasduttore genera US per meno dell'1% del periodo di ripetizione degli impulsi e riceve il segnale eco per il restante 99% del periodo.

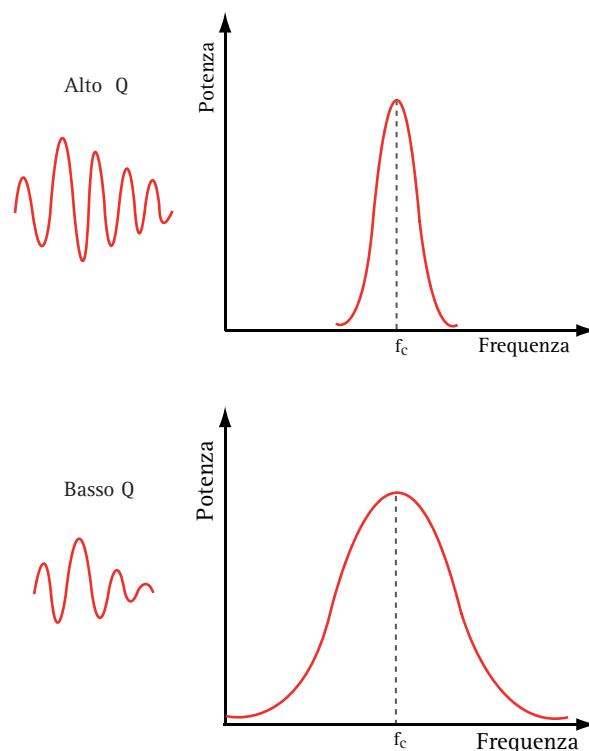
**Fattore di qualità.** Il fattore "Q", fattore di qualità o coefficiente meccanico, definisce la sensibilità del trasduttore descrivendo alcune caratteristiche essenziali del fascio US, della durata dell'impulso e della banda di frequenza. Il fattore "Q" di un trasduttore può essere definito come *rapporto tra la frequenza centrale o nominale e la larghezza di banda dell'impulso* oppure come rapporto fra l'*energia accumulata e dispersa dai cristalli ad ogni ciclo*. Per una frequenza centrale fissa, quanto più larga è la banda frazionale tanto più basso sarà il fattore "Q" e viceversa.

Un trasduttore con fattore "Q" alto disperde poca energia ad ogni ciclo per cui, dopo la stimolazione elettrica, risuona per un tempo più lungo generando impulsi di maggiore durata. Un trasduttore con basso fattore "Q", viceversa, dopo l'eccitazione genera un impulso breve, in quanto la maggior parte dell'energia viene dispersa dal cristallo e convertita in US durante i primi cicli di vibrazione. Un trasduttore con alto fattore "Q" genera pertanto impulsi di frequenza pura e di lunga durata, un trasduttore a basso fattore "Q" genera impulsi di ampia frequenza e di breve durata. In ecografia vengono usati trasduttori con fattore "Q" molto basso, compreso fra 2 e 4. In realtà, si ricorre all'uso di trasduttori con fattore "Q" alto quando è più utile una frequenza di trasmissione pura e di lunga durata (ad esempio nel color Doppler), mentre si ricorre a trasduttori a basso fattore "Q" quando per migliorare la risoluzione spaziale è più utile trasmettere impulsi di breve durata e a banda larga (B-Mode) (Fig. 53). Trasduttori ad alto fattore "Q" (700 o più) sono usati per i sistemi US ad emissione continua. I quarzi con un fattore "Q" di 25.000 sono particolarmente indicati nelle applicazioni terapeutiche per la trasmissione del calore.

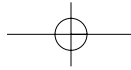
**Frequenza centrale ed ampiezza di banda.** Gli effetti del materiale smorzante, o *backing layer*, sul segnale US emesso dai cristalli piezoelettrici non sono dissimili da quelli che si ottengono smorzando con la mano il suono di un campanello da tavolo in vibrazione. Il suono del campanello perde le qualità tonali proprie per acquisire i caratteri tonali di un breve e sordo "click". Similmente, un trasduttore ben smorzato, ogni qualvolta viene stimolato elettricamente genera un breve treno di

impulsi che rappresenta la combinazione spettrale di una frequenza pura e di frequenze superiori ed inferiori. In questo modo, un impulso US generato da un trasduttore di 3.5 MHz non comprende solo la frequenza 3.5 MHz, detta **frequenza nominale o centrale**, ma un'ampia gamma di frequenze superiori ed inferiori. Lo spettro delle frequenze presenti in ciascun impulso definisce la **larghezza di banda sonora** del trasduttore. La banda di trasmissione di un trasduttore può essere scomposta con l'analisi spettrale dell'impulso. Il fattore "Q" del trasduttore è indirettamente proporzionale all'ampiezza di banda o dispersione delle frequenze.

Nei trasduttori ad emissione continua viene generata una singola frequenza. Nei sistemi ad emissione pulsata, a causa delle imperfezioni dei cristalli e della complessità dello smorzamento dell'impulso, viene generato un *range* di frequenze che si combina per formare l'impulso US. L'analisi di Fourier è in grado di analizzare un'onda complessa e di suddividerla nelle sue varie componenti di frequenza: il fascio US risulta così costituito da una frequenza fondamentale e da frequenze armoniche con ampiezza e fase ben definite.



**Fig. 53.** RELAZIONE FRA FATTORE "Q", LUNGHEZZA DELL'IMPULSO E FREQUENZA SPETTRALE. Un trasduttore con alto fattore "Q" genera impulsi di frequenza pura e di lunga durata, mentre un trasduttore a basso fattore "Q" genera impulsi di ampia frequenza e di breve durata. Nella parte superiore del diagramma viene illustrata la curva di potenza in funzione del tempo di un trasduttore con fattore "Q" alto: l'impulso è lungo e presenta un'ampiezza di banda ristretta per lo smorzamento rapido della risonanza. Nella parte bassa viene rappresentata la lunghezza dell'impulso e la curva potenza/frequenza di un trasduttore a basso fattore "Q".



La frequenza spettrale del fascio US viene analizzata misurando la potenza del segnale in funzione del tempo per un impulso generato da un segnale elettrico e il relativo segnale eco che ritorna da un bersaglio piatto di acciaio disposto in un mezzo privo di impedenza acustica ad una distanza fissa dal trasduttore. Con l'analisi di Fourier, la rappresentazione della potenza dell'impulso US passa dal dominio del tempo al dominio delle frequenze. Il dominio delle frequenze è un termine matematico che significa che le varie componenti di frequenza del segnale vengono singolarmente identificate per fase ed ampiezza. Le curve di potenza in funzione della frequenza mostrano lo spettro che compone l'impulso. La frequenza massima prende il nome di frequenza centrale  $f_c$  (Fig. 54).

La frequenza centrale è la frequenza operativa fondamentale o frequenza naturale di risonanza del trasduttore e dipende dallo spessore del cristallo. Come detto in precedenza, il fattore "Q" del trasduttore è definito dal rapporto fra la frequenza centrale e la banda di frequenza, ovvero:  $Q = f_c/\Delta f$ , dove  $\Delta f$ , è la banda di frequenza. Questa viene quotata in ciascun trasduttore quando la potenza originale del segnale si riduce del 50%, ossia perde 3 dB di intensità. A questo punto, come illustrato nella (Fig. 55), su ciascun lato della frequenza centrale viene segnato nella curva il punto che corrisponde alla frequenza più alta e più bassa al 50% della potenza. La banda di frequenza della sonda viene calcolata sottraendo la frequenza bassa al 50% della potenza massima dalla frequenza alta al 50% della potenza massima. Questo processo di quotazione della distribuzione delle frequenze al 50% della potenza viene chiamata *full width at half maximum* (FWHM).

**Banda frazionale.** La durata dell'impulso e l'ampiezza di banda sono inversamente proporzionali, cioè la durata dell'impulso è proporzionale all'inverso dell'ampiezza:  $\Delta f \sim 1/PD$  ( $\mu s$ ). Un fascio di US generato in modo discontinuo con PD di 1 ms ha approssimativamente un'ampiezza di banda di 1 MHz. Se la durata dell'impul-

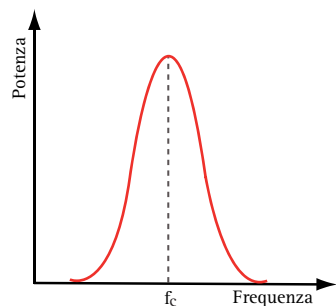
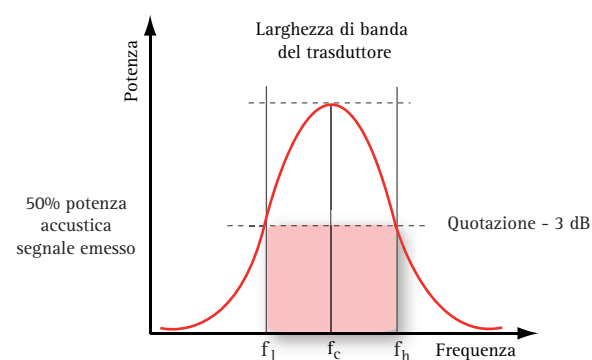


Fig. 54. FREQUENZA CENTRALE. La frequenza centrale  $f_c$ , è la frequenza fondamentale o frequenza di risonanza del trasduttore.

so viene ridotta di un fattore 2, cioè da 1 a 0.5 ms, l'ampiezza di banda aumenta a 2 MHz. Ancora, un impulso più breve produce un'ampiezza di banda più larga. L'ampiezza di banda viene spesso espressa come **frazione della frequenza centrale**, cioè  $\Delta f/f_c$ . Un trasduttore che opera ad una frequenza centrale di 7.5 MHz con un fattore "Q" di 2 ha una banda frazionale di 0.5, ossia del 50%. Pertanto la banda frazionale può essere stimata dal numero di cicli presenti in un impulso.

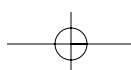
**Risoluzione spaziale dei trasduttori.** La risoluzione spaziale è uno dei più importanti requisiti per stabilire la qualità di un trasduttore. In un'immagine ecografica bidimensionale vi sono due assi di risoluzione: la **risoluzione laterale** che descrive la capacità di risoluzione del sistema su un'asse ortogonale rispetto all'asse del fascio e la **risoluzione assiale** che definisce la risoluzione lungo l'asse di trasmissione o un'asse parallelo. Per formare l'immagine ecografica bisogna che un fascio di US generato da un trasduttore venga lanciato nei tessuti e che il segnale riflesso ritorni alla sonda per essere elaborato e visualizzato come immagine bidimensionale sul monitor. Il tempo necessario affinché il segnale ritorni al trasduttore dipende dalla profondità del bersaglio. Due riflettori situati a profondità diversa possono essere percepiti dall'occhio come separati l'uno dall'altro in base al tempo di ritorno del segnale, cioè dell'intervallo di tempo che intercorre fra l'arrivo del primo e del secondo segnale. L'immagine ecografi-

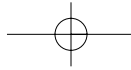


$$\text{Fattore di qualità } Q = \frac{\text{Frequenza di risonanza}}{\text{Larghezza di banda}}$$

$$\text{Fattore di qualità } Q = \frac{\text{Energia ritenuta per ciclo}}{\text{Energia persa per ciclo}}$$

Fig. 55. CALCOLO DELL'AMPIEZZA DI BANDA DI UN TRASDUTTORE. La curva spettrale ha un picco che corrisponde alla frequenza di risonanza del trasduttore (frequenza nominale) e una ripartizione di frequenze superiori ed inferiori d'intensità decrescente. Nella curva, la larghezza di banda del trasduttore è quotata a -3dB, considerando l'estensione delle frequenze *versus* la frequenza nominale, a livello della metà della quantità totale di segnale emesso dal trasduttore.





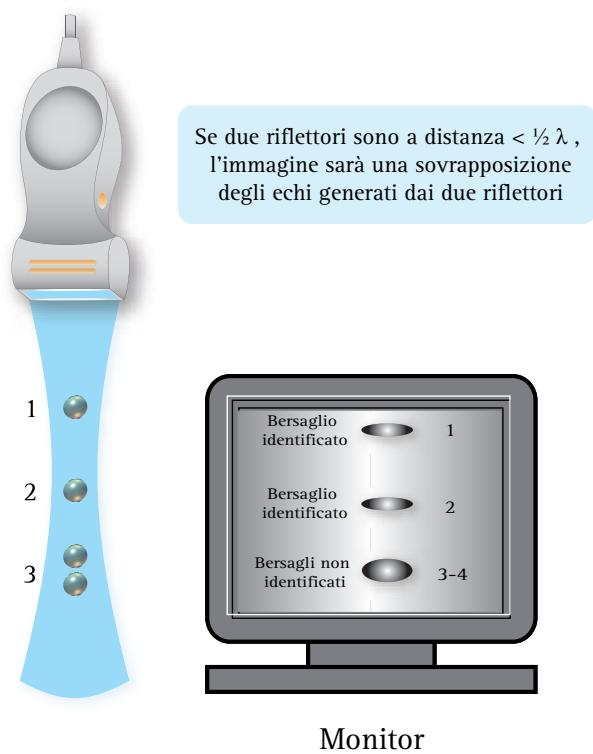
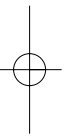
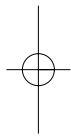
ca viene costruita, infatti, usando i *tempi di arrivo per determinare la profondità del bersaglio e la posizione dei segnali rispetto all'asse focale, per definire la posizione laterale nello spazio*. Se la capacità di risoluzione è la distanza minima per cui due bersagli che generano segnali eco diversi possono essere distinti tra loro, la *risoluzione spaziale* del trasduttore dipende sostanzialmente dalla risoluzione assiale e laterale.

La **risoluzione assiale** definisce la proprietà del trasduttore di distinguere due bersagli separati disposti lungo l'asse del fascio US e per questo viene espressa in mm (Fig. 56). Se i due bersagli non sono abbastanza distanziati l'uno dall'altro o più semplicemente, se i due bersagli sono a distanza inferiore rispetto alla metà della lunghezza spaziale dell'impulso, l'immagine riprodurrà una sovrapposizione degli echi generati dai singoli bersagli. Per migliorare la risoluzione assiale bisogna ridurre la SPL riducendo o la lunghezza d'onda o il numero dei cicli dell'impulso ( $SPL = \lambda \cdot N_c$ ). Se il numero dei cicli è già ridotto al massimo dal *backing layer* (3 cicli), l'unico modo per migliorare la risoluzione assiale è quello di aumentare la frequenza di trasmissione, dal momento che  $\lambda$  è uguale a  $V/\nu$ . La risoluzione assiale per un impulso di 3 cicli è migliore di quella di

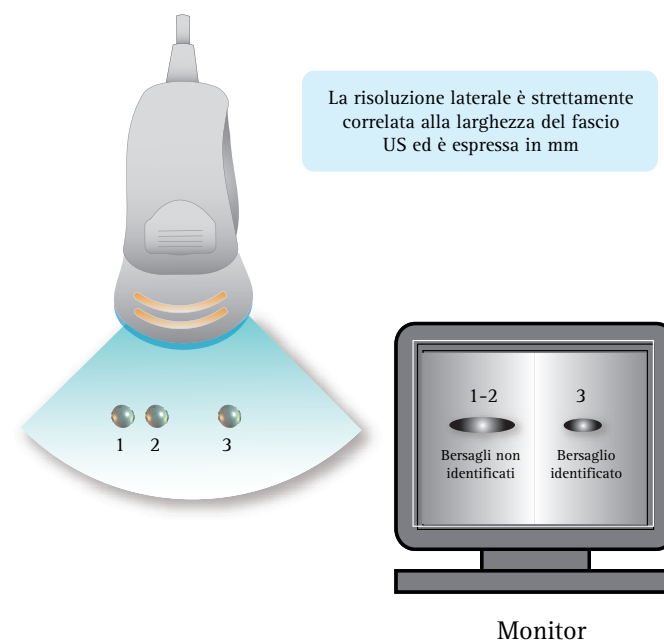
un impulso di 6 cicli della stessa frequenza. Aumentando però la frequenza di trasmissione si riduce, come vedremo, la capacità di penetrazione degli US e, di conseguenza, la possibilità di esplorare il campo profondo. Pertanto, nelle applicazioni cliniche, la frequenza della sonda deve necessariamente rappresentare un compromesso fra risoluzione e profondità di campo. *Una misura della risoluzione assiale è data da  $SPL/2$* .

La **risoluzione laterale** definisce la capacità di distinguere due bersagli vicini, ma disposti lungo un'asse perpendicolare a quello del fascio US. Anche la risoluzione laterale è espressa in mm e rappresenta la distanza minima fra due bersagli, al di sotto della quale questi appaiono sovrapposti nell'immagine. La risoluzione laterale è strettamente correlata alla larghezza del fascio US del trasduttore, come schematizzato nella (Fig. 57). La larghezza del fascio US è strettamente correlata allo spessore e alla frequenza emessa dal cristallo. A parità di diametro del cristallo, aumentando la frequenza si riduce la larghezza del fascio. A parità di frequenza, la larghezza del fascio si riduce aumentando la larghezza del cristallo. Lo stesso risultato può essere ottenuto con la focalizzazione del fascio US.

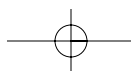
La **risoluzione elevazionale**, o "*slice thickness*", un altro requisito importante per definire la risoluzione spaziale della sonda, verrà trattata in un paragrafo successivo.



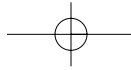
**Fig. 56. RISOLUZIONE ASSIALE.** La risoluzione assiale definisce la proprietà di distinguere due interfacce riflettenti disposte lungo l'asse del fascio US. La risoluzione assiale di un trasduttore viene espressa in mm. Nello schema i due riflettori più vicini alla sonda vengono distinti e ben rappresentati, mentre i due riflettori profondi e più vicini fra loro vengono sovrapposti riducendo la qualità dell'immagine.



**Fig. 57. RISOLUZIONE LATERALE.** La risoluzione laterale definisce la proprietà di distinguere due bersagli vicini, ma disposti lungo un'asse perpendicolare all'asse del fascio US. La risoluzione laterale è strettamente correlata alla larghezza del fascio US del trasduttore ed è espressa in mm. Nello schema i riflettori 1 e 2 non vengono distinti e separati l'uno dall'altro, mentre il riflettore 2 viene distinto dal riflettore 3.







## Caratteristiche del campo sonoro

In base alle caratteristiche di costruzione si distinguono due diversi tipi di trasduttore: 1) Il **trasduttore monoelemento**, costruito con un singolo cristallo piezoelettrico di dimensioni e forma variabili; 2) il **trasduttore multielemento**, costruito con una filiera più o meno numerosa di cristalli ciascuno dei quali è singolarmente connesso agli elettrodi. Nel trasduttore monoelemento, il fascio US può essere considerato come il risultato di somministrazione di tanti piccoli fasci che originano da una serie di piccole sorgenti puntiformi. Anche nel trasduttore multielemento ciascun cristallo si comporta come una sorgente di piccoli fronti d'onda. Pertanto, in entrambe le situazioni il fascio US che emerge dal trasduttore rappresenta un fronte d'onda unico che si genera per interferenza costruttiva secondo il principio di Huygens<sup>(5)</sup> e rappresenta la somma algebrica dei singoli fronti d'onda (Fig. 58). Un fascio US

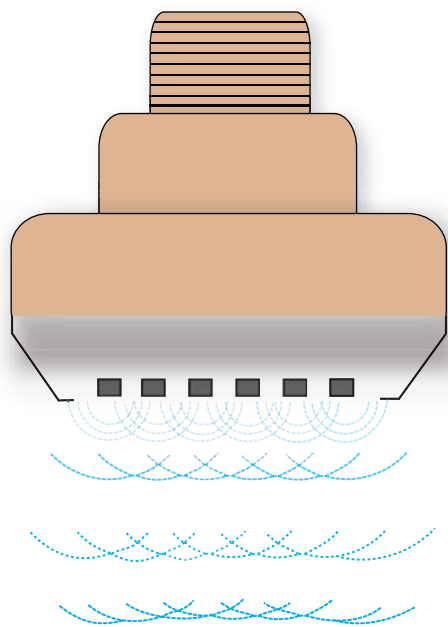


Fig. 58. CAMPO SONORO DELLE SONDE MULTIELEMENTO. Nei trasduttori multielemento, ogni singolo elemento attivo si comporta come una piccola sorgente puntiforme di US generando un piccolo fronte d'onda che si propaga in senso radiale. In accordo con il principio di Huygens enunciato per spiegare la diffrazione e la rifrazione della luce, dalla somministrazione per interferenza positiva dei singoli fronti d'onda si genera un unico fronte combinato che rappresenta il fronte d'onda del fascio US del trasduttore.

5) Huygens, Christiaan (L'Aia 1629-1695), astronomo, matematico e fisico olandese. Tra le sue scoperte è da ricordare il principio, detto appunto di Huygens, secondo cui ogni punto di una superficie d'onda è esso stesso sorgente di una nuova onda. Partendo da questo principio egli sviluppò la teoria ondulatoria della luce che, dopo le iniziali critiche da parte degli scienziati che difendevano la teoria corpuscolare di Isaac Newton, fu sostenuta e completata dai fisici Augustin-Jean Fresnel e Thomas Young.

non focalizzato è in pratica inutilizzabile in diagnostica, poiché tende a divergere progressivamente e a perdere in risoluzione laterale.

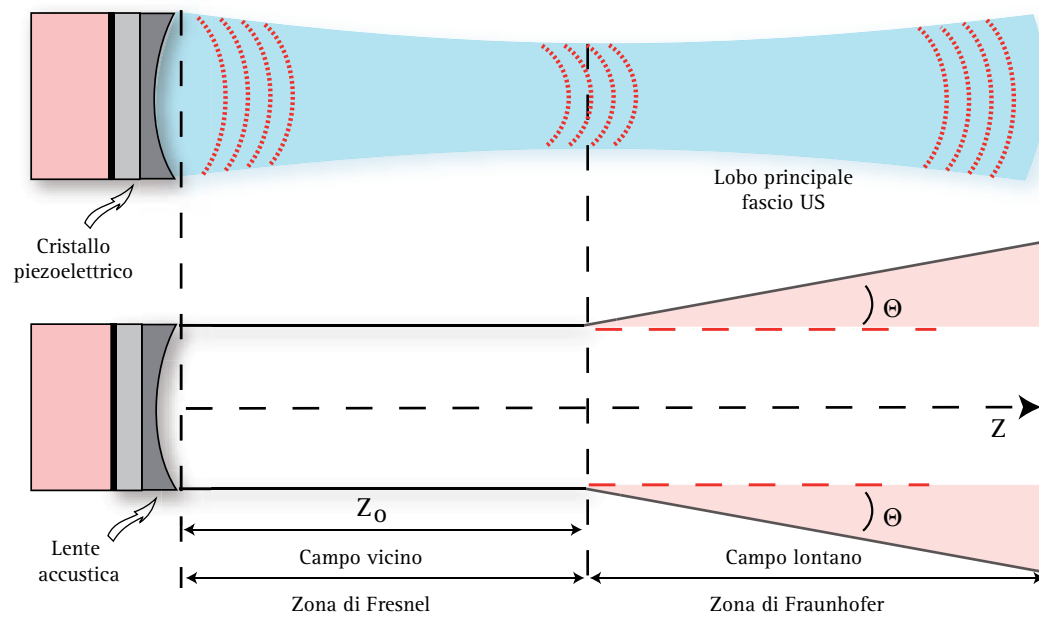
Nel *campo sonoro*, o *piano di scansione* generato da un trasduttore, si possono individuare due diverse regioni: il **campo vicino (zona di Fresnel<sup>(6)</sup>)** ed il **campo lontano (zona di Fraunhofer<sup>(7)</sup>)** (Fig. 59). Assumendo la zona focale come regione di riferimento, il fascio US nel campo vicino ha una forma cilindrica e mostra una progressione lineare. In questa "zona", il fascio ha la massima capacità di risoluzione laterale. L'estensione della zona di Fresnel è direttamente proporzionale al diametro del cristallo ed inversamente proporzionale alla frequenza, secondo la relazione:  $Z_0 = d^2/4\lambda$ , dove  $Z_0$ , rappresenta l'estensione del campo vicino e  $d$ , è il diametro del cristallo. Pertanto, a parità di frequenza, l'estensione del campo vicino sarà tanto maggiore quanto maggiore è il diametro del cristallo (Fig. 60). Viceversa, a parità di diametro, l'estensione del campo vicino è inversamente proporzionale alla lunghezza d'onda, nel senso che più bassa è  $\lambda$ , (ricordare che  $\nu = 1/\lambda$ ), maggiore è l'estensione del campo vicino (Fig. 61).

Più in profondità, nel campo lontano rispetto alla zona focale del trasduttore, il fascio tende a divergere naturalmente assumendo una forma ad imbuto (**zona di Fraunhofer**). In questa "zona" la risoluzione laterale degrada fortemente. L'angolo di divergenza fra asse foca-

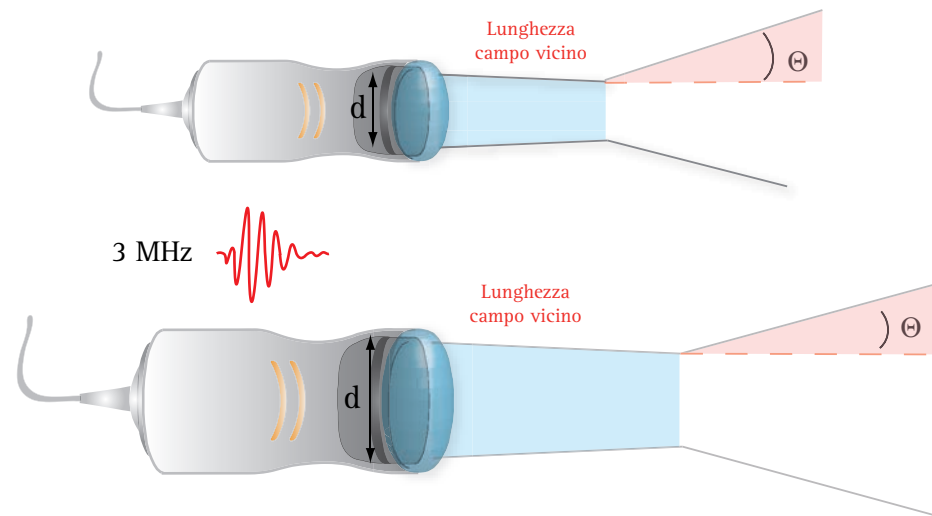
6) Fresnel, Augustin-Jean (Broglie 1788 - Ville d'Avray 1827), fisico francese sostenitore della teoria ondulatoria della luce. Studiò a Caen e all'Ecole Polytechnique di Parigi; effettuò numerosi esperimenti sull'interferenza della luce, dimostrando per primo che due raggi di luce polarizzati in piani paralleli evidenziano effetti di interferenza, che invece non si manifestano se essi vengono polarizzati in piani perpendicolari. Da questo esperimento dedusse che le onde luminose si propagano trasversalmente e non longitudinalmente (come il suono), come avevano affermato in precedenza i seguaci di Huygens. Fresnel produsse per primo la luce polarizzata circolarmente e lavorò inoltre a numerose formule ottiche basilari, compresa quella relativa alla riflessione, alla rifrazione, alla doppia rifrazione e alla polarizzazione della luce riflessa da una sostanza trasparente. I suoi studi riguardanti gli effetti ottici generati dal moto di oggetti furono importanti per il successivo sviluppo della teoria della relatività. Nel campo dell'ottica applicata, ideò le lenti composte, spesso chiamate "lenti di Fresnel", utilizzate per produrre i fasci di luce paralleli dei fari e di un tipo di riflettore impiegato nell'illuminazione teatrale. All'epoca in cui visse Fresnel solo un ristretto gruppo di scienziati era a conoscenza delle sue ricerche scientifiche; alcuni dei suoi saggi vennero pubblicati dopo la sua morte. Fu membro dell'Accademia francese delle Scienze e della Royal Society di Londra.

7) Fraunhofer, Joseph von (Straubing 1787 - Monaco 1826), ottico e fisico tedesco. Fraunhofer apportò numerosi miglioramenti alla fabbricazione del vetro per strumenti ottici, alla rettifica e levigatura delle lenti e alla costruzione di telescopi e altri strumenti. Inventò anche numerosi strumenti scientifici: il suo nome è legato alle righe nere d'assorbimento dello spettro solare, definite appunto righe di Fraunhofer, poiché egli per primo le descrisse dettagliatamente. I suoi studi sulla rifrazione e sulla dispersione della luce lo portarono all'invenzione dello spettroscopio e della scienza della spettroscopia. Nel 1823 Fraunhofer divenne membro dell'Accademia delle Scienze di Monaco e fu sovrintendente di fisica.





**Fig. 59.** REGIONI DEL CAMPO SONORO. Nel campo sonoro generato da un trasduttore possono essere individuate due diverse regioni: il campo vicino (zona di Fresnel) ed il campo lontano (zona di Fraunhofer).  $Z$  = asse focale;  $Z_0$  = lunghezza del campo vicino;  $\Theta$  = angolo di divergenza.



**Fig. 60.** VARIAZIONI DEL CAMPO SONORO. A parità di frequenza, l'estensione del campo vicino varia in modo direttamente proporzionale al diametro del trasduttore mentre l'angolo di divergenza varia ancora in modo inversamente proporzionale.

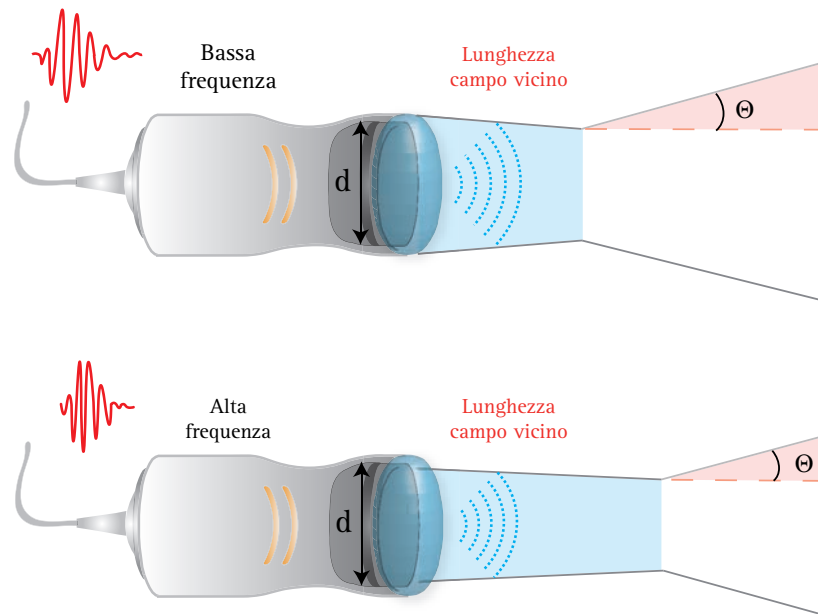
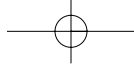
le e direzione del fascio divergente  $\theta$ , dipende dalla lunghezza d'onda  $\lambda$ , del trasduttore secondo la relazione:

$$\sin \theta = \frac{1,2 \lambda}{d}$$

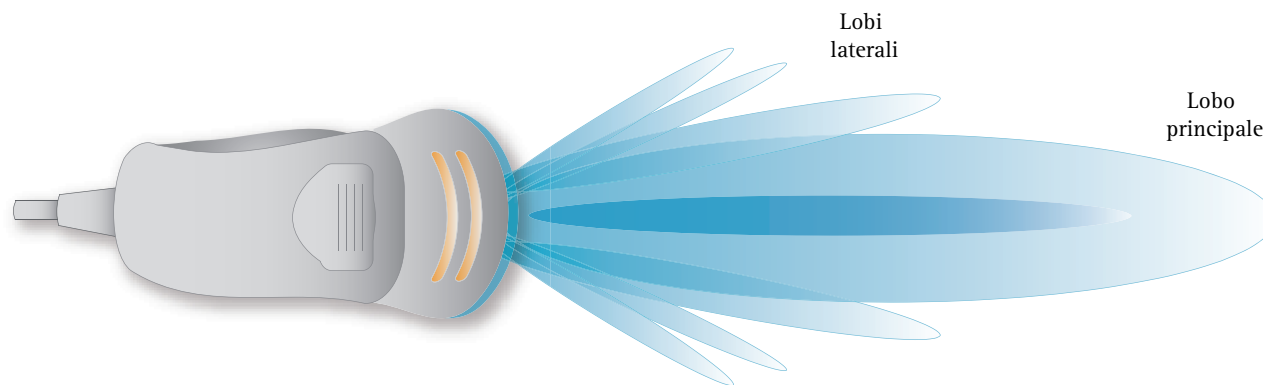
dove  $\lambda$ , è la lunghezza d'onda e  $d$ , il diametro del trasduttore. Pertanto, nel campo lontano, l'angolo di divergenza sarà tanto maggiore quanto minore è il diametro del trasduttore, mentre sarà tanto minore quanto più elevata è la frequenza e minore la lunghezza d'onda.

La (Fig. 62) rappresenta la conformazione del fascio US generato da un cristallo monoelemento non focalizzato a forma di disco. L'immagine fotografica, tratta da Bergmann L. in: *Der ultraschall und sein unwendung in wissenschaft und technik*. (Stuttgart: S. Heizel Verlage, 1954), riproduce un lobo centrale o principale (*main lobe*), più lobi laterali (*side lobes*) e qualche cenno di *grating lobes*.

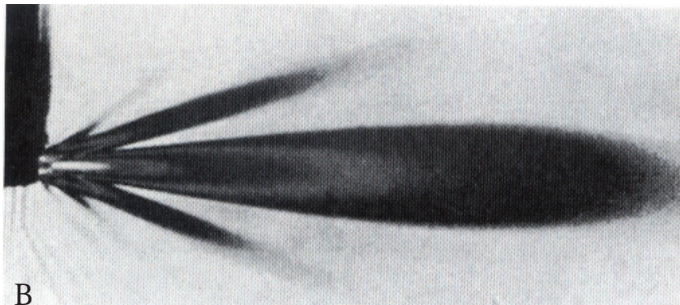
Nei *side lobes* la risoluzione laterale degrada fortemente e possono manifestarsi artefatti di volume parziale (falsa rappresentazione di strutture non presenti realmente nel campo di scansione). Nei trasduttori mo-



**Fig. 61.** VARIAZIONI DEL CAMPO SONORO. L'estensione del campo vicino in senso radiale varia in funzione del diametro del cristallo e della sua frequenza di risonanza. A parità di diametro del cristallo piezoelettrico, l'estensione del campo vicino varia in modo direttamente proporzionale alla frequenza ( $\lambda = 1/\nu$ ), mentre l'angolo di divergenza varia in modo inversamente proporzionale.



A

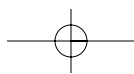


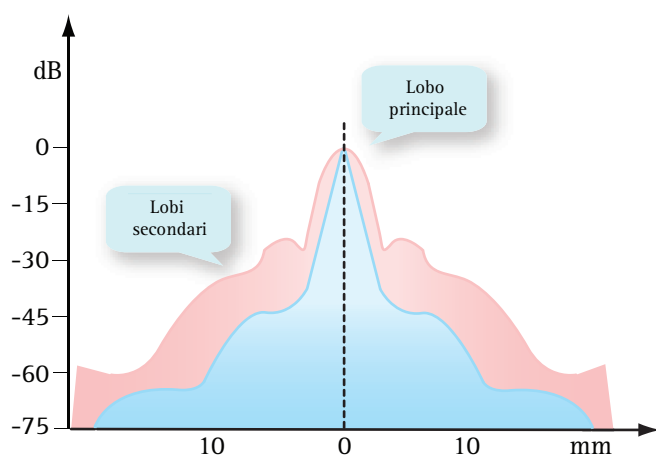
B

**Fig. 62.** CAMPO SONORO DI UN TRASDUTTORE MONOELEMENTO A DISCO NON FOCALIZZATO. Il fascio principale (*main lobe*) è affiancato da emissioni parassite dette lobi laterali (*side lobes*). I lobi laterali emergono dal trasduttore con angoli variabili rispetto al lobo principale. La larghezza del fascio principale limita la risoluzione laterale. I lobi laterali creano artefatti di posizione. Rappresentazione grafica (A) e fotografia (B).

noelemento ad emissione continua, l'energia presente nei lobi laterali rappresenta il 14% dell'energia acustica del lobo principale. Lobi laterali di tale intensità sono inutili nella maggior parte delle applicazioni ecografiche, in quanto degradano significativamente la risoluzione dell'immagine. Nelle sonde multielemento che generano US in modo pulsato l'energia dei lobi laterali è trascurabile. Infatti, la ripetizione discontinua delle varie frequenze che compongono la banda spet-

trale porta alla sovrapposizione dei lobi laterali ed al loro reciproco annullamento. Per attenuare ulteriormente la presenza dei lobi laterali, i costruttori hanno adottato anche una tecnica di smorzamento detta **apodizzazione** (Fig. 63) che trova la sua massima applicazione nelle sonde multielemento a focalizzazione elettronica. L'apodizzazione è un processo elettronico che, tramite il *beamformer* digitale, smorza con gradualità crescente l'eccitazione della filiera di elementi attivi dal



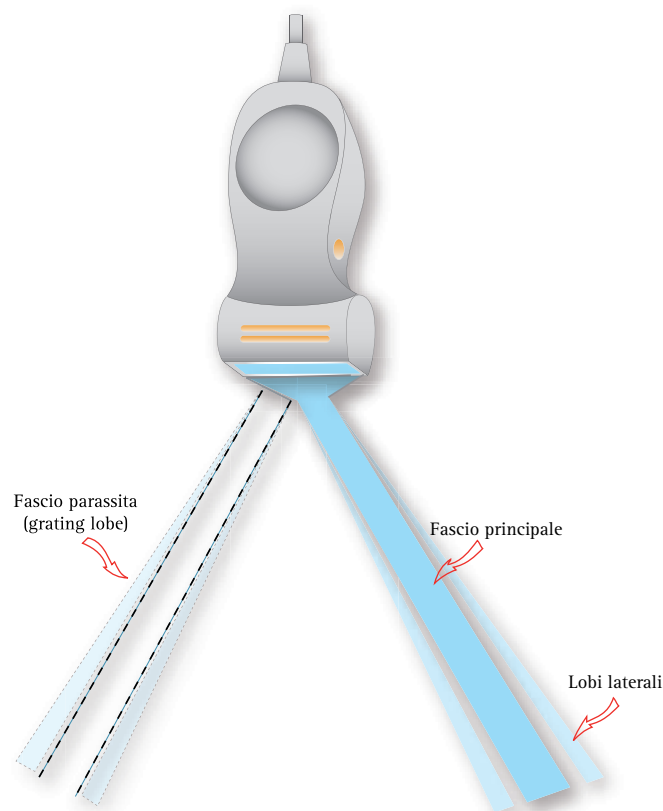


**Fig. 63.** APODIZZAZIONE. Lo schema dimostra come l'intensità relativa di due fasci US varia da un punto all'altro. Il picco più ampio di energia acustica corrisponde al *main lobe* e coincide con l'asse centrale. Con l'apodizzazione del trasduttore, l'energia dei lobi laterali e dei *grating lobes* viene notevolmente compressa e ridotta (area blu).

centro del trasduttore verso la periferia, attenuando in questo modo l'energia dei lobi laterali e dei *grating lobes*. Questi fasci parassiti hanno un basso livello di energia e riproducono specularmente il fascio principale e i lobi laterali a  $90^\circ$  rispetto all'asse del fascio principale. I *grating lobes* originano da fenomeni di ridondanza fra i singoli cristalli piezoelettrici e al pari dei lobi laterali, generano immagini artefattuali fantasma (**Fig. 64**). I fasci parassiti sono tanto più evidenti quanto maggiore è la distanza interposta fra i singoli elementi che compongono la filiera. Nelle sonde più moderne sono stati quasi completamente eliminati con l'uso di resine epossidiche che permettono di ridurre lo spazio fra ciascun elemento a meno della metà della lunghezza d'onda.

### Focalizzazione del fascio

Dal precedente paragrafo emerge che per migliorare la risoluzione spaziale del trasduttore, oltre che regolare il diametro dei cristalli e la frequenza degli US generati, si deve ridurre la naturale divergenza del fascio US con la focalizzazione. La zona di massima focalizzazione del fascio US viene definita *area focale* o *zona di convergenza*, mentre il punto di massima collimazione prende il nome di *zona focale* o *fuoco*. Pertanto, nella zona focale il fascio presenta la minore larghezza ed il minore spessore elevazionale e, di conseguenza, la massima intensità acustica. Prima del fuoco il fascio tende a convergere, mentre di là del fuoco tende a divergere notevolmente. La *zona focale* è delimitata dai

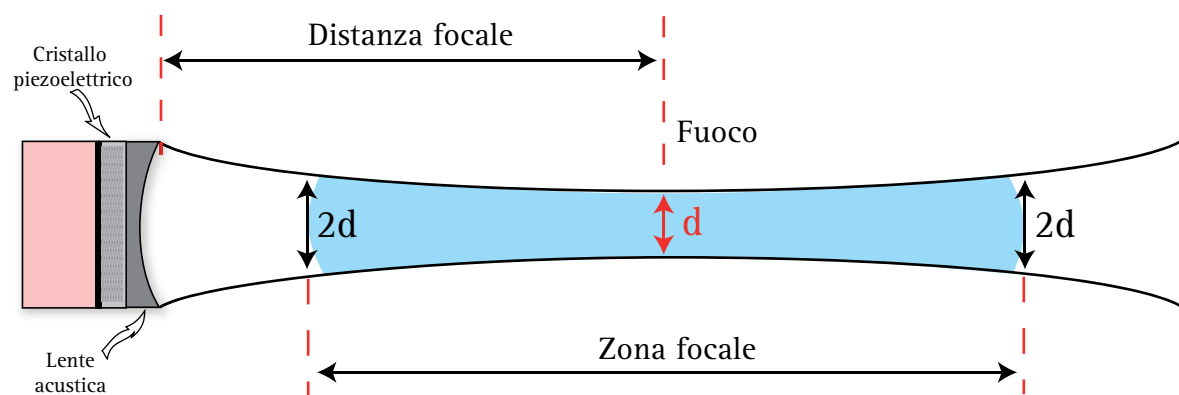
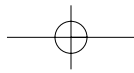


**Fig. 64.** GRATING LOBES. Sono una ripetizione speculare a bassa intensità del fascio principale e dei lobi laterali. I *grating lobes* originano dai profili laterali dei cristalli e sono legati alla distanza fra i singoli elementi attivi della filiera. Sono comunemente disposti a  $90^\circ$  rispetto al fascio principale ed al pari dei lobi laterali, questa energia parassita può generare fenomeni artefattuali (immagini fantasma).

*punti in cui il diametro del fascio è due volte ( $2d$ ) più grande del diametro del punto focale ( $d$ ). La distanza focale rappresenta, invece, la distanza che intercorre fra il fuoco e la superficie del trasduttore ed è l'area del campo sonoro dove è massima la risoluzione assiale e laterale (**Fig. 65**).*

La focalizzazione del fascio US può essere ottenuta con diverse tecniche. Una prima, detta *focalizzazione meccanica*, prevede o l'uso di *cristalli piezoelettrici sagomati concavi* o l'interposizione di *lenti acustiche* tra i cristalli e la superficie del trasduttore. Una seconda tecnica, detta di *focalizzazione dinamica o elettronica*, prevede una regolazione dinamica della sequenza di ritardi o di fase con cui vengono eccitati i singoli cristalli che compongono la filiera in modo da ottenere una collimazione dinamica del fascio dalla superficie in profondità. Poiché la capacità di focalizzazione condiziona fortemente la qualità dell'immagine ecografica, nel corso degli anni la tecnologia ha sviluppato tecniche di costruzione sempre più complesse e sofisticate per raggiungere questo obiettivo.



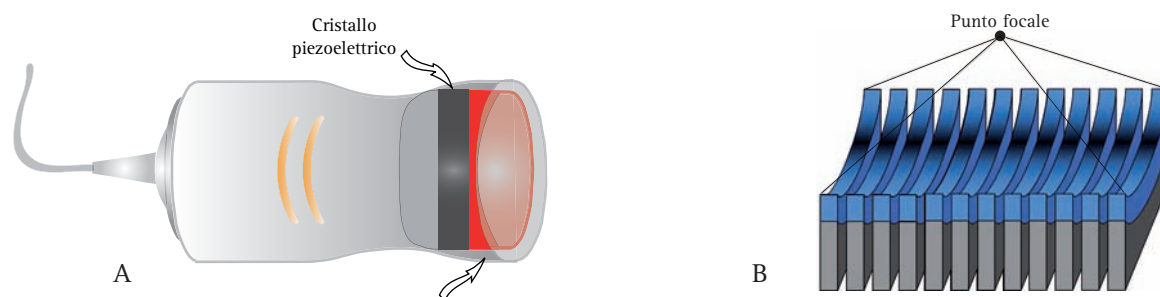


**Fig. 65.** FOCALIZZAZIONE MECCANICA DEL FASCIO US. La zona focale è delimitata dai punti in cui il diametro del fascio US raggiunge una dimensione doppia ( $2d$ ) rispetto a quella che ha nel punto focale ( $d$ ). La distanza focale rappresenta la distanza del fuoco dalla superficie del trasduttore ed è la zona in cui è massima la risoluzione assiale e laterale.

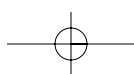
**Focalizzazione meccanica.** Questa tecnica riduce la naturale divergenza del fascio US con uso di lenti acustiche. Le lenti acustiche usate in ecografia hanno una forma di lente concava e sono costruite con materiali plastici come il *polistirene*, il *nylon* o l'*alluminio*, dove la velocità degli US è maggiore rispetto a quella dell'aria e dei tessuti. Grazie a questa caratteristica ed alla forma di disco concavo, le lenti acustiche fanno convergere il fascio in un punto focale che coincide con il fuoco della lente stessa. Il centro della lente è il punto che ha la proprietà di non deviare gli US. Un risultato simile a quello descritto può essere ottenuto usando cristalli piezoelettrici concavi che vengono sagomati nel corso della polarizzazione quando la ceramica viene riscaldata alla temperatura di Curie. Questa tecnica di focalizzazione, conosciuta come **focalizzazione intrinseca**, è strettamente legata al raggio di curvatura del cristallo che deve avere un valore caratteristico e ben definito (Fig. 66). La scelta tecnica fra i due tipi di focalizzazione (intrinseca o estrinseca) è legata alla frequenza nominale della sonda e alle applicazioni cliniche. La focalizzazione intrinseca non può essere utilizzata nelle sonde con frequenza di trasmissione nomi-

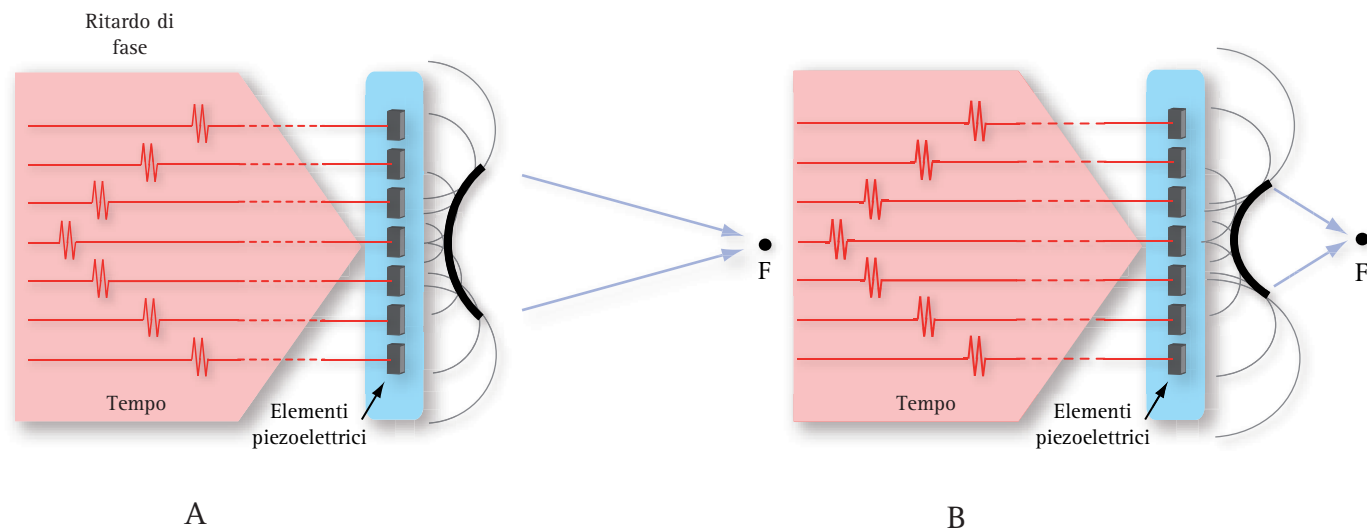
nale superiore a 5 MHz, poiché la fragilità dei cristalli di spessore inferiore a 4 mm rende estremamente difficile la sagomatura del materiale piezoelettrico in fase di costruzione. Il grande limite delle lenti acustiche, invece, nonostante la semplicità di assemblaggio e costruzione della sonda, è rappresentato dalla invariabilità della distanza focale della lente.

**Focalizzazione elettronica.** Negli strumenti più moderni e nelle apparecchiature digitali la focalizzazione viene realizzata in modo dinamico, sfruttando circuiti elettronici che programmano il ritardo o fase con cui vengono eccitati i singoli cristalli che compongono la filiera degli elementi attivi. Per intuizione, si può immaginare il fascio focalizzato elettronicamente come un fascio di US originato dalla convergenza di fronti d'onda che emergono perpendicolarmente da una superficie concava (Fig. 67). Il sistema elettronico che regola gli intervalli ed il ritardo con cui vengono eccitati i singoli cristalli configura la funzione del *beamformer*. Il *beamformer*, prima analogico ora digitale, funziona come una lente acustica dinamica che genera, indirizza e focalizza gli US in trasmissione e decodifica i



**Fig. 66.** FOCALIZZAZIONE MECCANICA. Le lenti acustiche (polistirene, nylon, alluminio) hanno forma di disco concavo e si comportano come una lente ottica che fa convergere il fascio US in un punto focale coincidente con il fuoco della lente stessa (A). Un risultato simile può essere ottenuto usando cristalli piezoelettrici sagomati a disco concavo (B).





**Fig. 67.** FOCALIZZAZIONE ELETTRONICA. Nello schema è rappresentato un piccolo gruppo di elementi attivi del trasduttore con il diagramma temporale del ritardo di fase con cui vengono sollecitati i singoli elementi. Gli elementi più esterni sono i primi ad essere eccitati. I fronti d'onda che originano da questi hanno un tempo più lungo per propagarsi rispetto ai fronti d'onda originati dagli elementi più interni, sollecitati con lieve ritardo. L'interferenza costruttiva genera un fronte d'onda unico, che ha un profilo curvilineo e si diffonde verso l'area focale (F). In (A) il ritardo di fase fra gli stimoli è più breve che in (B), per cui la distanza focale è maggiore. Per intuizione, si può immaginare il fascio focalizzato elettronicamente come un fascio di US originato dalla convergenza di fronti d'onda che emergono perpendicolarmente da una superficie concava.

segnali eco in ricezione a seconda della fase e dell'ampiezza, utilizzando un controllo elettronico dei profili di ritardo nella eccitazione dei singoli cristalli. Il *beamformer* determina anche la frequenza centrale e l'ampiezza della banda degli US. Più *beamformers* possono eseguire questa operazione in parallelo, in modo tale da ricevere fasci multipli di US emessi simultaneamente da una singola eccitazione del trasduttore. La tecnica di focalizzazione elettronica sarà estesamente trattata in un prossimo paragrafo.

### Trasduttori multielemento o Arrays

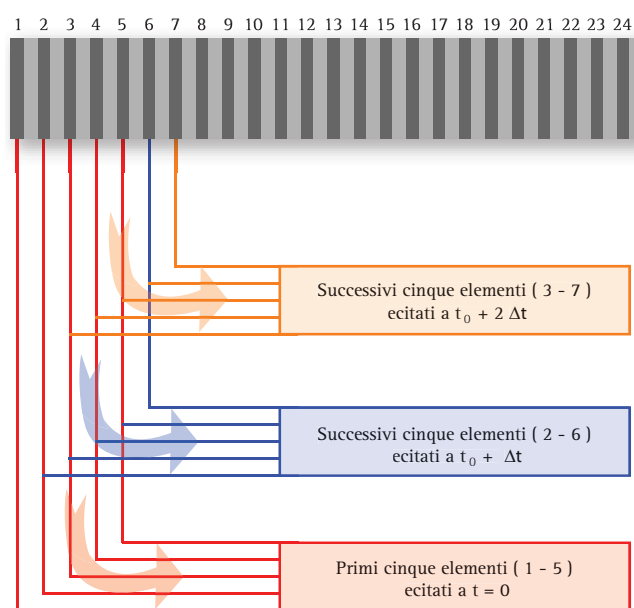
I trasduttori multielemento o *arrays* sono così chiamati perché costituiti da numerosi elementi piezoelettrici (da 64 a 500 o più) ordinati a costituire una filiera con un disegno geometrico variabile (lineare, convesso, biplanare). Nelle apparecchiature digitali, ciascun elemento ha i suoi elettrodi ed è singolarmente connesso al *beamformer*. In trasmissione, il *beamformer* può stimolare gli elementi della filiera singolarmente o in gruppo e, nello stesso modo, in ricezione i segnali eco rilevati da ciascun singolo elemento possono essere opportunamente ritardati prima di venire combinati e sommati in un unico segnale. Esistono vari tipi di sonde multielemento che danno il nome alla sonda in base alla disposizione geometrica degli elementi attivi. Si distinguono così le *sonde lineari*, le *sonde con profilo convesso* (con-

*vex*), le *sonde settoriali fasate* (*phased arrays*), le *sonde anulari* (*anular arrays*), le *sonde biplanari*.

**Sonda lineare.** Questo tipo di trasduttore è costruito con barrette rettangolari di ceramica piezoelettrica disposte in modo ordinato e lineare (Fig. 68). Il numero di elementi, e quindi le dimensioni complessive della sonda, variano in funzione delle scelte progettuali delle aziende costruttrici e delle applicazioni cliniche. Generalmente, le sonde lineari hanno una lunghezza variabile fra 2.5 e 10 cm e sono composte da un minimo di 128 fino a 500 o più elementi attivi. Nella sonda lineare, gli elementi possono essere attivati singolarmente in modo indipendente o in gruppo. L'attivazione elettronica sequenziale prevede o l'attivazione sequenziale dei *singoli elementi* o l'attivazione sequenziale di *porzioni o segmenti dell'array* (*cluster* da 5 a 20 elementi). Nell'attivazione sequenziale segmentale, il gruppo di elementi eccitato si comporta come un unico elemento piezoelettrico: in altri termini, esso genera un fascio US in modo analogo ad un trasduttore monoelemento. L'attivazione scalare di gruppi di cristalli, con salto progressivo di una posizione (ad esempio: eccitazione degli elementi 1-5 al tempo  $T_0$  e dei successivi elementi 2-6 al momento  $T_0+\Delta t$  e così via) (Fig. 69), consente di generare un elevato numero di fasci US, (alta densità di linee) paralleli fra loro ed in grado di esplorare una sezione di forma rettangolare e di dimensione uguale alla grandezza del trasduttore. Poiché il profilo del fascio US dipende dalle dimensioni dell'elemento attivo, ne consegue che l'at-



**Fig. 68.** SONDA LINEARE. Questo tipo di trasduttore è costruito con barrette rettangolari di ceramica piezoelettrica, disposte in modo lineare. Il numero degli elementi, e quindi le dimensioni complessive della sonda, variano in funzione delle scelte progettuali delle aziende costruttrici e delle applicazioni cliniche.



**Fig. 69.** ATTIVAZIONE SEQUENZIALE DEGLI ELEMENTI ATTIVI. L'attivazione sequenziale prevede l'eccitazione progressiva dei singoli elementi o di segmenti dell'*array* (da 5 a 20 elementi). Nell'attivazione sequenziale scalare i gruppi di cristalli vengono sollecitati progressivamente con scarto progressivo di una posizione.

tivazione sequenziale dei cristalli nella sonda lineare trova il suo limite principale nella distanza focale piuttosto breve e nella rapida divergenza del fascio nel campo lontano. L'attivazione sequenziale segmentale e l'attivazione sequenziale a scalare dell'*array* lineare hanno consentito di ovviare a questo inconveniente e, al tempo stesso, di costruire l'immagine ecografica con un'alta densità di linee.

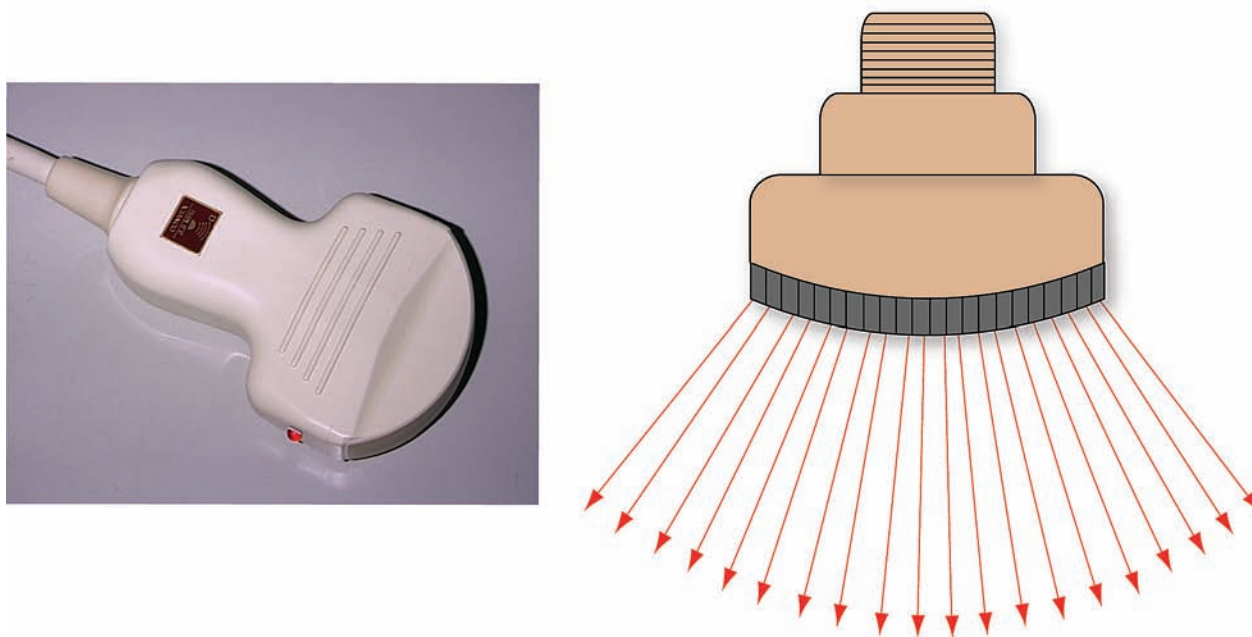
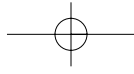
**Sonde a geometria convessa o *convex*.** Le sonde a geometria convessa o *convex* hanno una struttura analoga a quella delle sonde lineari con l'unica differenza che la geometria esterna del trasduttore viene concepita in modo

da disporre gli elementi attivi su un arco di circonferenza (**Fig. 70**). In questo caso, i fasci di US emessi dai singoli cristalli si dispongono lungo linee radiali, generando un'area di scansione di forma trapezoidale, a "tronco di cono", ampliando l'area di scansione rispetto alla sonda lineare. Le dimensioni delle sonde *convex* variano da 20 a 120 mm in funzione delle applicazioni diagnostiche, mentre il raggio di curvatura è compreso tra i 15 e gli 80 mm. .

**Sonde settoriali fasate o *phased array*.** Le sonde settoriali fasate o *phased array* sono comunemente più piccole rispetto alle sonde lineari ed alle *microconvex* (**Fig. 71**). Come queste ultime, sono costituite da un numero variabile (fino a 120) di elementi attivi rettangolari. Gli impulsi generati dall'attivazione dei singoli elementi viaggiano in un fascio di US che può essere inclinato in varie direzioni (*steering*) con il metodo del ritardo di attivazione dei cristalli (*time delay*).

**Sonde anulari meccaniche.** Le sonde anulari meccaniche hanno dimensioni esterne simili a quelle di un trasduttore monoelemento, ma sono costituite da una serie di elementi piezoelettrici disposti circolarmente a realizzare una filiera concentrica (**Fig. 72**). Come nel trasduttore monoelemento, la sonda anulare genera fasci US diretti esclusivamente lungo l'asse del trasduttore, per cui la scansione settoriale dell'area di interesse può essere eseguita solo con un movimento meccanico del trasduttore (*scansione meccanica*). Il vantaggio di questa configurazione multielemento risiede nella possibilità di realizzare una focalizzazione elettronica in maniera non dissimile da quella delle sonde precedentemente descritte.

**Sonde biplanari.** Le sonde biplanari, comunemente usate per le applicazioni endocavitarie, sono costruite con una morfologia mista lineare e settoriale. (**Fig. 73**).



**Fig. 70.** SONDA CONVEX E MICROCONVEX. Gli elementi attivi sono disposti in modo sequenziale lungo un arco di circonferenza con raggio di curvatura compreso tra 15 e 80 mm.

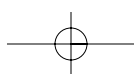


**Fig. 71.** SONDA SETTORIALE. Sono costituite da un numero variabile (fino a 120) di elementi attivi rettangolari. Sono comunemente più piccole rispetto alle sonde lineari e *convex*. Gli impulsi generati possono essere inclinati in varie direzioni (*steering*) agendo sui ritardi di attivazione dei cristalli piezoelettrici.

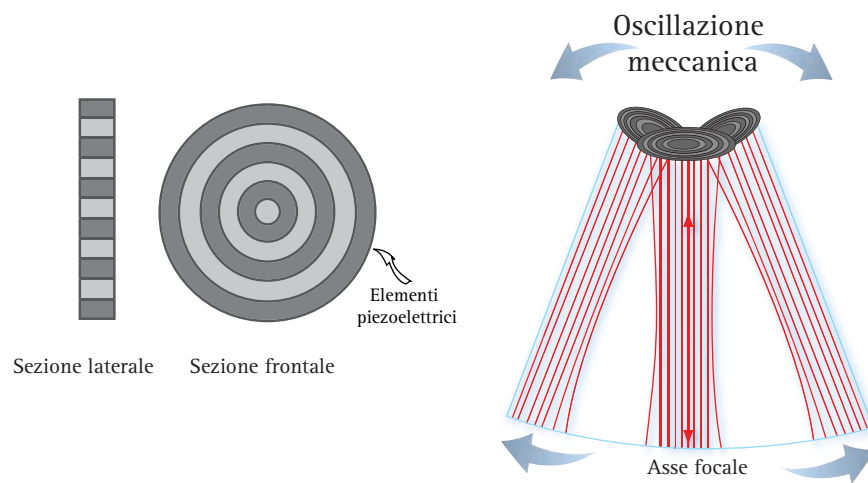
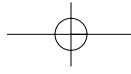
### Focalizzazione elettronica delle sonde multielemento

La focalizzazione elettronica consente di *regolare liberamente la distanza focale* del fascio US in funzione sia della profondità di campo che delle esigenze cliniche e delle condizioni di impiego del trasduttore. Questa tecnica, introdotta agli inizi degli anni '80, ha favorito un sostanziale miglioramento della qualità delle immagini ecografiche e si è progressivamente sviluppata sino a raggiungere la complessità e la raffinatezza della focalizzazione dinamica delle apparecchiature digitali.

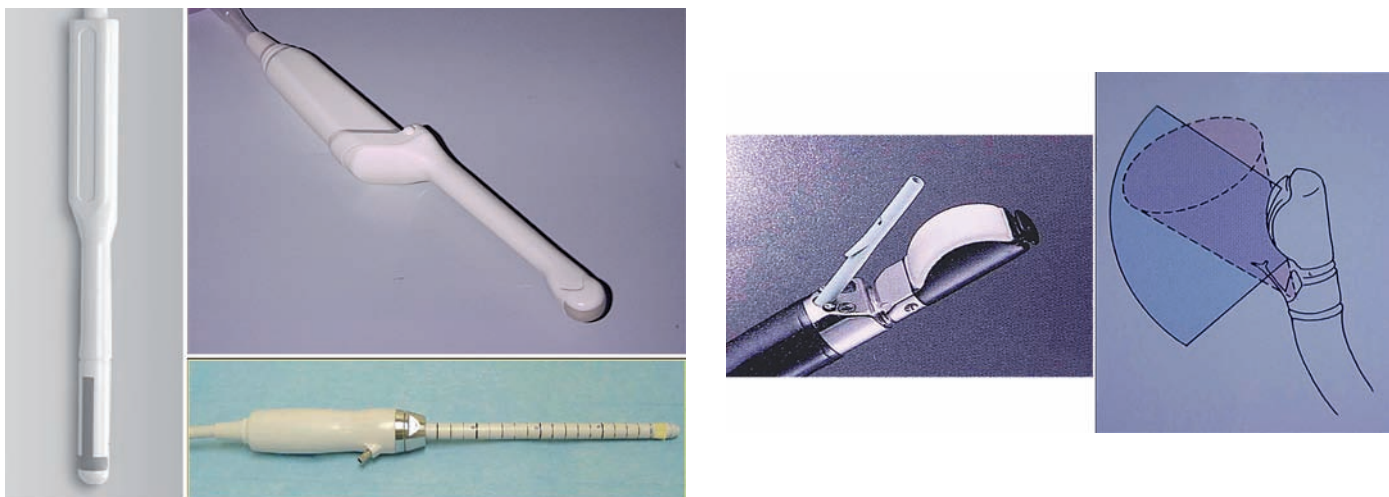
**Focalizzazione dinamica in trasmissione.** Il principio alla base della focalizzazione elettronica è il **ritardo di fase**, che consiste nell'attivazione sequenziale di gruppi adiacenti di elementi attivi (*cluster*) con un ritardo di tempo infinitesimo fra l'eccitazione dell'uno e dell'altro (alcune decine di nanosecondi =  $10^{-9}$  secondi) (**Fig. 74**). Il fronte d'onda che emerge dal trasduttore e converge verso una regione focale viene in questo modo collimato e ristretto nella larghezza. In altre parole, agendo sui ritardi temporali con cui i singoli elementi attivi vengono eccitati, si viene a creare una sorta di "lente funzionale dinamica" con effetti di focalizzazione simili o superiori a



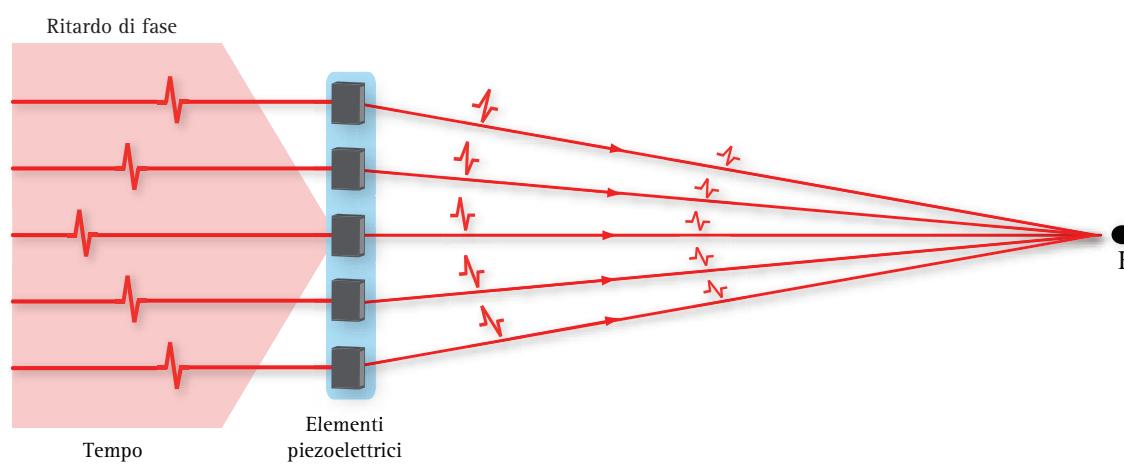




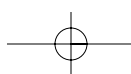
**Fig. 72.** SONDA ANULARE. È costituita da una serie di elementi piezoelettrici disposti in modo circolare a realizzare una filiera concentrica. Il trasduttore è immerso in un bagno d'olio e la scansione del campo sonoro viene ottenuta con lo spostamento meccanico della testa del trasduttore.



**Fig. 73.** SONDA BIPLANARE ENDOCAVITARIA. Le sonde biplanari sono comunemente usate per le applicazioni endocavitare.

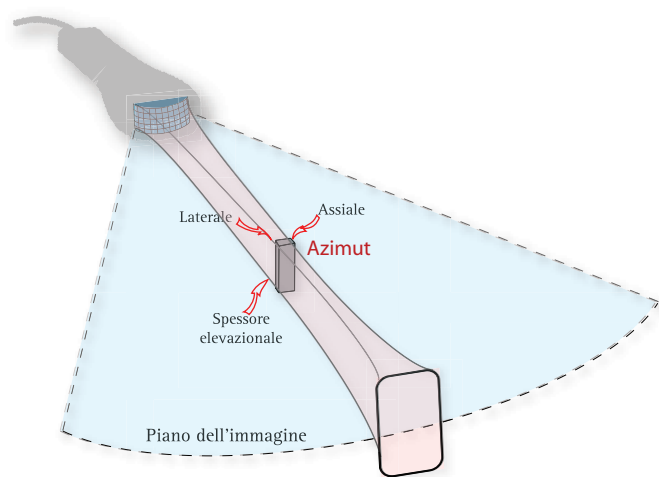


**Fig. 74.** FIGURA 74. FOCALIZZAZIONE DINAMICA O ELETTRONICA. Il principio alla base della focalizzazione elettronica è il ritardo di fase, ossia il controllo dell'attivazione sequenziale degli elementi attivi del trasduttore. La focalizzazione viene ottenuta regolando il ritardo di tempo infinitesimo (alcune decine di nanosecondi =  $10^{-9}$  secondi) con cui vengono eccitati gruppi adiacenti di elementi attivi (*cluster*). Il fronte d'onda così collimato e ristretto, converge verso una regione focale *F*.



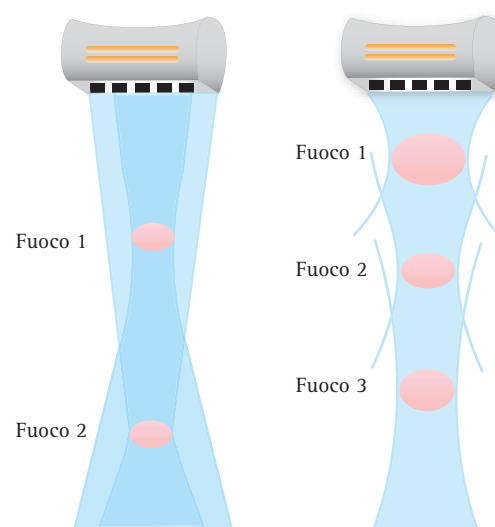
quelli che si ottengono con la sagomatura del trasduttore. La sequenza di attivazione dei cristalli prevede l'eccitazione preliminare degli elementi esterni e, di seguito, quella degli elementi attivi sempre più interni con una sequenza variabile ed in parte accennata in un precedente paragrafo. I fronti d'onda, emessi in tempi diversi da ogni singolo elemento, si propagano lungo una linea concava componendosi per interferenza costruttiva in un unico fronte d'onda, che tende a focalizzare ad una certa distanza dal trasduttore. L'effetto finale è simile a quello che si ottiene con una lente acustica, con la differenza che potendo agire in modo dinamico sulla scelta dei ritardi di fase è possibile generare fasci US con distanza focale variabile.

In ogni caso, è importante ricordare che, *nelle sonde lineari*, la focalizzazione elettronica agisce solo sul piano di scansione e quindi sulla larghezza del fascio e non sullo spessore. Sul piano elevazionale la focalizzazione è fissa ed è legata al profilo dei cristalli, o all'eventuale lente acustica utilizzata (Fig. 75). Nei trasduttori multielemento è possibile attivare simultaneamente più "fuochi" o zone focali (sonde multifocali). Il processo di focalizzazione in questo caso è più complicato, in quanto impone che lungo ciascuna linea del campo di vista vengano lanciati più impulsi. Ciascuno di essi viene focalizzato ad una profondità diversa. Ad esempio, usando una sonda *convex* ed una profondità di campo di 12 cm, l'attivazione di più zone focali significherebbe che un primo impulso verrà focalizzato a 4 cm, un secondo impulso verrà focalizzato a 8 cm ed un terzo impulso a 12 cm (Fig. 76). La



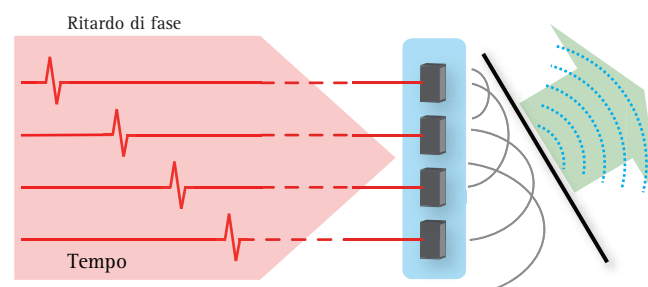
**Fig. 75.** LARGHEZZA E SPESSORE DEL FASCIO NEL PIANO DI SCANSIONE. È importante ricordare che nelle sonde lineari e *convex* la focalizzazione elettronica viene realizzata solo sul piano di scansione (piano assiale), mentre sul piano elevazionale (piano corto) la focalizzazione è fissa e dipende dalla lente acustica.

combinazione dei segnali derivati dai tre settori rappresenta l'immagine definitiva. La tecnica di acquisizione e di elaborazione del segnale varia fra le varie aziende costruttrici.

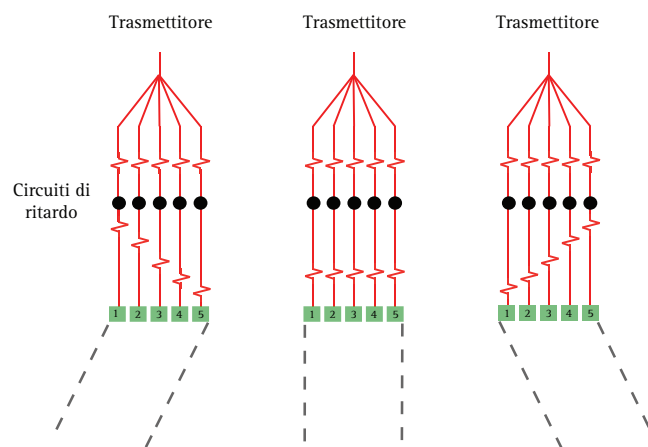
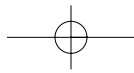


**Fig. 76.** APERTURA DINAMICA. L'apertura dinamica in trasmissione viene realizzata o usando un numero diverso di elementi o agendo sui ritardi di fase degli impulsi.

**Steering.** L'attivazione ordinata e sequenziale dei cristalli con ritardi di fase progressivamente maggiori da un'estremità all'altra della filiera è in grado di modificare la direzione del fascio US inclinandolo elettronicamente verso destra o sinistra (Fig. 77, 78, 79). La deviazione elettronica del fascio US con la tecnica dei ritardi di fase è conosciuta con il termine di *beam-steering*. Questa funzione, di scarsa importanza nell'*imaging* B-Mode con sonda *convex*, si rivela di grande versatilità ed utilità nelle *phased arrays* di uso cardiologico. Inoltre, essa trova larga applicazione nell'esame colorDoppler dei vasi superficiali con



**Fig. 77.** DEVIAZIONE ELETTRONICA DEL FASCIO O STEERING. Nella figura, la *phased array* è rappresentata da pochi elementi con il diagramma temporale del ritardo di eccitazione di ciascuno di essi. Gli US generati dagli elementi più in basso hanno un maggior tempo per propagarsi rispetto a quelli originati dai cristalli disposti più in alto. Il fronte d'onda risultante per interferenza costruttiva viene deviato verso l'alto. La direzione dello *steering* è determinata dall'impostazione del profilo dei ritardi temporali.

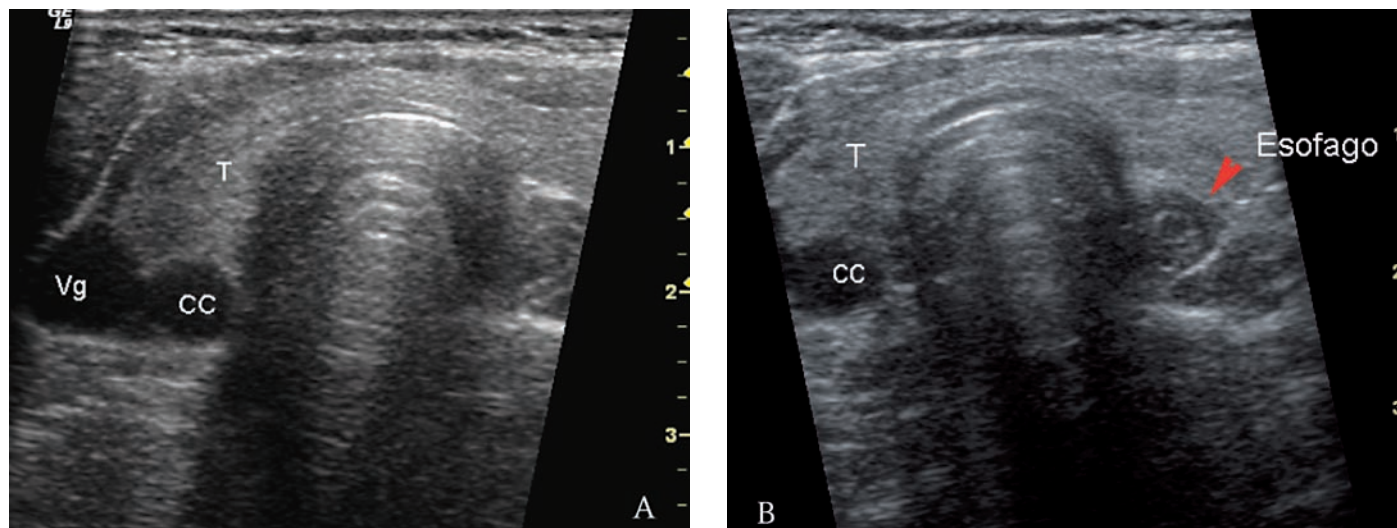


**Fig. 78. STEERING.** Il meccanismo di deviazione del fascio US con applicazione dei ritardi di fase è conosciuto con il termine di *beam-steering*. Questa funzione, di scarsa importanza nell'imaging B-Mode con sonda *convex*, si rivela di grande versatilità ed utilità nelle *phased arrays* di uso cardiologico; inoltre trova larga applicazione nell'esame colorDoppler dei vasi superficiali con sonda lineare, in quanto consente di generare fasci US la cui direzione può essere modificata elettronicamente e a piacimento in campi angolari sufficientemente estesi.

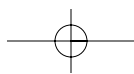
sonda lineare, in quanto consente di generare fasci US la cui direzione può essere modificata elettronicamente in campi angolari sufficientemente estesi (90-100°). Lo *steering* trascina con sé un inconveniente difficilmente superabile, vale a dire la generazione di emissioni parassite. Come ricordato in precedenza, i lobi laterali generano segnali spuri che svisolano la qualità dell'immagine ecografica. Questo inconveniente viene esaltato da sequenze di fase che generano fasci inclinati di 45°-50° rispetto all'asse del trasduttore, mentre è ben controllabile con inclinazioni entro i 30°.

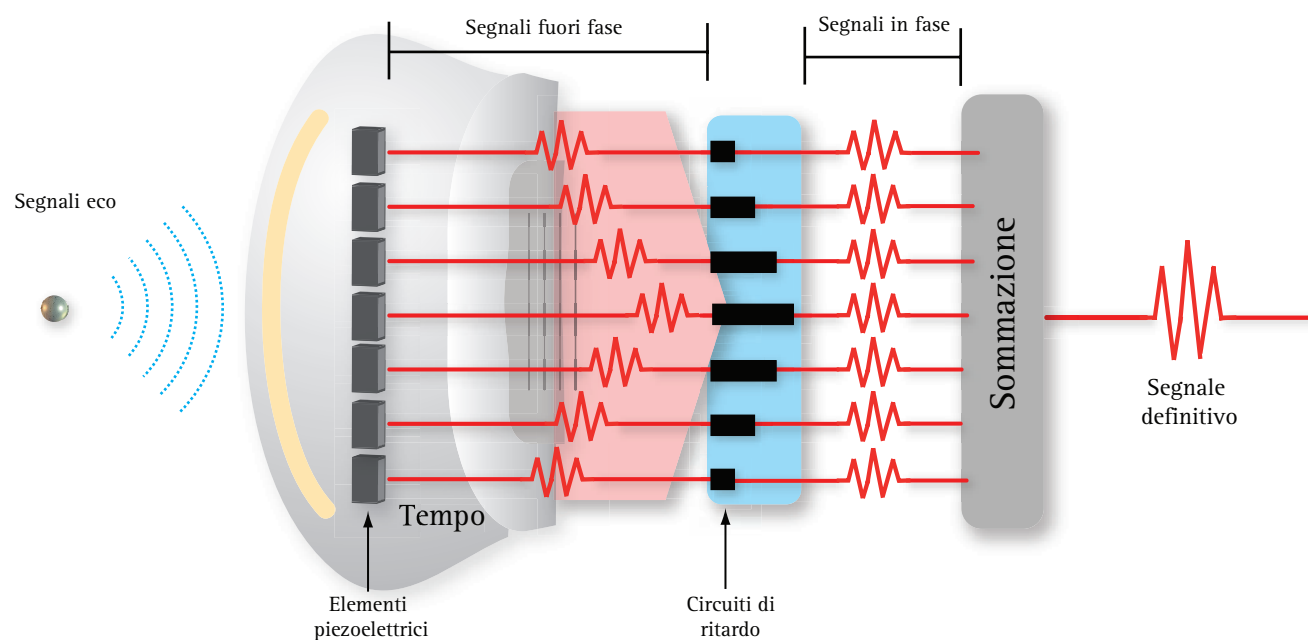
**Focalizzazione dinamica in ricezione.** Gli stessi circuiti elettronici che regolano l'attivazione sfasata degli elementi attivi possono anche modulare il ritardo dei segnali eco, in modo che tutti giungano al ricevitore in fase e nello stesso istante. I circuiti elettronici digitali che regolano l'attivazione sfasata (*delayed time*) dei cristalli in ricezione rientrano nella funzione del *beamformer*. Il processo di focalizzazione dinamica in ricezione è alquanto complesso. Tutti i segnali eco che originano dai riflettori raggiungono gli elementi attivi in tempi lievemente sfasati, in base al tempo impiegato dal segnale US nel tragitto d'andata e ritorno. Così, i singoli segnali possono essere in fase, parzialmente in fase, o fuori fase, generando fenomeni di interferenza capaci di annullare parzialmente il segnale finale. La funzione dei circuiti elettronici di ritardo ha appunto lo scopo di eliminare i ritardi temporali con cui ciascun segnale colpisce i singoli cristalli del trasduttore e rendere possibile la focalizzazione del segnale eco. Il controllo dei ritardi di fase si ottiene programmando i tempi di ricezione in funzione della profondità del riflettore e porta a considerare il segnale definitivo come la sommatoria di segnali in fase e fuori fase. Il sistema di focalizzazione non è limitato ad una profondità fissa, né, tanto meno, può essere regolato da parte dell'operatore, ma agisce automaticamente, in quanto la profondità di campo e la velocità degli US è sempre nota. La focalizzazione in ricezione non riduce la frequenza delle immagini (*frame rate*). La (Fig. 80) mostra i principi su cui poggia la focalizzazione dinamica in ricezione.

Per ridurre la larghezza del fascio e l'angolo di



**Fig. 79. STEERING B-MODE.** Scansione trasversale mesocervicale. (A) Il fascio è obliquo da sinistra verso destra per insonare la porzione posteriore del lobo destro della tiroide. (B) Il fascio US è obliquo da destra a sinistra per insonare il lobo sinistro della tiroide e l'esofago. Vg = vena giugulare profonda, CC = carotide comune; T lobo destro e sinistro della tiroide.





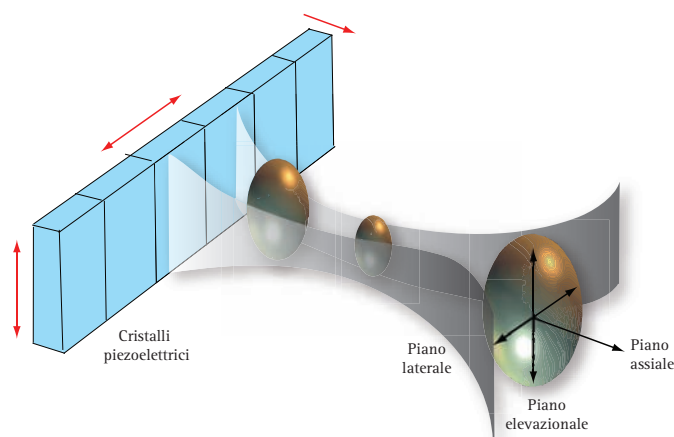
**Fig. 80.** FOCALIZZAZIONE DINAMICA IN RICEZIONE. Il diagramma mostra i principi su cui poggia la focalizzazione dinamica in ricezione. Gli echi riflessi da una interfaccia acustica raggiungono i vari elementi del trasduttore con lievi differenze temporali, proporzionali alla distanza geometrica che devono percorrere. La focalizzazione in ricezione viene ottenuta applicando un profilo di ritardo temporale, in modo che tutti i segnali eco possano giungere in fase al trasduttore prima di essere sommati.

scansione, la maggior parte delle apparecchiature ha una funzione di controllo sull'*apertura dinamica del fascio US*. L'apertura regola il numero di elementi che vengono attivati in trasmissione ed in ricezione per ogni linea del campo di vista. Restringendo, ad esempio, l'apertura angolare o dinamica della sonda si restringe il campo di scansione, poiché il fascio US si forma eccitando solo una piccola parte della filiera dei cristalli. In ricezione, viceversa, il numero dei cristalli attivi diventa progressivamente maggiore in funzione della profondità. Questo mantiene la risoluzione laterale pressoché costante in tutto il campo di vista. Un'ultima funzione, capace di modificare dinamicamente la larghezza del fascio già citata, è l'*apodizzazione*. Questa modula in trasmissione l'intensità dello stimolo che è maggiore negli elementi centrali e degrada verso la periferia della sonda. Questo accorgimento elettronico consente di ridurre l'emissione di fasci parassiti e gli artefatti.

### Risoluzione elevazionale o *Slice thickness*

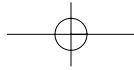
L'immagine ecografica B-Mode, come avremo modo di vedere nel capitolo successivo, è la rappresentazione bidimensionale di un *piano di scansione tridimensionale*

le prescelto dall'operatore. Tutte le strutture anatomiche contenute nel piano di scansione sono rappresentate in base alla risoluzione spaziale della sonda. La risoluzione di un trasduttore dipende non solo dalla larghezza del fascio sul piano di scansione (asse lungo) ma anche dallo spessore del fascio US in senso ortogonale rispetto all'asse di propagazione, vale a dire sul *piano elevazionale* o asse corto (**Fig. 81**). In altre parole, se la lar-



**Fig. 81.** RISOLUZIONE ELEVAZIONALE. Le sonde convenzionali vengono chiamate in gergo tecnico sonde 1D (Dimensione), in ragione della disposizione geometrica lineare e singola dei cristalli. Nelle sonde 1D la *slice thickness*, o risoluzione elevazionale, è regolata da una lente acustica a fuoco fisso, disposta anteriormente al piano dei cristalli.





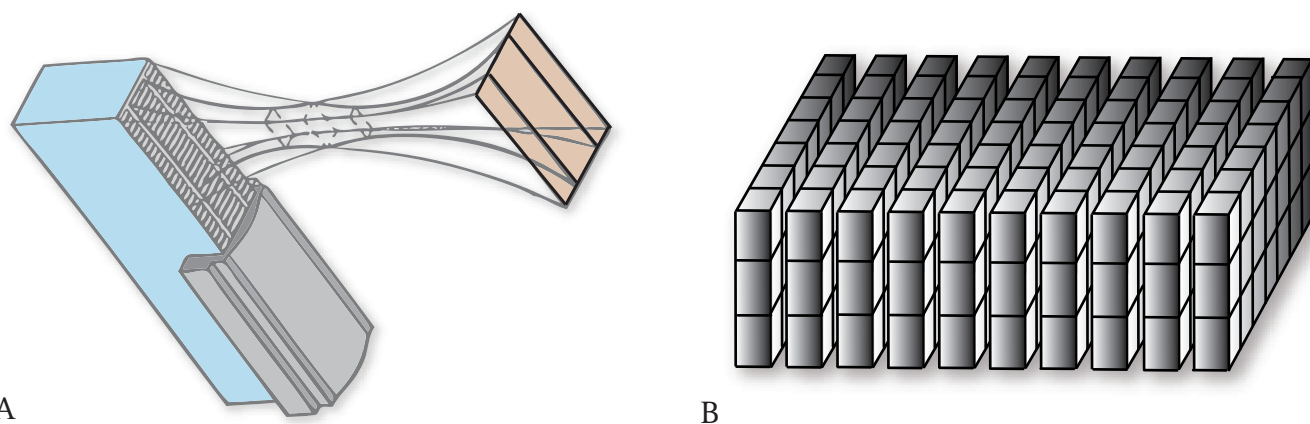
ghezza del fascio condiziona la risoluzione laterale ed assiale, lo spessore del fascio condiziona la **risoluzione elevazionale** o di spessore. Nelle sonde anulari lo spessore del fascio non rappresenta un problema, in quanto la risoluzione elevazionale coincide con la risoluzione laterale della sonda. Nelle sonde lineari o *convex* la risoluzione assiale e laterale è regolata dalla focalizzazione dinamica, mentre la risoluzione elevazionale, legata allo spessore del fascio (*slice thickness*), viene invece regolata dal raggio di curvatura di una lente acustica di cristallo, chiamata *lente Hanafy*, disposta anteriormente al piano dei cristalli attivi. La *lente Hanafy* ha una conformazione concava sull'asse elevazionale, per cui lo spessore è minimo nella parte centrale ed aumenta progressivamente verso la periferia. Lo spessore della lente è variabile per cui la profondità del punto focale o fuoco azimutale fisso varia in funzione dello spessore della lente (Fig. 75).

Allo stato attuale, la risoluzione elevazionale è uno dei requisiti di qualità più importanti di una sonda per cui tutti gli sviluppi della tecnica di costruzione sono volti a migliorare non solo le caratteristiche delle ceramiche piezoelettriche ma anche l'architettura e la disposizione degli elementi attivi. Questo con lo scopo di ridurre la *slice thickness* e migliorare la risoluzione elevazionale. Le sonde convenzionali in gergo tecnico vengono chiamate **sonde 1D** (ad una dimensione), in ragione della disposizione geometrica lineare e singola dei cristalli. Le **sonde 1.5D** rappresentano uno degli sviluppi più avanzati della ricerca sui trasduttori a matrice, sono già disponibili e le loro caratteristiche sono paragonabili a quelle delle migliori sonde 1D. Per migliorare la focalizzazione del fascio sul piano elevazionale, nelle **sonde 1.5D** il singolo elemento della filiera è stato *suddiviso in cinque o sette piccoli elementi*, per cui i 128 elementi che costituivano la filiera attiva di una sonda 1D vengono a costituire ben

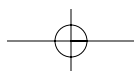
5 o 7 filiere disposti a matrice sequenziale con un numero totale di cristalli di 640 o 896 elementi) disposti su uno o più piani (Fig. 82). Questa suddivisione consente di ridurre la divergenza del fascio US, di migliorare la collimazione e la focalizzazione del fascio sia sul piano assiale e laterale sia sul piano elevazionale della sonda (Fig. 83), di ridurre gli artefatti (*speckle artifacts*) e di migliorare la risoluzione di contrasto, la qualità e l'omogeneità dell'immagine. Nelle sonde 1.5 D, il numero degli elementi è limitato dal numero di canali disponibili nel *beamformer* digitale (512, 1024 canali etc.).

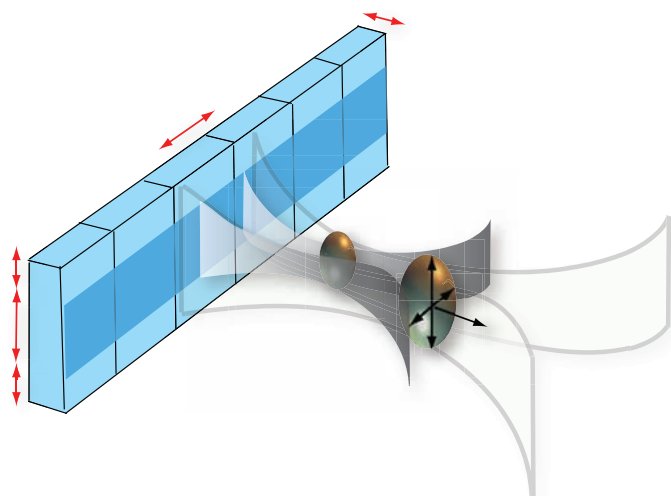
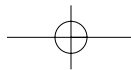
Le sonde a matrice 2D (matrice bidimensionale) sono costituite invece da una vera e propria matrice attiva, in cui il numero di colonne e file di cristalli sono uguali (Fig. 84). Queste sonde rappresentano la nuova frontiera della ricerca tecnologica e dell'immagine in *real-time*. In questo momento sono ancora in fase di studio ed il costo dei prototipi con matrice 43x43 elementi, 50x50 elementi (2500 elementi di 300  $\mu\text{m}$ ) e 64x64 (4096 elementi) è proibitivo. I limiti di questa tecnologia sono diversi: i costi, la necessità di disporre di nuovi materiali piezoelettrici con impedenza acustica simile a quella dei tessuti molli e con elevato coefficiente elettro-meccanico, la complessità di creare migliaia di connessioni elettriche e la necessità di *software* molto sofisticati.

In conclusione di questo paragrafo e del capitolo possiamo affermare che le linee di ricerca sui nuovi materiali piezoelettrici e sulle tecniche di costruzione delle sonde sono volte a migliorare la risoluzione spaziale e permettere l'acquisizione di immagini tridimensionali in *real time*. La focalizzazione elettronica regola lo *steering* e la collimazione del fascio in trasmissione e ricezione e consente un effettivo controllo della distanza focale e della larghezza del fascio, ottimizzando la risoluzione spaziale. I trasduttori monoelemento, per la loro geome-



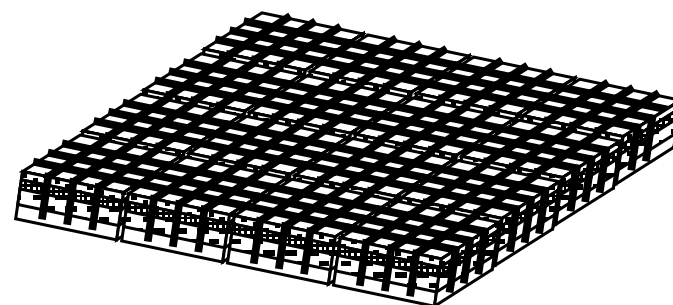
**Fig. 82.** SONDE A MATRICE 1.5D. Le sonde 1.5D a matrice sono già disponibili in commercio e per caratteristiche sono paragonabili alle migliori sonde 1D. Per migliorare la risoluzione elevazionale, nelle sonde 1.5D il singolo cristallo della filiera viene suddiviso in cinque o sette piccoli elementi (ad esempio 128 elementi disposti in 5 filiere o 7 filiere).





**Fig. 83.** SONDE A MATRICE 1.5D. La suddivisione della barretta piezoelettrica sul piano ortogonale consente di ridurre la divergenza, di migliorare la collimazione e la focalizzazione del fascio sul piano elevazionale, di ridurre gli artefatti e di migliorare la risoluzione di contrasto, la qualità e l'omogeneità dell'immagine.

tria circolare, generano fasci US di qualità molto elevata, privi di emissioni parassite, come i lobi laterali, e perfettamente focalizzati sul piano focale e su quello elevazionale. Le sonde a matrice, riducendo il profilo

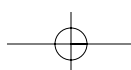


**Fig. 84.** SONDE A MATRICE 2D (MATRICE BIDIMENSIONALE). Sono costituite da una vera e propria matrice attiva, in cui il numero di colonne e di file di cristalli sono uguali. Attualmente sono in fase di studio ed il costo dei prototipi con matrice 50x50 elementi (2500 elementi di 300 µm ciascuno) e 64x64 (4096 elementi) è proibitivo. I principali limiti di questa tecnologia sono rappresentati dai costi, dalla necessità di disporre di materiali piezoelettrici composti di nuova concezione.

elevazionale del fascio sul piano di scansione, consentono di limitare l'effetto di volume parziale presente anche in molti trasduttori di ultima generazione e scarsamente focalizzati sul piano elevazionale.

## Bibliografia

- Dautat M, Laroche JP, De Bray JM, Deklunder G, Couture A, Cesari JB, Barral F. *Notions théorétiques et technologiques élémentaires*. In *Ultrasonographie vasculaire diagnostique. Théorie et pratique*. Dautat M (Ed). Edition Vigot, Paris 1991.
- De Cobelli F, Vanzulli A, Sironi S, et al: *Renal artery stenosis: Evaluation with breath-hold, three-dimensional, dynamic, gadolinium-enhanced versus three-dimensional, phase contrast MR angiography*. *Radiology* 1997; 205: 689-695.
- Dubinsky T, Horii S, Odwin CS: *Ultrasonic physics and instrumentation*. Appleton & Lange's Review for the Ultrasonography Examination. Odwin CS, Dubinsky T, Fleischer AC, Eds. Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, 1993, p 8.
- EFSUMB. *New clinical safety statement for diagnostic ultrasound*. EFSUMB Newsletter 1997; 10: 9.
- EFSUMB. *Tutorial: thermal and mechanical indices*. EFSUMB Newsletter 1997; 10: 11-14
- Ermert H. *Signal processing in functional and morphological ultrasound imaging*. In: Bogdan U, Becker G, Schlachetzki F, (Eds): *Echoenhancers and Transcranial Duplex sonography*. Blackwell Wiss.- Verlag, Berlin (1998).
- Hedrick WR, Hykes L, Starchman DE: *Ultrasound Physics and Instrumentation*. Mosby, St. Louis, 1995, chapter 1.
- Hounsfield GN. *Computerized transverse axial scanning (tomography)*. *Br J Radiol.* 1973; 46: 1016.
- Hricak H. *Renal ultrasound*. In Sarti DA (ed): *Diagnostic ultrasound*. Text and cases, 2nd ed. Year Book, Chicago 1987 350-364.
- Kaarmann H. *Transducer technology*. In: Bogdan U, Becker G, Schlachetzki F, (Eds): *Echoenhancers and Transcranial Duplex sonography*. Blackwell Wiss.- Verlag, Berlin (1998).
- Pisani R, Liboni W. *Principi fisici degli ultrasuoni*. In: *Ecodoppler vascolare*. Rabbia C, De Lucchi R, Cirillo R (Eds). Edizioni Minerva Medica, Torino, 1999. 1.



- Prince MR, Schoenberg SO, Ward JS et al. *Breath hold gadolinium enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches*. Radiology 1995; 197: 785-792.
- Pykett IL, Newhouse JH, Buonanno FS et al. *Principles of nuclear magnetic resonance imaging*. Radiology 1982; 143: 157-168.
- Rizzato G. *Evolution of ultrasound transducers: 1.5 and 2D arrays*. Technology Section 1: New transducers. Eur Radiol 1999. 9: S304-S306.
- Rubin GD, Silverman SG. *Helical (spiral) CT of the retroperitoneum*. Radiol Clin North AM 1995; 33: 903-932.
- Soldner R. *Physics of sonographic imaging, ultrasound-tissue interactions and safety issues*. In: Bogdan U, Becker G, Schlachetzki F, (Eds): *Echoenhancers and Transcranial Duplex sonography*. Blackwell Wiss.- Verlag, Berlin (1998).
- Stafford Johnson DB, Lerner CA, Prince MR, et al. *Gadolinium-enhanced magnetic resonance angiography of renal transplant*. Magn Reson Imaging 1997; 15: 13-20.
- *Ultrasound in gastroenterology and hepatology*. Gebel M (Ed): Physical and technical principles. Blackwell Wiss.-Verlag, Berlin (1998).
- Wherli FW. *Introduction to fast-scan magnetic resonance*. General Electric Publication No 7299. Milwaukee 1986.
- Whittingham TA. *An overview of digital technology in ultrasonic imaging*. Technology Section 2: Digital technology. Eur Radiol 1999. 9: S307-S311.
- Whittingham TA. *Broadband transducers*. Technology Section 1: New transducers. Eur Radiol 1999. 9: S298-S303.
- Zagzebski JA: *Physics of diagnostic ultrasound. Essentials of Ultrasound Physics*. Zagzebski JA, Ed. Mosby, St. Louis, 1996, p 20.



# FORMAZIONE DELL'IMMAGINE INTERAZIONE BIOLOGICA DEGLI US APPARECCHIATURE ECOGRAFICHE

## PROPAGAZIONE DEGLI US

Impedenza acustica  
Riflessione speculare  
Riflessione non speculare  
Riflessione diffusa. Fenomeno dello *scattering*  
Diffusione semplice di Rayleigh  
Diffrazione

## ATTENUAZIONE DEGLI US NEI TESSUTI

Assorbimento degli US  
Coefficiente di attenuazione

## POTENZA ACUSTICA ED EFFETTI BIOLOGICI DEGLI US

Esposizione ed interazione biologica  
Misure e parametri di potenza acustica  
Indice meccanico ed indice termico  
Effetti biologici degli US

## EMISSIONE PULSATA DEGLI US ED EQUAZIONE TEMPORALE

## COMPONENTI FONDAMENTALI DELL'APPARECCHIATURA ECOGRAFICA

TRASMETTITORE O IMPULSATORE  
RICEVITORE  
Circuito di preamplificazione

Compensazione del guadagno

Range dinamico e compressione del segnale  
Circuito di detezione del segnale: demodulatore

## SCAN CONVERTER

Digitalizzazione e memorizzazione dell'immagine  
Conversione digitale/analogica e segnale video

## FRAME RATE E VELOCITÀ DI SCANSIONE

## PARAMETRI E REGOLAZIONE DEL PROCESSING DELL'IMMAGINE B-MODE

Congelamento dell'immagine (*frame freeze*)  
Smorzamento dell'immagine (*smoothing*)  
Zoom

## MONITOR A RAGGI CATODICI E A CRISTALLI LIQUIDI

## MODALITÀ DI PRESENTAZIONE DELL'IMMAGINE

ECOGRAFIA A-MODE O *AMPLITUDE MODULATED MODE*

ECOGRAFIA M-MODE O *TM-MODE*

ECOGRAFIA B-MODE

Ecografia bidimensionale statica

Ecografia bidimensionale dinamica, in tempo reale

## PARAMETRI DI QUALITÀ DELL'IMMAGINE B-MODE

L'ecografia B-Mode è una tecnica tomografica (da  $\tau\epsilon\mu\nu\omega$  = tagliare, sezionare e  $\gamma\rho\alpha\phi\epsilon'$  = scrivere) che riproduce, su un'immagine bidimensionale in scala di grigi, una sezione anatomica del corpo umano corrispondente al piano di scansione. Il meccanismo con cui l'informazione contenuta nei segnali eco viene trasformata in un'immagine bidimensionale è complesso e si articola in varie fasi. Alcune di queste dipendono dalla propagazione degli US nei tessuti biologici, altre dalla tecnologia dell'apparecchiatura o dalle modalità d'uso da parte dell'operatore.

Gli US vengono generati dal trasduttore in modo pulsato, discontinuo. Opportunamente focalizzati, si propagano nei tessuti con una velocità quasi costante, con lievi variazioni fra tessuto e tessuto in base alla densità o impedenza acustica. L'incontro degli US con

le varie strutture anatomiche segna l'inizio di una serie di fenomeni fisici come la riflessione, la dispersione semplice, la diffrazione e l'assorbimento. I primi due fenomeni generano il segnale eco che ritorna al trasduttore e, opportunamente elaborato, crea l'immagine ecografica. La diffrazione è il fenomeno fisico legato alla propagazione degli US, mentre l'assorbimento è l'evento fisico responsabile degli effetti biologici.

In linea di principio, l'informazione contenuta nel segnale grezzo non è sufficiente per creare un'immagine ecografica, ma deve essere integrata da altre due informazioni assolutamente indispensabili: la prima è la **profondità** di origine del segnale che viene stabilita in funzione del tempo intercorso fra emissione del fascio e ritorno del segnale eco; la seconda è la **direzione** del segnale lungo le linee che compongono il piano



di scansione. In altri termini, per generare un'immagine ecografica è necessario che queste tre informazioni (segnale, profondità e direzione) siano acquisite per ciascun punto dell'*area di scansione*. L'estensione e la forma del piano di scansione variano e dipendono dal tipo di apparecchiatura usato, dal trasduttore e dalle impostazioni effettuate dall'operatore durante l'esame.

## Propagazione degli US

**Impedenza acustica.** Attraversando i tessuti biologici, un fascio di US incontra una serie di ostacoli o interfacce e viene in parte riflesso, in parte trasmesso, in parte diffuso ed in parte assorbito. La resistenza elastica che il tessuto offre alla propagazione degli US prende il nome di **impedenza acustica**. L'impedenza acustica caratteristica di un mezzo  $Z$ , viene definita da un punto di vista fisico come il prodotto della densità del mezzo  $\rho$ , per la velocità di propagazione degli US  $c$ :

$$Z = \rho \cdot c$$

L'unità di misura dell'impedenza è il Rayl. 1 Rayl equivale a un chilogrammo per metro quadrato al secondo ( $\text{Kg/m}^2/\text{s}$ ). Tutti i mezzi fisici e biologici hanno una impedenza acustica caratteristica. Il polmone ripieno d'aria offre al passaggio degli US una resistenza sicuramente inferiore rispetto a quella offerta dai tessuti parenchimosi. Tuttavia, poiché i tessuti biologici, tranne l'osso, sono in gran parte costituiti da acqua, la differenza di impedenza fra i vari organi e tessuti è minima. La **Tabella 1** riporta i valori di impedenza acustica di vari organi e tessuti.

TESSUTO	IMPEDEENZA (RAYLS $\text{Kg/m}^2/\text{s}$ )
Aria	$0.004 \times 10^6$
Polmone	$0.18 \times 10^6$
Grasso	$1.34 \times 10^6$
Acqua	$1.48 \times 10^6$
Fegato	$1.65 \times 10^6$
Sangue	$1.65 \times 10^6$
Rene	$1.63 \times 10^6$
Muscolo	$1.71 \times 10^6$
Osso del cranio	$7.8 \times 10^6$

**Tabella 1.** Valori di impedenza acustica di vari organi e tessuti.

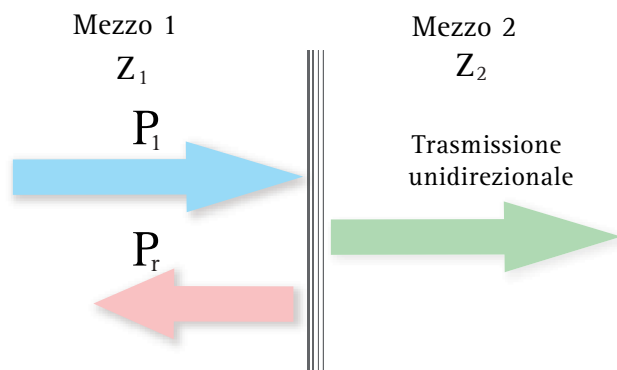
**Riflessione speculare.** La riflessione è un fenomeno fisico che si realizza quando un'onda (una radiazione luminosa, un'onda meccanica o qualunque grandezza fisica che si propaghi nello spazio con moto ondulatorio) colpisce una superficie che separa due mezzi diversi e viene riflessa totalmente o in parte. Nella maggioranza dei casi la riflessione interessa solo una parte dell'energia incidente, mentre la restante parte viene trasmessa al di là dell'interfaccia riflettente subendo il fenomeno della rifrazione. In altre parole, quando un'onda incontra sul suo cammino una superficie di separazione tra due mezzi diversi si generano due nuove onde: una - *l'onda riflessa* - che si propaga indietro nel mezzo da cui proviene l'onda incidente, e un'altra - *l'onda rifratta* - che penetra nel secondo mezzo. L'energia trasportata dall'onda incidente viene ripartita tra l'onda rifratta e riflessa in base alle proprietà dei due mezzi e può essere quantificata con un parametro definito *indice di rifrazione*. Nel caso di una superficie perfettamente riflettente, com'è uno specchio per la luce, la riflessione è pressoché totale e la maggior parte dell'energia viene trasferita all'onda riflessa; nel caso in cui il mezzo è rifrangente, come il vetro o l'acqua, gran parte dell'energia viene trasmessa e il mezzo appare trasparente.

Cosa succede quando un fascio di US colpisce un'interfaccia acustica costituita da due strutture anatomiche con diversa impedenza? Anche in questo caso gran parte dell'energia incidente viene riflessa e solo una parte viene trasmessa. La quantità di energia riflessa dipende dalla diversità di impedenza fra le due strutture e dall'angolo di incidenza del fascio. L'intensità dell'onda riflessa è tanto maggiore quanto più marcata è la differenza di impedenza fra le due interfacce e quanto più perpendicolare è il raggio incidente. Se il fascio di US ha un'incidenza normale o perpendicolare su un'interfaccia liscia, regolare, di dimensioni superiori alla lunghezza d'onda del fascio US, si realizza una riflessione speculare (**Fig. 1**). Il rapporto fra l'energia acustica riflessa  $P_r$ , e l'energia incidente  $P_i$ , prende il nome di **coefficiente di riflessione  $R$** . Da un punto di vista matematico, il coefficiente di riflessione  $R$ , può essere espresso in termini di ampiezza e di intensità. Il coefficiente di riflessione o  $R_{\text{ampiezza}}$  è dato dalla relazione:

$$R_{\text{ampiezza}} = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

ove  $Z_2$ , è l'impedenza acustica dell'interfaccia distale e  $Z_1$ , è l'impedenza dell'interfaccia prossimale. Questa

Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche



**Fig. 1.** RIFLESSIONE SPECULARE. Se l'incidenza del fascio US è perpendicolare ad un'interfaccia liscia, regolare, di dimensioni superiori alla lunghezza d'onda ( $\lambda$ ) del fascio US, la riflessione è detta speculare. Il rapporto fra energia acustica riflessa ( $P_r$ ) e l'energia incidente ( $P_i$ ) prende il nome di coefficiente di riflessione ( $R$ ). Il coefficiente di riflessione può essere espresso in termini di ampiezza ( $R_a$ ) o di intensità ( $R_i$ ).

equazione mostra come l'ampiezza dell'onda riflessa è legata alla differenza fra l'impedenza caratteristica dei mezzi 1 e 2, che costituiscono l'interfaccia. Molti autori, per quantificare il fenomeno della riflessione degli US, utilizzano il coefficiente di intensità di riflessione ( $R_i$ ), più che il coefficiente di ampiezza di riflessione. Da un punto di vista matematico, l'equazione che definisce il coefficiente di intensità è simile alla precedente, solo che il valore dell'impedenza caratteristica del tessuto viene considerato al quadrato.

$$R_i = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

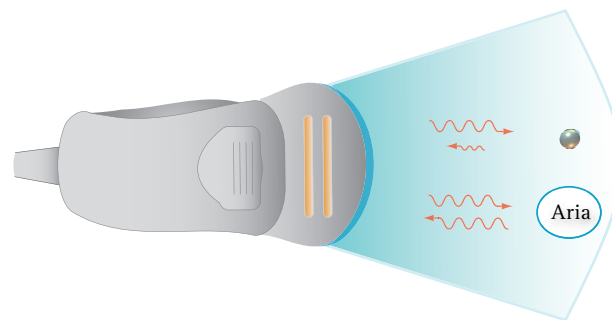
In altri termini, nella riflessione speculare il rapporto fra l'intensità di energia acustica riflessa e l'intensità incidente è uguale al quadrato del rapporto fra ampiezza della energia acustica riflessa ed energia incidente.

Nella **Tabella 2** sono riportati i coefficienti d'ampiezza e d'intensità di riflessione fra le più comuni interfac-

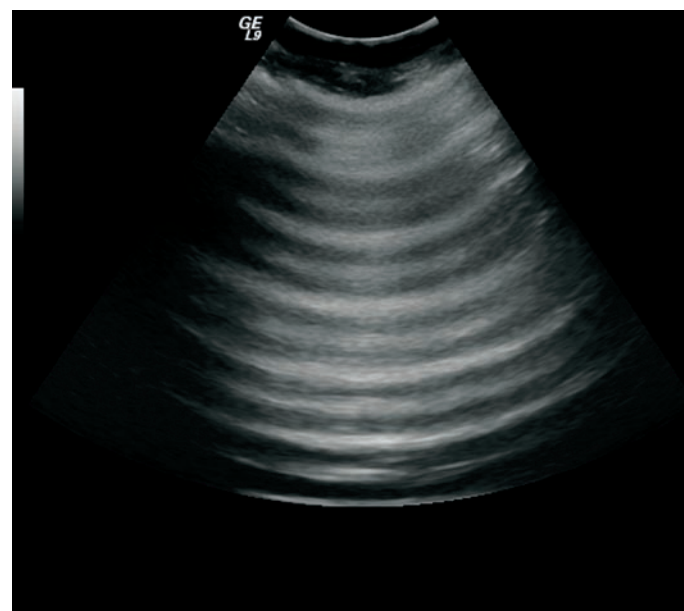
INTERFACCIA	$P_r / P_i$	$I_r / I_i$
Rene-Fegato	0.006	0.00004
Fegato-Muscolo	0.018	0.003
Grasso-Fegato	0.10	0.01
Muscolo-Osso	0.64	0.41
Muscolo-Aria	- 0.99	0.98

**Tabella 2.** Valore del coefficiente di ampiezza e di intensità di riflessione fra le più comuni interfacce acustiche.

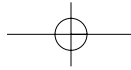
ce biologiche. Nei tessuti biologici il coefficiente di riflessione è molto basso, per cui gran parte dell'energia US viene trasmessa in profondità. Infatti, in ecografia diagnostica, un alto coefficiente di riflessione rappresenterebbe un ostacolo insormontabile in quanto non consentirebbe agli US di raggiungere le strutture anatomiche più profonde del campo di scansione. D'altro canto, l'enorme differenza di impedenza acustica fra cute ed aria giustificerebbe la quasi totale riflessione del fascio US, se il contatto della sonda con la cute non fosse favorito dall'interposizione di gel acustico (**Fig. 2**). Anche l'interfaccia osso-tessuto molle costituisce un riflettore molto potente. Per questo, in ecografia, bisogna accuratamente evitare una trasmissione degli US attraverso le strutture scheletriche (**Fig. 3**).



**Fig. 2.** COEFFICIENTE DI RIFLESSIONE. Un alto coefficiente di riflessione rappresenta un ostacolo insormontabile in ecografia, in quanto non consente agli US di raggiungere le strutture profonde del campo di scansione. Nel diagramma viene rappresentata la riflessione speculare generata da un'interfaccia acustica normale e da un viscere ripieno di aria.



**Fig. 3.** SCANSIONE INTERCOSTALE SUL SETTORE DESTRO DEL FEGATO. La fisiologica espansione della base polmonare nel seno costofrenico in inspirazione non permette la penetrazione degli US e la visualizzazione del lobo epatico destro.



In sintesi, la riflessione è un evento fisico che si realizza quando gli US incontrano un'interfaccia acustica, in altre parole due strutture con valori diversi di densità e di velocità di trasmissione. La resistenza elastica offerta dai tessuti alla propagazione degli US è strettamente dipendente dalla densità e prende il nome di *impedenza acustica*. Le interfacce costituite da tessuti biologici hanno una differenza di impedenza minima, per cui il coefficiente di riflessione degli US nei tessuti biologici è quasi sempre inferiore a 0.1. In ogni caso, quando un fascio di US ha un'incidenza normale o perpendicolare su un'interfaccia liscia, regolare, di dimensioni superiori alla lunghezza d'onda degli US, si realizza una *riflessione speculare*. Esempi di riflettori speculari sono il diaframma, la parete della vescica ripiena di urina, la rima endometriale, la capsula propria del fegato, del rene, della milza, le pareti dei grossi vasi. Nella realtà, la maggior parte dei segnali eco origina da interfacce acustiche non perfettamente speculari ma irregolari, ruvide, con dimensioni superiori alla lunghezza d'onda degli US ed insonate con angoli di incidenza non proprio ortogonali. Le caratteristiche strutturali indicate coincidono con quelle dei piccoli vasi, o di strutture più grossolane come il sistema collettore dei reni, l'area ilare del fegato, le pareti delle cavità cardiache rese irregolari dall'impianto dei muscoli papillari.

**Riflessione non speculare.** Quando un fascio US colpisce un'interfaccia acustica liscia, regolare, di dimensioni superiori alla lunghezza d'onda degli US, in altri termini un'interfaccia con caratteristiche strutturali di un riflettore speculare, ma con un angolo obliquo, la riflessione non è più speculare. In primo luogo, il fascio viene riflesso in direzione opposta con un angolo di riflessione ( $\theta_r$ ), uguale all'angolo di incidenza ( $\theta_i$ ) (Fig. 4). Poiché in ecografia il trasduttore funziona sia da trasmettitore di US che da ricevitore dei segnali eco, una mancata coincidenza fra angolo di riflessione e campo di ricezione della sonda porterà alla perdita completa del segnale di ritorno (Fig. 5). Per questo, in *B-Mode* le migliori immagini si ottengono con angoli d'incidenza ortogonali sempre che, nel piano di scansione, le interfacce speculari abbiano una disposizione ortogonale, e quindi possano essere adeguatamente rappresentate. In secondo luogo, quando il fascio incidente non è perpendicolare all'interfaccia, il fascio trasmesso subisce una deviazione o rifrazione. La rifrazione è un fenomeno fisico che accade quando un'onda (una radiazione luminosa, un'onda meccanica o qualunque altra grandezza che si propaghi in modo ondulatorio) si trova a superare la superficie di separazione tra due mezzi con proprietà diverse (aria/acqua).

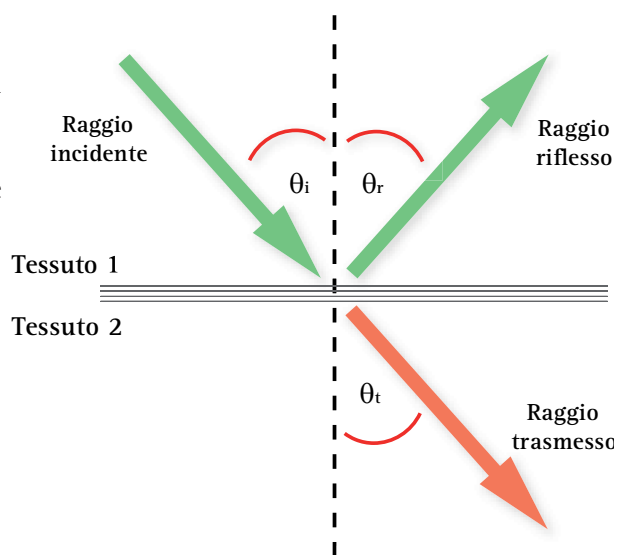


Fig. 4. RIFLESSIONE NON SPECULARE. Quando un fascio US colpisce un'interfaccia acustica liscia, regolare, di dimensioni superiori alla lunghezza d'onda, cioè un riflettore speculare, ma con un angolo obliquo, il fascio viene riflesso in direzione opposta con un angolo di riflessione ( $\theta_r$ ), uguale all'angolo di incidenza ( $\theta_i$ ).

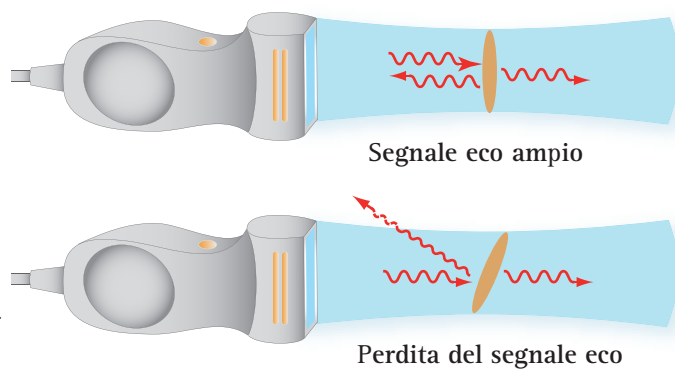
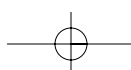


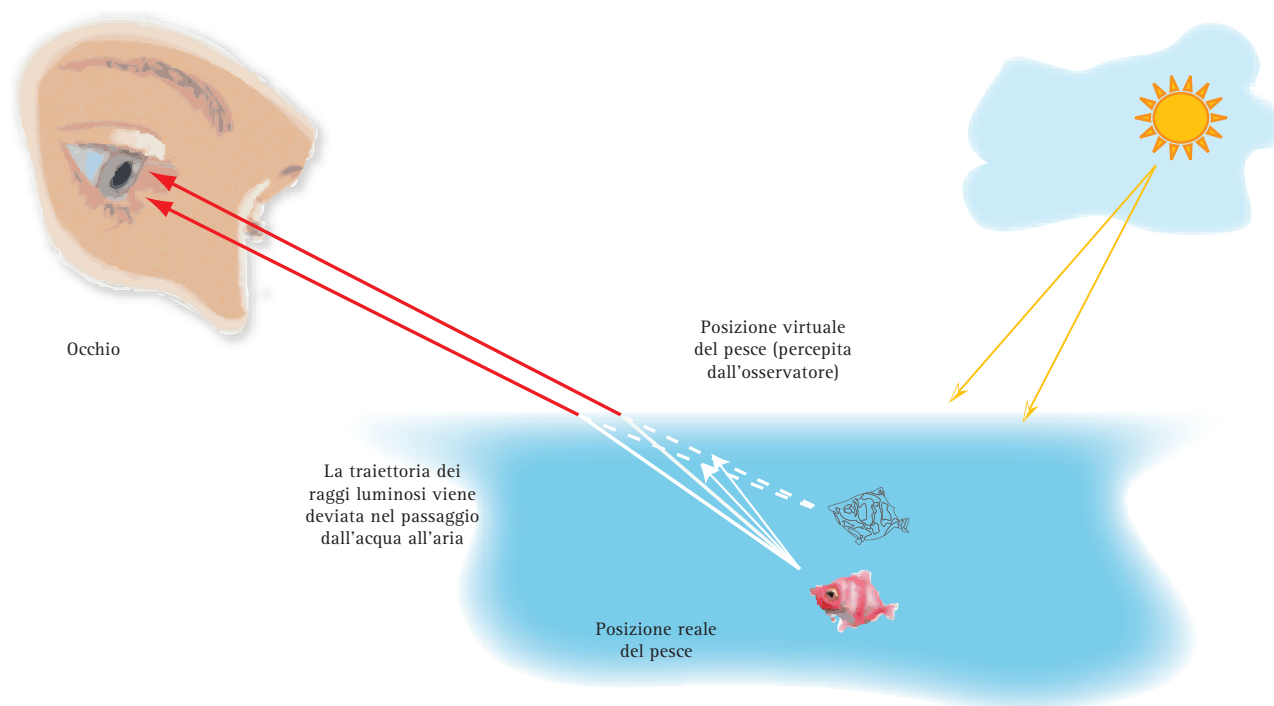
Fig. 5. RIFLESSIONE NON ORTOGONALE. In ecografia B-Mode, il trasduttore funziona sia da trasmettitore di US che da ricevitore dei segnali eco. La mancata coincidenza fra angolo di riflessione e campo di ricezione della sonda porta alla perdita del segnale di ritorno.

L'onda non procede più sul suo cammino in linea retta, ma viene deviata di un angolo che dipende dalla sua inclinazione iniziale rispetto alla superficie di incidenza e dalle proprietà dei mezzi in questione (Fig. 6). Affinché possa verificarsi la rifrazione, devono concorrere due condizioni: a) l'angolo di incidenza del fascio deve essere obliquo; b) la velocità di propagazione degli US deve essere diversa ai due lati dell'interfaccia. Il fenomeno di rifrazione non avverrà, anche con angoli di incidenza molto obliqui, se non esiste una differenza significativa di velocità fra i due mezzi.

Le leggi fisiche che pongono in relazione l'angolo di trasmissione o rifrazione alle relative velocità degli US nei due mezzi che costituiscono l'interfaccia sono le *leggi della rifrazione*. Ricordiamo che la prima legge,



Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche



**Fig. 6. RIFRAZIONE DELLA LUCE.** Quando un raggio di luce attraversa mezzi materiali diversi (acqua-aria), subisce il fenomeno della rifrazione che consiste in una variazione della velocità e della direzione di propagazione. La deviazione del fascio, ossia l'ampiezza dell'angolo di rifrazione, dipende dal rapporto tra le velocità della luce nei due mezzi. Ad esempio, il fascio luminoso riflesso da un pesce nell'acqua, passando dall'acqua all'aria, aumenta la sua velocità di propagazione. La luce sembra allora provenire da un punto situato sopra la reale posizione del pesce, che pertanto appare più vicino alla superficie.

analoga a quella della riflessione, afferma che l'onda incidente, l'onda rifratta e la retta normale alla superficie di separazione tra i due mezzi giacciono tutte su uno stesso piano. La seconda legge, conosciuta come **legge di Snell**<sup>1)</sup>, regola l'angolo di riflessione e rifrazione e stabilisce che se il seno  $\theta$  è il seno dell'angolo che il fascio incidente forma con la superficie riflettente e  $c$ , è la velocità degli US, allora:

$$\frac{\text{Sen } \theta}{c} = \text{costante}$$

Modificando l'equazione di Snell è possibile stabilire la relazione che sussiste tra gli angoli di incidenza e di rifrazione, date le proprietà dei mezzi considerati. In termini matematici, il rapporto tra il seno trigonometrico dell'angolo di incidenza e il seno dell'angolo di rifrazione è uguale al rapporto tra l'indice di rifrazione assoluto del secondo mezzo e quello del primo mezzo, due parametri che rendono conto delle proprietà fisiche di ciascuno dei mezzi considerati. Assumendo che  $c_1$  sia velocità degli US

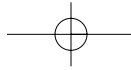
sul versante incidente e  $c_2$  la velocità sul versante di trasmissione,  $\theta_i$ , l'angolo di incidenza e  $\theta_t$ , l'angolo di trasmissione, dalla legge di Snell si ricava che:

$$\frac{\text{Sen } \theta_t}{\text{Sen } \theta_i} = \frac{c_2}{c_1}$$

La relazione trigonometrica indica che il valore del seno tende ad aumentare progressivamente per angoli variabili da 0 a 90°. Questo significa che se la velocità  $c_2$ , è maggiore della velocità  $c_1$ , l'angolo di rifrazione sarà maggiore dell'angolo di incidenza e se viceversa la velocità  $c_2$ , è minore della velocità  $c_1$ , l'angolo di rifrazione sarà minore rispetto all'angolo di incidenza (**Fig. 7**). In generale, all'aumentare dell'angolo di incidenza aumenta in proporzione anche l'angolo di rifrazione. Nel passaggio da un mezzo più denso ad uno meno denso, l'angolo di rifrazione è maggiore di quello di incidenza (la luce si discosta dalla retta normale alla superficie); esiste quindi la possibilità che, in corrispondenza di un certo angolo di incidenza, l'angolo di rifrazione assuma il valore limite di 90° e il raggio rifratto corra parallelamente alla superficie di separazione tra i due mezzi. Il corrispondente angolo di incidenza si dice allora *angolo limite*, e rappresenta l'angolo

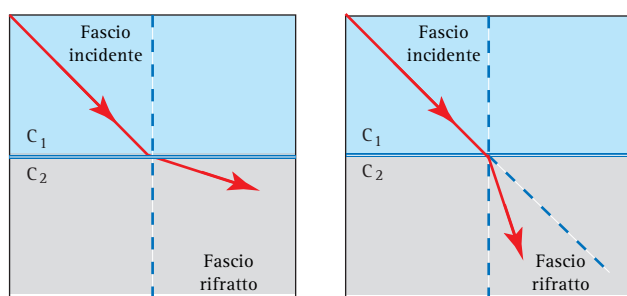
1) **Snell, Willebrord** (Leida 1580-1626), scienziato olandese. La sua fama è legata soprattutto alla formulazione della legge della rifrazione (1621), che permette di determinare, noti i rispettivi indici di rifrazione, il cammino di un raggio di luce attraverso due mezzi diversi.



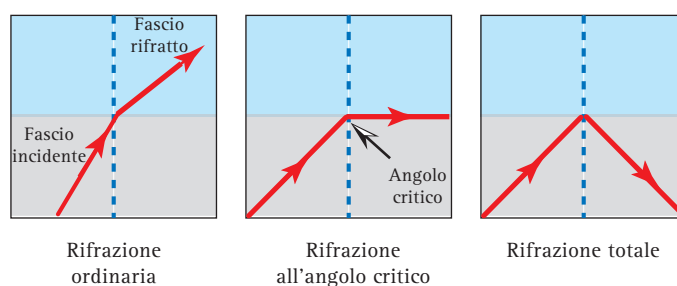


minimo a partire dal quale si produce il fenomeno della riflessione totale: il raggio incidente non passa nel secondo mezzo, ma viene interamente riflesso nel primo mezzo (Fig. 8).

In ecografia, nella gran parte dei tessuti molli, gli effetti della rifrazione non sono rilevanti poiché la densità strutturale dei vari tessuti e quindi la velocità di propagazione degli US è quasi costante, per cui le differenze fra angolo di incidenza ed angolo di rifrazione sono molto piccole. Al contrario, quando gli US attraversano interfacce con forti differenze di densità, come ad esempio l'interfaccia tessuto osseo/tessuti molli (4080 m/s vs 1540 m/s), l'angolo di rifrazione è più piccolo di quello di incidenza. Quando, invece, gli US passano, ad esempio dal tessuto adiposo al fegato (1460 m/s vs 1555



**Fig. 7.** LEGGE DI SNELL O SECONDA LEGGE DI RIFRAZIONE. Nel riquadro a sinistra, la velocità di propagazione degli US è maggiore nel mezzo 2 ( $c_2$ ) rispetto al mezzo 1 ( $c_1$ ), mentre, nel riquadro a destra, è minore nel mezzo 2 ( $c_2$ ) rispetto al mezzo 1 ( $c_1$ ). Nella legge di Snell la relazione fra angolo di incidenza ed angolo di rifrazione è trigonometrica, per cui il valore del seno tende ad aumentare progressivamente per angoli variabili da 0 a 90°. Questo significa che se  $c_2$  è maggiore di  $c_1$ , l'angolo di rifrazione sarà maggiore dell'angolo di incidenza. Se viceversa la velocità  $c_2$  è minore di  $c_1$ , l'angolo di rifrazione sarà minore rispetto all'angolo di incidenza. Se la velocità fra i due mezzi è invece simile, il fascio viene semplicemente trasmesso.

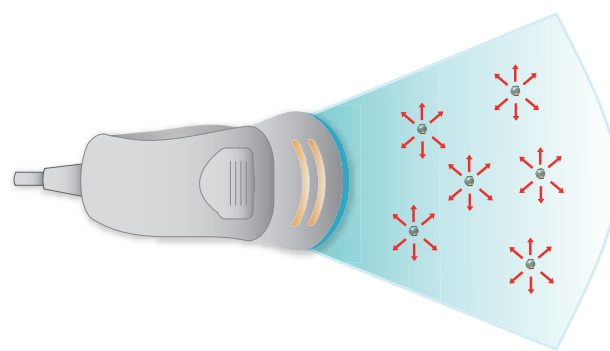


**Fig. 8.** ANGOLO CRITICO DI RIFLESSIONE. Nel diagramma vengono schematizzate le varie possibilità di rifrazione. Nella rifrazione ordinaria l'angolo di rifrazione aumenta proporzionalmente passando da un mezzo più denso ad uno meno denso. Questo accade fintanto che l'angolo di incidenza raggiunge il valore limite di 90°. In questo caso il raggio rifratto corre parallelamente alla superficie di separazione tra i due mezzi e l'angolo di incidenza corrispondente viene definito angolo limite o critico. A partire dall'angolo critico si realizza il fenomeno della riflessione totale per cui il raggio incidente non passa nel secondo mezzo, ma viene interamente riflesso nel primo.

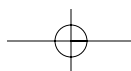
m/s), dove la velocità di propagazione è superiore, l'angolo di rifrazione diventa più grande dell'angolo di incidenza. Gran parte delle difficoltà che si incontrano nelle scansioni ecografiche dove è presente una struttura scheletrica o il tessuto adiposo derivano dai fenomeni di rifrazione che alterano sia la trasmissione degli US che la ricezione del segnale eco.

**Riflessione diffusa. Fenomeno dello scattering.**

Quando un fascio di US colpisce strutture riflettenti ruvide, irregolari, con dimensioni inferiori o uguali alla lunghezza d'onda (queste caratteristiche strutturali coincidono con quelle del tessuto di sostegno, dei capillari, dei vasi linfatici, etc..) gli US diffondono in tutte le direzioni. In pratica, ogni riflettore si comporta come se fosse una nuova sorgente di US. Il fenomeno descritto è conosciuto come riflessione semplice o scattering, termine inglese che letteralmente significa "diffusione" o "sparpagliamento" e viene usato in fisica per indicare la distribuzione angolare delle traiettorie seguite dai componenti di un fascio di particelle dopo l'urto con un bersaglio. In ecografia, lo scattering definisce quindi la diffusione degli US secondo molteplici angoli di riflessione (Fig. 9). L'importanza ed il significato di quest'enorme quantità di echi strutturali diventa evidente esaminando immagini ecografiche acquisite a basso guadagno o a guadagno normale. Nel primo caso, risaltano prevalentemente le strutture che danno echi speculari e le strutture grossolane che generano una riflettività diffusa. L'immagine è povera, sgranata, scarna, e riproduce solo gli echi di maggior intensità, con una selezione del tipo "tutto o nulla" (Fig. 10). Aumentando il guadagno verso la normalità, le strutture dapprima vuote e scarne si riempiono con una fine tessitura di echi diffusi e di bassa intensità (Fig. 11) che rappresenta il backscattering.

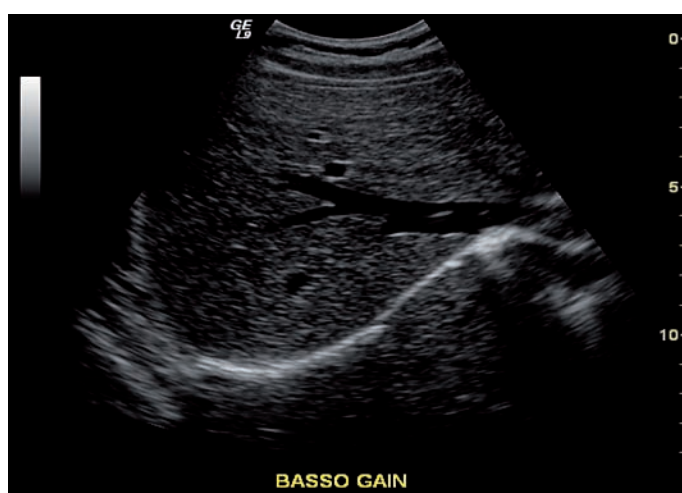


**Fig. 9.** SCATTERING O RIFLESSIONE SEMPLICE. L'insonazione non ortogonale di strutture riflettenti ruvide, irregolari, con dimensioni inferiori o uguali alla lunghezza d'onda, genera un fenomeno di riflessione semplice (scattering). Il termine indica che ciascun bersaglio diventa a sua volta una sorgente puntiforme di US che diffondono a 360°.



## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

La diffusione degli US a 360° trascina con sé un effetto positivo ed uno negativo. L'effetto negativo è rappresentato dal fatto che gli *echi da diffusione semplice sono segnali di bassa intensità*. Quindi, per poter raccogliere questa vasta gamma di informazioni e migliorare la qualità dell'immagine ecografica, è necessario che l'apparecchiatura disponga di una gamma dinamica (*dynamic range*) molto ampia. L'effetto positivo è legato al fatto che *l'intensità del segnale diffuso è angolo-indipendente per cui, per qualsiasi angolo di incidenza del fascio US, l'intensità del segnale di scattering tessutale avrà sempre la medesima ampiezza*. Questo con-



**Fig. 10.** ECOGRAFIA B-MODE A BASSO GUADAGNO. Scansione sottocostale del lobo epatico destro. L'immagine è stata acquisita con bassi valori di guadagno totale. L'immagine appare povera, sgranata, scarsa di informazioni in quanto riproduce solo gli echi di maggior intensità e non rappresenta adeguatamente i segnali che derivano dallo *scattering*, cioè dalla riflessione semplice.



**Fig. 11.** ECOGRAFIA B-MODE CON GUADAGNO NORMALE. Scansione sottocostale del lobo epatico destro. L'immagine è stata acquisita con una normale impostazione del guadagno totale. Il parenchima epatico prima scarno e senza struttura, mostra una ricca trama di echi fini, diffusi e di bassa intensità, derivanti dallo *scattering*.

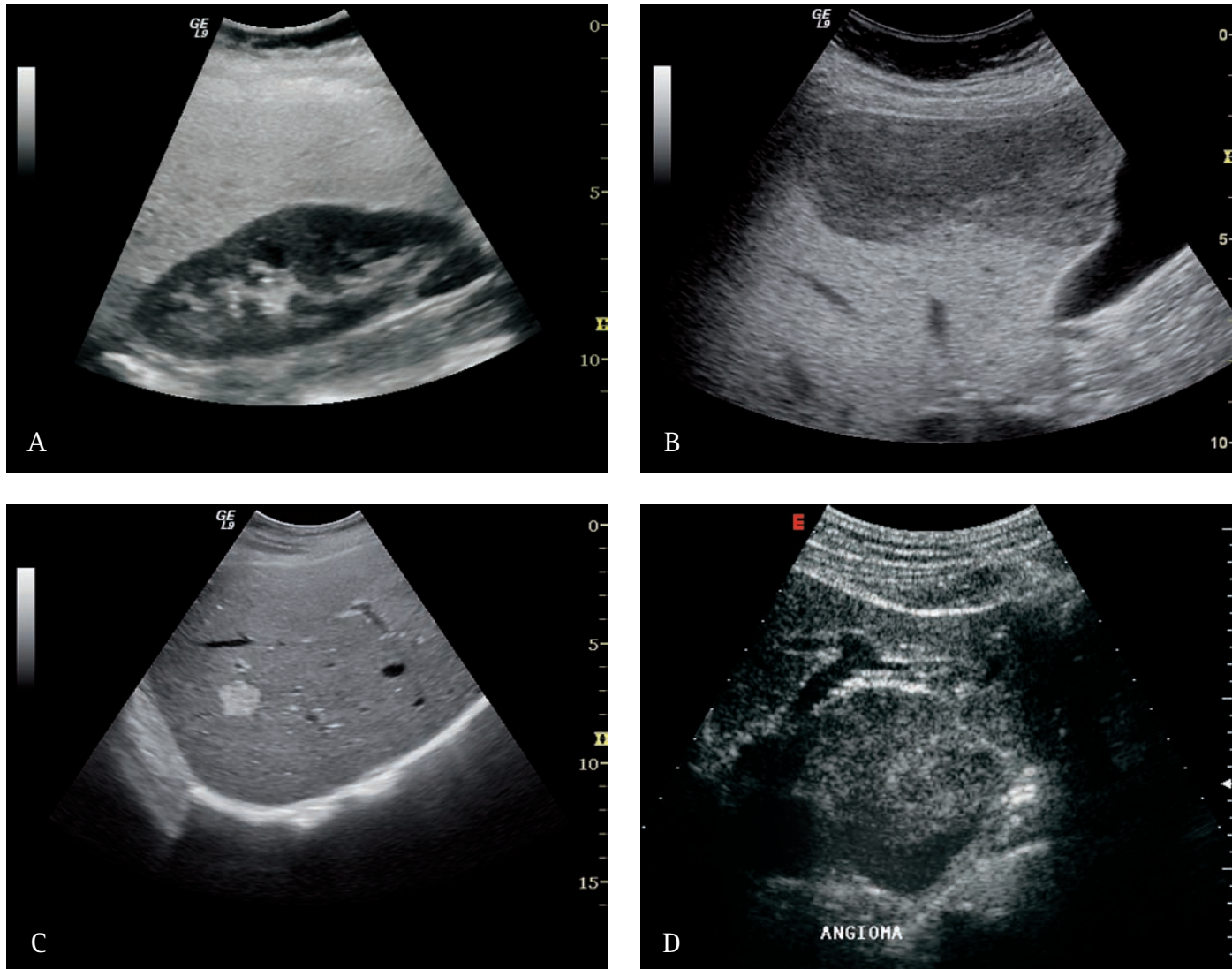
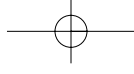
sente la caratterizzazione dei tessuti stazionari (grado di omogeneità e livello di ecogenicità) e la definizione, nel singolo organo, di aree focali con diversa ecogenicità (**Fig. 12**). Questo naturalmente contrasta con l'intensità del segnale eco che origina dai riflettori speculari, ma è angolo-dipendente. La diffusione semplice è legata quantitativamente al numero di riflettori per unità di volume, alle variazioni di impedenza acustica nelle interfacce fra riflettori semplici, alla grandezza del riflettore ed alla frequenza degli US. Poiché lo *scattering* aumenta con la frequenza e fornisce gran parte dell'informazione strutturale, aumentando la frequenza di trasmissione è possibile esaltare il fenomeno e migliorare la qualità dell'immagine B-Mode.

**Diffusione semplice di Rayleigh.** Lo *scattering* che origina dai globuli rossi genera un segnale eco che è alla base delle applicazioni Doppler in analisi spettrale e color power Doppler. I globuli rossi sono definiti *riflettori di Rayleigh*<sup>2</sup> (**Fig. 13**). Questo termine viene in genere usato per definire i riflettori di dimensioni molto piccole (sistema reticolare di sostegno, componente corpuscolata del sangue etc.), in ogni caso molto più piccole della lunghezza d'onda degli US. Per avere un'idea dell'ordine di grandezza, ricordiamo brevemente che la  $\lambda$ , di un fascio di US di 5 MHz è di 0.3 mm o 300  $\mu\text{m}$ , mentre il maggior diametro dei globuli rossi non supera gli 8  $\mu\text{m}$ . *La diffusione semplice di Rayleigh aumenta in funzione della quarta potenza della frequenza  $f^4$* , e questo significa che raddoppiando la frequenza da 2 a 4 MHz, l'intensità della diffusione semplice aumenta di ben 16 volte. In ogni caso, anche altri fattori, come l'attenuazione, influiscono sulla dispersione semplice e la stessa attenuazione aumenta con l'aumentare della frequenza. Pertanto, se nelle applicazioni Doppler l'uso di alte frequenze migliora il segnale nei vasi superficiali, le stesse frequenze nella valutazione dei vasi profondi riducono il segnale in funzione della maggiore attenuazione. Nelle apparecchiature digitali di ultima generazione il problema è stato risolto con l'uso di frequenze disgiunte nelle varie applicazioni.

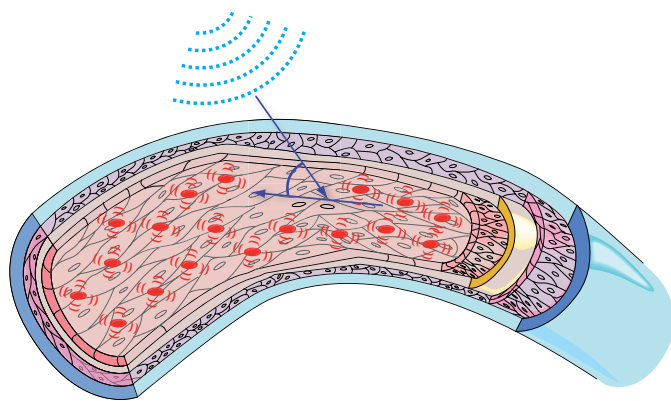
La dispersione semplice degli US a livello delle strut-

2) Rayleigh, John William Strutt (Langford Grove 1842 - Witham 1919), fisico e matematico britannico, noto per le sue ricerche sui fenomeni ondulatori. Conseguì la laurea presso l'Università di Cambridge, divenne professore di fisica sperimentale e direttore del Cavendish Laboratory della stessa città. Dal 1887 al 1905 fu professore di filosofia naturale alla Royal Institution di Londra. Condusse importanti ricerche di ottica, studiando in particolare la natura della luce e le modalità della sua diffusione nei gas; nell'ambito dell'acustica mise a punto metodi per misurare la pressione esercitata dalle onde sonore e in metrologia definì diverse unità elettriche. Nel 1894, insieme al chimico britannico William Ramsay, scoprì il primo gas nobile, l'argo; per questa scoperta ricevette nel 1904 il premio Nobel per la fisica.





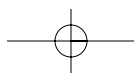
**Fig. 12.** VARIAZIONI DELLO SCATTERING TESSUTALE. Ecogenicità ed omogeneità del parenchima epatico. Steatosi epatica diffusa (A) con iperecogenicità parenchimale diffusa. Area di salto steatosico (B). Salto steatosico o *skip area* in 5° segmento epatico. L'ipoeecogenicità focale della trama epatica deriva dalla diversa intensità di riflessione semplice del parenchima sano rispetto al parenchima diffusamente infiltrato dal glicogeno. Angioma epatico tipico (C). L'iperecogenicità focale è dovuta alla elevata riflettività semplice dell'angioma, ricco di interfacce, di capillari e di essuto di sostegno. Angioma epatico atipico (D). La lesione focale appare nettamente ipoeecogena e disomogenea.



**Fig. 13.** RIFLETTORI DI RAYLEIGH. Il termine viene in genere usato per definire i riflettori di dimensioni molto più piccole della lunghezza d'onda degli US. Lo *scattering* che origina dai globuli rossi viene sfruttato nelle applicazioni Doppler e color power Doppler.

ture microscopiche dei tessuti conferisce all'immagine un aspetto diffusamente granulare (*speckle*), poco rispondente alla struttura microscopica del parenchima. Questo artefatto origina dalla dispersione degli US a livello di strutture di diametro  $<200 \mu$  e da complessi fenomeni di interferenza costruttiva che consentono a questi segnali deboli e spuri di raggiungere un'intensità sufficiente in modo da essere rappresentati. Il risultato artefattuale è una diffusa alterazione della trama strutturale che tende ad uniformare la struttura di parenchimi assolutamente diversi fra loro come ad esempio il fegato e la milza.

**Diffrazione.** Tutte le onde quando attraversano piccole fenditure o incontrano un ostacolo sul loro cammino *deviano dalla direzione di propagazione rettilinea e*

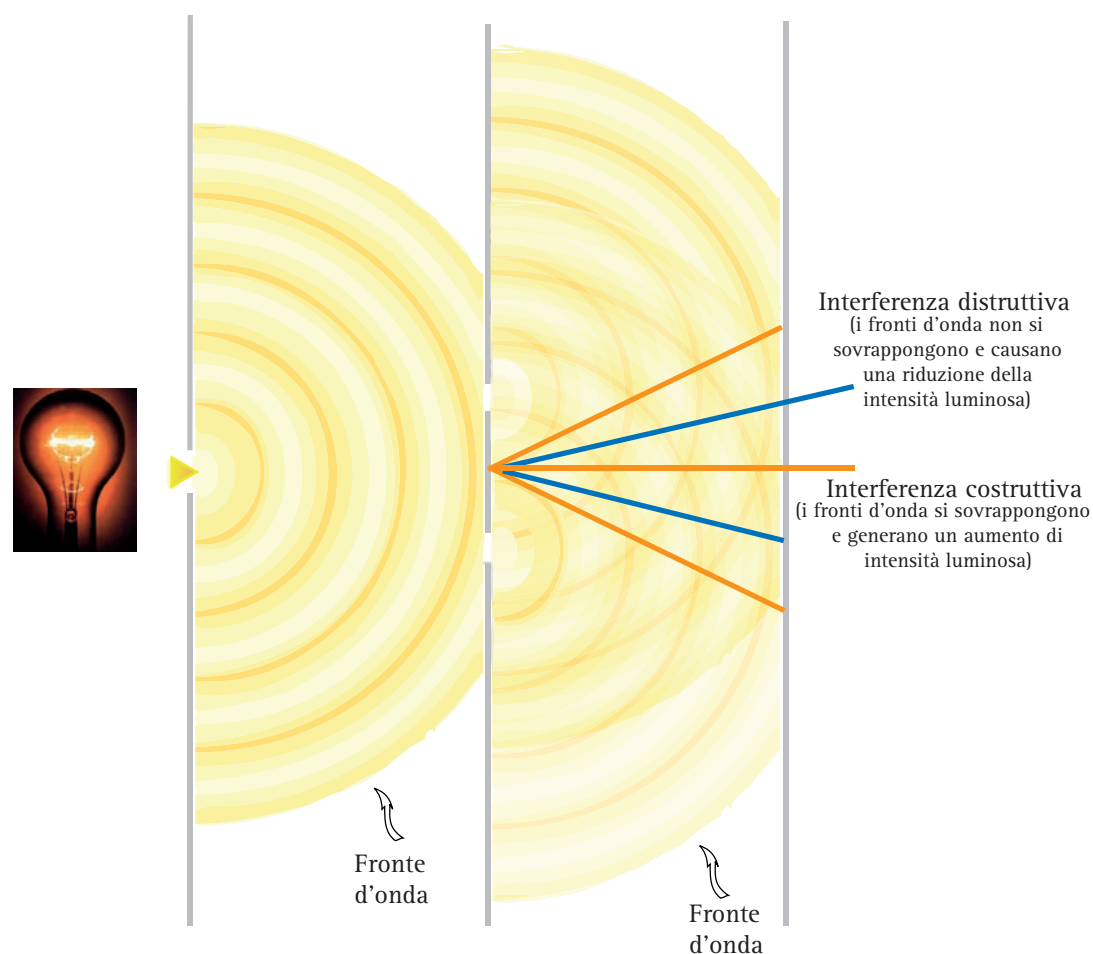


## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

si disperdono in direzioni diverse. A causa di questo fenomeno, detto **diffrazione**, il contorno delle ombre non è mai netto ed è possibile udire un suono emesso da una sorgente sonora situata dietro l'angolo di un palazzo. La diffrazione diventa particolarmente intensa quando la fenditura attraverso cui l'onda si insinua è di dimensioni paragonabili alla sua lunghezza d'onda. Se, ad esempio, si indirizza un fascio di luce contro un pannello su cui sia praticata una fessura di dimensioni apprezzabili, uno schermo posto al di là del pannello raccoglie un'immagine relativamente nitida della fenditura, circondata da una zona d'ombra. Riducendo progressivamente l'ampiezza della fenditura, l'immagine che si raccoglie sullo schermo non si restringe in modo proporzionale, ma si allarga e si offusca a causa del fenomeno della diffrazione. Le onde luminose che incidono ai bordi della fenditura, infatti, non proseguono in direzione rettilinea, ma invadono la zona d'ombra, deviando di un an-

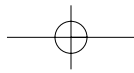
golo che dipende dalla lunghezza d'onda e dalle dimensioni dell'ostacolo. Il fenomeno si può spiegare alla luce del *principio dell'interferenza di Huygens-Fresnel* (Fig. 14). Secondo tale principio, ogni punto di un fronte d'onda è sorgente di un'onda secondaria che si propaga in tutte le direzioni. Così, nel caso della fenditura, ogni punto del fronte luminoso che si affaccia su di essa genera un'onda secondaria che si propaga in fase con la prima, andando a colpire lo schermo in punti normalmente in ombra. Come per l'interferenza, la sovrapposizione delle onde secondarie così generate produce una figura di diffrazione costituita da una successione di massimi e minimi più o meno intensi.

In ecografia, la diffrazione è causa di artefatti e diventa particolarmente evidente quando gli US incontrano una struttura fortemente assorbente che genera un cono acustico posteriore (calcoli della colecisti, osso). In questi casi, la diffrazione si realizza ai margini del calcolo o del-



**Fig. 14.** DIFFRAZIONE E INTERFERENZA DELLA LUCE. Quando un fascio luminoso attraversa una fenditura di dimensioni molto piccole, paragonabili alla lunghezza d'onda della luce, l'approssimazione geometrica non è più valida, e bisogna tenere conto degli effetti dei bordi della fenditura, che diventano a loro volta sorgenti di onde elementari, generando complessivamente un fronte d'onda sferico, fatto di numerose componenti elementari (diffrazione). Se la luce viene fatta passare attraverso una coppia di fenditure, i treni d'onda che si dipartono da ciascuna di esse si sovrappongono, dando luogo al fenomeno dell'interferenza: nei punti di sovrapposizione tra due creste d'onda l'intensità luminosa si somma producendo un massimo di luminosità (interferenza costruttiva); nei punti di sovrapposizione tra una cresta e un ventre, invece, l'intensità dell'una cancella quella dell'altra col risultato che sullo schermo si osserva un minimo di luminosità (interferenza distruttiva).





l'osso dove il fascio US devia dalla direzione di propagazione rettilinea e si disperde in direzioni diverse. La dispersione degli US attenua il cono acustico posteriore e, sebbene l'intensità degli US nei tessuti situati nell'area del cono d'ombra sia sicuramente inferiore rispetto a quella del fascio incidente, essa non è ridotta a zero proprio a causa della diffrazione.

### Attenuazione degli US nei tessuti

L'insieme degli eventi fisici descritti nel precedente paragrafo, la naturale divergenza del fascio US e l'assorbimento sono responsabili dell'attenuazione che gli US subiscono progressivamente attraversando i tessuti.

**Assorbimento degli US.** L'assorbimento è un fenomeno fisico che si manifesta con la conversione di energia vibratoria in energia termica nelle strutture biologiche attraversate dagli US. Il fenomeno è trascurabile per i livelli di potenza acustica comunemente usati in ecografia diagnostica ed, in condizioni normali, la quantità di calore generata per assorbimento è troppo piccola per poter essere misurata come variazione termica. Il fenomeno è invece alla base della diatermia con US, una comune applicazione fisioterapica con calore che usa livelli di energia sicuramente superiori.

La *conversione di energia acustica in calore* è legata a diversi fattori e meccanismi fisici che possono interagire contemporaneamente: viscosità, diffusione termica e di massa, tempo di rilassamento tessutale, meccanismo di bolla e di cavitazione. La *viscosità* è una grandezza fisi-

ca che, come avremo modo di vedere nei prossimi capitoli, descrive l'attrito interno di un fluido, ossia la sua resistenza alle deformazioni generate dallo scorrimento laminare di un fluido. È chiaro che, in un mezzo caratterizzato da un'alta viscosità, l'assorbimento è molto grande. La *diffusione termica e di massa* definiscono gli spostamenti molecolari per effetto massa o per effetto termico. Il *tempo di rilassamento* rappresenta il tempo necessario affinché le molecole del tessuto possano riacquistare la loro posizione di riposo dopo una sollecitazione vibratoria. Il *fenomeno di bolla e di cavitazione* si genera quando, a causa delle vibrazioni molecolari, la pressione nel liquido diviene inferiore alla sua tensione di vapore. Il fenomeno, assolutamente trascurabile in ecografia diagnostica per le potenze acustiche impiegate, è invece alla base della litotriassia con ultrasuoni.

**Coefficiente di attenuazione.** L'assorbimento determina una riduzione esponenziale dell'ampiezza dell'onda acustica, ossia una diminuzione progressiva della pressione, della densità molecolare, dello spostamento e della velocità delle particelle ed è condizionato non solo dalle caratteristiche del mezzo attraversato, ma anche dalla frequenza del fascio US. La riduzione progressiva dell'ampiezza dell'onda US nella sua propagazione viene definita con il termine di **attenuazione**. L'attenuazione comprende sia l'energia persa per assorbimento sia quella persa per diffusione sebbene, nei tessuti molli, il contributo maggiore sia legato al fenomeno di assorbimento. L'attenuazione aumenta con l'aumentare della distanza percorsa dagli US e con l'aumentare della frequenza (Fig. 15). Da un punto di vista matematico, il coefficiente di attenuazione è la somma

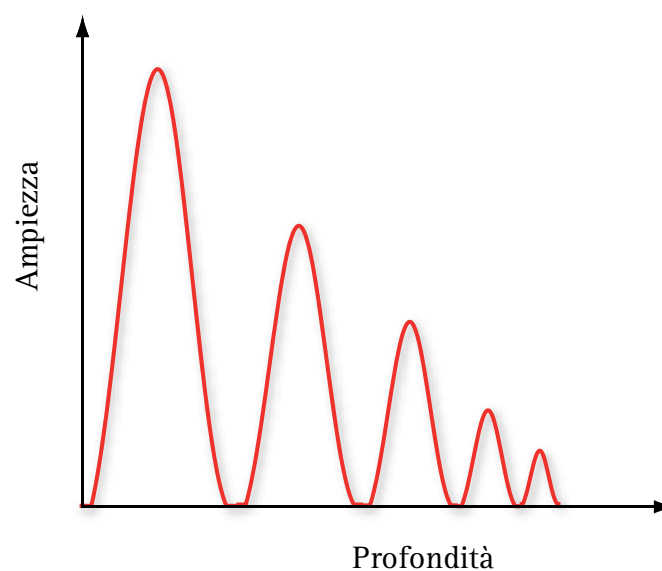
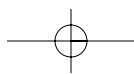


Fig. 15. ATTENUAZIONE. Riduzione progressiva dell'ampiezza degli echi in funzione della profondità di campo.



algebraica del coefficiente di assorbimento e del coefficiente di diffusione o *scattering*. Nella pratica è consuetudine parlare di attenuazione dell'intensità acustica e l'espressione esponenziale che la rappresenta può essere così scritta:

$$I_{(x)} = I_{(0)} \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

ove  $I_{(x)}$ , è l'intensità nel punto di interesse  $x$ ,  $I_0$  l'intensità originaria,  $x$  la distanza attraversata dal fascio US e  $\mu$  il coefficiente di attenuazione dell'intensità.

Il grado di attenuazione viene comunemente misurato in dB/cm (Fig. 16). Nella maggior parte dei tessuti biologici il coefficiente di attenuazione è circa 0.5-1 dB/cm/MHz. Nei tessuti molli, il potere di penetrazione degli US è inversamente proporzionale alla frequenza, mentre il coefficiente di attenuazione del fascio è direttamente proporzionale ad essa (Fig. 17). Per questo, il coefficiente di attenuazione di un tessuto determinato con una frequenza di 1 MHz raddoppierà per una frequenza di 2 MHz e triplicherà per una frequenza di 3 MHz. In altri termini, la penetrazione degli US è tanto maggiore quanto più bassa è la frequenza degli US (ad esempio 2-2.5 MHz) e tanto minore quanto più alta è la frequenza (ad esempio 10 MHz). L'attenuazione invece è tanto maggiore quanto maggiore è la frequenza e viceversa. Da questo principio fisico è nato il compromesso pratico di usare le frequenze più basse per lo studio degli organi addominali profondi (sonde da 2.5-3.5 MHz) e le frequenze più elevate per i tessuti superficiali (7.5-10 MHz) (Fig. 18).

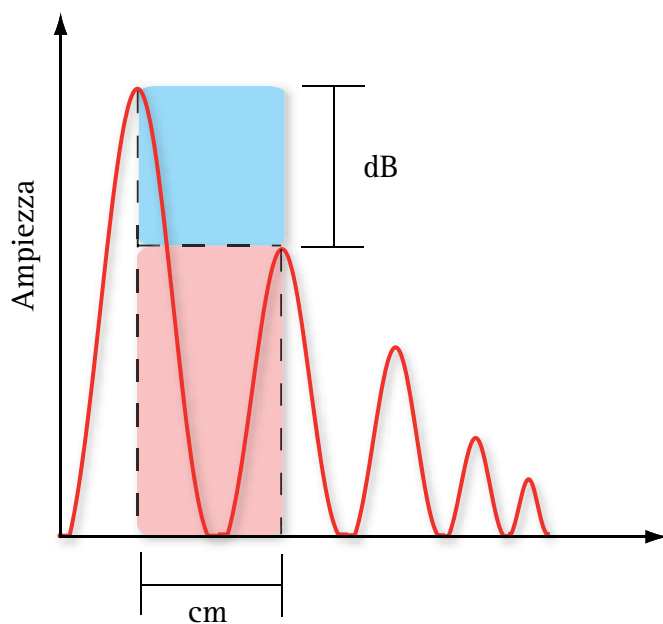


Fig. 16. COEFFICIENTE DI ATTENUAZIONE. Il grado di attenuazione viene comunemente misurato in dB/cm. Nella maggior parte dei tessuti biologici il coefficiente di attenuazione è circa 0.5-1 dB/cm/MHz.

Quali sono le ricadute pratiche dell'attenuazione degli US nei tessuti biologici?

1. La necessità di usare alte frequenze (7.5-10 MHz) per lo studio degli organi superficiali, e frequenze intermedie (2.5-3.5 MHz) per lo studio degli organi profondi. Queste ultime rappresentano un giusto compromesso fra risoluzione e trasmissione in profondità.
2. La necessità di amplificare i segnali eco ed in particolare quelli di minore intensità che provengono dalle strutture più profonde del campo sonoro. I circuiti di amplificazione verranno descritti nei paragrafi che tratteranno della struttura modulare dell'ecografo.

### Potenza acustica ed effetti biologici degli US

**Esposizione ed interazione biologica.** L'interazione degli US con i tessuti biologici è in ogni caso di natura meccanica, sebbene gli effetti che ne derivano (di tipo meccanico, termico, di cavitazione o di natura fisico-chimica) siano diversi in base alle applicazioni, alla frequenza ed alla potenza acustica utilizzata (1.5-15 MHz in ecografia diagnostica; 800 KHz-5 MHz in ultrasuonoterapia; 0,3-3 MHz in ipertermia). Le nostre conoscenze sugli effetti termici degli US e sull'interazione con i gas disciolti nei liquidi (fenomeno della cavitazione) sono

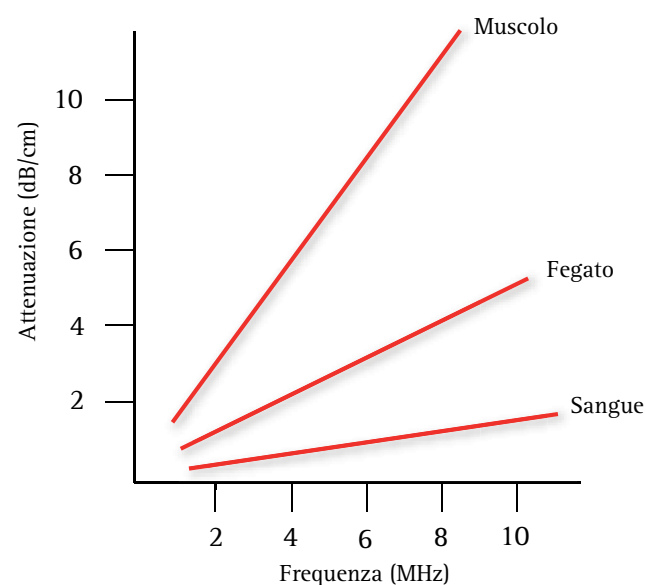
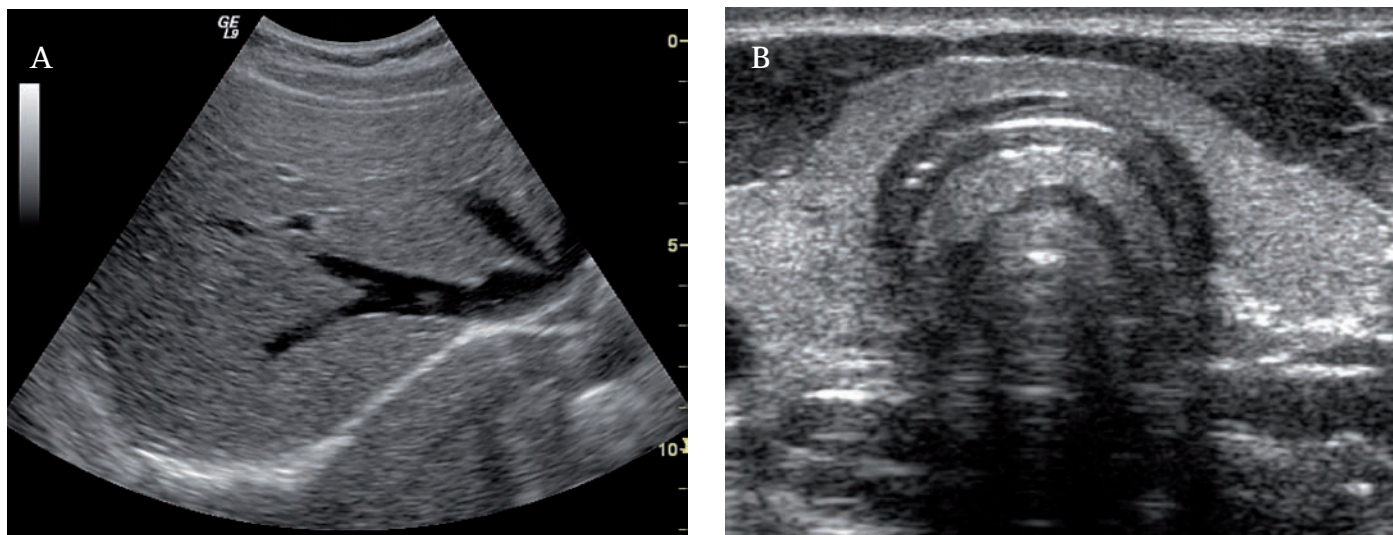


Fig. 17. CURVE DI ATTENUAZIONE IN ALCUNI TESSUTI MOLLI. Il potere di penetrazione degli US è inversamente proporzionale alla frequenza, mentre il coefficiente di attenuazione è direttamente proporzionale ad essa.



**Fig. 18.** ATTENUAZIONE E FREQUENZA DI TRASMISSIONE. La ricaduta pratica dell'attenuazione degli US nei tessuti biologici è rappresentata dalla necessità di usare frequenze elevate (7.5-10 MHz) per lo studio degli organi superficiali e frequenze basse (2.5-3.5 MHz) per lo studio degli organi profondi dell'addome. (A) Scansione sottocostale sul lobo destro del fegato. Frequenza operativa 3.5 MHz. (B) Scansione trasversale mediocervicale sulla tiroide. Frequenza di trasmissione 10 MHz.

migliorate significativamente negli ultimi anni, sebbene non siano complete. La **Tabella 3** elenca in modo sistematico le caratteristiche principali e le differenze di esposizione degli US impiegati in terapia, nell'imaging B-Mode e nelle applicazioni Doppler.

Gli effetti meccanici e termici sono probabilmente gli unici che si realizzano concretamente in ecografia diagnostica a causa dei bassi livelli d'intensità sonora usati e valutabili nell'ordine di 11-430 mW/cm<sup>2</sup> nell'imaging B-Mode e 175-9000 mW/cm<sup>2</sup> nelle applicazioni Doppler. Gli effetti meccanici sono legati alla propa-

gazione degli US e all'accelerazione delle molecole dei tessuti. Nei liquidi biologici si generano così, per effetto di trascinamento, delle microcorrenti che esercitano una continua azione di micromassaggio e di frizione fra le singole strutture ed aumentano lo *shear-stress* sulle pareti cellulari. L'impedenza tessutale (legata alla viscosità, alla densità e ad altri fenomeni fisici) favorisce la conversione di energia vibratoria in calore e l'assorbimento degli US. La conversione di energia meccanica in energia termica è alla base della diatermia ultrasonora (ultrasuono-terapia, ipertermia), una comune applicazione terapeutica degli US. Le intensità impiegate in ultrasuono-terapia sono dell'ordine di 500 W/cm<sup>2</sup>, mentre nell'ipertermia si raggiungono esposizioni totali dell'ordine di migliaia e decine di migliaia di J/cm<sup>2</sup>.

La cavitazione è un termine usato per descrivere la tendenza dei gas disciolti nei liquidi biologici a formare nuclei o microbolle di cavitazione quando sono esposti all'azione meccanica degli US. La cavitazione è legata alla potenza acustica,  $p$ , degli US, ossia al flusso di energia sonora per unità di tempo attraverso l'area di sezione del fascio US. L'intensità e la pressione acustica sono correlate fra loro per cui:  $I = p^2/z$ , ove  $z$ , è l'impedenza acustica del tessuto. In vivo, la massima espressione del fenomeno di cavitazione si realizza nella litotrixxia extracorporea con onde d'urto (*extracorporeal shockwave lithotripsy* o ESWL) che usa brevi impulsi di US a bassa frequenza (nel *range* di alcuni KHz) e di grande ampiezza. I picchi di compressione (o pressione positiva) in litotrixxia possono superare 50 MPa, mentre i picchi di rarefazione (o pressione negativa) variano in-

	ULTRASUONO TERAPIA	B-MODE	DOPPLER PULSATO
Durata impulso	1-10 ms	11 μs	110 μs
Frequenza	0.75-3.0 MHz	3-7 MHz	3-7 MHz
PRF	100-300 Hz	11 kHz	110 kHz
Potenza	≤ 3 W	0.3-300 mW	10-450 mW
Picco spaziale, I <sub>SPTA</sub>	500 mW/cm <sup>2</sup>	11-430 mW/cm <sup>2</sup>	175-9000 mW/cm <sup>2</sup>
Picco pressione negativa	0.5 MPa	0.45-5.5 MPa	0.7-5.3 MPa
Ampiezza fascio	11 cm	12 mm	12 mm

**Tabella 3.** CARATTERISTICHE E DIFFERENZE DI ESPOSIZIONE DEGLI US IMPIEGATI IN TERAPIA, NELL'IMAGING B-MODE E NELLE APPLICAZIONI DOPPLER.



torno a 20 MPa. Chiaramente, le potenze acustiche e le frequenze usate in ESWL sono completamente diverse rispetto a quelle usate in ecografia diagnostica.

Le variazioni di pressione generate dal passaggio degli US nei tessuti possono portare alla confluenza dei gas normalmente disciolti e contenuti nei liquidi organici con formazione di cavità sub-microscopiche che confluendo portano alla formazione di microbolle di varie dimensioni. In particolare, il fenomeno di cavitazione si realizza più facilmente se il picco di pressione negativa o pressione di rarefazione si abbassa sotto il limite di tensione di vapore del liquido o del gas disciolto. Il valore minimo di pressione acustica necessaria per iniziare la formazione di una microcavità durante la fase di rarefazione caratterizza la *fase di induzione o di nucleazione*. Diversi parametri possono influenzare questo limite: la grandezza e le caratteristiche dell'impulso US (frequenza centrale PRF, PD), la pressione idrostatica dell'ambiente ed altri parametri come la viscosità, la comprimibilità, la conduttività di calore e la tensione superficiale del liquido.

Le conseguenze della cavitazione sui tessuti biologici variano in base al comportamento fisico dell'ambiente delle microbolle e dei valori di energia pressoria a cui sono esposti. Come avremo modo di vedere nel capitolo dedicato ai mezzi di contrasto ecografici, il comportamento delle microbolle varia in base alle caratteristiche del campo acustico ed alle dimensioni delle stesse (le dimensioni di una microbolla sono "critiche" in funzione della frequenza degli US e della frequenza di risonanza). Se la potenza acustica e le dimensioni delle microbolle non sono elevate si realizza una *cavitazione stabile*, in pratica le microbolle entrano in oscillazione continua, simmetrica (espansione e contrazione) al passaggio degli US ed inducono un fenomeno di trascinarsi nei liquidi biologici. I liquidi iniziano ad ondeggiare e fluire generando microcorrenti (*microstreaming*) capaci di aumentare lo stress meccanico sulla membrana cellulare sino a causarne potenzialmente la lisi.

Quando l'energia acustica è più elevata e le dimensioni delle microbolle esposte al campo sonoro sono maggiori, si realizza la seconda forma di cavitazione conosciuta come *cavitazione instabile o inerziale*. In questo caso le microbolle tendono ad ingrandirsi per confluenza e ad espandersi e contrarsi più rapidamente ed in modo asimmetrico sino a collassare in violente implosioni. L'implosione libera forti quantità di calore e di energia pressoria in microaree (qualche  $\mu^2$ ) ed in questa sede può causare morte cellulare per lisi e liberazione di radicali liberi (Fig. 19). La cavitazione si manifesta con range d'intensità acustica superiori a  $200 \text{ mW/cm}^2$ . Nel corso di un comune esame ecografico eseguito in un paziente adulto

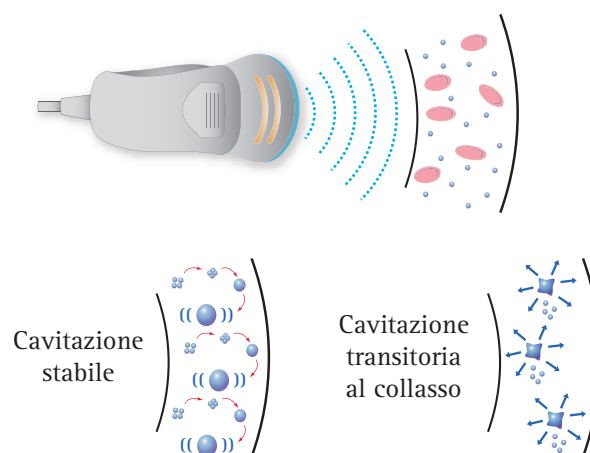


Fig. 19. FENOMENO DI CAVITAZIONE. Gli effetti biologici degli US differiscono in base al tipo di cavitazione. Nella cavitazione stabile le microbolle si formano per confluenza dei gas disciolti nei liquidi biologici. Al passaggio degli US che generano microcorrenti nei fluidi cellulari ed interstiziali entrano in risonanza senza implodere. Nella cavitazione instabile o inerziale, l'oscillazione delle microbolle diventa così forte da causare il collasso delle stesse. L'implosione genera in un ambiente di qualche  $\mu^2$  effetti termici e di pressione molto intensi e potenzialmente lesivi per la cellula.

o nel feto, la durata di esposizione non è tale da generare significativi, o almeno riconosciuti, fenomeni di cavitazione. Va detto che, in realtà, si sa ben poco sui *foci* o *nuclei* ove ha inizio la cavitazione anche se sembra certo che questi possano variare da tessuto a tessuto e, nello stesso individuo, da zona a zona del medesimo tessuto favorendo l'una o l'altra forma di cavitazione. In ogni caso questo consiglia di limitare al minimo i tempi di esposizione, particolarmente in ambito ostetrico.

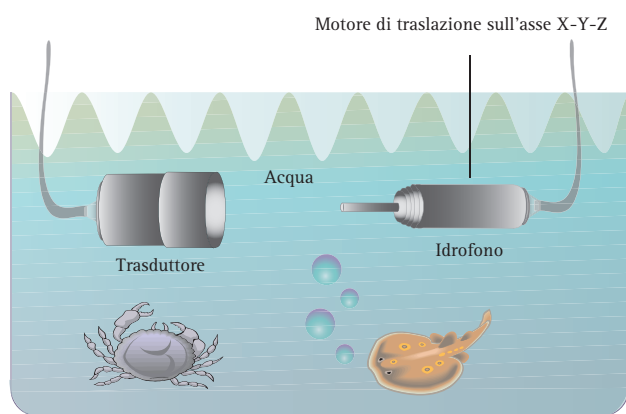
Gli effetti fisico-chimici degli US sono rappresentati dalla formazione di radicali liberi, da fenomeni di ossidazione e di depolimerizzazione che possono interessare le macromolecole o i cromosomi e sono sicuramente secondari ai fenomeni meccanici e termici precedentemente descritti. Questi effetti sono di scarsa rilevanza in ecografia diagnostica.

**Misure e parametri di potenza acustica.** A contatto con la cute, il trasduttore trasmette nei tessuti una certa quantità di energia acustica. Per quantificare questa energia e descrivere il modo con cui essa si distribuisce nel campo sonoro, possono essere misurati tre diversi parametri che sono: la *potenza acustica*, l'*intensità acustica* e l'*ampiezza della pressione acustica*. Questi parametri vengono misurati o quotati per ciascun trasduttore ricorrendo ad una bilancia analitica o con l'idrofono, un microfono molto sensibile derivato dalla tecnologia del sonar. Il sonar, conosciuto anche con il nome di ecogoniometro, emette impulsi sonori o ultrasonori subacquei tramite un dispositivo piezoelettrico detto proietto-

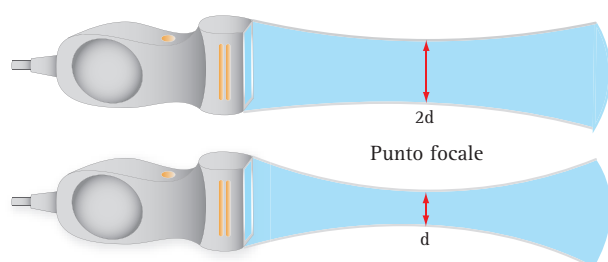


re e capta gli echi riflessi da eventuali ostacoli, per mezzo dell'idrofono. Conoscendo la velocità di propagazione delle onde sonore nell'acqua, in base al tempo intercorso tra l'emissione del segnale e la ricezione dell'onda riflessa, il sonar è in grado di risalire alla distanza dell'oggetto individuato. Nella (Fig. 20) viene rappresentato uno schema di quotazione della potenza acustica di una sonda monoelemento con un idrofono.

La *potenza acustica* è la quantità di energia meccanica che il trasduttore trasmette ai tessuti biologici e viene misurata in *watt* (W) o in *mwatt* (mW). Nelle *applicazioni B-Mode*, la potenza acustica del trasduttore varia da 10 a 18 mW. Nelle *applicazioni M-Mode* la potenza acustica trasmessa è inferiore a 4 mW, mentre nelle *applicazioni Doppler e colorDoppler* la potenza acustica trasmessa è rispettivamente di 30 mW e 80 mW. In realtà, nell'area di scansione la distribuzione dell'energia acustica varia da un punto all'altro, per cui la misurazione della sola potenza acustica descrive in modo incompleto l'esposizione tessutale. Ad esempio, supponiamo che la potenza acustica di due trasduttori come quelli rappresentati in (Fig. 21) sia la stessa. Osservando la geometria del campo sonoro,



**Fig. 20.** QUOTAZIONE CON IDROFONO DELLA POTENZA ACUSTICA DI UNA SONDA MONOELEMENTO. L'idrofono è un dispositivo derivato dalla tecnologia del sonar. È costituito da un microfono molto sensibile, capace di misurare nell'acqua la potenza acustica degli US nel campo sonoro generato dal trasduttore.



**Fig. 21.** DISTRIBUZIONE SPAZIALE DELL'ENERGIA ACUSTICA. La distribuzione dell'energia acustica nell'area di scansione varia da un punto all'altro. Osservando, ad esempio, la geometria del campo sonoro si comprende intuitivamente che l'energia acustica si distribuisce in una regione più ampia nella sonda meno focalizzata e in una più ristretta nella sonda più focalizzata.

si comprende intuitivamente che l'energia acustica si distribuisce in una regione più ampia nella sonda meno focalizzata e in una più ristretta nella sonda più focalizzata. Per questo, le variazioni di potenza acustica nello spazio del campo sonoro devono essere caratterizzate specificando anche l'intensità del fascio US in punti diversi.

L'*intensità acustica* misura la potenza acustica, ovvero il flusso di energia per unità di area, e viene espressa in watt per metro quadrato ( $W/m^2$ ) o, per i livelli di potenza usati in ecografia, milliwatt per centimetro quadrato ( $mW/cm^2$ ). Come già discusso nel primo capitolo, l'intensità acustica in un punto del fascio US è direttamente proporzionale al quadrato della pressione acustica ( $I = p^2 / z$ ) e varia in funzione del tempo. Pertanto, i parametri che vengono usati per misurare le variazioni d'intensità acustica nel tempo e nello spazio del campo sonoro sono diversi (Fig. 22). Così, ad esempio, l'intensità può essere calcolata come:

- *I-max o spatial peak (SP)*. È il *picco di intensità* misurato sull'asse centrale di un singolo emiciclo dell'onda.
- *I<sub>0</sub> o spatial average (SA)*. È l'*intensità media temporale* del fascio US (Fig. 23).

Gli US vengono emessi in modo discontinuo e ciascun impulso ha un picco di potenza. Il numero di picchi per unità di tempo dipende dalla frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF).

- *Temporal peak (TP) Intensity* è il picco di intensità più elevato dell'impulso.
- *Pulse Average (PA) Intensity* rappresenta la media temporale dell'intensità durante la durata dell'impulso.
- *Temporal o Time Average (TA) Intensity* definisce l'intensità media temporale che si registra durante il periodo di tempo compreso fra due impulsi successivi (PRP). Il TA rappresenta il più basso valore d'intensità e può essere calcolato come rapporto fra *potenza totale per frame/durata del frame* (Fig. 24).

Questi parametri forniscono una misura quantitativa della potenza acustica ed aiutano a comprendere gli effetti termici degli US. Il TA è correlato all'apertura dinamica del trasduttore ed alla PRF. Pertanto, si riduce progressivamente nella parte profonda del campo sonoro seguendo l'attenuazione degli US ed è tanto più elevato quanto maggiore è la PRF del trasduttore e vi-

Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

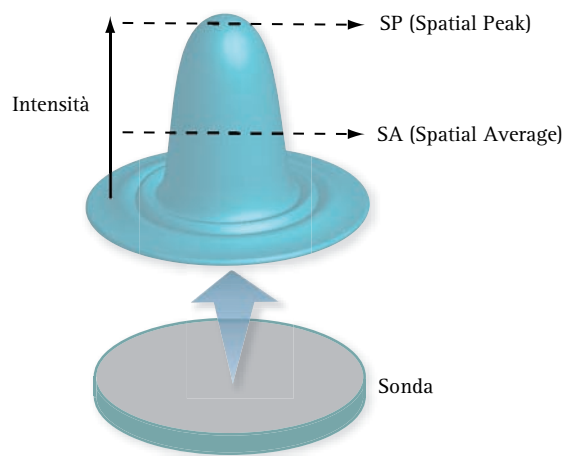


Fig. 22. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ. Profilo d'intensità acustica nel campo sonoro di un trasduttore a disco monoelemento.

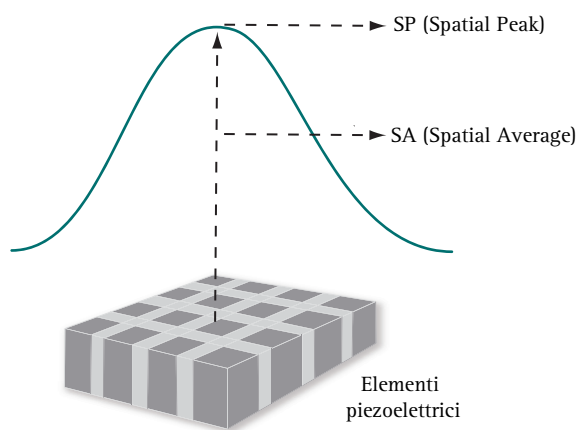


Fig. 23. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ. Profilo di potenza nel campo sonoro di una sonda lineare multielemento.

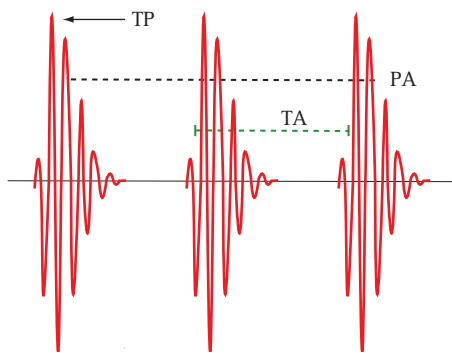


Fig. 24. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ IN FUNZIONE DEL TEMPO.

ceversa. Quando l'emissione degli US è continua, come nel Doppler continuo, e quindi il *duty factor* del trasduttore è 1, allora  $PA = TA$ . In seguito vedremo che i trasduttori ad emissione pulsata hanno un basso *duty factor* ( $< 1\%$ ); in altri termini, sono in fase di ricezione per gran parte del tempo in cui la sonda è attiva, per

cui il valore istantaneo dell'intensità acustica durante l'esposizione attiva è zero per la maggior parte del tempo e s'innalza bruscamente solo nella fase di emissione dell'impulso. Poiché i valori di intensità variano sia nel tempo che nello spazio del campo acustico, nelle apparecchiature si tende a rappresentare l'intensità non tanto con i valori unitari quanto con valori combinati di intensità.

- *Spatial Average Temporal Average Intensity ( $I_{SATA}$ )*. Questa unità di misura rappresenta il rapporto fra l'intensità media temporale (TA) e l'area della superficie del trasduttore ( $I_{SATA} = TA / a^2$ ). L'unità di misura è il  $mW/cm^2$ . L'intensità media spaziale e temporale del fascio è massima a livello della superficie della sonda o dove l'area sezione del campo sonoro è di minor grandezza (area focale). Così in una sonda lineare focalizzata con una lente acustica a fuoco fisso,  $I_{SATA}$  sarà massima nel punto focale. Nella (Fig. 25) viene riportata una sequenza di impulsi ed una serie di parametri temporali e spaziali di intensità derivati da  $I_{SATA}$  e correlati al *duty factor* del trasduttore.
- *Spatial Peak Temporal Average Intensity ( $I_{SPTA}$ )*. Questa unità di misura è stata derivata dal rapporto  $I_{SPTA} = I_{SATA} \times (SP/SA)$  e rappresenta il rapporto fra potenza media temporale, picco massimo di potenza dell'impulso e il *duty factor* del trasduttore. L'unità di misura è il  $mW/cm^2$ . Un valore elevato di PRF aumenterà il valore di  $I_{SPTA}$ . Per un picco di potenza di  $1 W/cm^2$  e un *duty factor* di 0.1,  $I_{SPTA}$  dovrebbe essere di  $100 mW/cm^2$ . Questo valore tenderà ad aumentare con l'ampiezza dell'impulso o la PRF. Questa unità di misura combinata rappresenta un buon indicatore degli effetti termici degli US e viene spesso citata con il TA nei lavori scientifici.

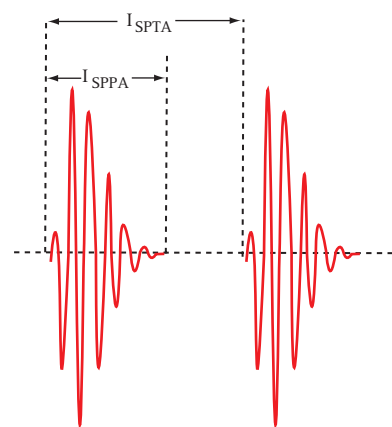


Fig. 25. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ COMBINATI. I parametri sono combinati in funzione del tempo e dello spazio.

Nella **Tabella 4 e 5** vengono riportati i *range* di intensità usati nella pratica e i limiti stabiliti dai costruttori.

- **Spatial Peak Pulse Time Average Intensity ( $I_{SP-PA}$ )**. Questa unità di misura esprime l'intensità media massima del fascio US in qualsiasi istante. E' un buon indicatore di cavitazione e di altri effetti biologici di origine meccanica. L'unità di misura è il mW/cm<sup>2</sup>.
- **Spatial Peak Temporal Peak Intensity ( $I_{SPTP}$ )**. Questa unità è derivata dal rapporto fra  $I_{SPTA}$  / *duty cycle* e viene espressa sempre in mW/cm<sup>2</sup>. Il picco spaziale di pressione acustica temporale (*spatial peak temporal peak pressure*), misurato in MPa è simile al  $I_{SPPA}$ , ma si riferisce al picco di pressione acustica.

MODALITÀ D'IMMAGINE	POTENZA MEDIA TEMPORALE (mW)	$I_{SPTA}$ (mW/cm <sup>2</sup> )
B-Mode	da 0.5 a 350	da 1 a 1000
M-Mode	da 0.5 a 350	da 5 a >1000
Doppler pulsato/ Duplex	da 10 a >400	da 20 a >1000
Color Doppler		
Ostetrico	da 16 a 25	da 10 a 20
Vascolare	da 2 a 90	da 20 a 600

**Tabella 4.** RANGE DI INTENSITÀ USATI NELLA PRATICA.

TRASDUTTORE	$I_{SPTA}$ B-MODE	$I_{SPTA}$ M-MODE	$I_{SPTA}$ DOPPLER
Lineare	3.1	118	
Settoriale	117	243	1266
Anulare	42	321	

$I_{SPTA}$  spatial time average intensity: Doppler ad emissione continuata

**Tabella 5.** LIMITI DI INTENSITÀ STABILITI DAI COSTRUTTORI.

Da un punto di vista quantitativo, la sequenza di questi parametri in termini di grandezza è la seguente:

$$I_{SPTP} > I_{SPPA} > I_{SPTA} > I_{SATA}$$

Le misure di intensità più comunemente usate so-

no  $I_{SPPA}$  (che esprime la massima intensità dell'impulso) e  $I_{SPTA}$ . Entrambi questi valori sono utilizzati per quotare il livello massimo di potenza acustica delle apparecchiature autorizzate dalle diverse autorità amministrative nazionali come la *Food and Drug Administration* (FDA) americana (**Tabella 6**).

VALORE	CUORE	DOPPLER PULSATO	OFTAMOLOGICO	ADDOME (FETO)
$I_{SPPA}$ (W/cm <sup>2</sup> )	190	190	28	190
$I_{SPTP}$ (W/cm <sup>2</sup> )	310	310	50	310
$I_{SPTA}$ (W/cm <sup>2</sup> )	430	720	17	94
$I_{SATA}$ (W/cm <sup>2</sup> )	430	720	17	94

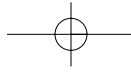
**Tabella 6.** LIVELLO MASSIMO DI POTENZA ACUSTICA AUTORIZZATA DALLA *FOOD AND DRUG ADMINISTRATION* (USA).

A volte è importante conoscere anche l'*ampiezza della pressione acustica* nell'area di scansione o *spatial peak temporal peak pressure*. Questa è espressa come picco di pressione positiva (picco di compressione) o picco di pressione negativa (picco di rarefazione). Questo modo di esprimere la potenza acustica diventa molto importante per comprendere il fenomeno della cavitazione. L'ampiezza di pressione registrata da un idrofono nel punto focale di una sonda è una curva che riproduce graficamente la durata dell'impulso, il periodo di ripetizione degli impulsi e la frequenza di ripetizione degli impulsi. I **picchi di pressione positiva e negativa**, indicatori della curva pressoria, vengono misurati in Pascals (Pa) o Megapascals (MPa) (**Fig. 26**).



**Fig. 26.** INTENSITÀ DI PRESSIONE ACUSTICA. L'ampiezza della pressione acustica nell'area di scansione è espressa come picco di pressione positiva (picco di compressione) e picco di pressione negativa (picco di rarefazione).

**Indice meccanico ed indice termico.** La maggior parte delle apparecchiature presenta sul piano di lavoro una manopola che regola la potenza acustica di trasmissione, ma in genere all'accensione la potenza è regolata al massimo. Poiché valori elevati di potenza acustica migliorano la penetrazione degli US, l'intensità



## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

del segnale e la qualità delle immagini, l'ecografista è portato ad usare in trasmissione la massima potenza disponibile. Addirittura, fino a qualche anno fa le apparecchiature in commercio non indicavano con chiarezza sul monitor i livelli di potenza del trasduttore e ciascuna casa costruttrice adottava dei valori empirici che venivano espressi in percentuale o in scala (potenza bassa, media ed alta). Nel 1992, in una conferenza mista fra aziende costruttrici ed organizzazioni governative, sono stati definiti due indicatori standard di potenza acustica e di rischio biologico da US: l'Indice Meccanico (*Mechanical Index - MI*) e l'Indice Termico (*Thermal index - TI*).

Nei modelli biologici un **Indice Termico** = 1 corrisponde all'incremento di 1°C di temperatura dei tessuti biologici. In altri termini,  $TI = 1$  stima che, per una determinata potenza di trasmissione, frequenza della sonda, area di scansione e tempo di esposizione (considerando le caratteristiche di attenuazione ed assorbimento delle strutture biologiche), la temperatura aumenta di 1 grado centigrado.  $TI = 2$  significherà, nello stesso modo, che l'aumento di temperatura dei tessuti sarà di 2°C. Poiché il  $TI$  varia in funzione delle caratteristiche di densità dei tessuti, molte aziende riportano separatamente sul monitor il valore di  $TI$  e lo esprimono come:

- *TIS nei tessuti molli* (ove S sta per *soft tissue*),
- *TIB nel tessuto osseo* (ove B sta per *bone*)
- *TIC nel tessuto osseo della teca cranica* (ove C sta per *cranial bone*).

L'**Indice Meccanico (MI)** è il secondo indice di potenza acustica adottato per caratterizzare il processo di cavitazione. Come detto nel precedente paragrafo, il fenomeno di cavitazione definisce la tendenza dei gas disciolti nelle cellule e nell'interstizio e derivanti dal metabolismo intermedio a confluire fra loro per formare microbolle di gas quando un tessuto viene sollecitato meccanicamente dai movimenti vibratorii di "va e vieni" degli US. Assumendo che l'attenuazione dei tessuti biologici è pari a 0.3 dB/cm/MHz,  $MI$  è direttamente proporzionale al picco di pressione negativa o picco di rarefazione dell'onda ed inversamente proporzionale al quadrato della frequenza del trasduttore. Il  $MI$  viene comunemente indicato sul monitor dell'ecografo quando supera 0.4. Il limite massimo stabilito per convenzione internazionale è di 1.8-1.9.

Nell'Unione Europea non sono stati ancora stabiliti limiti di potenza acustica. Questi limiti sono stati definiti e stabiliti invece in USA e in Giappone dove han-

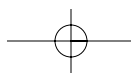
no sede le principali aziende costruttrici di apparecchiature Doppler. Negli Stati Uniti i livelli limite di  $I_{SPTA}$  e di  $I_{SPPA}$  sono stati definiti dalla *Food and Drug Administration (FDA)* e sono rappresentati in **Tabella 6**. In particolari applicazioni, come ad esempio il Doppler non fetale, l'*American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM)* richiede che i valori di  $MI$  e  $TI$  siano riportati sul monitor. In Giappone i limiti di  $I_{SATA}$  sono di 10 mW/cm<sup>2</sup> per l'ecografia B-Mode ed il Doppler fetale, di 40 mW/cm<sup>2</sup> per M-Mode e di 100 mW/cm<sup>2</sup> per l'A-Mode. Lo standard europeo è in fase di promulgazione ed imporrà un  $I_{SPTA} < 100$  mW/cm<sup>2</sup>.

**Effetti biologici degli US.** Per i valori di potenza acustica, comunemente usati in diagnostica ecografica, l'AIUM ha ufficialmente dichiarato, nell'83 e nel '91, che l'uso degli US a scopo diagnostico e di ricerca è sicuro affermando:

... "Diagnostic ultrasound has been in use since the late 1950s... Given its known benefits and recognized efficacy for medical diagnosis, including use during human pregnancy, the American Institute of Ultrasound in Medicine herein addresses the clinical safety of such use: no confirmed biological effects on patients or instrument operators caused by exposure at intensities typical of present diagnostic ultrasound instruments have ever been reported. Although the possibility exists that such biological effects may be identified in the future, current data indicate that the benefits to patients of the prudent use of diagnostic ultrasound outweigh the risks, if any, that may be present ....".

EFSUMB 1999. <http://www.efsumb.org>

In nefrologia, il rischio biologico derivante dall'uso diagnostico degli US è veramente remoto e limitato. In ogni caso, l'ecografista deve rendersi professionalmente responsabile di usare sonde ed apparecchiature adeguatamente controllate e ridurre al minimo i tempi di esposizione agli US. Il passaggio degli US nei tessuti genera uno stress meccanico delle componenti molecolari per il passaggio dell'onda di rarefazione e compressione. Sebbene remota, la possibilità che gli US possano generare un rischio biologico è da prendere in considerazione. È noto, infatti, che un fascio di US di intensità sufficiente è in grado di modificare ed anche danneggiare lo stato dei tessuti. Sul versante opposto, va ricordato che l'esperienza clinica, ormai trentennale, ha dimostrato che le frequenze e le potenze acustiche usate in ecografia non determinano danni tissutali rilevanti. Ad oggi, non esistono in letteratura segnalazioni di un danno biologico effettivo nei pazienti sot-





toposti ad ecografia. Questo ha portato a considerare l'ecografia un metodo sicuro, ben tollerato, con basso rischio biologico. In ogni caso va detto che, allo stato attuale, *non esistono dati sperimentali sufficienti per definire concretamente il rischio da esposizione agli US a bassa potenza acustica*. Per questo, mentre nei laboratori di ricerca si continua ad indagare sugli effetti biologici degli US a bassa potenza, l'ecografista dovrebbe seguire un comportamento professionale che assicuri al paziente il minimo rischio di esposizione ed i massimi risultati clinici. In sintesi, il buonsenso impone alcune raccomandazioni:

1. non eseguire l'ecografia se non esistono chiare indicazioni cliniche;
2. essere certi che l'apparecchiatura venga controllata periodicamente;
3. usare una impostazione strumentale che preferisca un elevato guadagno in ricezione piuttosto che un alto livello di potenza in trasmissione;
4. mantenere la potenza acustica ad un livello tale da consentire un accurato esame clinico e la minima l'esposizione acustica;
5. calcolare il tempo di esposizione utile prima di raggiungere il limite di 50 J/cm<sup>2</sup> quando la potenza di trasmissione supera i 100 mWatt/cm<sup>2</sup>;
6. ridurre il tempo di esame al minimo indispensabile per una corretta valutazione morfologica;
7. ridurre il tempo di esposizione quando viene studiato l'embrione o il feto o anche organi sensibili come l'occhio e le gonadi (impostare la potenza acustica secondo la regola ALARA: *As Low As Reasonably Achievable*).

### Emissione pulsata degli US ed equazione temporale

Il tempo che intercorre fra la trasmissione di un impulso e la ricezione di un segnale di ritorno viene utilizzato per calcolare la distanza che separa il trasduttore dai bersagli riflettori. Il principio può essere schematizzato concettualmente in questo modo: se il bersaglio è posto alla distanza  $D$ , dal trasduttore, e  $T$ , è il tempo necessario affinché l'impulso US attraversi le strutture, colpisca l'interfaccia e possa ritornare al trasduttore,  $T$ , può essere calcolato con la seguente equazione:

$$T = \frac{2D}{C}$$

ove  $C$ , è la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici. Questa espressione, conosciuta come **equazione del range temporale**, è inserita negli algoritmi di tutte le apparecchiature ecografiche e consente di conoscere la profondità da cui origina un segnale eco. In base a questa equazione, il tempo, in  $\mu\text{s}$ , che un segnale impiega per raggiungere il riflettore e ritornare al trasduttore (*time of flight*), dipende dalla distanza percorsa in andata e ritorno (espressa in cm) e dalla velocità di propagazione degli US (circa 1540 cm/s o 0.154 cm/ $\mu\text{s}$  nei tessuti biologici). Così, ad esempio, se il bersaglio è situato ad una profondità di un centimetro,  $T$  è uguale a  $(2 \times 1)/0.154$  cm/ $\mu\text{s}$ , ovvero 13  $\mu\text{s}$ . In altri termini, nei tessuti molli, ove la velocità degli US è quasi costante, il tempo necessario per compiere il tragitto di andata e ritorno di un centimetro è di 13  $\mu\text{s}$ . Se l'interfaccia è situata a 5 cm dal trasduttore, il segnale eco impiegherà 65  $\mu\text{s}$  per raggiungere la sonda dopo che l'impulso US è stato inviato nei tessuti; se la profondità è 10 cm, il tempo necessario per il ritorno sarà di 130  $\mu\text{s}$ .

D'altra parte, conoscendo il tempo  $T$ , impiegato da un segnale per raggiungere il bersaglio e ritornare alla sonda, la distanza del riflettore  $D$ , può essere facilmente calcolata. Se, ad esempio, un segnale eco raggiunge la sonda dopo 100  $\mu\text{s}$  dalla trasmissione dell'impulso e la velocità degli US è di 0.154 cm/ $\mu\text{s}$ ,  $D$ , sarà uguale a  $(C \times T)/2$ , ovvero  $(0.154 \text{ cm}/\mu\text{s} \times 100 \mu\text{s})/2$ , ovvero il riflettore è disposto ad una profondità di 7.7 cm.

Nei trasduttori ad emissione pulsata, il periodo di emissione degli US è estremamente breve, mentre il periodo di ricezione si prolunga per l'intero periodo di ripetizione dell'impulso, cioè sino alla generazione di un nuovo segnale (Fig. 27). La frazione di tempo

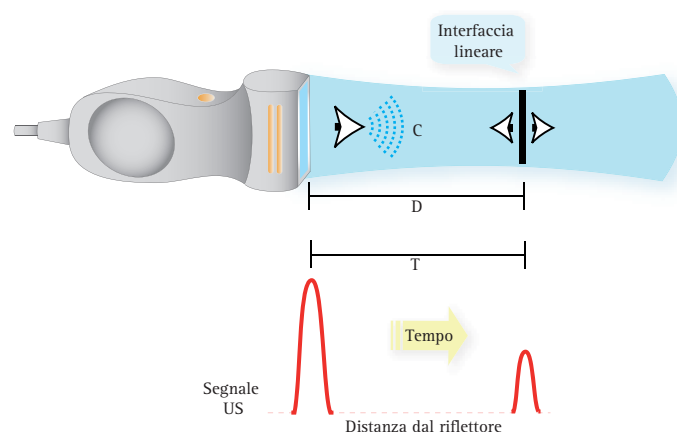


Fig. 27. EMISSIONE PULSATA DEGLI US. Il trasduttore genera US durante una piccola frazione di tempo mentre resta in ascolto dei segnali eco di ritorno per un tempo molto più prolungato, definito dal periodo di ripetizione dell'impulso.  $D$  = distanza;  $T$  = tempo.

durante la quale il trasduttore trasmette attivamente US è chiamata *Duty Factor* e nelle comuni applicazioni ecografiche corrisponde a meno dell'1% del periodo di ripetizione dell'impulso. La (Fig. 28) illustra come la durata dell'impulso sia estremamente breve rispetto al periodo di tempo in cui la sonda resta in ascolto del segnale eco. Per migliorare l'ampiezza di banda e la risoluzione assiale della sonda la durata dell'impulso (PD) è comunemente inferiore ad 1  $\mu$ s. Pertanto, il *Periodo di Ripetizione degli impulsi* (PRP) rappresenta l'intervallo di tempo che intercorre tra un impulso e l'altro. Poiché il periodo è l'inverso della frequenza, la PRP è l'inverso della *Pulse Repetition Frequency* (PRF). Conoscendo il valore del PRP è possibile calcolare la PRF. Così, utilizzando un PRP di 500  $\mu$ s, si otterrà una PRF di 2.000 cicli o Hertz /secondo. Nella Tabella 7 vengono indicati i valori di PRP e PRF per alcune applicazioni ecografiche ed il rispettivo *duty factor*. Comunemente, la PRF varia in funzione delle applicazioni cliniche, della modalità di immagine (B-Mode, Doppler) e della regolazione dell'operatore.

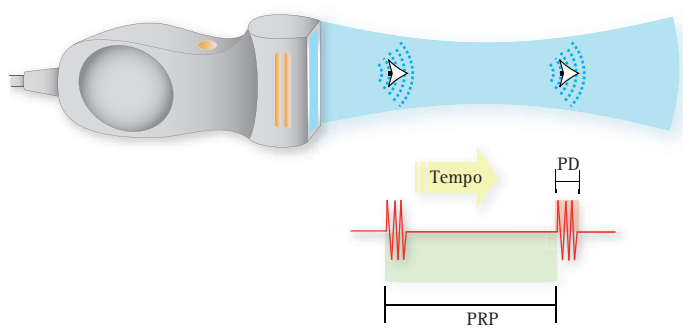


Fig. 28. DUTY FACTOR. Lo schema illustra come la durata dell'impulso (PD) sia veramente breve rispetto al periodo di ripetizione dell'impulso, cioè del tempo in cui la sonda resta in ascolto del segnale eco. PRP = periodo di ripetizione degli impulsi.

MODALITÀ IMAGING	PRF	PP	DUTY FACTOR (PER PD 1 $\mu$ S)
M-Mode	500/s	2 ms	0.0005
B-Mode	2000-4000/s	500-250 $\mu$ s	0.002-0.004
Doppler pulsato	4000-12.000/s	250-83 $\mu$ s	0.004-0.012

Tabella 7. VALORI DI PRP, PRF E RISPETTIVO DUTY-FACTOR PER ALCUNE APPLICAZIONI ECOGRAFICHE.

## Componenti fondamentali dell'apparecchiatura ecografica

Le apparecchiature in questo momento in commercio sono strumenti molto sofisticati, capaci di gestire sonde multidisciplinari e varie modalità di immagine. Il diagramma in (Fig. 29) mostra uno schema semplificato dei componenti fondamentali di un'apparecchiatura ecografica. La sonda o trasduttore è il cuore pulsante dell'apparecchiatura. La sonda, pilotata da un trasmettitore o impulsatore collegato ad uno o più *beamformer*, genera US e riceve i segnali eco di ritorno che vengono convertiti in un segnale elettrico detto segnale di radiofrequenza nativo, grezzo. Il segnale RF elaborato in sequenza da un ricevitore (destinato all'amplificazione ed al *processing* dell'immagine), memorizzato nella matrice numerica o memoria digitale dello *scan converter* viene, infine, riprodotto come immagine bidimensionale in scala di grigi sul monitor. L'immagine presentata sul monitor può, a sua volta, essere riprodotta su carta termica (video-stampante) o immagazzinata in vari sistemi di memoria elettronica (*hard disk*, CD, memorie mobili). I circuiti che compongono l'*hardware* di un'apparecchiatura ecografica *real time* si possono dividere in due sezioni: la *sezione di trasmissione* e la *sezione di ricezione e trattamento del segnale*. La sezione di trasmissione e la sezione di ricezione sono sincronizzate nei tempi da un orologio elettronico che garantisce la massima precisione dei tempi di trasmissione, ricezione e trattamento del segnale.

### TRASMETTITORE O IMPULSATORE

Il trasmettitore ha la funzione di generare gli impulsi elettrici che eccitano gli elementi attivi del trasduttore. In risposta allo stimolo elettrico, i cristalli generano per effetto piezoelettrico diretto un fascio di US che, opportunamente collimato, viene lanciato nei tessuti. La frequenza con cui vengono generati gli impulsi o PRF varia in funzione delle applicazioni e della regolazione dell'apparecchiatura. La struttura del trasmettitore è molto semplice nelle apparecchiature con sonda monoelemento ed è molto più complessa nelle apparecchiature digitali che montano diversi tipi di sonde multielemento (lineare, convess, *phased array*, ecc.). In questo caso, il trasmettitore deve governare più cristalli contemporaneamente e deve, al tempo stesso, generare i ritardi di fase necessari per la focalizzazione dinamica o lo *steering* del fascio US. Il circuito elettronico che regola i ritardi di fase con cui vengono sollecitati i singoli o i gruppi di elementi piezoelettrici che costitui-

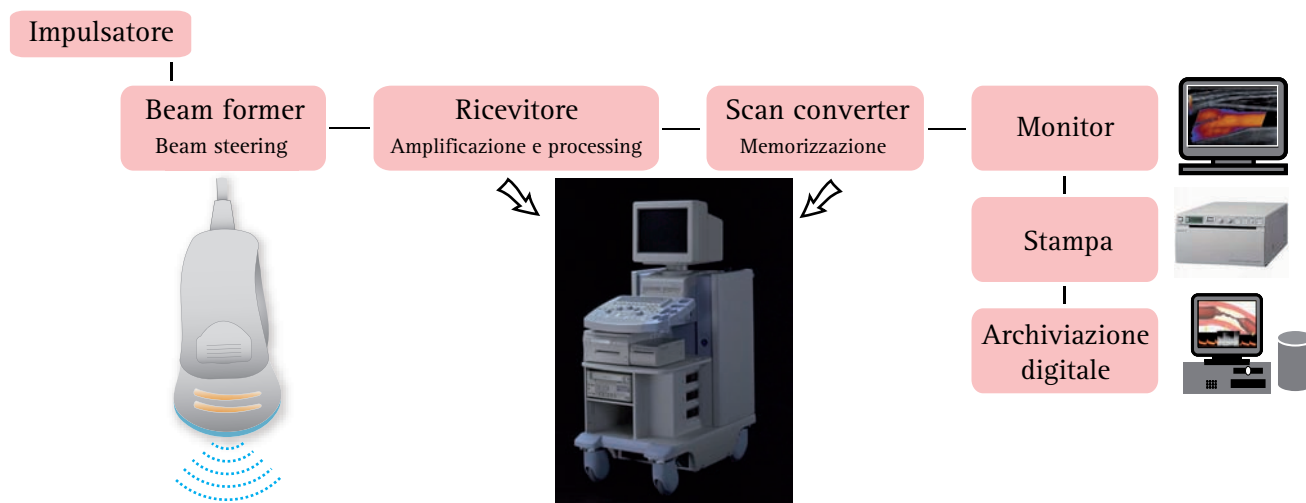


Fig. 29. COMPONENTI FONDAMENTALI DI UNA APPARECCHIATURA ECOGRAFICA.

scono la filiera attiva della sonda prende il nome di *beamformer* (Fig. 30). Il *beamformer* è collegato all'impulsatore e svolge tre funzioni fondamentali: *in trasmissione governa i ritardi di fase* con cui vengono sollecitati gli elementi attivi per cui focalizza il fascio US e genera lo steering; *in ricezione riporta in fase i segnali di ritorno* prima della sommazione.

Nelle apparecchiature *full digital* ogni elemento attivo della sonda è collegato ad un singolo canale di trasmissione e ricezione ed il computer controlla tutti i dispositivi che compongono il *canale di trasmissione e ricezione* (Fig. 31). In trasmissione, il computer controlla l'impulsatore, il modulatore di tensione che governa l'intensità dell'impulso elettrico ed il *beamformer* che genera i ritardi di fase con cui viene attivato ogni singolo cristallo della filiera attiva. Nella via di ricezione, il computer controlla i circuiti di amplificazione, i circuiti di

analisi del ritardo di fase ed i circuiti di sommazione del segnale di RF prima della sommazione. In funzione dei costi, le singole aziende hanno adottato varie soluzioni tecniche che vanno dal *beamformer* digitale vero, molto complesso e costoso (Fig. 32) al *beamformer* ibrido analogico-digitale, meno costoso ma meno preciso (Fig. 33a). Alcune aziende hanno adottato soluzioni tecniche ancora più costose e complesse dove il *beamformer* digitale vero viene associato ad un analizzatore degli *shift* di fase (Fig. 33b). Quest'ultima soluzione permette di analizzare congiuntamente sia la fase che l'ampiezza del segnale di ritorno e, in linea di principio, dovrebbe migliorare significativamente la qualità dell'immagine.

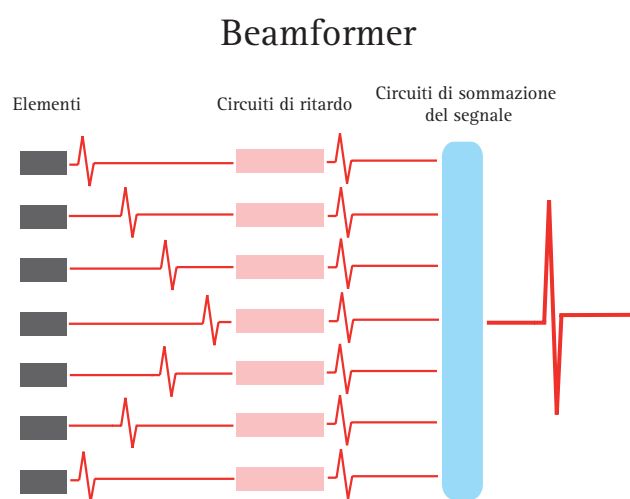


Fig. 30. SCHEMA DI BEAMFORMER. Il circuito elettronico, che regola i ritardi di fase con cui vengono sollecitati i singoli o i gruppi di elementi piezoelettrici che costituiscono la sonda, prende il nome di *beamformer*.

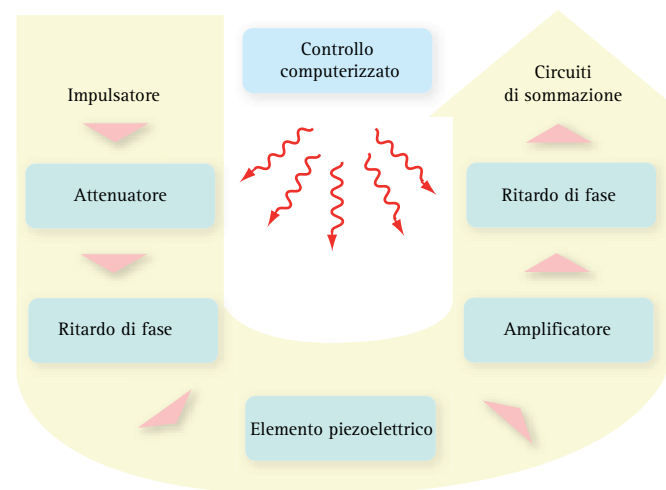


Fig. 31. SCHEMA DI UN CANALE DI TRASMISSIONE E RICEZIONE. Nelle apparecchiature digitali, tutta la catena del segnale in trasmissione ed in ricezione è digitalizzata e controllata dal computer e tutti gli elementi della sonda sono collegati ad un singolo canale di trasmissione e ricezione che controlla la focalizzazione dinamica, l'apodizzazione e lo steering. I componenti elettronici della via di trasmissione e della via di ricezione costituiscono un singolo canale di trasmissione.

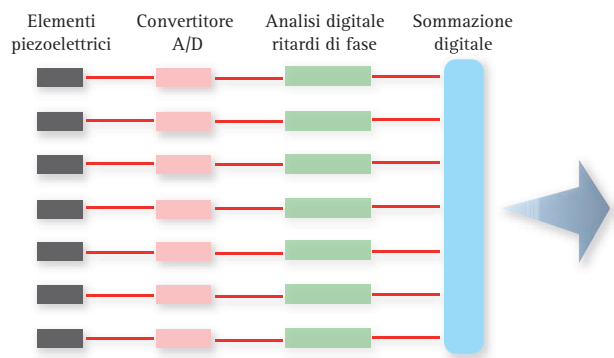


Fig. 32. SCHEMA DI BEAMFORMER DIGITALE VERO.

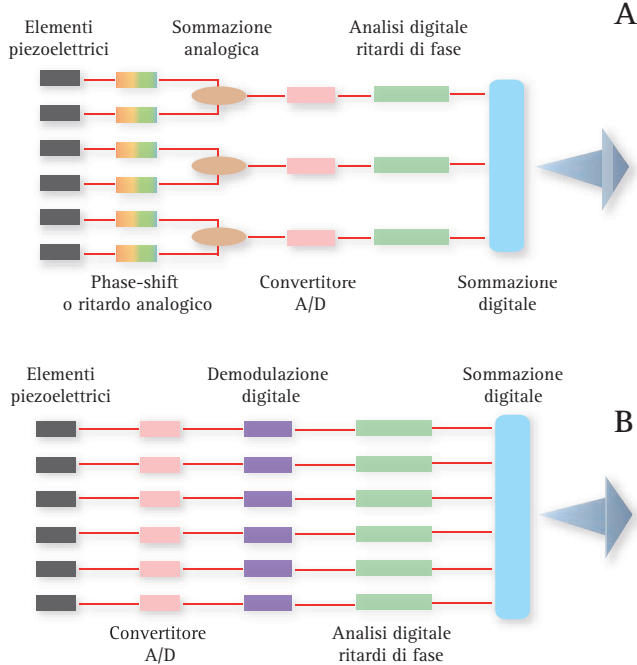


Fig. 33. BEAMFORMER ANALOGICO/DIGITALE O IBRIDO (A). BEAMFORMER DIGITALE CON ANALIZZATORE DELLO SHIFT DI FASE (B).

Il modulo di trasmissione è composto da un numero variabile di canali (254, 512, 1024 etc.), a seconda del trasduttore e delle scelte tecniche delle aziende costruttrici. Per avere un'idea della complessità costruttiva del trasmettitore, basti considerare che i ritardi di fase da generare fra i singoli o i gruppi di elementi sono dell'ordine delle decine di nanosecondi. Nelle apparecchiature digitali, fra trasmettitore e cristallo viene interposto anche un modulatore di potenza che è in grado di variare l'intensità dello stimolo elettrico in uscita. Aumentando la potenza del segnale elettrico in uscita dal trasmettitore si genera un fascio US di maggior intensità o potenza acustica. Di conseguenza, il segnale eco avrà una maggiore ampiezza quale sia la grandezza strutturale delle interfacce riflettenti (Fig. 34). In altri termini, questo aumenta non solo l'ampiezza del segnale che origina dai riflettori speculari, ma anche l'intensità dello *scattering* angolo-indipendente. Co-

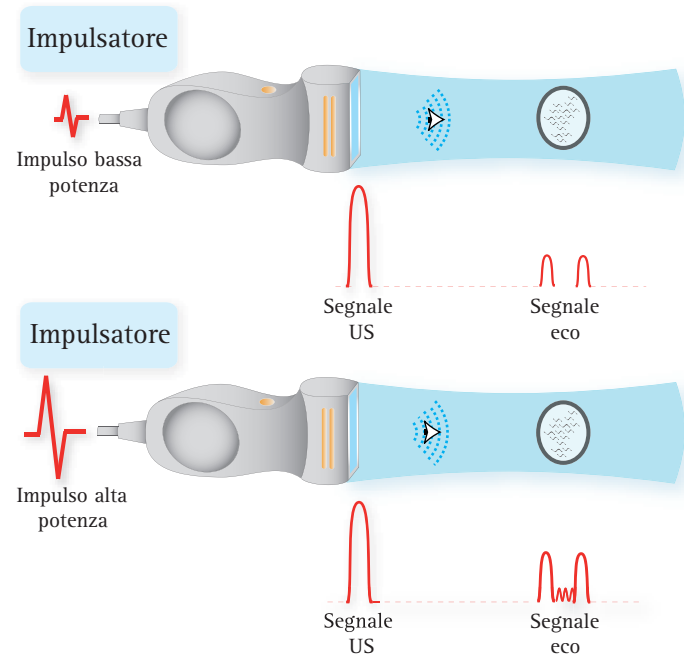


Fig. 34. MODULATORE DI POTENZA ELETTRICA. Aumentando la potenza del segnale elettrico in uscita si genera un fascio US di maggior intensità o potenza acustica. Di conseguenza, il segnale eco avrà una maggiore ampiezza quale sia la grandezza strutturale delle interfacce riflettenti.

me ricordato nel precedente paragrafo, nelle apparecchiature attuali la potenza di trasmissione viene riferita al MI.

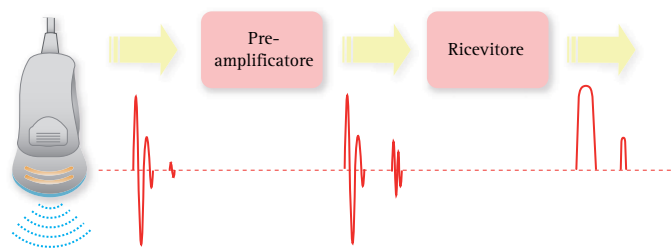
### RICEVITORE

Il ricevitore controlla i processi di acquisizione, elaborazione e memorizzazione del segnale eco e per questo è la parte più complessa delle apparecchiature ecografiche. Il ricevitore comprende i circuiti di *preamplificazione* e di *compensazione del guadagno*, il circuito di *detezione del segnale* (o *demodulatore*), i circuiti di *elaborazione del segnale* (*pre-processing*), il *convertitore analogico-digitale* e lo *scan converter*.

**Circuito di preamplificazione.** Il circuito di preamplificazione ha la funzione primaria di aumentare il livello di intensità dei segnali eco convertiti in segnali elettrici. Il segnale di RF grezzo ha valori di intensità molto bassi, dell'ordine dei  $\mu V$ , a causa dell'attenuazione che gli US subiscono nel tragitto di andata/ritorno e della debole riflettività delle strutture anatomiche. Per avere un'idea approssimativa dell'ordine di grandezza del fenomeno di attenuazione, basti considerare che l'attenuazione di un fascio US di 3 MHz di frequenza, riflesso da una interfaccia situata a 15 cm di profondità è compresa fra i 60 e gli 80 dB (da  $10^6$  a  $10^8$  volte il livello di intensità del fascio trasmesso). Pertanto, è indispensabile che i segnali ricevuti vengano amplificati in misura adeguata (da 60 a 100 dB) per raggiungere all'uscita dell'amplificatore valori di in-



tenità dell'ordine dei mV. In questo processo bisogna evitare però che l'amplificazione interessi anche il rumore di fondo. La gran parte delle apparecchiature esegue l'amplificazione in tappe con lo scopo di ridurre al minimo l'amplificazione del rumore elettronico. La prima tappa, definita **preamplificazione**, interessa gli impulsi di minor intensità. Poiché i circuiti principali di amplificazione aumentano il livello di intensità del segnale in modo uniforme, per ridurre il rumore di fondo è indispensabile che i segnali di bassa intensità giungano ad essi già opportunamente amplificati a differenza dei segnali di maggior intensità che giungono non amplificati (Fig. 35). In altri termini, i circuiti di preamplificazione hanno la funzione di *amplificare in modo selettivo i segnali di minor voltaggio* senza amplificare i segnali ad alto voltaggio in modo da ridurre l'amplificazione del rumore di fondo.

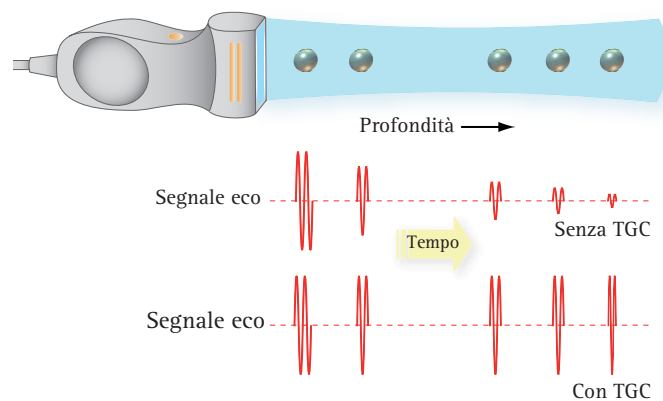


**Fig. 35. PREAMPLIFICAZIONE.** La preamplificazione interessa gli impulsi di minor intensità ed ha come obiettivo quello di ridurre il rumore di fondo. Poiché nei circuiti principali di amplificazione il livello del segnale è aumentato in modo uniforme, bisogna che i segnali di bassa intensità vi giungano già amplificati a differenza dei segnali di maggior intensità.

**Compensazione del guadagno.** Tutte le apparecchiature ecografiche hanno nella *consolle* di comando un doppio sistema di controllo manuale dell'amplificazione. Il **guadagno generale**, o *Gain Control*, consente all'operatore di *amplificare o ridurre l'intensità di tutti gli echi presenti nel campo sonoro*, quale sia la loro profondità e la loro intensità. La funzione di guadagno viene presentata in genere con una manopola che va semplicemente ruotata in senso orario o antiorario. La funzione del guadagno totale non è diversa da quella del modulatore di potenza di trasmissione. In entrambi i casi, il risultato sarà un diffuso incremento della brillantezza lungo ciascuna delle linee di vista che compongono il campo sonoro. La differenza è che agendo sull'amplificazione non aumenta la potenza acustica a cui viene esposto il paziente, mentre aumentando la potenza acustica si espone il paziente ad un maggior rischio biologico.

In funzione dell'attenuazione che il fascio US subisce attraversando i tessuti, i segnali eco che giungono alla sonda dai piani più profondi del campo sonoro hanno minore intensità. In altri termini, sono più deboli

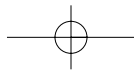
rispetto ai segnali eco che originano da riflettori con le stesse caratteristiche situati nei piani più superficiali (Fig. 36). Per compensare selettivamente la perdita di intensità del segnale dei piani profondi della scansione, l'operatore può agire sulla *scala che compensa il guadagno in funzione del tempo* ossia della profondità di origine del segnale e della maggior attenuazione subita dagli US. Questa scala di compenso in funzione del tempo prende il nome di *Time Gain Compensation o TGC*. Il TGC compensa l'attenuazione che il segnale subisce nei tessuti, incrementando il guadagno del ricevitore in funzione del tempo che ciascun impulso impiega nel tragitto di andata e ritorno. In tutte le apparecchiature, la scala TGC viene presentata con una serie di levette a scorrimento orizzontale (Fig. 37). Ciascuna le-



**Fig. 36. ATTENUAZIONE E PROFONDITÀ DI CAMPO.** Attraversando i tessuti il fascio US subisce una forte attenuazione per cui i segnali che provengono dai piani più profondi del campo sonoro hanno minore intensità e sono più deboli rispetto a quelli che originano da riflettori simili ma situati nei piani più superficiali.



**Fig. 37. SCALA DI COMPENSO DEL GUADAGNO IN FUNZIONE DEL TEMPO.** Il *Time Gain Compensation*, (TGC) compensa in modo scalare l'attenuazione che il segnale subisce attraversando i tessuti nel tragitto di andata e ritorno. La scala TGC viene presentata con una serie di levette a scorrimento orizzontale che regolano l'intensità del guadagno in funzione della profondità del segnale.



## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

vetta regola il guadagno di un settore di profondità di circa 2 cm, mentre lo scorrimento verso sinistra o destra determina un incremento del livello di guadagno settoriale. Come l'attenuazione, la scala TGC ed il *gain control* generale vengono abitualmente espressi in livelli di intensità o **decibel**. L'impostazione della scala può variare in funzione delle abitudini di lavoro individuali. Nelle sonde a focalizzazione meccanica, la curva veniva sistematicamente impostata con un aumento del guadagno degli echi più profondi. La focalizzazione elettronica e dinamica ha ridotto questa necessità e la scala viene impostata lungo la linea 0 dB o con modesti guadagni in profondità, mentre per aumentare l'intensità generale del segnale si agisce preferibilmente sul guadagno generale o sulla potenza di trasmissione. Comunemente, si interviene sulla scala TGC per ridurre il rinforzo acustico posteriore di una vescica sovradistesa e migliorare la rappresentazione delle strutture profonde dello scavo pelvico o per ridurre il rinforzo posteriore di una cisti epatica o renale e studiare adeguatamente le strutture situate nei piani posteriori.

Nelle apparecchiature digitali, la maggior parte dei ricevitori è a banda larga ed amplifica tutte le frequenze contenute nel segnale di ritorno. Ad esempio, nel caso di un impulso US con frequenza nominale 5 MHz, ed ampiezza di gamma tra 3 e 7 MHz, l'amplificatore processa le frequenze tutte nello stesso modo. È possibile però regolare il ricevitore in modo che esso amplifichi un *range* più limitato di frequenze. Questo è particolarmente utile per ridurre il rumore di fondo. Alcune apparecchiature ecografiche sono dotate di una funzione che regola l'amplificazione in modo dinamico. Infatti non tutte le frequenze contenute nell'impulso US a banda larga vengono attenuate nello stesso modo nei tessuti. Le frequenze più alte vengono rapidamente attenuate in superficie e penetrano meno profondamente nei tessuti rispetto alle frequenze più basse che raggiungono la profondità del campo sonoro (Fig. 38). Il ricevitore, pertanto, può essere tarato in modo dinamico per trattare prima le frequenze più alte che provengono dagli strati superficiali e quindi le frequenze più basse che provengono dai tessuti profondi.



**Fig. 38.** PENETRAZIONE DEGLI US E PROFONDITÀ DI CAMPO. Le alte frequenze, attenuate rapidamente in superficie, penetrano meno nei tessuti rispetto alle basse frequenze, che invece raggiungono la profondità del campo sonoro.

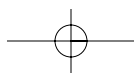
Alcuni strumenti hanno anche una **funzione di filtro o rigetto (*reject*)** che è stata copiata dalla tecnologia delle vecchie apparecchiature radar e sonar. Il filtro di rigetto rigetta selettivamente il rumore elettronico e gli echi di bassa intensità che non rientrano nel *range* di intensità rappresentabile sul monitor e che diventa una ulteriore fonte di rumore.

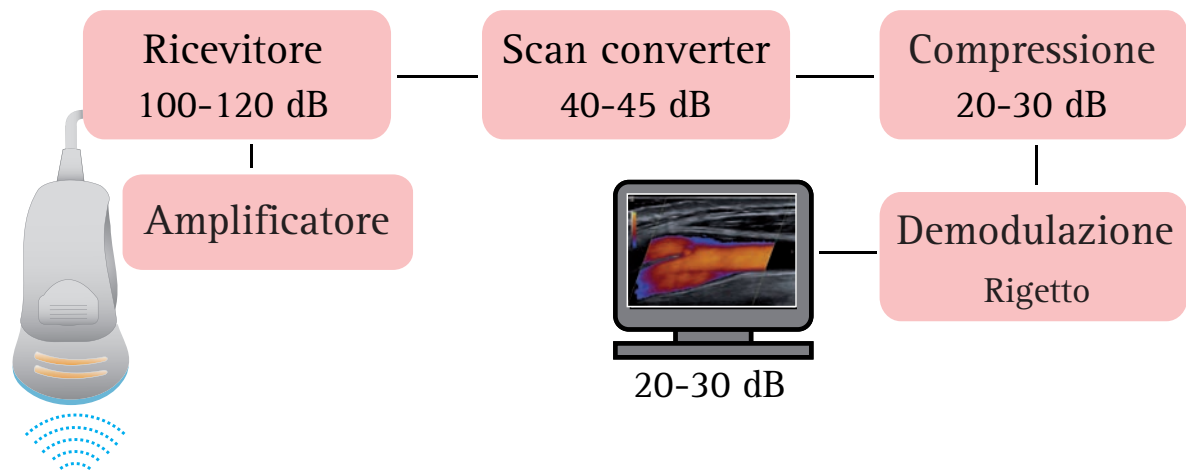
**Range dinamico e compressione del segnale.** Tutti i dispositivi elettronici che riproducono segnali di radiofrequenza (televisione, radio, etc.) hanno in ingresso un valore soglia al di sopra e al di sotto del quale non sono in grado di rappresentare in modo adeguato il segnale. L'estensione delle frequenze rappresentabili, espressa in decibel, prende il nome di *range dinamico* o *gamma dinamica* del dispositivo. Se il segnale in entrata supera la soglia del *range* dinamico genera un forte disturbo da sovrasaturazione, mentre se è inferiore ad un valore minimo non può essere rappresentato e contribuisce inevitabilmente ad aumentare il rumore di fondo. Un esempio molto semplice è quello del segnale televisivo: se si riceve un segnale molto intenso il monitor si sovrasatura e compaiono *spikes* luminosi e strisce irregolari, di forte intensità; se, viceversa, si riceve un segnale molto debole, sul monitor non compare un'immagine ben definita, ma un segnale diffuso, un rumore simile alla nebbia o alla neve.

I diversi elementi che compongono un'apparecchiatura ecografica (ricevitore, *scan converter* e monitor) hanno un *range* dinamico diverso l'uno dall'altro (Fig. 39). Il ricevitore ha un *range* dinamico >100 dB per rappresentare l'estesa gamma di intensità del segnale eco. Lo *scan converter* ha un *range* dinamico molto più limitato fra 40-45 dB, mentre il monitor ha un *range* massimo di 20-30 dB. Perché un'immagine ecografica bidimensionale possa avere un contenuto di informazioni utili per la diagnosi clinica, deve rappresentare le informazioni su una scala di grigio con un *range* dinamico di almeno 60 dB. Questo valore è superiore a quello di un monitor standard per cui non sarebbe rappresentabile. Il problema è stato risolto adottando un processo di compressione logaritmica del segnale eco che viene realizzata nel ricevitore (Fig. 40). La **compressione logaritmica** restringe l'ampiezza del segnale in un *range* dinamico e ne consente la rappresentazione sul monitor. Questa funzione viene eseguita nei circuiti di preamplificazione, secondo la seguente formula:

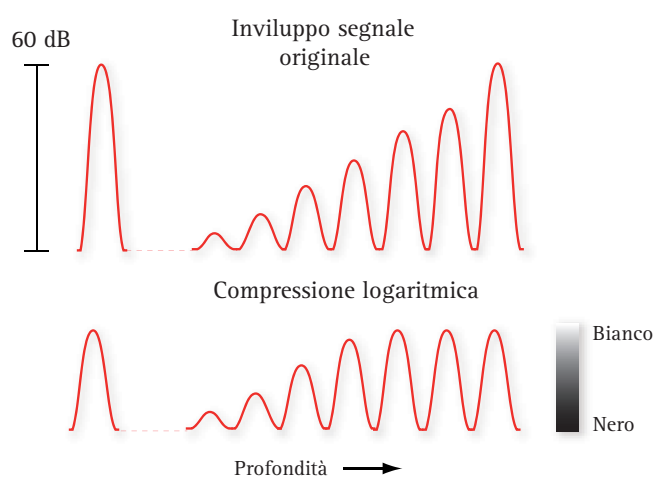
$$20\log(M/m)$$

dove  $M$ , rappresenta il valore massimo del segnale, mentre  $m$ , il valore minimo. Il risultato finale della compres-



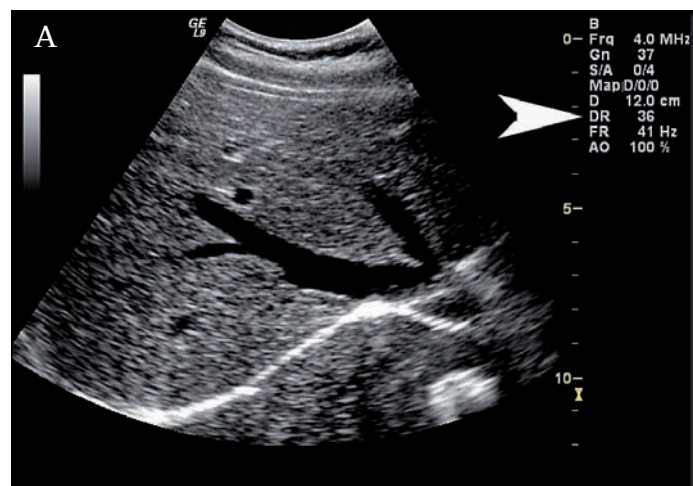


**Fig. 39. RANGE DINAMICO.** I componenti dell'apparecchiatura ecografica (ricevitore, scan converter e monitor) hanno range dinamici diversi l'uno dagli altri. Il trasduttore ed il ricevitore hanno un range dinamico superiore ai 100 dB. Lo scan converter ha un range dinamico molto più limitato di 40-45 dB. Il monitor, a sua volta, ha un range massimo di 20-30 dB.

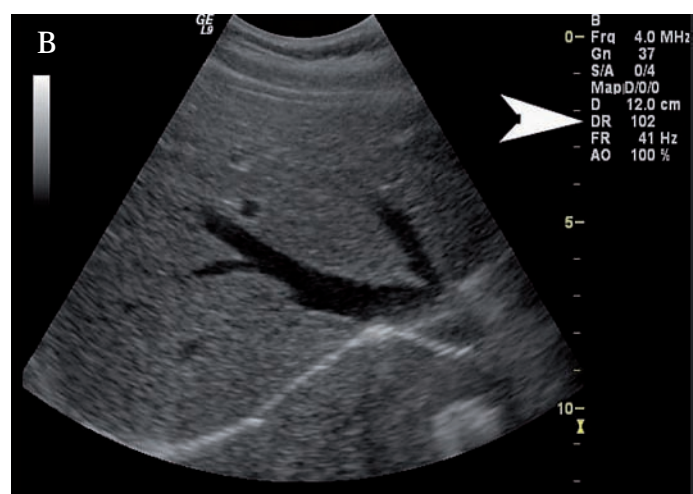


**Fig. 40. COMPRESIONE DEL SEGNALE.** La compressione restringe l'ampiezza del segnale eco in un range dinamico di almeno 60 dB e ne consente la rappresentazione sul monitor. Questo range è superiore a quello di un monitor standard per cui per superare questo problema il segnale eco viene compresso nel ricevitore.

sione è un'amplificazione dei segnali di minor intensità che diventano più facilmente rappresentabili, e migliorano la risoluzione di contrasto. Il controllo di questa funzione sulla consolle delle apparecchiature viene indicato anche con il termine di *dynamic range*. La (Fig. 41) rappresenta nell'immagine (A) e (B) la stessa scansione del lobo epatico destro acquisita rispettivamente con un range dinamico di 102 e 36 dB. La valutazione comparativa evidenzia una trama strutturale più brillante, ma meno contrastata nella prima immagine, una minore ricchezza di echi e di informazioni ma un maggiore contrasto nella seconda. L'uso di un basso range dinamico aumenta la risoluzione di contrasto in quanto per coprire sul monitor l'intera estensione della scala dei grigi è necessaria una minore variazione di ampiezza del segnale. In conclusio-



**Fig. 41a. RANGE DINAMICO O GAMMA DINAMICA.** Immagine ecografica del lobo destro del fegato in scansione sottocostale acquisita con valori crescenti di range dinamico 36 dB.

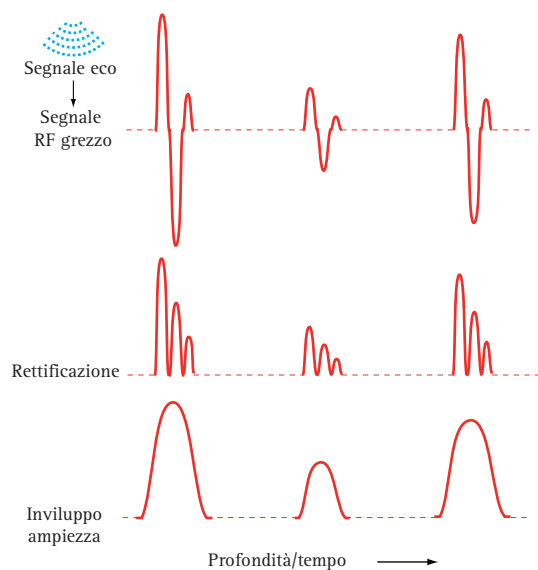


**Fig. 41b. RANGE DINAMICO O GAMMA DINAMICA.** Immagine ecografica del lobo destro del fegato in scansione sottocostale acquisita con valori crescenti di range dinamico 102 dB.



ne, un *range* dinamico basso determina un aumento della risoluzione di contrasto, con effetti simili alla riduzione del guadagno totale. Viceversa, un alto *range* dinamico riduce la risoluzione di contrasto e riproduce sull'immagine un effetto non dissimile da quello determinato da un aumento del guadagno generale. Nelle apparecchiature più moderne, sulla consolle è possibile regolare il *dynamic range* del ricevitore e regolare anche la gamma dinamica dell'immagine riprodotta sul monitor.

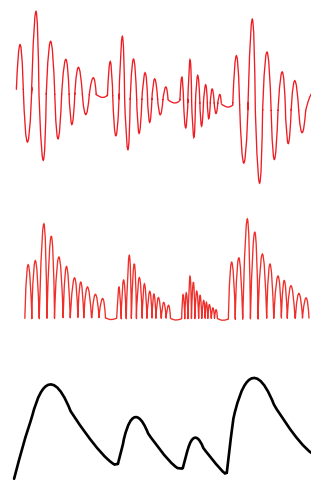
**Circuito di detezione del segnale: demodulatore.** La demodulazione del segnale avviene nel circuito di detezione del ricevitore ed ha lo scopo di convertire i treni di segnale RF amplificato in un impulso o picco singolo che viene a rappresentare il segnale di ciascun riflettore incontrato dagli US. La sequenza che porta alla demodulazione del segnale RF è schematizzata nella (Fig. 42). Nella parte alta del diagramma viene rappresentato il segnale di RF nativo o grezzo con le sue onde positive e negative. Il segnale viene in prima istanza rettificato, cioè le componenti negative dell'onda vengono invertite rispettando la loro sequenza temporale, quindi attenuato e smorzato (*smoothing*). Di conseguenza, la demodulazione cambia la morfologia del segnale e converte il segnale RF nativo in un segnale più appropriato e rappresentabile. Il segnale di RF è un segnale grezzo composto di tanti impulsi successivi, di frequenza pari alla frequenza di emissione del trasduttore e di ampiezza proporzionale alla intensità di riflessione generata dalle singole interfacce tes-



**Fig. 42. DEMODULAZIONE DEL SEGNALE RF.** Il diagramma mostra la sequenza di demodulazione del segnale RF. Nella parte alta del diagramma il segnale RF è rappresentato da onde positive e negative. Lo schema centrale rappresenta il processo di rettificazione (inversione delle componenti negative dell'onda che mantengono la loro sequenza temporale), mentre lo schema in basso mostra lo smorzamento del segnale (*smoothing*).

suali. L'informazione necessaria per ricostruire l'immagine ecografica è contenuta nell'involuppo del segnale di RF, in pratica nella curva che raccorda i vari picchi (Fig. 43). La **detezione ad involuppo del segnale RF** consente di individuare tutti i punti in cui è avvenuta una riflessione e di quantificare anche l'ampiezza dell'eco. In gran parte delle apparecchiature, la detezione ad involuppo è la tecnica più usata per estrarre il segnale e ricostruire l'immagine ecografica. Questo approccio ha il gran pregio della semplicità e consente di ottenere risultati assolutamente adeguati per la successiva fase di memorizzazione dell'immagine nello *scan converter*. In tempi più recenti, alcune aziende costruttrici hanno iniziato ad adottare soluzioni più complesse, finalizzate non solo all'analisi dell'involuppo ma anche all'analisi dei singoli picchi di segnale. Questa analisi, denominata **analisi a radiofrequenza o parametrica**, ha caratteristiche simili a quelle utilizzate nei sistemi di ricezione radio ed è orientata convenzionalmente ad estrarre anche le **informazioni relative alla fase** dei singoli fronti d'onda che, nella detezione ad involuppo, vengono completamente perse. In linea di principio, l'analisi congiunta di fase ed ampiezza dovrebbe consentire un'analisi più accurata del segnale e migliorare la qualità dell'immagine.

In sintesi, il ricevitore svolge diverse funzioni come schematizzato nella (Fig. 44). L'amplificazione è assolutamente indispensabile per raccogliere il debole segnale eco riflesso dai tessuti. Il controllo del guadagno e la scala TGC sono le funzioni usate per amplificare in modo uniforme tutti i segnali ricevuti e compensare l'amplificazione in funzione della profondità del segnale eco. La compressione logaritmica riduce il *range* dinamico del segnale. La demodulazione ed il rigetto, infine, sono le fun-



**Fig. 43. RETTIFICAZIONE E SMOOTHING.** Nel ricevitore le parti negative del segnale RF vengono invertite da un rettificatore. Nelle macchine di minor costo, per contenere i costi ed ottenere in uscita un segnale video efficace, il segnale RF viene anche smorzato (*smoothing*).



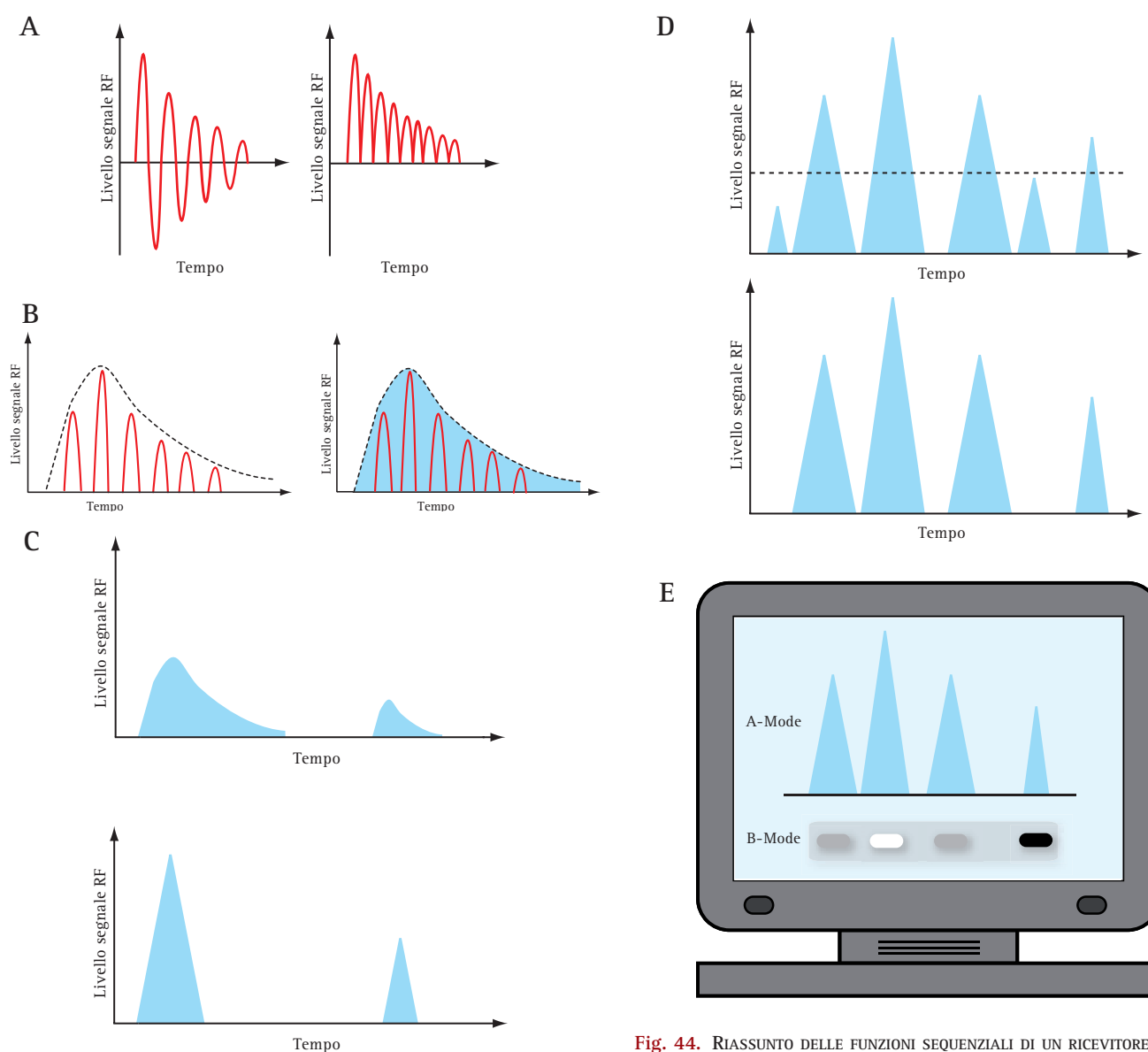
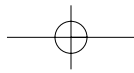


Fig. 44. RIASSUNTO DELLE FUNZIONI SEQUENZIALI DI UN RICEVITORE.

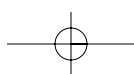
zioni che demodulano il segnale RF nativo e lo rendono disponibile per la memorizzazione nello *scan converter*.

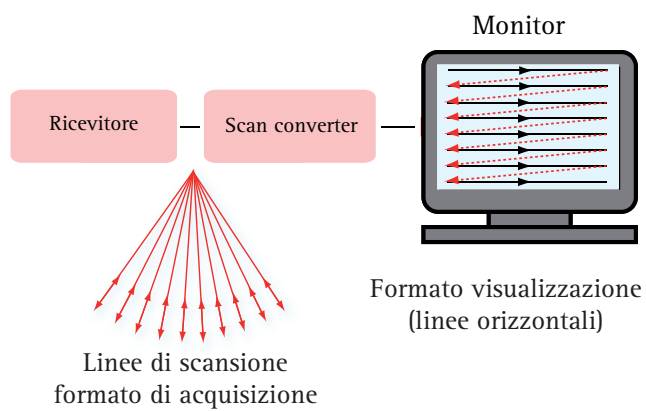
### SCAN CONVERTER

Il segnale RF processato nei circuiti del ricevitore contiene tutte le informazioni necessarie per costruire l'immagine ecografica, ma per essere presentato nel video deve essere ulteriormente processato dallo *scan converter*. Le funzioni dello *scan converter* sono due:

- *in entrata* esegue la conversione analogico-digitale del segnale RF ed immagazzina i dati su una matrice di memoria;
- *in uscita* esegue la conversione digitale/analogica dei dati e li rende, in pratica, utili per poter essere rappresentati come segnale video su un monitor TV.

La sequenza funzionale è in realtà molto semplice: in una prima fase il segnale RF, che deriva dalla conversione del segnale eco, viene letto in funzione delle coordinate tempo/intensità e memorizzato con un codice binario nella matrice di memoria dello *scan converter*. In una fase successiva le informazioni contenute nella matrice digitale vengono nuovamente convertite in un segnale analogico (*segnale video*) che può essere rappresentato su un monitor televisivo. In ultima analisi, la *scan conversion* è necessaria perché l'acquisizione dell'immagine e la rappresentazione della stessa sul monitor avvengano con un formato completamente diverso (Fig. 45): l'immagine viene acquisita lungo le linee che compongono il campo di scansione, mentre sul monitor essa viene rappresentata lungo linee orizzontali. La funzione dello *scan converter* interessa sia il segnale B-Mode che il segnale M-Mode e color power Doppler.



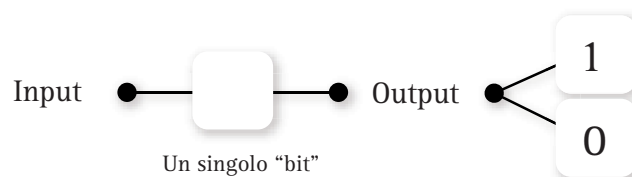


**Fig. 45.** FUNZIONI SEQUENZIALI DELLO *SCAN CONVERTER*. Il formato di acquisizione dell'immagine lungo le linee di vista del campo sonoro non coincide con il formato di rappresentazione dell'immagine sul monitor. Le funzioni sequenziali dello *scan converter* sono due: la prima prevede la lettura dell'involuppo del segnale RF in funzione delle coordinate tempo/intensità, la sua conversione analogico-digitale e la memorizzazione in un matrice di memoria; la fase successiva, prevede la conversione dei dati digitali in un segnale analogico di RF (segnale video) che può essere rappresentato sul monitor.

**Digitalizzazione e memorizzazione dell'immagine.**

La conversione digitale del segnale RF consente di codificare le informazioni contenute in un segnale analogico con numeri discreti, cioè una stringa di cifre di un sistema numerico. Ricordiamo che un segnale viene definito analogico quando il suo valore varia con continuità e rispecchia un'analogia variazione continua della grandezza che vuole rappresentare. In informatica, digitale è un sinonimo di numero in codice binario, poiché i computer elaborano informazioni codificate come combinazioni di cifre binarie. La conversione digitale di grandezze analogiche che variano con continuità in un certo intervallo di tempo non può, naturalmente, rappresentare tutti gli infiniti valori che questa può assumere. In altri termini, quale sia la grandezza analogica, il numero di valori rappresentabili è limitato dal numero di bit o memorie usate per la codifica.

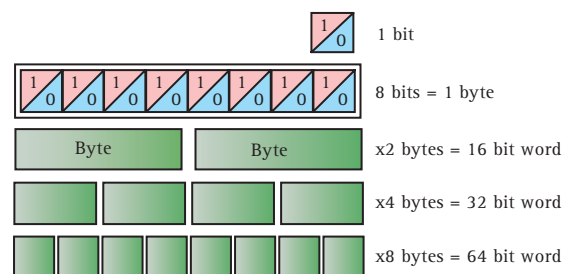
In informatica, l'unità elementare di memoria viene chiamata *bit* (forma contratta di *Binary digit*, cifra binaria) (Fig. 46). Il bit rappresenta la più piccola informazione che un'apparecchiatura digitale può memorizzare ed elaborare. Da un punto di vista fisico, il numero binario può essere rappresentato con lo stato *on/off* di una serie di interruttori (posizione *on* corrisponde alla cifra 1, posizione *off* a 0), con un punto magnetizzato (cifra 1) o non magnetizzato (cifra 0) di un nastro o un disco magnetico od anche con un dispositivo *flip-flop*<sup>3</sup> che in uscita può portare solo due tensioni distinte che possono ben rappresentare i numeri del sistema binario. Gruppi di otto *bit* formano il *byte*, capace di codificare 2<sup>8</sup> cifre decimali ossia 256 possibili variazioni



**Fig. 46.** BIT (*BINARY DIGIT*). L'unità elementare di memoria in informatica viene chiamata *bit* (forma contratta di *binary digit*, codice binario).

decimali. 2 o più *byte* possono essere raggruppati in una *stringa*: 2 *bytes* formano una *stringa di 16 bit* che codifica 2<sup>16</sup> ossia ~65.000 possibili variazioni decimali; 4 *bytes* formano una stringa di 32 bit, 2<sup>32</sup>, ~ 4.3x10<sup>9</sup> possibili variazioni decimali che rappresentano lo standard attuale di lunghezza della stringa (Fig. 47). Stringhe di grandezza molto più lunga sono disponibili nei sistemi di elaborazione ad alta velocità. Queste stringhe formano la memoria del computer. La capacità di memoria di un computer si misura utilizzando i multipli del *byte*:

- 1 kilobyte = 2<sup>10</sup> = 1024 *byte*;
- 1 megabyte 2<sup>20</sup> = 1.048.576 *byte*;
- 1 gigabyte 2<sup>30</sup> = 1.073.741.824 *byte*.

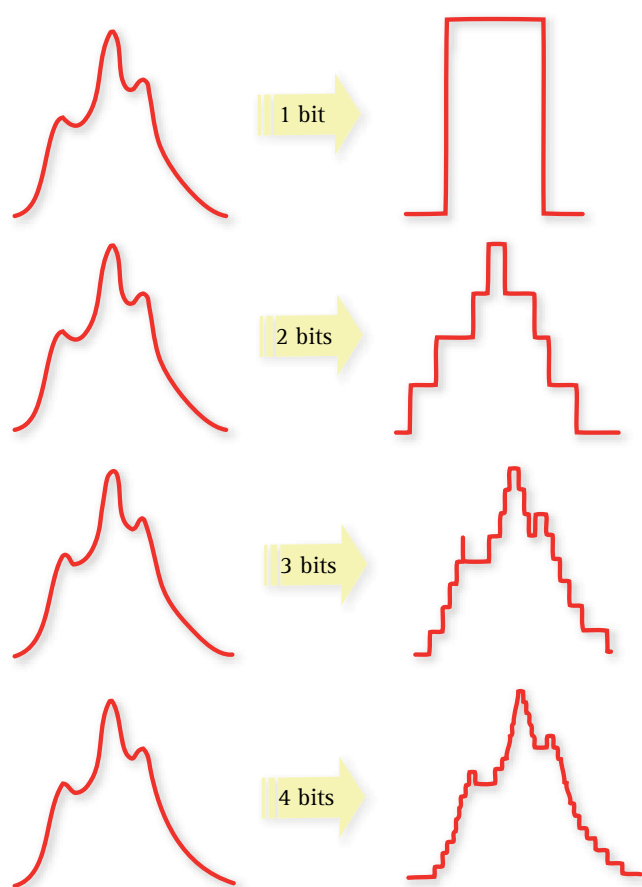


**Fig. 47.** CODICE BINARIO DEL COMPUTER. La figura mostra l'unità elementare ed il modo con cui questa viene utilizzata per costruire unità di memoria più estese. Gruppi di otto *bit* costituiscono il *byte*. 2 *bytes*, ossia 16 bit, costituiscono una stringa di 16 bit; 4 *bytes* una stringa di 32 bit e 8 *bytes* una stringa di 64 bit.

3) **Flip-flop.** È un dispositivo elettronico della classe dei multivibratori, ossia dei circuiti costituiti da due elementi attivi (di solito transistor) accoppiati in modo che l'ingresso di uno sia collegato con l'uscita dell'altro e caratterizzati da due soli possibili stati di funzionamento. Nel flip-flop, detto anche multivibratore bistabile, entrambi gli stati di funzionamento possono essere stabili nel tempo. In altri termini, mentre uno dei transistor conduce l'altro è interdetto e per passare da uno stato all'altro (commutazione) è necessario applicare dall'esterno un impulso di tensione negativo alla base del transistor conduttore, o positivo alla base di quello interdetto. Ideato da W.H. Eccles e F.W. Jordan nel 1919, il multivibratore bistabile rimase per lungo tempo poco più di una curiosità, finché non si capì che grazie ai suoi due stati di equilibrio, il flip-flop si prestava molto bene alla memorizzazione di un'informazione di tipo binario, finendo così per diventare il mattone fondamentale dell'elettronica digitale. Generalmente provvisto di due diverse uscite con valori logici opposti (convenzionalmente 0 e 1), il flip-flop commuta da uno stato all'altro per effetto di opportuni segnali di comando applicati in entrata, e in assenza di ulteriori comandi rimane nello stato finale indefinitamente, o almeno finché il circuito stesso è alimentato.

Poiché nei sistemi che operano su base binaria le quantità vengono solitamente espresse in termini di potenze di 2° grado, il significato dei prefissi *kilo-*, *mega-*, *giga-* e *tera-* non è necessariamente quello usuale: un gigabyte (GB) può essere inteso sia come 1000 megabyte sia, più frequentemente, come 1024 megabyte; un megabyte (MB) può essere inteso a sua volta sia come un milione di byte (o mille kilobyte), che come 2<sup>20</sup>, cioè 1.048.576 byte, o 1024 kilobyte; allo stesso modo un kilobyte (KB) può indicare 1024 byte o, meno comunemente, 1000 byte.

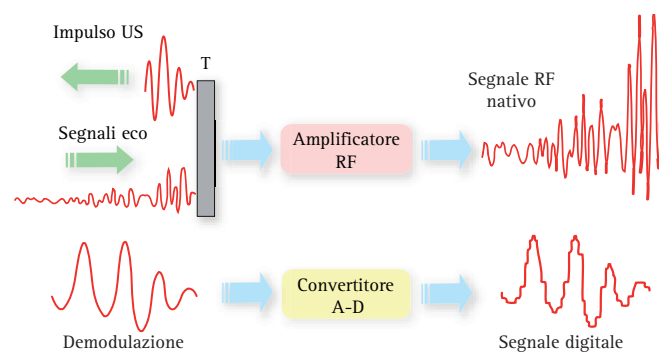
In sostanza, la precisione con cui una grandezza analogica può essere rappresentata con una conversione digitale è limitata dal numero totale di combinazioni numeriche usate (Fig. 48). Per realizzare la codifica digitale e la decodifica analogica del segnale RF nello *scan converter* vengono usati circuiti di conversione denominati rispettivamente *convertitore analogico-digitale* e *convertitore digitale-analogico*. Per compren-



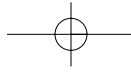
**Fig. 48. DIGITALIZZAZIONE.** Nel diagramma un piccolo segnale analogico viene digitalizzato con una scala ad 1, 2, 3, 4 bits. Quando viene usato un solo bit, tutto il voltaggio al disotto di un certo valore viene registrato come zero e rappresentato in nero sullo schermo. Tutto ciò che invece è sopra il valore digitale numerico 1 viene rappresentato in bianco. L'immagine risultante è bistabile, in altre parole del tipo "tutto o nulla". La forma dell'onda viene registrata sempre più fedelmente a mano a mano che aumenta il numero di bit utilizzati (2-4 bit).

dere più facilmente il processo di digitalizzazione e di memorizzazione operati dallo *scan converter* è opportuno ricordare che il segnale eco viene convertito immediatamente dal trasduttore in un segnale elettrico. Questo segnale, detto di **radiofrequenza**, contiene in sé tutte le informazioni necessarie per rappresentare in scala di grigi i punti che compongono ciascuna linea del campo di scansione. Infatti, il *segnale di RF nativo o grezzo*, vale a dire non filtrato, può essere rappresentato con un grafico in cui l'eointensità è rappresentata sull'asse *y* ed il tempo, equivalente alla profondità di origine del segnale, sull'asse *x*. Fornita una serie di coordinate, il segnale originale può essere adeguatamente ricostruito. A questo punto, la conversione digitale diventa semplicemente il metodo con cui il segnale RF viene convertito in una serie di coordinate intensità/tempo. Per creare l'immagine ecografica questi valori devono essere immagazzinati come dati numerici binari nella memoria del computer (Fig. 49).

Il tempo impiegato dagli US lanciati nel campo sonoro per compiere il tragitto d'andata e di ritorno è una grandezza indispensabile per creare le coordinate intensità/tempo necessarie per digitalizzare il segnale eco. La misurazione del tempo d'andata e di ritorno (*time of flight*) richiede un dispositivo di misura veloce e molto accurato. In tutte le apparecchiature il computer che controlla i canali di trasmissione e ricezione è collegato ad un temporizzatore, un orologio elettronico in grado di misurare con esattezza infinitesimale intervalli di tempo molto piccoli. Questo "orologio elettronico" non è altro che un **oscillatore elettronico sinusoidale** capace di convertire in *on/off* piccoli voltaggi per centinaia di milioni di volte al secondo. Il risonatore dell'oscillatore è costi-



**Fig. 49. PROCESSING DEL SEGNALE NELLO SCAN-CONVERTER.** Nella parte superiore del diagramma è rappresentato un impulso US generato dal trasduttore ed il relativo treno di echi convertito in segnale RF. Il voltaggio del segnale RF nativo corrisponde alle variazioni di intensità del segnale eco. Il segnale RF opportunamente amplificato viene inviato allo *scan converter* (parte inferiore diagramma). All'uscita dal convertitore A/D il segnale RF presenta una serie di gradini o *step* di voltaggio il cui valore numerico viene immagazzinato in una memoria della matrice digitale e fornisce le coordinate tempo/intensità usate per costruire l'immagine.



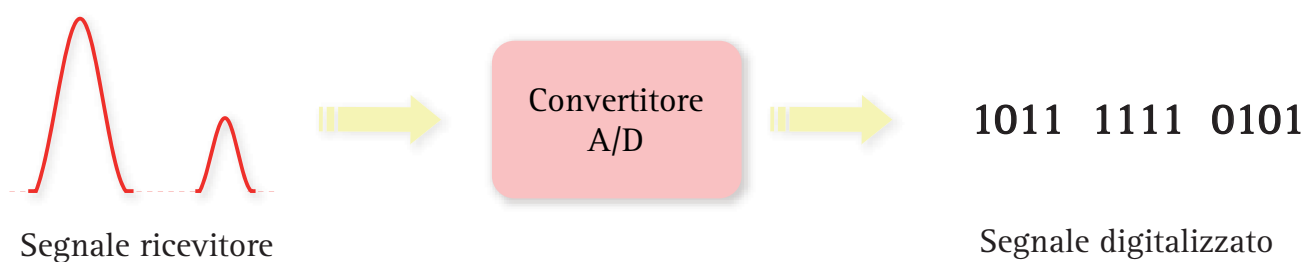
## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

tuito da un cristallo vibrante (solitamente quarzo) che offre una stabilità prossima allo 0,00000001%. Questo significa che il margine di errore temporale di questo dispositivo è di 1 solo impulso ogni 10.000.000. Il tempo di andata e ritorno viene calcolato in base al numero di impulsi che l'oscillatore elettronico genera nell'intervallo fra l'invio del fascio US e la ricezione dell'impulso eco. Questo tempo, nella direzione del fascio (linea di scansione), insieme all'intensità del segnale definisce il valore numerico e la locazione del pixel che nella matrice di memoria dovrà contenere l'informazione.

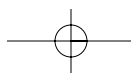
All'orologio elettronico è collegato un **convertitore analogico/digitale** (*Analogue to Digital Converter, ADC*) che legge costantemente i voltaggi degli echi che devono essere immagazzinati. L'ADC è un dispositivo elettronico usato per la conversione dei dati dalla forma analogica alla forma digitale. Tale conversione, come accennato inizialmente, è necessaria per memorizzare grandezze analogiche che variano in modo continuo sotto forma di grandezze digitali che variano in modo "discreto". Nel convertitore analogico-digitale, i segnali analogici in ingresso vengono campionati con cadenza definita, cioè si prelevano valori in istanti separati da intervalli di tempo fissi. I valori dei campioni vengono quindi codificati in forma binaria, come combinazioni di 0 e 1. In pratica, l'ADC è un **voltmetro** molto veloce, capace di convertire qualsiasi segnale elettrico in un numero digitale (**Fig. 50**) ed eseguire questa operazione in modo appropriato in circa 10 nanosecondi. La conversione inversa digitale-analogica viene realizzata, come vedremo, da un convertitore digitale-analogico. Un'apparecchiatura ecografica particolarmente sofisticata e disponibile in commercio è in grado di eseguire ben 125 milioni di operazioni di lettura in un secondo. Nelle macchine di fascia inferiore, per ottenere in uscita dallo *scan converter* un segnale efficace e contenere al tempo stesso i costi, il segnale RF viene dapprima smorzato (*smoothing*), in modo tale che il segnale in uscita possa essere campionato con una frequenza di lettura molto inferiore, ad esempio, di 4.000.000 di volte per secondo. Questo procedimento diminuisce sicuramente i costi, ma limita le possibilità di

elaborazione dell'informazione. Le apparecchiature digitali con elevato numero di canali in trasmissione e ricezione e *beamformers* multipli richiedono una digitalizzazione rapida, accurata e difficile da gestire. Questa sofisticazione, in ogni caso, incontra una strozzatura nella gamma dinamica del video, capace di rappresentare un numero di livelli di grigio molte volte inferiore rispetto al *range* dinamico del segnale eco. Per questo, nonostante tutto, si può tollerare anche una minor precisione.

La **scala dei grigi** rappresenta una serie di sfumature di grigio, dal nero al bianco, utilizzate nella grafica computerizzata per conferire maggior dettaglio alle immagini. Il numero di toni di grigio rappresentabile sul monitor dipende dal numero di bit impiegati per definire la luminosità di ogni **punto elementare (pixel) dell'immagine**: maggiore è questo numero, più numerose sono le gradazioni possibili. Con due bit per pixel si possono rappresentare solo quattro gradazioni di grigio ( $2^2 = 4$ ); ogni bit aggiuntivo permette di raddoppiare il numero di toni rappresentabili. Così, con 6 bits si hanno  $2^6 = 64$  gradazioni, con 8 bits  $2^8 = 256$  gradazioni, e così via. Al crescere del numero di bits per pixel aumenta anche la capacità di memoria necessaria per registrare un'immagine. Ad esempio, con 256 toni di grigio ogni pixel richiede un byte di memoria; perciò occorrono 10.000 byte per registrare una piccola immagine quadrata di 100 pixel per lato. È dunque necessario cercare un equilibrio tra l'esigenza di dettaglio e le dimensioni della memoria, in modo da avere un'immagine adeguata alle esigenze con una spesa ragionevole in termini di memoria. La maggior parte delle apparecchiature di fascia media usa solo 6 bits =  $2^6 = 64$  gradazioni di grigio per visualizzare l'immagine sullo schermo mentre le apparecchiature più sofisticate, che utilizzano *beamformers* digitali veri, utilizzano fino a 16 bits =  $2^{16}$ . Va in ogni caso ricordato che l'estensione della scala ha poco senso, in quanto il limite di risoluzione dell'occhio umano è <100 livelli di grigio. Nella (**Tabella 8**) sono riportate le possibili variazioni decimali della scala di grigi in riferimento al numero di bits usati nella matrice di memoria.



**Fig. 50.** CONVERTITORE ANALOGICO-DIGITALE (ADC). L'ADC è un voltmetro molto veloce, capace di convertire qualsiasi segnale elettrico in un numero digitale eseguendo in modo appropriato questa operazione in circa 10 nanosecondi.





NUMERO DI BITS	NUMERO DI LIVELLI DI GRIGIO
1	2
2	4
3	8
4	16
5	32
6	64
7	128
8	256
9	512
10	1024
12	4096

**Tabella 8.** VARIAZIONI DECIMALI DELLA SCALA DI GRIGIO IN RIFERIMENTO AL NUMERO DI BITS USATI NELLA MATRICE DI MEMORIA.

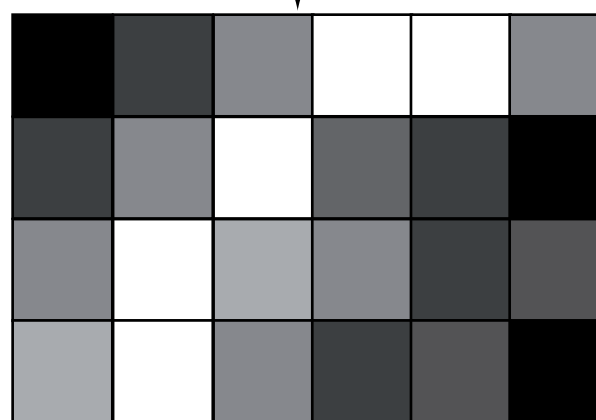
**Conversione digitale/analogica e segnale video.**

L'immagine ecografica viene costruita sul numero di linee radiali o verticali che compongono il campo di scansione. L'immagine nel video è invece costruita su linee orizzontali generate ad una frequenza sovrapponibile a quelle delle trasmissioni televisive. Come detto nel precedente paragrafo, il dispositivo capace di memorizzare l'immagine nel formato della scansione ecografica e di rappresentarlo in formato video è lo *scan converter*. Lo *scan converter* immagazzina in formato digitale tutte le informazioni necessarie per creare un'immagine su un mosaico o matrice di piccoli elementi rettangolari, detti pixel. Il pixel, abbreviazione per *Picture Element* (unità elementare di immagine) definisce ciascuno degli innumerevoli punti che, disposti ordinatamente in righe e colonne, compongono le immagini così come vengono visualizzate da un computer o riprodotte da una stampante. Come il bit è la più piccola quantità d'informazione che un computer può elaborare, così il pixel è il più piccolo elemento manipolabile dall'*hardware* e dal *software* per la visualizzazione e la stampa di lettere dell'alfabeto, cifre numeriche o immagini. Nella riproduzione di immagini in bianco e nero, ogni pixel è codificato da un singolo bit, che può assumere alternativamente il valore 1 (nero) o il valore 0 (bianco). Nella riproduzione di immagini a colori, invece, sono necessari due o più bit: due bit per quattro colori o quattro diverse tonalità di grigio, quattro bit per sedici colori e così via. Usualmente, un'immagine a due colori è detta "mappa di bit", una a più colori è detta "mappa di pixel".

Ciascun elemento nella matrice di memoria ha un "suo indirizzo" che lo correla ad un determinato pixel. In altri termini, *in ciascun pixel viene rappresentato il valore di ampiezza dell'eco in funzione della direzione (linea di scansione) da cui origina e della profondità (tempo impiegato nel tragitto di andata e ritorno)*. Per riconvertire i valori di ecointensità immagazzinati nella memoria digitale in un segnale video rappresentabile sul monitor in scala di grigi, lo *scan converter* utilizza un **convertitore digitale/analogico** che legge ciascun numero immagazzinato e lo converte in un segnale video (Fig. 51). Un convertitore digitale-analogico (*Digital to Analogue Converter, DAC*) è un dispositivo usato per convertire una combinazione numerica digitale in un segnale analogico rappresentato come livello di tensione o di corrente. I DAC sono largamente impiegati nei lettori di compact disc, nei riprodutto-

0	4	10	16	16	10
4	10	16	8	4	0
10	16	12	10	4	2
12	16	10	4	2	0

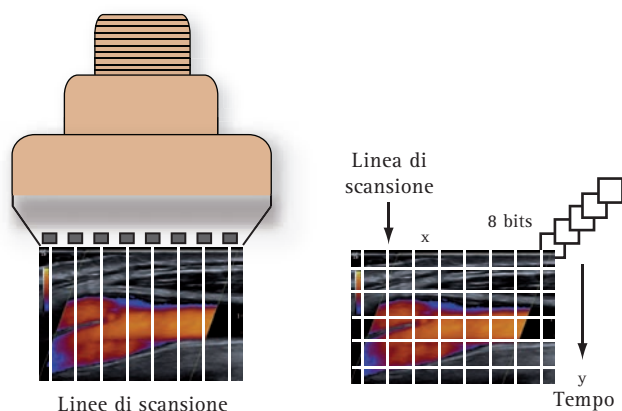
Conversione analogico-digitale



**Fig. 51.** MATRICE DI MEMORIA E CONVERSIONE DIGITALE ANALOGICA. Nella piccola matrice rappresentata, ciascun pixel contiene un valore numerico che corrisponde all'ampiezza del segnale in funzione della direzione e della profondità. La rappresentazione in scala di grigi di questi valori numerici è possibile con un CAD che trasforma i dati memorizzati in segnali video.

ri di nastri o videocassette e, in generale, negli apparati per l'elaborazione digitale di segnali audio e video. La maggior parte dei DAC usa una rete resistiva ai cui componenti viene applicato il gruppo di bit che costituisce un dato digitale. Le resistenze incluse nella rete sono scalate secondo precisi rapporti, in modo che ciascuna sia percorsa da una corrente elettrica di intensità proporzionale al valore del bit applicato.

Usualmente, per formare un'immagine sono necessari almeno 512 pixel in verticale e 512 in trasversale per un numero totale di 262.144 pixel. Questa combinazione è definita come **piano di memoria o matrice di memoria 512 x 512**. Su questa matrice le coordinate dei pixel vengono codificate lungo le colonne verticali e trasversali. Consideriamo per esempio l'attività dello *scan converter* nella formazione di un'immagine ottenuta con sonda lineare (Fig. 52). A mano a mano che i voltaggi generati dal primo impulso arrivano allo *scan converter*, questi vengono immagazzinati in un elemento di memoria e precisamente nella colonna di indirizzi relativa alla prima linea del campo di vista. I valori che originano dal secondo impulso sono memorizzati nella seconda colonna e così via, fino a quando tutte le celle di memoria che rappresentano l'immagine vengono riempite. Quando la matrice di memoria è piena, avviene la conversione in uscita: il sistema legge la matrice e la rappresenta con un segnale video. La prima linea trasversale del video rappresenta i valori memorizzati sulla prima colonna trasversale, mentre le linee successive rappresenteranno progressivamente le colonne trasversali della matrice dall'alto verso il basso, fino alla sua completa visualizzazione.



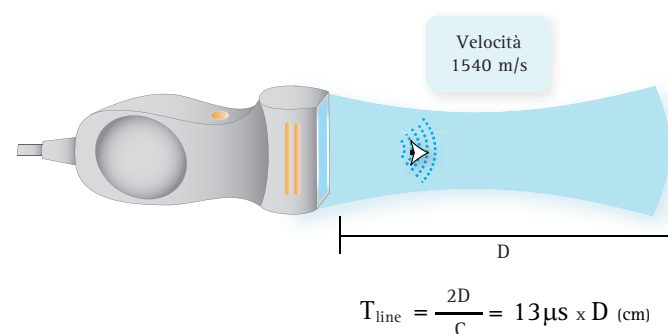
**Fig. 52.** CAMPO DI SCANSIONE E MATRICE DIGITALE DEL MONITOR. Il campo sonoro di un trasduttore lineare multielemento è costituito da una serie più o meno numerosa di linee di scansione. Il segnale raccolto lungo ciascuna linea viene memorizzato in una matrice digitale. Nel monitor l'immagine viene riprodotta lungo linee orizzontali (asse x) leggendo il contenuto informativo della matrice lungo le colonne verticali (asse y) ove il segnale viene rappresentato in funzione del tempo di arrivo.

### Frame rate e velocità di scansione

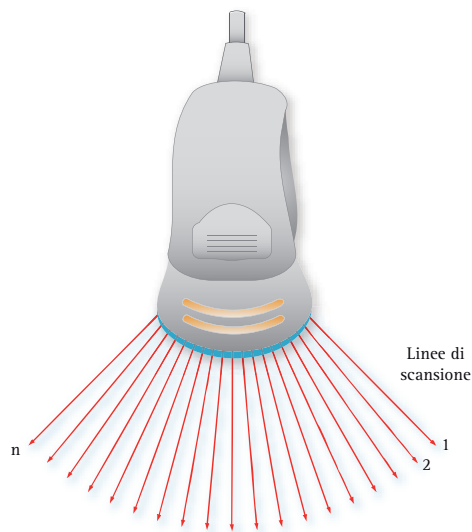
Nelle apparecchiature *real time*, le immagini vengono proposte in sequenza l'una dopo l'altra e generano per sommazione visiva l'effetto *real time*. Quando è stato rappresentato il primo *frame*, il secondo ed i successivi *frames* possono essere memorizzati per sovrapposizione usando gli stessi elementi di memoria. A mano a mano che i valori della seconda colonna del secondo *frame* appaiono, questi vengono sovrascritti sui valori già immagazzinati in memoria. Il processo di sovrascrittura continua linea dopo linea fino a produrre il *frame* successivo.

La velocità di scansione o *frame rate* dell'immagine esprime il numero di volte che il fascio US spazzola l'area di scansione o campo sonoro in un secondo. Il *frame rate* è una grandezza caratteristica delle apparecchiature *real-time*, molto importante e strettamente correlato alla risoluzione temporale dell'apparecchiatura. Più elevato è il *frame rate* tanto maggiore è la possibilità di visualizzare in modo adeguato le strutture in movimento, di ridurre gli artefatti da movimento ed eseguire velocemente la scansione della regione anatomica. La velocità massima con cui un'apparecchiatura *real-time* può costruire un'immagine è a sua volta legata ad un valore finito che deriva dall'equazione del *range* temporale, cioè dal tempo necessario agli US per compiere il tragitto di andata e ritorno (Fig. 53).

Il principio è semplice. Intanto è bene ricordare che il **piano di scansione o campo sonoro** di ciascun trasduttore si compone di un certo numero di **linee di vista**. Ciascuna di queste viene usata per formare l'immagine (Fig. 54). Dopo aver lanciato un impulso US, il trasduttore si pone in ascolto per raccogliere il segnale e le informazioni che originano da ciascuna linea del cam-

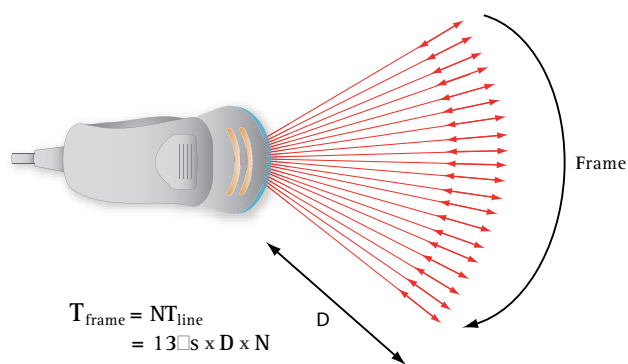


**Fig. 53.** FRAME RATE E VELOCITÀ DEGLI US NEI TESSUTI. Nelle apparecchiature *real-time*, le immagini vengono proposte in sequenza e generano per sommazione visiva l'effetto *real-time*. La velocità di scansione dell'immagine, cioè il numero di volte che il fascio US spazzola l'area di scansione o campo sonoro in un secondo, è legata al tempo necessario perché gli US possano compiere il tragitto di andata e ritorno in relazione alla profondità di campo.



**Fig. 54.** CAMPO SONORO. Il piano di scansione o campo sonoro di ciascun trasduttore si compone di un certo numero di linee di vista. Ciascuna di queste viene usata per formare l'immagine.

po sonoro. Solo al termine di questa operazione il trasduttore sarà pronto a lanciare un nuovo impulso. Il periodo di tempo necessario per completare la lettura del segnale lungo ciascuna linea e nell'intero campo dipende dalla velocità degli US nei tessuti e dalla profondità di campo prescelta dall'operatore. Consideriamo, per esempio, il campo di scansione di una sonda settoriale come quella rappresentata nella Fig. 55. Come detto nel precedente capitolo, il campo di una sonda settoriale *phased array* comprende 120 o più linee di vista. Nell'esempio considerato, il tempo  $T$ , necessario perché lungo ciascuna linea il fascio US raggiunga la profondità prescelta e ritorni al trasduttore come segnale eco, è dato dall'equazione:  $T = 13 \mu s \times D$  (cm); ove  $D$ , è la distanza in andata e ritorno percorsa ed espressa in cm. Sapendo che la velocità di propagazione degli US nei tes-



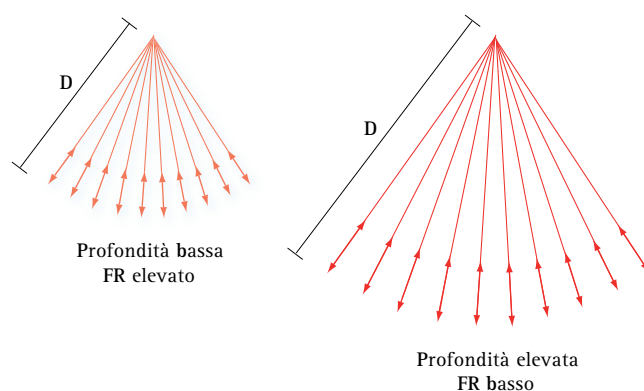
**Fig. 55.**  $T_{FRAME}$  DI SONDA CONVEX. Nel campo di scansione della sonda settoriale rappresentata, il tempo richiesto per creare un'immagine intera o *frame*, costituita da un certo numero  $N$ , di linee, sarà uguale semplicemente a  $N$  tempi, necessari per la lettura di ciascuna singola linea ( $T_{linea}$ ), in altri termini  $T_{frame} = NT_{linea} = N \times 13 \mu s \times D$ .  $D$  = profondità di campo.

suti biologici è di  $13 \mu s/cm$  (ovvero  $1540 m/s$ ), il tempo richiesto per creare un intero *frame*, costituito da un certo numero  $N$ , di linee, sarà uguale semplicemente a  $N$  tempi, necessari per la lettura di ciascuna singola linea ( $T_{linea}$ ), ossia  $T_{frame} = NT_{linea} = N \times 13 \mu s \times D$ .

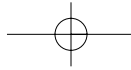
Il massimo *Frame Rate*,  $FR_{max}$  ottenibile in questa situazione è uguale al valore reciproco del tempo necessario per creare una singola immagine. Per esempio se questo è  $0.1$ , il  $FR_{max}$  sarà di  $10/s$ . Assumendo che  $FR_{max}$  è uguale al reciproco di  $T_{frame}$  avremo che:  $FR_{max} = 1/T_{frame}$ . Sostituendo il valore di  $T_{frame}$  avremo che:

$$FR_{max} = \frac{1}{N \times 13 \mu s \times D} = \frac{77.000/s}{N \times D \text{ (cm)}}$$

In altri termini, questa equazione ci dice che il *Frame Rate* massimo è uguale ad una costante ( $77.000$ ) diviso il numero di linee che compongono l'immagine e la profondità del campo di scansione espressa in cm. Supponiamo, ad esempio, che il campo di vista di una scansione settoriale sia di  $20 \text{ cm}$  e che il numero di linee che compongono il campo di vista sia  $120$ . Usando l'ultima equazione risulterà che il  $FR_{max}$  è di  $32/sec$ . Analizzando l'equazione si comprende che il  $FR_{max}$  di un trasduttore è determinato dalla profondità della scansione e dal numero di linee che compongono il campo di vista. Il *frame rate* pertanto sarà tanto più elevato quanto minore è la profondità del campo (Fig. 56) e quanto minore sarà il numero delle linee che compongono il campo sonoro. La riduzione del numero delle linee si realizza agendo sul *beamformer* e sul trasduttore. La riduzione può essere realizzata mantenendo l'apertura angolare (Fig. 57) e riducendo la densità delle linee oppure riducendo l'apertura angolare del campo sonoro



**Fig. 56.** *FRAME RATE* E PROFONDITÀ DI CAMPO. Il massimo *frame rate* di un trasduttore è determinato dalla profondità di scansione e dal numero di linee che compongono il campo sonoro. Il *frame rate* è tanto maggiore quanto minore è la profondità di campo.  $D$  = profondità di campo.



Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

mantenendo la densità delle linee (Fig. 58). Nel primo caso la risoluzione spaziale dell'immagine risulterà essere molto più scadente rispetto al secondo caso.

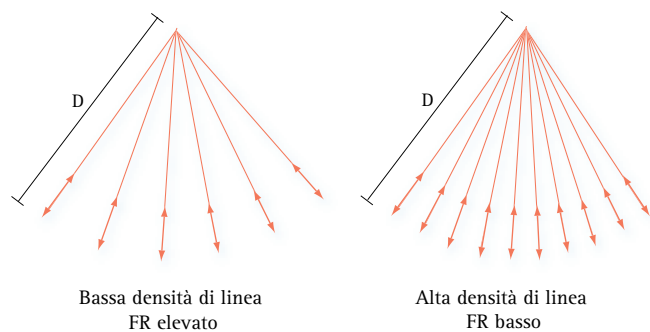


Fig. 57. FRAME RATE E DENSITÀ DI LINEE. Il frame rate è tanto più elevato quanto minore è il numero delle linee che compongono il campo sonoro. La riduzione della densità delle linee può essere realizzata mantenendo l'apertura angolare della sonda.

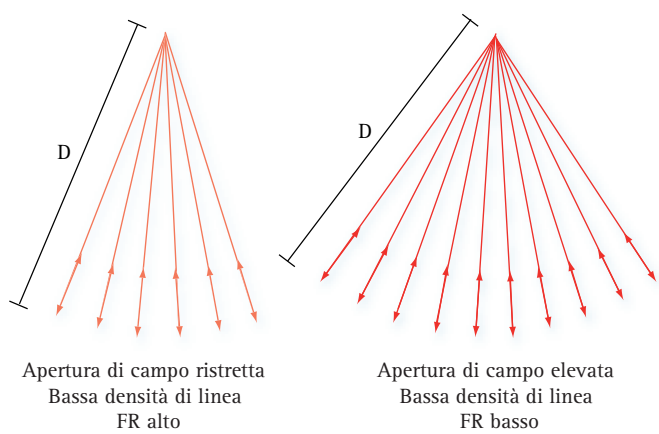


Fig. 58. FRAME RATE, DENSITÀ DI LINEE ED APERTURA DEL CAMPO SONORO. La riduzione della densità delle linee può essere realizzata riducendo l'apertura angolare della sonda.

Parametri e regolazione del processing dell'immagine B-Mode

Con il termine di *processing* vengono definite tutte le fasi di elaborazione del segnale RF prima (*pre-pro-*

*cessing*) e dopo (*post-processing*) la sua conversione analogico/digitale (Fig. 59). Anche se *in senso lato* le operazioni di preamplificazione, controllo del guadagno e detezione rappresentano un *pre-processing* del segnale RF, nella pratica corrente il termine viene riferito solo alle funzioni che consentono all'operatore di variare la *legge di corrispondenza fra l'ampiezza del segnale e i livelli di grigio rappresentati sul monitor*. La gamma di correzione (*curva di compressione*) usata nei vari esami clinici può essere regolata in pre- e post-processing e varia in base al tipo di apparecchiatura e alle applicazioni cliniche. La (Fig. 60) mostra una serie di curve intensità/ampiezza o curve di compressione usate nella pratica diagnostica. Nella curva C la relazione fra intensità ed ampiezza è lineare: questo significa che i livelli di grigio (o l'intensità di brillantezza) con cui vengono rappresentati nell'immagine i singoli pixel sono direttamente proporzionali alla differenza di impedenza acustica (o ecointensità) dei tessuti esaminati. Non sempre questa curva, apparentemente ottimale, si adatta alle esigenze diagnostiche. In alcune circostanze è preferibile che certi *range* di ecointensità vengano rappresentati con maggiore evidenza rispetto ad altri di minore interesse diagnostico. Ad esempio, nel fegato è più importante rappresentare le modeste variazioni di brillantezza del parenchima che rappresentare le strutture con maggiore riflettività come il diaframma. La curva di compressione A consente di comprimere gli echi di maggior intensità ed esaltare quelli di minor intensità che originano dalla tessitura parenchimale. In questo tipo di compressione gli echi di minor ampiezza (quindi le zone scarsamente ecogene) sono rappresentati con un elevato numero di livelli di grigio, mentre gli echi d'ampiezza elevata sono compressi in un numero limitato di livelli di grigio. Viceversa, nella curva D la compressione ottiene risultati opposti: piccole variazioni di ecointensità nei tessuti ad alta ecogenicità verranno maggiormente rappresentati rispetto alle variazioni di intensità dei tessuti scarsamente ecogeni. La curva B consente un'ottima rappresentazione dei tessuti con ecointensità inter-

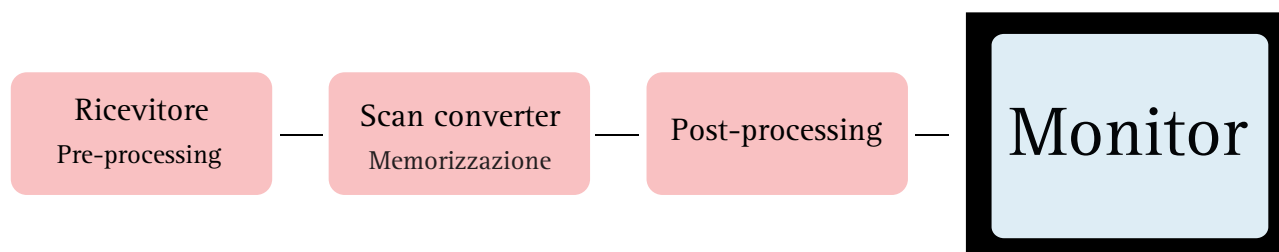
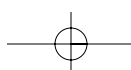
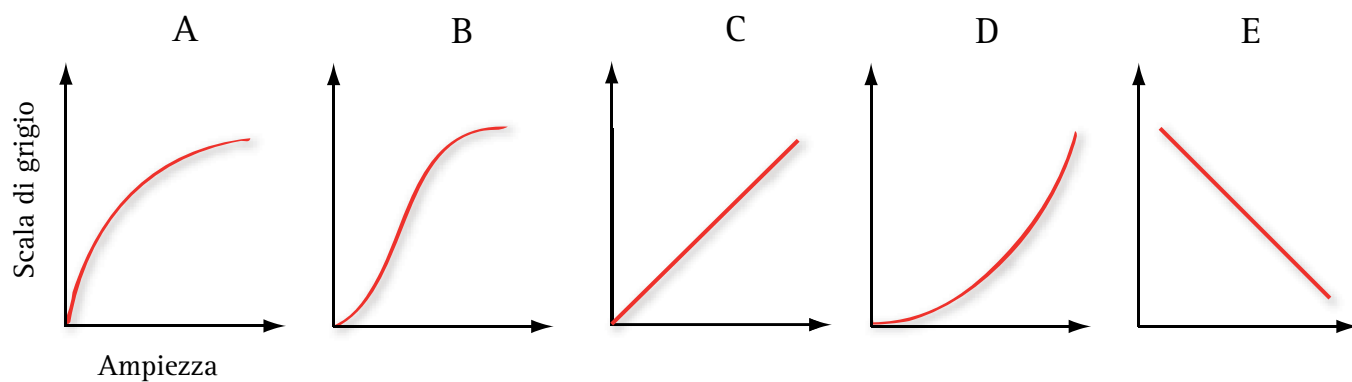


Fig. 59. PROCESSING DEL SEGNALE RF. Con questo termine vengono definiti i processi di trattamento del segnale di RF prima (*pre-processing*) e dopo (*post-processing*) la sua conversione analogico/digitale.







**Fig. 60.** CURVA DI COMPRESSIONE INTENSITÀ/AMPIEZZA. Definisce la corrispondenza fra ampiezza del segnale e livelli di grigio rappresentati sul monitor. La curva può essere lineare (curva C) o essere adattata in post-processing alle diverse esigenze diagnostiche. In alcuni casi è preferibile che certi *range* di ecointensità siano rappresentati con maggiore evidenza rispetto ad altri di minore interesse diagnostico. La curva A esalta i livelli di grigio degli echi di minor ampiezza (aree scarsamente ecogene), mentre comprime gli echi di maggior ampiezza. La curva D fornisce risultati esattamente opposti: rappresenta le piccole variazioni di intensità dei tessuti iperecogeni e comprime i livelli di grigio dei tessuti scarsamente ecogeni. La curva B rappresenta in modo eccellente i tessuti con ecointensità intermedia e comprime i livelli di grigio di quelli a bassa o alta ecogenicità. La curva E inverte la scala di grigi e viene usata per la riproduzione fotografica in negativo.

media e, viceversa, una minore caratterizzazione dei tessuti a bassa o alta ecogenicità.

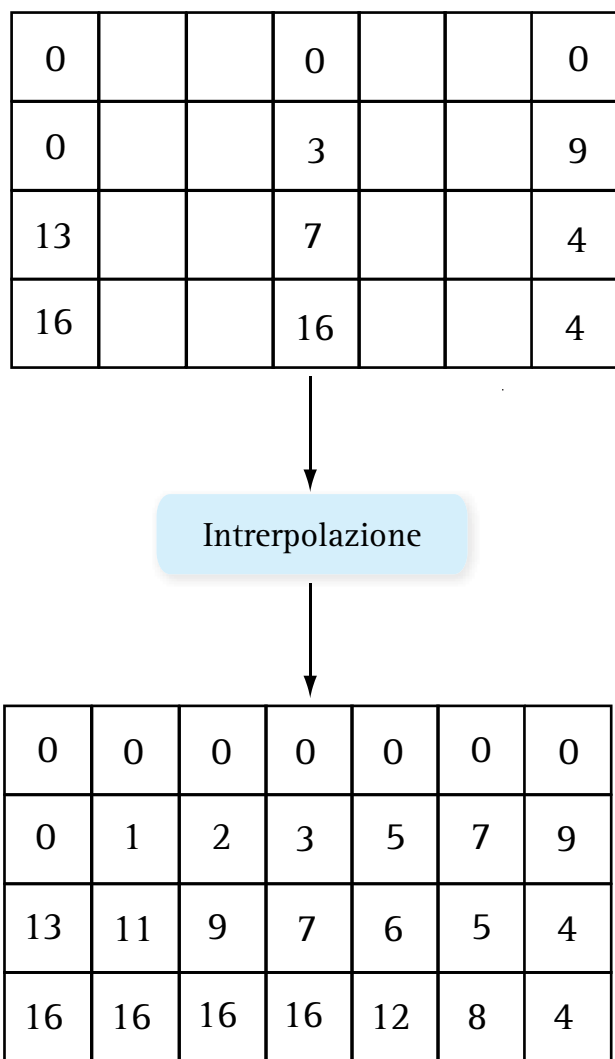
La funzione *edge enhancement*, che esalta l'effetto bordo, e la funzione *scan correlation*, che varia il *frame rate* sommando un'immagine con l'altra per migliorare la persistenza, la nitidezza e la definizione dell'immagine, sono altri esempi di regolazione in *pre-processing*.

**Congelamento dell'immagine (*frame freeze*).** Se la funzione dello *scan converter* non viene bloccata dall'operatore le informazioni contenute nella matrice digitale vengono continuamente aggiornate e rappresentate in tempo reale sul monitor. La funzione di *freeze* è uno dei comandi meccanici più usati durante un esame ecografico. Il *freeze* interrompe momentaneamente ed in modo sincrono le funzioni del trasduttore e l'arrivo delle informazioni nello *scan converter*. La sovrascrittura sulla matrice di memoria si interrompe, e lo *scan converter* resta attivo solo in lettura, cioè in uscita. Sul monitor l'immagine appare "congelata" e fissa, in quanto vengono rappresentati continuamente i dati memorizzati nella matrice nel preciso momento del *frame freeze*. La funzione di congelamento dell'immagine è indispensabile per eseguire misurazioni o calcoli utili per la valutazione morfologica e per riprodurre l'immagine su supporti fotografici.

**Smorzamento dell'immagine (*smoothing*).** Una tipica sonda lineare, lunga 8-10 cm, genera circa 125 linee di scansione o linee di vista. Poiché la matrice di memoria si compone di 512 colonne longitudinali e 512 colonne trasversali, ne consegue che le informazioni contenute in una singola linea di scansione devono for-

nire un'informazione numerica capace di riempire ben 4 colonne verticali e trasversali della matrice. Se le colonne di pixel vuote non vengono riempite con valori numerici, nell'immagine si generano chiari difetti nella scala di grigio. Il problema viene risolto utilizzando i valori numerici realmente memorizzati nelle colonne piene per riempire le colonne vuote con numeri che rappresentano una media progressiva fra i valori reali di colonne adiacenti (**Fig. 61**). Questo processo prende il nome di **interpolazione delle linee**.

I problemi tecnici sono molto più complessi quando si registra un'immagine settoriale o *convex*. In questo caso i vettori che compongono il campo di scansione incrociano obliquamente la griglia dei pixel. Ne consegue che taluni di essi vengono attraversati in modo completo, altri vengono incrociati solo in un angolo e per un tempo molto breve, altri ancora risultano completamente vuoti, fuori dal tragitto del vettore (**Fig. 62**). In questo caso, lo *smoothing* può essere realizzato con diverse tecniche. La prima soluzione tecnica prevede che la forma del pixel possa variare da una forma quadrata ad una forma oblunga e che i pixel possano essere disposti nella griglia in modo tale da raccogliere il segnale vettoriale sempre nella parte centrale. Questa tecnica sfrutta in modo soddisfacente l'informazione contenuta nel segnale RF, ma riduce la risoluzione nel settore più profondo del campo di scansione dove la divergenza delle linee vettoriali del campo è più marcata. La seconda strategia prevede la registrazione dei valori numerici di un singolo *frame* ed il successivo smorzamento mediante la sostituzione del valore numerico di ogni pixel con una media ponderata derivante dai valori numerici degli otto pixel confinanti. L'immagine

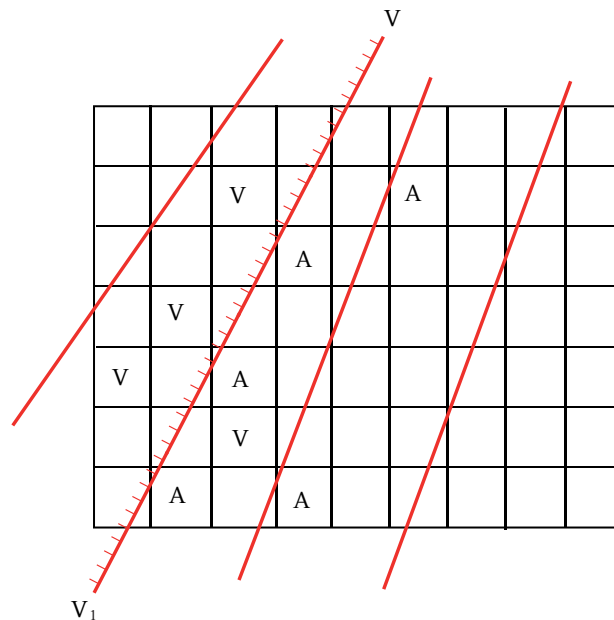


**Fig. 61.** INTERPOLAZIONE. Una tipica sonda lineare di 8-10 cm genera circa 125 linee di scansione. Poiché la matrice di memoria si compone di 512 colonne longitudinali e 512 colonne trasversali, ne consegue che le informazioni contenute in una singola linea di scansione devono fornire un'informazione numerica capace di riempire ben 4 colonne verticali e trasversali della matrice. Nel diagramma viene schematizzato il processo di interpolazione delle linee in alcuni *pixels*. Questo processo utilizza i valori numerici realmente memorizzati per riempire le colonne vuote con numeri che rappresentano una media progressiva fra i valori reali di colonne adiacenti.

che ne deriva è veramente piacevole da un punto di vista visivo.

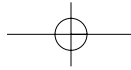
Il numero di pixel che compongono le colonne trasversali e verticali della matrice fissa i limiti della risoluzione spaziale dello *scan converter*. Generalmente, quanto più elevato è il numero di pixel tanto migliore è la risoluzione e la qualità dell'immagine, sebbene esista un limite al di là del quale, pur aumentando il numero di pixel, la qualità dell'immagine non migliora sostanzialmente.

**Zoom.** Lo *zooming* è una funzione di *post-proces-*

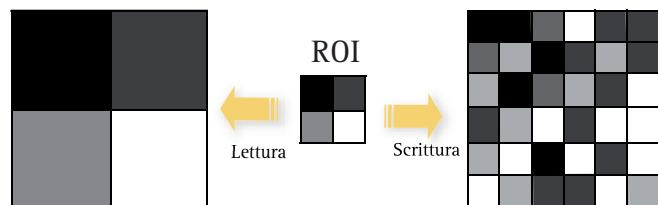


**Fig. 62.** INTERPOLAZIONE DELLE LINEE NELLE SONDE SETTORIALI E CONVEX. I vettori che compongono il campo di scansione incrociano obliquamente la griglia dei pixel.  $V-V_1$  è un vettore che mostra i singoli punti di campionamento. Come è facile osservare alcuni pixels sono attraversati dal vettore in modo completo, altri vengono incrociati per un breve tempo in un angolo (pixel A), mentre altri sono completamente fuori dal vettore (pixel V). Lo *smoothing* può essere realizzato variando la forma del pixel o sostituendo il valore numerico di ogni pixel con una media ponderata derivante dai valori numerici degli otto pixel confinanti.

*sing* digitale che dà la possibilità di ingrandire l'immagine ecografica e di raccogliere con più precisione alcuni dettagli strutturali. Questa funzione va chiaramente distinta dalla funzione *depth*, che regola la profondità di campo e determina indirettamente un ingrandimento dell'immagine riducendo la profondità della scansione. La funzione *zoom* ingrandisce sul monitor una regione d'interesse (**Region Of Interest - ROI**), presente nell'area di scansione. Esistono due diversi tipi di zoom: lo zoom "in lettura", usato su un'immagine già congelata per ingrandire l'area prescelta e lo zoom "in scrittura", usato per allargare ed ingrandire una ROI durante la scansione in tempo reale (**Fig. 63**). Nello zoom in lettura viene letta e rappresentata in scala di grigi solo una piccola parte della memoria della matrice ed i pixel presenti nella ROI vengono singolarmente ingranditi nel monitor. L'effetto è sovrapponibile all'ingrandimento che si ottiene utilizzando una lente di ingrandimento. Se l'operatore vuole un ingrandimento molto elevato, la scala di grigi diventa troppo estesa per i pixel rappresentati e l'immagine diventa sgranata ed assume un aspetto "pixelato" (**Fig. 64**). Nella grafica computerizzata l'*aliasing*, o **distorsione grafica**, si genera quando la risoluzione del sistema di visualizzazione non è sufficiente per eliminare l'aspetto "a gradini"



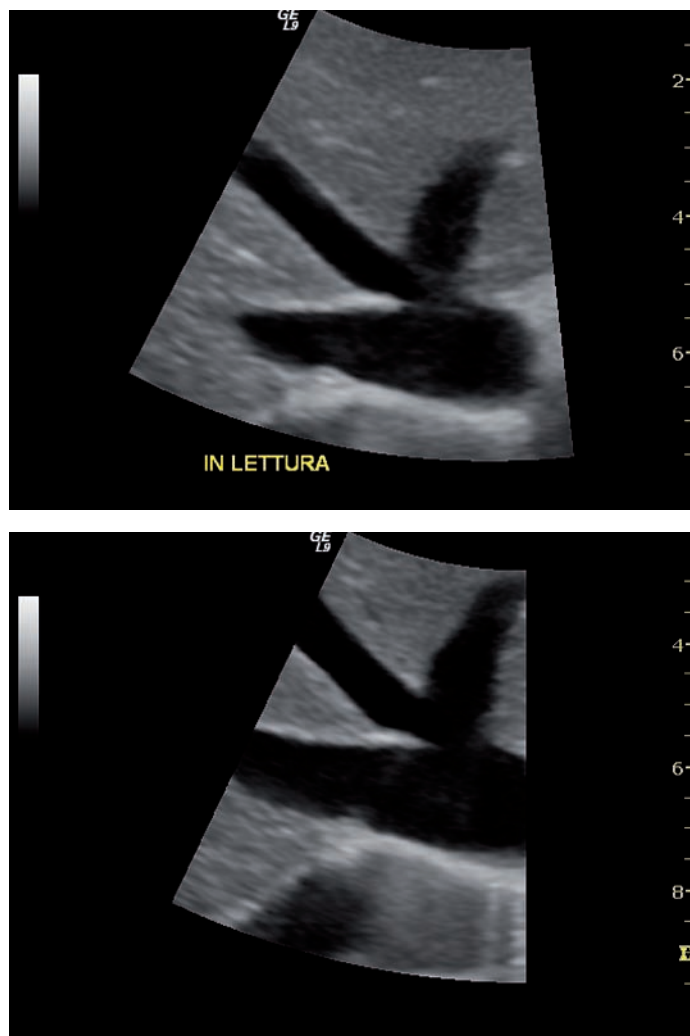
di alcuni elementi grafici quali linee curve o rette diagonali. Causa dell'*aliasing* è la distribuzione dei pixel, cioè dei punti elementari dello schermo, in righe e co-



**Fig. 63. ZOOM IN LETTURA E SCRITTURA.** La ROI rappresenta una piccola parte della matrice e del campo di scansione. Nello zoom in lettura i pixel vengono semplicemente ingranditi. Se l'operatore vuole un ingrandimento molto elevato, l'immagine diventa sgranata e mostra una distorsione grafica o *aliasing* che si manifesta quando la risoluzione del sistema non è sufficiente per eliminare l'aspetto "pixelato". Nello zoom in scrittura, la ROI viene ingrandita durante la fase di acquisizione dell'immagine per cui viene rappresentata da un numero molto elevato di pixel di dimensioni normali.

lonne; se la griglia costituita da queste righe e colonne non è sufficientemente fitta, la combinazione dei punti dello schermo illuminati per visualizzare l'immagine può dare l'effetto di un contorno non continuo, ma seghettato. L'*aliasing* è particolarmente evidente negli schermi a bassa risoluzione, oppure quando una piccola porzione d'immagine viene ingrandita per evidenziare i singoli punti che la costituiscono.

Nello zoom in lettura, la ROI viene prescelta nella fase di acquisizione dell'immagine, per cui solo i dati che originano dalla regione selezionata vanno a riempire la matrice dello *scan converter*. In altri termini, tutti i pixel che compongono la matrice vengono utilizzati per rappresentare la ROI. L'immagine, di conseguenza, risulterà molto definita, ricca di dettagli strutturali, che vengono invece persi nello zoom in lettura.



**Fig. 64. ZOOM IN LETTURA E SCRITTURA.** La ROI ingrandisce il punto di confluenza della vena sovraepatica destra nella vena cava inferiore. Nelle apparecchiature di alta fascia la differenza di contrasto fra zoom in lettura e scrittura non è facilmente percepita dall'occhio umano.

## Monitor a raggi catodici e a cristalli liquidi

Il dispositivo più usato per rappresentare l'immagine ecografica è il monitor a raggi catodici, un dispositivo in grado di visualizzare le immagini generate dall'adattatore video dello *scan converter* con un tubo a raggi catodici. Esistono monitor di diverse misure, le più diffuse sono quelle comprese tra i 14 ed i 21 pollici.

Il tubo a raggi catodici (*Cathod Ray Tube*, CRT), creato dall'inventore statunitense Farnsworth<sup>4</sup>, è il dispositivo elettronico alla base del funzionamento del monitor del computer, dei televisori, degli apparecchi radar e degli oscilloscopi. Il funzionamento del CRT è basato sulla *emissione di elettroni per effetto termoionico*, fenomeno scoperto da Edison, Thomas Alva (Milan, Ohio 1847 - West Orange, New Jersey 1931), inventore e industriale statunitense. Il fenomeno di emissione termoionica si realizza in un bulbo di vetro sottovuoto spinto che contiene due piccole piastre di metallo o elettrodi ai quali viene applicata una differenza di potenziale (Fig. 65). L'elettrodo negativo o catodo

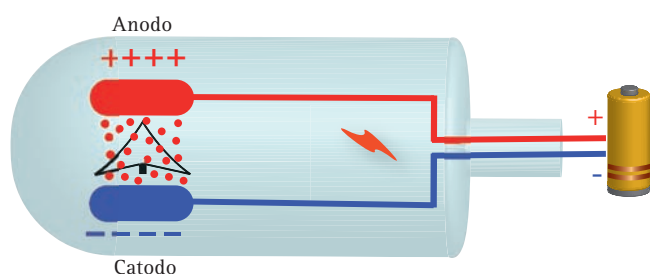
4) Farnsworth, Philo Taylor (Beaver 1906 - San Francisco 1971), inventore statunitense. Dotato di un talento precoce, già a quattordici anni aveva intuito come fosse possibile formare immagini utilizzando un fascio di elettroni che percorreva in successione una serie di linee orizzontali; pochi anni dopo progettò e costruì il tubo catodico. L'idea portò a un'applicazione pratica nel 1927, quando Farnsworth riuscì a trasmettere a distanza un'immagine del simbolo del dollaro, utilizzando un sistema televisivo elettronico completo. Per questa invenzione Farnsworth ottenne il primo di una lunga serie di brevetti. Nel corso della sua vita ne ottenne più di 300, i più importanti dei quali riguardavano la scansione delle immagini, la sincronizzazione, la messa a fuoco e il contrasto. Farnsworth inventò inoltre il primo microscopio elettronico e una versione primitiva del radar.



## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

viene riscaldato con una corrente elettrica sino all'incandescenza (come in una comune lampadina). Il riscaldamento del metallo eccita progressivamente gli elettroni (cariche negative) che vengono violentemente accelerati ed attratti verso l'elettrodo positivo o **anodo**. Inizialmente, queste cariche furono chiamate genericamente **raggi catodici** poiché provenivano dal catodo e non se ne conosceva la natura fisica.

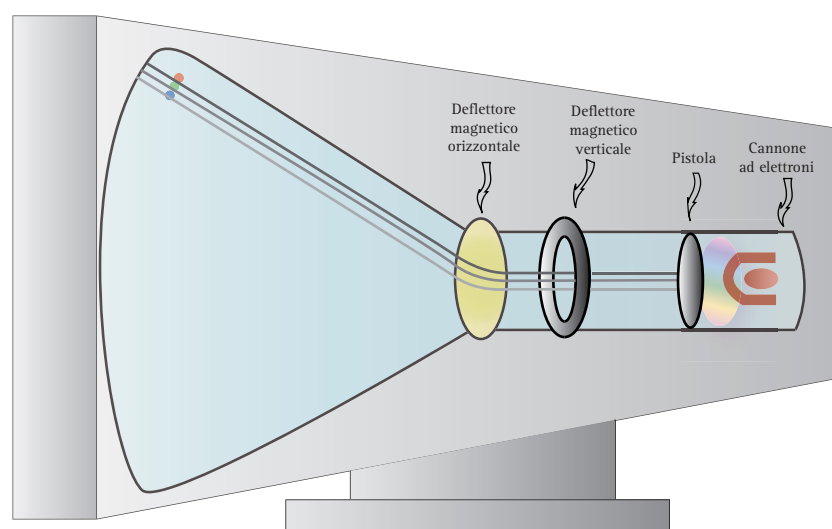
Il **monitor** è costituito da un grosso contenitore di vetro sotto vuoto spinto a forma d'imbuto, detto **cinescopio**, che ad un'estremità (collo) alloggia un cannone "ad elettroni". Gli elettroni liberati per effetto termoionico dal catodo, opportunamente collimati in un fascio, vengono proiettati sul versante opposto del tubo contro uno schermo ricoperto di sostanze fluorescenti, dette fosfori, che si illuminano quando sono eccitati da un raggio catodico. I granuli di materiale luminescente, colpiti dal fascio di elettroni, si illuminano e permettono di visualizzare il segnale in uscita dall'adattatore video



**Fig. 65.** CANNONE "AD ELETRONI". Il funzionamento del CRT è basato sulla emissione di elettroni per effetto termoionico. Due piccole piastre di metallo o elettrodi, contenuti in un bulbo sottovuoto spinto, vengono portati all'incandescenza per passaggio di corrente elettrica. In queste condizioni si verifica un effetto termoionico, fenomeno per cui gli elettroni lasciano il catodo e fluiscono verso l'anodo (raggi catodici).

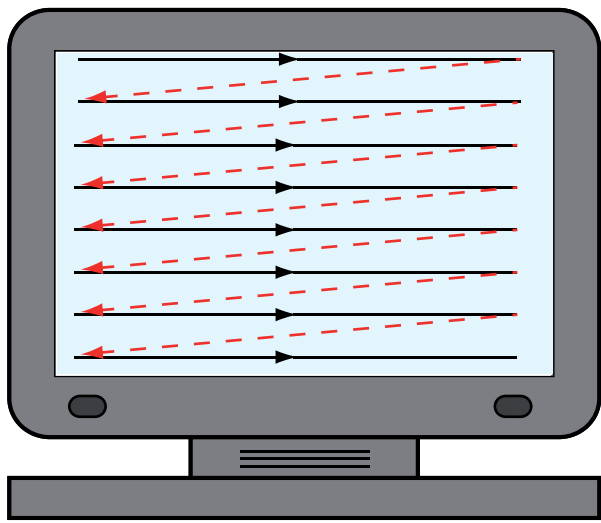
dello **scan converter** (**Fig. 66**). Un piccolo punto luminoso, visibile nel punto in cui il fascio di elettroni colpisce lo schermo, esprime l'intensità del segnale eco.

Gli elettroni emessi dal catodo per raggiungere lo schermo fluorescente devono essere dapprima accelerati da una serie di griglie a potenziale positivo rispetto al catodo e quindi focalizzati attraverso anodi di forma opportuna che focalizzano il fascio fino a renderlo di sezione puntiforme. Tra il cannone elettronico e lo schermo sono situate due coppie di piastre elettriche o di solenoidi magnetici, capaci di deflettere il fascio a seconda del segnale elettrico ad esse applicato. In tal modo, il fascio di elettroni colpisce un punto ben preciso dello schermo, la cui posizione è determinata dal segnale applicato alle placche o ai solenoidi. Nei cinescopi a deflessione elettrica, i movimenti verticali del fascio sono controllati da una coppia di piastre orizzontali, mentre quelli orizzontali vengono controllati da una coppia di piastre verticali. In questo tipo di tubi, la deflessione del fascio di elettroni è proporzionale alla differenza di potenziale applicato tra le piastre. Il sistema di deflessione magnetica è basato invece, sull'azione di opportuni campi magnetici, ma funziona in modo analogo sul fascio di elettroni. Nei monitor moderni, il fascio elettronico spazza tutto lo schermo del monitor con una sequenza di linee orizzontali come mostrato nella (**Fig. 67**). Il fascio viene prima mosso orizzontalmente dalle piastre di deflessione o dagli avvolgimenti di deflessione orizzontale. Quando il campo di deflessione orizzontale è massimo in una direzione (a destra o a sinistra), il fascio è vicino ad uno dei due bordi dello schermo. Mentre il campo decresce verso lo zero, il fascio si muove verso il centro; quando il cam-



**Fig. 66.** TUBO A RAGGI CATODICI (CRT). Il monitor è un cinescopio di vetro sotto vuoto, a forma d'imbuto. Ad un'estremità alloggia un cannone "ad elettroni". Gli elettroni liberati per effetto termoionico ed opportunamente collimati in un fascio vengono proiettati sul versante opposto del tubo, contro uno schermo ricoperto di sostanze fluorescenti, dette fosfori, che si illuminano quando sono eccitate da un raggio catodico.





**Fig. 67** SCHERMO FLUORESCENTE. Nei monitor moderni, il fascio elettronico spazza tutto lo schermo come mostrato nella figura. La frequenza di ripetizione dello schema di scansione e il numero di linee utilizzate variano. In Europa viene utilizzato soprattutto il sistema PAL, con 625 linee e 25 quadri per secondo. Negli Stati Uniti, invece, lo standard NTSC è di 525 linee orizzontali per quadro, con la frequenza di 30 quadri per secondo.

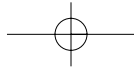
po cresce verso un massimo il fascio si muove verso destra e raggiunge il bordo opposto. Quando il fascio raggiunge questo bordo, la tensione viene improvvisamente interrotta per fare tornare il fascio al bordo opposto dello schermo. Simultaneamente, il fascio viene leggermente deflesso verso il basso dalle piastre di deflessione verticale (o dagli avvolgimenti magnetici) ed ha inizio un'altra scansione in orizzontale.

La definizione, o capacità dell'immagine di mostrare piccoli dettagli, è direttamente proporzionale al numero di linee che compongono la scansione e al numero di elementi rilevati in ciascuna linea. Ogni sistema televisivo stabilisce la frequenza di ripetizione dello schema di scansione e il numero di linee utilizzate. In Europa viene utilizzato soprattutto il sistema PAL, con 625 linee e 25 quadri per secondo, ma il sistema francese SECAM si basa su 525 linee e 30 quadri per secondo. Negli Stati Uniti, invece, i produttori di trasmettitori e ricevitori si sono accordati sullo standard NTSC di 525 linee orizzontali per quadro, con la frequenza di 30 quadri per secondo. Nei televisori ad alta definizione, il numero di linee è più che doppio e questo consente una maggiore nitidezza delle immagini. L'occhio umano è in grado di riconoscere una figura nello schermo per la persistenza dell'immagine nello schermo fluorescente (circa 1 secondo) e per l'effetto di sommazione delle immagini che si crea a livello della retina. L'immagine che vediamo deriva dall'intensità luminosa variabile dei punti (pixel) che compongono lo schermo. La luminosità di ogni punto è regolata da una griglia che, posta sotto tensione, può limitare il flusso di

elettroni. La griglia è costituita da un elettrodo "buche-rellato" che permette il passaggio degli elettroni al pari di una rete costruita con fili fittamente intrecciati. Quanto più negativa è la tensione che viene applicata alla griglia, tanto maggiore sarà il numero di elettroni che vengono respinti e tanto minore il numero di quelli che la attraversano. La tensione della griglia viene determinata dal segnale che viene trasmesso in uscita dall'adattatore video dello *scan converter*.

Un monitor a colori incorpora un cinescopio a tre colori, dotato di tre cannoni ad elettroni, uno per ogni colore primario, che spazzano lo schermo attivando una matrice di fosfori colorati. La matrice è formata dalla ripetizione ordinata in righe, su tutta la superficie dello schermo, dei tre fosfori colorati - *rosso, verde e blu* -. Una maschera opportunamente forata, posta tra i cannoni a elettroni e lo schermo, consente a ciascun fosforo colorato di essere investito solo dal flusso di elettroni proveniente dal cannone corrispondente; ad esempio, il fascio che "disegna" la componente rossa dell'immagine colpirà esclusivamente i fosfori rossi. Nel monitor a colori, il segnale in ingresso viene separato in colore e luminosità. Il segnale del colore viene decodificato e ricombinato con le informazioni di luminosità, in modo da ottenere una serie di segnali relativi ai colori primari; tali segnali vengono inviati al cinescopio a tre colori che rigenera l'immagine originale.

La precisione con cui un'immagine viene riprodotta sul monitor, ed anche su carta termica dalla stampante o su altro supporto, viene espressa in numero di punti nell'unità di superficie o come distanza lineare tra i singoli pixel. Per quanto riguarda i monitor ecografici, la risoluzione si misura in numero di pixel (punti elementari) che compongono un'immagine: maggiore è tale numero, maggiore è la risoluzione. Più precisamente, si parla di risoluzione dell'intera immagine presente sul monitor, indicando il numero di punti orizzontali e verticali, ad esempio 1600x1200 o 1280x1024. La risoluzione dipende sia dalle caratteristiche della scheda video sia da quelle del monitor. Quando la risoluzione dello schermo non è abbastanza raffinata, le linee curve non vengono rappresentate fedelmente, ma assumono un andamento a gradini dando luogo all'effetto dell'*aliasing*. La risoluzione di uno schermo dipende dal numero di pixel di cui si compone, ossia dei singoli punti che nel loro insieme creano l'immagine. Poiché i pixel hanno forma rettangolare e ciascuno di essi può assumere un solo colore per volta, uno schermo composto da un numero di pixel relativamente basso, ossia a bassa risoluzione, crea immagini dai contorni spigolosi. Per quanto riguarda i monitor, il valore di riferimento per la risoluzione è dato dalla distanza (in inglese, *dot pitch*), espressa in millimetri, tra



## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

i singoli punti dello schermo di un tubo a raggi catodici o tra gli elementi di una matrice di cristalli liquidi; minore è tale distanza, maggiore è la risoluzione dello schermo. Nella grafica computerizzata si utilizza il termine *dot*, che indica un singolo punto che viene combinato con altri in una matrice di righe e colonne per formare un carattere o un elemento grafico. Nella stampa, per la quale la risoluzione è definita come il numero di punti di stampa per pollice (dpi, dall'inglese *dots per inch*), le migliori prestazioni si ottengono dalle stampanti laser e dagli apparati di composizione tipografica. La risoluzione media di una stampante laser è di 600 dpi; quella degli impianti di composizione ordinari è di circa 1000 dpi, nel caso di stampa di alta qualità può superare i 2000 dpi.

Negli anni a venire gli schermi LCD o *Liquid Crystal Display* sono destinati a sostituire i monitor tradizionali a raggi catodici (Fig. 68). Lo schermo LCD è un dispositivo elettro-ottico utilizzato per la visualizzazione di cifre, caratteri e immagini, utilizzato negli orologi digitali, nelle calcolatrici, negli schermi dei computer portatili e nell'ultima generazione di monitor da tavolo per PC, che utilizza le proprietà ottiche dei cristalli liquidi. Gli schermi LCD sono costituiti da uno strato di cristalli liquidi compreso tra 2 matrici di elettrodi. Le variazioni di potenziale fra gli elementi delle due matrici consentono di "accendere" i singoli pixel dello schermo. Per rappresentare i colori, ogni punto visualizzato dispone di tre filtri, uno per ognuno dei tre colori fondamentali. I monitor a cristalli liquidi possono essere suddivisi in due grandi categorie: a matrice passiva, spesso identificata dalla sigla STN o DSTN (*Dual Super Twist Nematic*) e a matrice attiva o TFT (*Thin Film Transistor*) in cui sono presenti tre transistor per ogni pixel. La tec-



**Fig. 68** SCHERMO A CRISTALLI LIQUIDI. Le proprietà ottiche di alcuni cristalli liquidi (in particolare, quelli nematici) vengono sfruttate per realizzare i display di numerosi dispositivi digitali, quali orologi e calcolatrici. Il sistema di visualizzazione LCD (*Liquid Crystal Display*), oltre che per la nitidezza dell'immagine, è apprezzato per gli scarsi interventi di manutenzione che richiede.

nologia TFT, molto più complessa e quindi enormemente più costosa di base, sta sostituendo quella a matrice passiva poiché offre colori molto più brillanti, immagini più nitide, velocità di aggiornamento maggiore (non si hanno gli effetti "scia" presenti nei display a matrice passiva) e soprattutto un ampio angolo di visuale.

### Modalità di presentazione dell'immagine

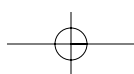
L'informazione contenuta nel segnale eco può essere presentata sul monitor con diverse modalità. Alcune fra queste, come l'*A-Mode*, hanno campi di applicazione marginali e, spesso, rappresentano un ricordo storico, mentre altre come il *M-Mode* o *TM-Mode* trovano larga applicazione in cardiologia. La modalità di presentazione dell'immagine più conosciuta e comune è il *B-Mode*, cioè l'immagine convenzionale, bidimensionale, in *real time*, in scala di grigi. L'immagine *B-Mode* è un'immagine morfologica tomografica, su cui possono essere eseguite misurazioni e calcoli e su cui è possibile sovrapporre, come vedremo, altre modalità di analisi del segnale ecografico come il color power Doppler, il Doppler con analisi spettrale e l'analisi perfusionale dopo iniezione di mezzo di contrasto per ecografia.

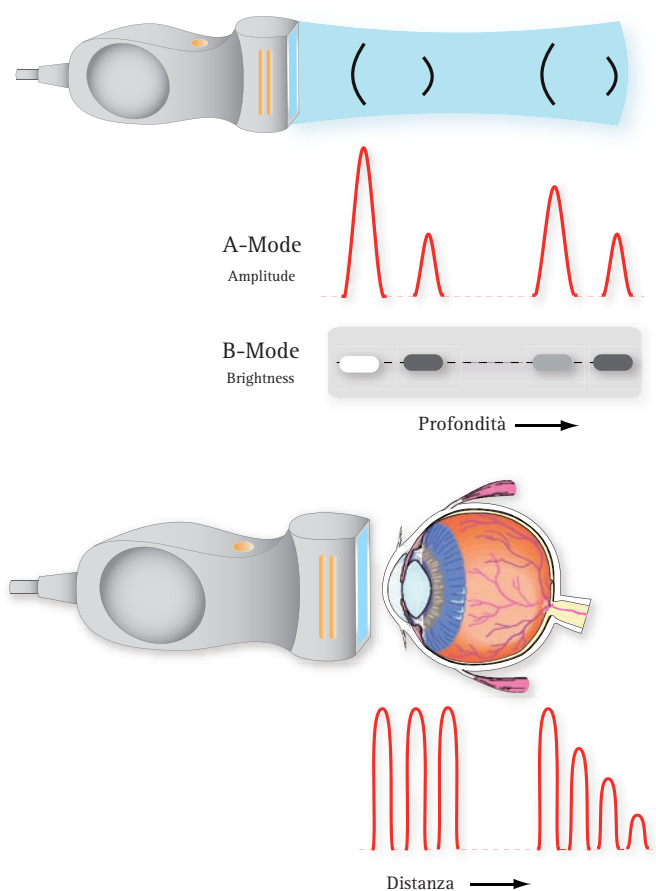
#### ECOGRAFIA A-MODE O AMPLITUDE MODULATED MODE

L'ecografia *A-Mode* (*Amplitude-Mode*) o a modulazione di ampiezza è tra le modalità di rappresentazione del segnale la più semplice ma anche la meno ricca di informazioni diagnostiche. Utilizza una sonda fissa e rappresenta il segnale eco su un tubo a raggi catodici come un oscillogramma, cioè un'immagine monodimensionale in cui gli echi vengono rappresentati come oscillazioni in rapporto al tempo. Nel grafico, l'ampiezza delle oscillazioni rappresenta l'intensità dell'eco riflesso dalla singola interfaccia, mentre la distanza fra i singoli picchi riproduce fedelmente ed in funzione del tempo la profondità delle strutture che hanno generato la riflessione (Fig. 69). Ricordiamo che tutti gli strumenti ecografici sono calibrati su una velocità di propagazione degli US di 1540 m/s e che il tempo di va e viene rappresenta una misura fedele della profondità. L'ecografia *A-Mode* è in grado di fornire una misura molto precisa della distanza fra trasduttore e riflettore.

#### ECOGRAFIA M-MODE O TM-MODE

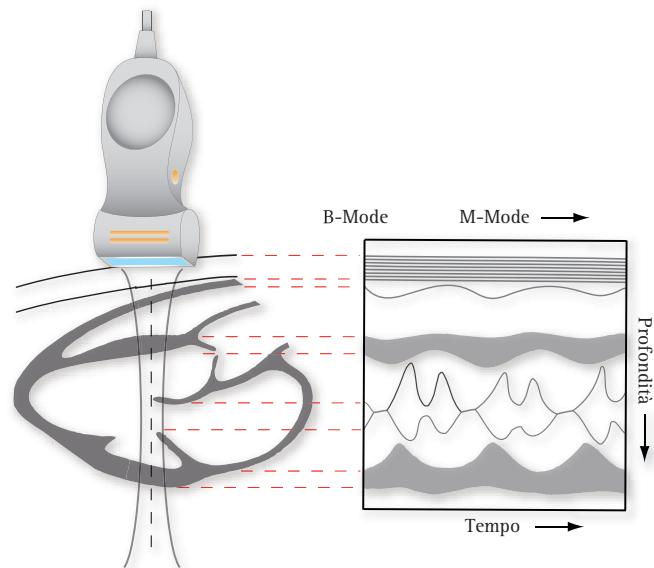
L'ecografia *M-Mode* o *TM-Mode* o *Time-Motion Mode* trova esclusiva applicazione in cardiologia, ove





**Fig. 69** ECOGRAFIA A-MODE (AMPLITUDE-MODE) O A MODULAZIONE DI AMPIEZZA. Utilizza una sonda fissa e rappresenta il segnale eco con un oscillogramma su un tubo a raggi catodici. L'immagine A-Mode è monodimensionale e gli echi vengono rappresentati come oscillazioni in rapporto al tempo. L'ampiezza delle oscillazioni rappresenta l'intensità dell'eco riflesso dalle singole interfacce, mentre la distanza fra i singoli picchi riproduce fedelmente la profondità delle strutture che hanno generato la riflessione in funzione del tempo.

viene utilizzata per studiare i movimenti della parete e delle valvole cardiache. Il TM-Mode è una forma particolare di ecografia B-Mode, che prevede l'acquisizione del segnale eco lungo una sola linea del campo di scansione. L'immagine risultante evidenzia sull'asse  $y$  la profondità del riflettore e sull'asse ortogonale  $x$  il tempo (Fig. 70). Il tempo in questa situazione viene rappresentato nell'ordine dei secondi e rappresenta le variazioni di posizione che il bersaglio riflettore viene ad acquisire nel tempo (sistole e diastole). Le modificazioni strutturali e cinetiche della parete ventricolare, delle camere cardiache e degli apparati valvolari vengono rappresentate come tracce che variano la loro posizione in funzione del tempo e della profondità rispetto alla sonda (Fig. 71). L'M-Mode fornisce un'eccellente risoluzione temporale dei movimenti valvolari e di parete ed ancora oggi, quando la gran parte delle applicazioni ecografiche cardiologiche vengono eseguite



**Fig. 70** TM-MODE O M-MODE. Il TM-Mode è una forma particolare di ecografia B-mode che prevede l'acquisizione del segnale eco lungo una sola linea del campo di scansione. L'immagine risultante evidenzia sull'asse  $y$  la profondità del riflettore e sull'asse ortogonale  $x$  il tempo.

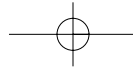
in *real time*, rappresenta un metodo sicuro e ripetibile per la misurazione delle cavità cardiache ed il calcolo della frazione di eiezione ventricolare.

#### ECOGRAFIA B-MODE

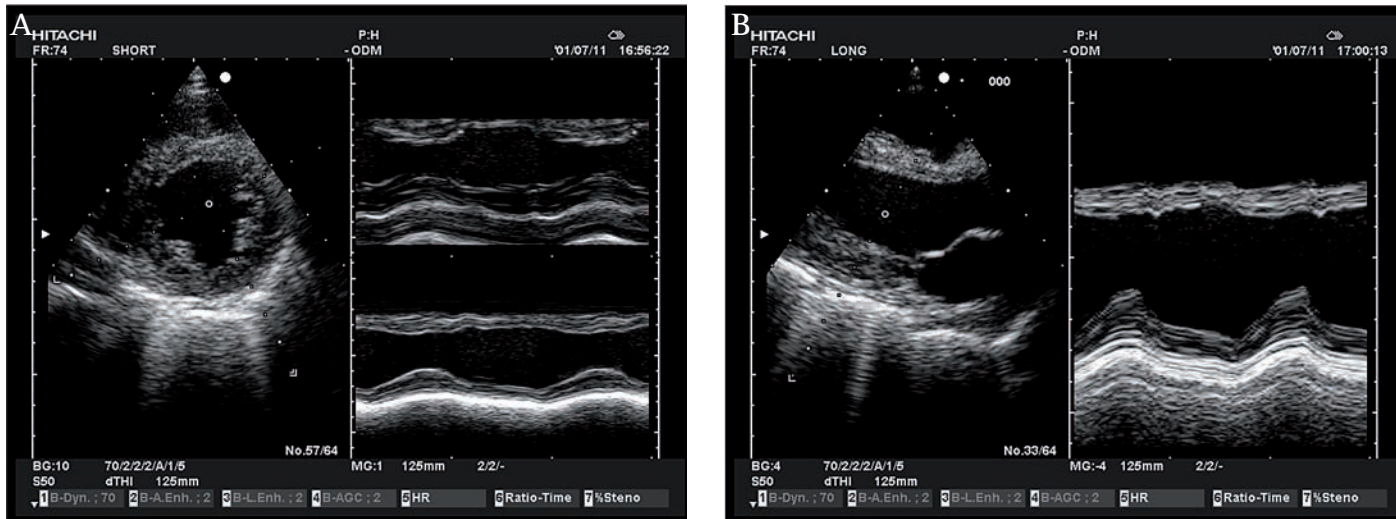
L'ecografia B-Mode o *Brightness-Mode*, cioè a modulazione di brillantezza, rappresenta il segnale sotto forma di punti (pixel) con luminosità proporzionale all'intensità del segnale eco. Nel monitor, gli echi di ritorno, in base alla loro intensità ed alla loro profondità, formano un'immagine bidimensionale, in scala di grigi, che rappresenta la distribuzione spaziale dei riflettori nella scansione esaminata (Fig. 72).

L'ecografia B-Mode statica ed in *real time* rappresentano la medesima faccia di una medaglia evoluta negli ultimi 20-25 anni grazie agli sviluppi tecnologici che hanno interessato tutti i componenti delle apparecchiature, ma in particolare le capacità di calcolo dei computer. In entrambi i casi l'eco, che rappresenta il segnale di ritorno, viene rappresentato come un punto di brillantezza che corrisponde all'intensità del segnale ed in una sede del campo sonoro che corrisponde alla sede del riflettore che esso rappresenta. La posizione spaziale di ciascun segnale viene derivata dalla posizione e dall'orientamento del segnale rispetto all'asse focale del fascio US e rappresentato lungo una delle linee che compongono il campo di scansione. La profondità del segnale è invece rilevata grazie al calcolo dei ritardi di fase, cioè del tempo che il segnale eco impiega per raggiungere la sonda dopo la trasmissione del fascio US.

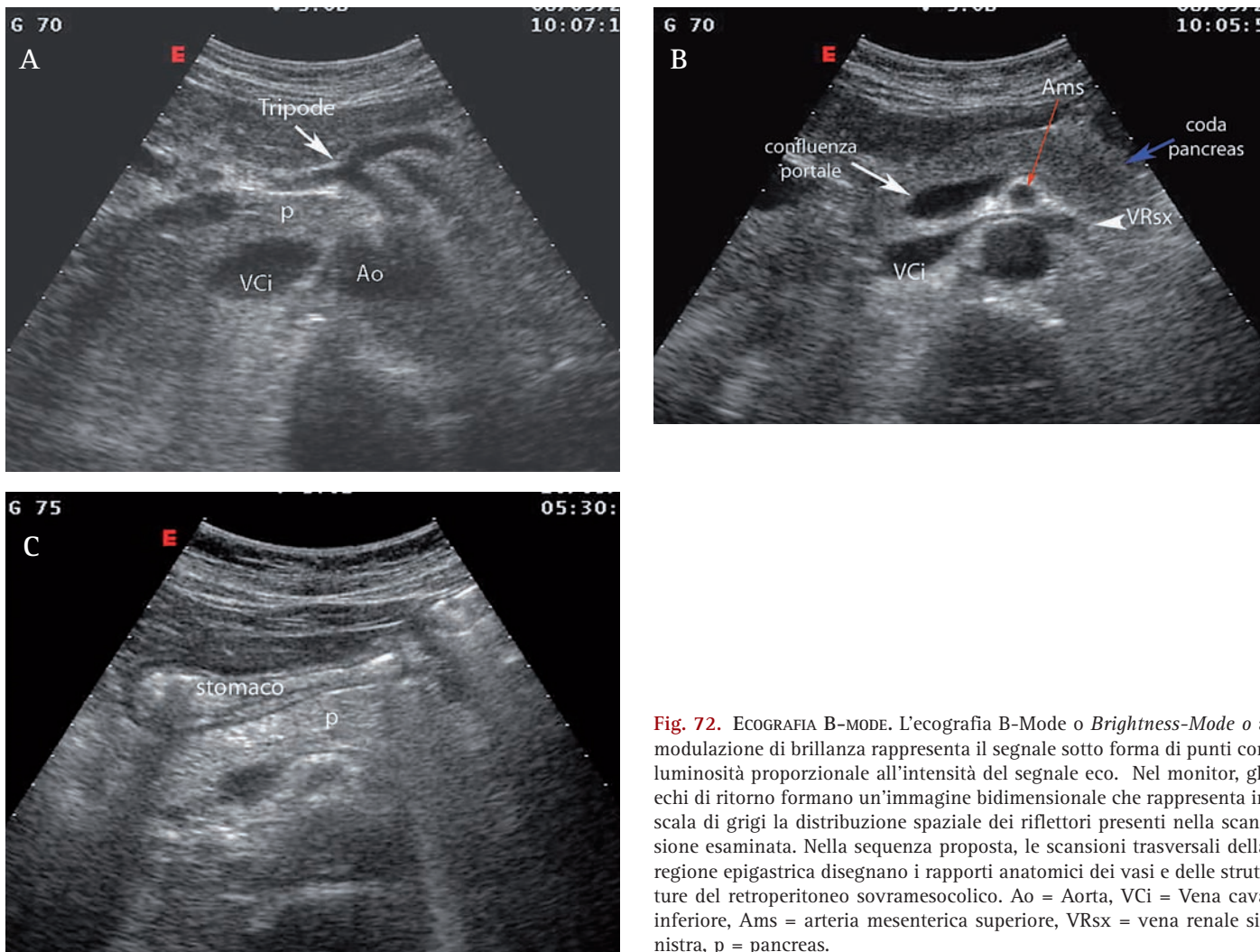




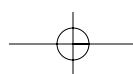
Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche



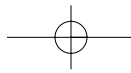
**Fig. 71.** B-MODE E M-MODE. Scansione sul ventricolo sinistro. Le modificazioni strutturali e cinetiche della parete ventricolare, delle camere cardiache e degli apparati valvolari vengono rappresentate come tracce che variano la loro posizione in funzione del tempo e della profondità rispetto alla sonda. La linea di scansione TM-Mode può essere mono od omnidirezionale, singola (A) o doppia (B).



**Fig. 72.** ECOGRAFIA B-MODE. L'ecografia B-Mode o *Brightness-Mode* o a modulazione di brillantezza rappresenta il segnale sotto forma di punti con luminosità proporzionale all'intensità del segnale eco. Nel monitor, gli echi di ritorno formano un'immagine bidimensionale che rappresenta in scala di grigi la distribuzione spaziale dei riflettori presenti nella scansione esaminata. Nella sequenza proposta, le scansioni trasversali della regione epigastrica disegnano i rapporti anatomici dei vasi e delle strutture del retroperitoneo sovramesocolico. Ao = Aorta, VCI = Vena cava inferiore, Ams = arteria mesenterica superiore, VRsx = vena renale sinistra, p = pancreas.







**Ecografia bidimensionale statica.** Negli strumenti di prima generazione ad acquisizione manuale statica, una sonda monoelemento fissata ad un braccio articolato (pantografo) collegato ad un complesso elettronico, veniva tralata in modo statico, cioè prefissato sulla superficie addominale. L'immagine B-Mode veniva così creata per sovrapposizione e sommazione successiva dei punti di brillantezza. La prima generazione di questi apparecchi forniva immagini molto scarse e povere, poiché funzionava in modo bistabile, secondo il principio del "tutto o nulla". In altri termini raccoglieva solo echi speculari di una certa intensità e li rappresentava come punti di brillantezza che disegnavano comunemente solo i contorni degli organi. L'enorme massa di informazioni legata ai fenomeni di dispersione semplice (*scattering*), cioè degli echi retrodiffusi e riflessi dalle fini interfacce parenchimali, non potevano essere né raccolte né elaborate. In ogni caso la lentezza di acquisizione dell'immagine (2-10 s) rendeva estremamente indaginosa l'ecografia.

Gli apparecchi statici di **seconda generazione** sostituirono la memoria chimica del tubo catodico con un "convertitore di immagine", in grado di restituire l'intensità della riflessione in modo modulato. In questo modo la brillantezza del segnale diventava proporzionale all'ampiezza dell'eco di ritorno. Questa modalità di risposta, detta "scala di grigi analogica", era sicuramente più fedele e più chiara e consentiva di ottenere l'immagine con un'unica scansione rapida, dell'ordine di circa 500 millisecondi.

Negli apparecchi di **terza generazione**, la conversione analogica dell'immagine veniva associata a una memoria. Ciascun segnale, prima di essere acquisito, subiva una conversione numerica. La conversione analogico-digitale, grazie all'informatica, introduceva un importante miglioramento nella scala dinamica dei grigi e migliorava la finezza di risoluzione e di analisi dei parenchimi.

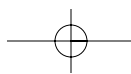
**Ecografia bidimensionale dinamica, in tempo reale.** La vera rivoluzione tecnologica che ha determinato la diffusione capillare dell'ecografia si è realizzata negli anni '80 con il progredire dell'elettronica e dell'informatica e con l'introduzione in commercio di strumenti capaci di acquisire l'immagine in **tempo reale** (*real time sonography*). L'ecografia B-Mode in *real time* aggiunge al vantaggio della risoluzione temporale (numero di immagini per secondo) la possibilità di creare immagini con piani di scansione liberi, determinati dall'operatore e non condizionati dai movimenti prefissati del pantografo.

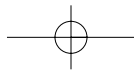
Negli apparecchi *real-time* di prima generazione il

movimento del trasduttore piezoelettrico era meccanico (*sonda settoriale meccanica*). La sonda, costituita da una singola piastra piezoelettrica che oscillava ciclicamente immersa in una sacca di liquido, era disposta ad una certa distanza dalla cute. Un ciclo completo del trasduttore determinava la comparsa sullo schermo di un'immagine fugace. Il susseguirsi dei cicli determinava la comparsa di una sequenza di immagini la cui frequenza era sufficientemente elevata per consentire la sommazione a livello della retina. Questi strumenti non avevano bisogno né del tubo di memoria né del convertitore di immagine per ottenere una rappresentazione modulata dei punti di brillantezza, in quanto la frequenza ciclica dei movimenti del trasduttore corrispondeva alla frequenza di ripetizione delle immagini sul monitor. Un certo grado di fluttuazione sullo schermo era inevitabile per *frame rate* di 16-18 immagini al secondo.

Le sonde settoriali meccaniche di seconda generazione (*annular arrays*) erano trasduttori settoriali in cui i singoli cristalli erano disposti in anelli concentrici attorno ad un elemento centrale a forma di disco e l'oscillazione del fascio veniva ottenuta con un movimento rotatorio. La velocità di rotazione era molto elevata, con periodicità fino a 30 cicli per secondo. Questo aveva permesso di risolvere il problema della fluttuazione dell'immagine, ma aveva introdotto un grande limite: l'eccessivo aumento della periodicità del movimento rotatorio riduceva il tempo necessario per consentire agli US di compiere il tragitto di andata e ritorno e riduceva la profondità di campo e la larghezza del settore esplorato.

Gli strumenti *real time* dell'ultimo decennio rappresentano tuttora una larga parte del "parco macchine" distribuito nel territorio. Queste apparecchiature usano sonde lineari, *convex* e settoriali più piccole rispetto ai trasduttori meccanici ed hanno una geometria del fascio ultrasonoro di minor qualità. In questi trasduttori la focalizzazione può essere fissa o dinamica. Come illustrato nel paragrafo dedicato ai trasduttori, la focalizzazione fissa prevede l'uso di lenti acustiche o la sagomatura dei cristalli piezoelettrici in fase di costruzione, mentre la focalizzazione dinamica viene ottenuta con un dispositivo elettronico (beamformer analogico-digitale o digitale) che alimenta e sollecita in modo sequenziale, con opportuni ritardi di fase, i singoli elementi piezoelettrici. Nelle sonde lineari, *convex* e settoriali di tipo *phased array* (costituite da un gran numero di cristalli, da 64 a 256 o più) la focalizzazione è di tipo dinamico. Il termine anglosassone "*array*" viene usato per descrivere la disposizione spaziale dei singoli cristalli di un trasduttore (lineare, anulare, settoriale)





## Formazione dell'immagine. Interazione biologica degli US. Apparecchiature ecografiche

ma, in senso lato, descrive anche la sequenza di attivazione dei singoli elementi. Nelle apparecchiature che montano questo tipo di trasduttore la frequenza dell'immagine è più elevata e non presenta alcuna fluttuazione.

Un ulteriore salto tecnologico dell'ecografia è stato realizzato sempre negli anni '90 con l'integrazione dell'ecografia B-Mode e del Doppler pulsato per realizzare un'analisi spettrale delle velocità di scorrimento del sangue (**Doppler duplex scanner**) o rappresentare le variazioni di velocità con una cartografia dinamica a colori (**color power Doppler**). Gli avanzamenti tecnologici più recenti derivati dalla "rivoluzione digitale" hanno cambiato completamente la "filosofia" dell'imaging B-Mode e color Doppler e verranno estesamente trattati nei prossimi capitoli. Certo è che la possibilità di digitalizzare il segnale sin dall'inizio della sequenza di formazione dell'immagine, cioè a partire dal *beamformer*, ha permesso un controllo molto più accurato della durata dell'impulso, dell'ampiezza di banda, della focalizzazione e della potenza acustica migliorando significativamente la qualità dell'immagine.

### Parametri di qualità dell'immagine B-Mode

La qualità dell'immagine è legata alla capacità di presentare le strutture biologiche studiate in maniera rispondente alla realtà. Tale capacità dipende da una serie di parametri solo in parte modificabili da parte dell'operatore che sono la *risoluzione assiale*, la *risoluzione laterale*, la *risoluzione elevazionale*, la *risoluzione spaziale*, la *risoluzione di contrasto* e la *risoluzione temporale*.

La *risoluzione assiale* definisce la *capacità di distinguere come separati due bersagli disposti lungo l'asse di propagazione del fascio US*. La risoluzione assiale dipende dalla lunghezza d'onda e precisamente è uguale alla metà della lunghezza d'onda ( $\lambda/2$ ). Poiché  $\lambda$ , è inversamente proporzionale alla frequenza, più si aumenta la frequenza del trasduttore, più diminuisce  $\lambda$ , e migliora la risoluzione assiale.

La *risoluzione laterale* definisce la *capacità del sistema di riconoscere e separare due bersagli che giacciono su un piano perpendicolare all'asse di propagazione del fascio US*. La risoluzione laterale dipende dalla forma del fascio US, che a sua volta dipende dalla

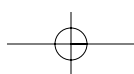
frequenza e dalle dimensioni della sonda. Quanto più elevata è la frequenza, tanto migliore è la risoluzione laterale. Per migliorare la risoluzione laterale si possono usare frequenze più elevate a scapito della capacità di penetrazione, si può ricorrere a trasduttori di maggiori dimensioni e meno maneggevoli oppure si può agire sulla focalizzazione. Il modo più semplice di focalizzare il fascio US è quello di utilizzare una lente acustica. Nei trasduttori fasati la focalizzazione è ottenuta elettronicamente eccitando in modo sequenziale i cristalli che compongono il trasduttore stesso. Nelle apparecchiature digitali la risoluzione laterale è migliorata radicalmente controllando la dimensione e la divergenza del fascio e quindi generando impulsi brevi ed a banda larga.

La *risoluzione di contrasto* definisce la *capacità di distinguere due strutture anatomiche adiacenti con differente impedenza acustica*. Quanto maggiore sarà la capacità del sistema di rilevare echi riflessi di bassissima intensità, tanto migliore sarà la risoluzione di contrasto del sistema. La risoluzione di contrasto dipende anche dai livelli di grigio dell'apparecchiatura (scala a 16, 32, 64, 128, 256 o più livelli di grigio). L'equilibrio nel contrasto dipende anche da altri fattori. Infatti, per l'attenuazione in profondità è necessario sottoporre gli echi che derivano dalle strutture più profonde ad un'amplificazione elettronica più importante rispetto agli echi derivanti dalle strutture più superficiali.

La *risoluzione elevazionale* definisce la *risoluzione sul piano ortogonale o corto rispetto all'asse principale del fascio US*. Allo stato attuale è una delle misure più importanti delle qualità di risoluzione di una sonda. Tutti gli sviluppi della tecnica di costruzione sono volti a migliorare sia le caratteristiche delle ceramiche piezoelettriche sia l'architettura della filiera di elementi attivi per ridurre lo spessore del fascio e migliorare così la risoluzione sul piano ortogonale rispetto all'asse principale del fascio US.

La *risoluzione spaziale* è direttamente *legata alla risoluzione laterale, assiale ed alla risoluzione elevazionale*. Essa può migliorare aumentando la densità dei cristalli del trasduttore, la densità di linee che compongono il campo di scansione ed il numero di linee che compongono l'immagine del monitor (alta densità di linee ed alta definizione).

La *risoluzione temporale* dipende dal *numero di immagini che si ripetono sul monitor nell'unità di tempo*. La velocità di scansione esprime il numero di volte che



il fascio US emesso dal trasduttore esplora l'area di interesse nell'unità di tempo. Questo aspetto è una caratteristica estremamente importante della *performance* di risoluzione temporale dell'apparecchiatura.

## Bibliografia

- Dauzat M, Laroche JP, De Bray JM, Deklunder G, Couture A, Cesari JB, Barral F. *Notions théorétiques et technologiques élémentaires*. In *Ultrasonographie vasculaire diagnostique. Théorie et pratique*. Dauzat M (Ed). Edition Vigot, Paris 1991.
- Dubinsky T, Horii S, Odwin CS: *Ultrasonic physics and instrumentation*. Appleton & Lange's Review for the Ultrasonography Examination. Odwin CS, Dubinsky T, Fleischer AC, Eds. Appleton & Lange, Norwalk, Connecticut, 1993, p 8.
- EFSUMB. *New clinical safety statement for diagnostic ultrasound*. EFSUMB Newsletter 1997; 10: 9.
- EFSUMB. *Tutorial: thermal and mechanical indices*. EFSUMB Newsletter 1997; 10: 11-14
- Ermett H. *Signal processing in functional and morphological ultrasound imaging*. In: Bogdan U, Becker G, Sclachetzki F, (Eds): *Echoenhancers and Transcranial Duplex sonography*. Blackwell Wiss.-Verlag, Berlin (1998).
- Hedrick WR, Hykes L, Starchman DE: *Ultrasound Physics and Instrumentation*. Mosby, St. Louis, 1995, chapter 1.
- Hricak H. *Renal ultrasound*. In Sarti DA (ed): *Diagnostic ultrasound*. Text and cases, 2nd ed. Year Book, Chicago 1987 350-364.
- Pisani R, Liboni W. *Principi fisici degli ultrasuoni*. In: *Ecodoppler vascolare*. Rabbia C, De Lucchi R, Cirillo R (Eds). Edizioni Minerva Medica, Torino, 1999. 1.
- Rizzatto G. *Evolution of ultrasound transducers: 1.5 and 2D arrays*. Technology Section 1: New transducers. Eur Radiol 1999. 9: S304-S306.
- Soldner R. *Physics of sonographic imaging, ultrasound-tissue interactions and safety issues*. In: Bogdan U, Becker G, Sclachetzki F, (Eds): *Echoenhancers and Transcranial Duplex sonography*. Blackwell Wiss.-Verlag, Berlin (1998).
- *Ultrasound in gastroenterology and hepatology*. Gebel M (Ed): Physical and technical principles. Blackwell Wiss.-Verlag, Berlin (1998).
- Whittingham TA. *An overview of digital technology in ultrasonic imaging*. Technology Section 2: Digital technology. Eur Radiol 1999. 9: S307-S311.
- Whittingham TA. *Broadband transducers. Technology Section 1: New transducers*. Eur Radiol 1999. 9: S298-S303.
- Zagzebski JA: *Physics of diagnostic ultrasound. Essentials of Ultrasound Physics*. Zagzebski JA, Ed. Mosby, St. Louis, 1996, p 20.



## PROGRESSI TECNOLOGICI E SVILUPPI FUTURI IN ECOGRAFIA

### SISTEMI ECOGRAFICI A TECNOLOGIA DIGITALE

#### IMAGING ARMONICO

Genesi del segnale armonico: distorsione e propagazione non lineare  
Isolamento della frequenza armonica  
Vantaggi dell'imaging armonico  
Svantaggi dell'imaging armonico  
Applicazioni dell'imaging armonico

#### NUOVI ALGORITMI DI SCANSIONE ED ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE

Apertura sintetica  
*Beamformers* multipli  
*Imaging* coerente  
*Imaging* digitale  
*Imaging* panoramico  
*Imaging* spaziale composito (*compound imaging*)  
*Frequency compounding*  
*Extreme resolution*

#### ECOGRAFIA PARAMETRICA E CARATTERIZZAZIONE TESSUTALE

### ELASTOGRAFIA

#### IMAGING TRIDIMENSIONALE STATICO 3D

ACQUISIZIONE DEI DATI  
RICOSTRUZIONE DELL'IMMAGINE 3D  
Ricostruzione per estrazione di isosuperfici  
Classificazione binaria dei voxel  
*Volume Rendering*  
RAPPRESENTAZIONE DELL'IMMAGINE 3D  
Calcolo del volume  
*Tomographic Ultrasound Imaging*  
*Multi-planar slicing*  
*Surface e volume rendering*

#### IMAGING TRIDIMENSIONALE DINAMICO o 4D

#### IMAGING AD ALTA FREQUENZA E NUOVI TRASDUTTORI

#### OSTEODENSITOMETRIA AD ULTRASUONI

#### TERAPIA CON ULTRASUONI

#### APPLICAZIONI TERAPEUTICHE DELLE MICROBOLLE

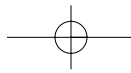
Negli ultimi anni, l'evoluzione delle tecniche ecografiche è diventata tumultuosa. L'imaging digitale e le crescenti potenzialità di calcolo informatico hanno favorito un incessante e rapido progresso qualitativo delle metodologie eco Doppler. La caratterizzazione tessutale, lo sviluppo dei mezzi di contrasto, l'imaging composito, l'imaging tridimensionale statico (3D) e dinamico in real time (4D), l'imaging ad alta risoluzione, l'uso terapeutico degli US ad alta potenza sono tra gli aspetti più attuali e stimolanti della ricerca ecografica. L'avvenire sarà la miniaturizzazione, la combinazione fra tecniche ecografiche e chirurgia robotica, la terapia selettiva con cavisomi.

L'ecografia B-Mode è gravata da un limite sostanziale ed ineliminabile in senso assoluto: un rapporto segnale/rumore sfavorevole. Il rumore altera la tessitura ecografica degli organi parenchimatosi e rappresenta l'anatomia con una fine e diffusa granulosità artefattuale che prende il nome di *speckle*. Lo *speckle* rappresenta il debole segnale generato per dispersione dai riflettori di dimensioni  $<200 \mu$  presenti nei tessuti stazionari e che rag-

giunge la soglia di rappresentabilità per complessi fenomeni di interferenza. Molti dei nuovi algoritmi di scansione e di acquisizione del segnale proposti di recente dalle aziende costruttrici sono rivolti a contenere questo artefatto ed a migliorare la risoluzione spaziale e di contrasto dell'immagine.

In questo capitolo saranno trattati gli aspetti salienti delle nuove tecnologie e della ricerca tecnologica. Lo scopo non sarà quello di essere esaustivo e completo, ma di fornire un quadro generale della ricerca e degli sviluppi tecnologici che stanno invadendo il mercato o saranno disponibili negli anni a venire. In particolare, saranno trattati estesamente i principi base dell'imaging armonico e saranno descritte alcune delle nuove tecniche di acquisizione dell'immagine come lo *Spatial Compound Imaging*, l'*Extended Field of View* e le tecniche di quantificazione parametrica del segnale RF. L'ecocontrastografia (*Contrast Enhanced UltraSonography - CEUS*) verrà estesamente trattata in un successivo capitolo.





## Sistemi ecografici a tecnologia digitale

L'imaging digitale è evoluto di pari passo con le potenzialità di calcolo informatico ed entrambi hanno favorito un rapido miglioramento degli standard qualitativi di acquisizione, elaborazione e *processing* del segnale eco. La rivoluzione digitale ha riguardato in modo specifico tutte le parti del sistema: dalla tecnica costruttiva delle sonde ai materiali piezoelettrici compositi, dal *beamformer* ai sistemi di elaborazione del segnale, segnando il passaggio dalla tecnologia analogica o di analisi qualitativa, alla tecnologia digitale o di analisi quantitativa del segnale<sup>(1)</sup>.

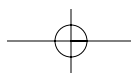
*Cosa significano in realtà analogico e digitale nel linguaggio della comunicazione?* Nell'ambito della comunicazione i due termini indicano un **metodo di trasmissione delle informazioni** basato su due differenti processi di costruzione del messaggio: la *comunicazione analogica* si basa sulla somiglianza (analogia) tra la grandezza comunicata e il dato da comunicare, mentre la comunicazione digitale trasmette l'informazione dopo averla codificata in una stringa di cifre del sistema numerico binario. La comunicazione analogica è utilizzata da tutti gli strumenti che misurano una grandezza il cui valore varia con continuità nel tempo. Ad esempio, è analogica la comunicazione del tachimetro di un'autovettura, di un termometro a mercurio o di un orologio a lancette. Tutti questi strumenti misurano una grandezza fisica che varia con continuità, rispettivamente la velocità, la temperatura ed il tempo. È naturalmente analogico anche il segnale di RF nativo (grezzo, non filtrato) che deriva dalla conversione del segnale eco in impulsi elettrici.

I dispositivi basati sul sistema di *comunicazione digitale* rappresentano una grandezza fisica che varia con continuità nel tempo per stati o valori discreti, cioè per mezzo di numeri del sistema binario. In altri termini, i sistemi digitali campionano queste grandezze ad intervalli di tempo ben definiti, molto ravvicinati e rappresentano questi valori discreti con numeri binari codificati da un convertitore analogico-digitale. Ad esempio, sono dispositivi digitali il contachilometri di un'autovettura, l'orologio con display a cristalli liquidi, cioè strumenti che convertono in cifre una distanza o lo scorrere del tempo. Questi dispositivi aggiornano l'informazione in tempi discreti compiendo, in ogni caso, un'approssimazione rispetto alla reale variazione della grandezza in questione.

Nelle apparecchiature ecografiche, la digitalizzazione è stata un *continuum* a partire dagli anni settanta del secolo scorso ed ha seguito lo sviluppo tumultuoso della tecnologia digitale. Lo *scan converter*, usato per digitalizzare e memorizzare le informazioni derivanti

dal segnale eco, rappresenta uno dei primi dispositivi digitali inseriti nella costruzione di un ecografo. È solo verso la fine degli anni novanta che sono entrati in commercio i primi sistemi detti "*full digital*". Il termine, in realtà, è improprio in quanto non significa letteralmente che l'intera apparecchiatura si basa su un sistema di comunicazione digitale, ma significa che il segnale in uscita (trasmissione) ed in entrata (ricezione) viene digitalizzato prima di qualsiasi elaborazione. La conversione analogico-digitale del segnale non va confusa concettualmente con il *beamformer* digitale, sebbene nelle apparecchiature digitali il *beamformer* sostituisce gran parte delle funzioni del ricevitore dei sistemi analogici<sup>(2,3)</sup>. In *trasmissione*, il *beamformer* controlla l'impulsatore (o trasmettitore), cioè i voltaggi che eccitano gli elementi attivi ed i ritardi di fase con cui vengono sollecitati. In questo modo, viene a regolare la frequenza e la potenza di trasmissione, la PRF, la focalizzazione e lo *steering* elettronico del fascio US. In taluni sistemi un codificatore digitale (*digital encoder*) consente di inviare lungo ciascuna linea del campo sonoro un treno di impulsi digitalizzati che vengono poi decodificati in modo sequenziale in fase di lettura (vedi paragrafo su *Digitally encoded ultrasound*). In *ricezione*, il *beamformer* regola il commutatore (*switch*) che converte il sistema dalla trasmissione alla ricezione, controlla l'amplificatore, i circuiti che analizzano i ritardi di fase del segnale eco (focalizzazione del segnale di ritorno) ed i circuiti di sommazione del segnale<sup>(4,6)</sup>. È solo a questo punto che il segnale passa ai circuiti di processazione dello *scan converter*.

La tecnologia *full digital* ha migliorato la qualità dell'immagine per varie ragioni: 1) ha affinato la collimazione del fascio US in trasmissione; 2) offre la possibilità di una trasmissione e ricezione multipla; 3) permette una processazione parallela e multipla del segnale di ritorno (analisi contemporanea in B-Mode, color-Doppler e spettrale, *Triplex*); 4) consente di operare in *post-processing*; 5) permette di aggiornare continuamente i *software* delle apparecchiature<sup>(6)</sup>. La tecnologia digitale ha messo in secondo piano, inoltre, il concetto di "numero" e di "corrispondenza" dei canali di trasmissione e ricezione. Nelle apparecchiature digitali tutta la catena di trasmissione e di ricezione è controllata dal computer ed ogni singolo elemento attivo della sonda è collegato ad una singola via di trasmissione e ricezione che controlla la focalizzazione dinamica, l'apodizzazione e lo *steering*. Le varie componenti della via di trasmissione e della via di ricezione costituiscono un singolo canale di trasmissione. Il numero dei canali varia da 64 a 128, 256, 512, 1024 etc. anche se, normalmente, non eccede il numero degli elementi at-



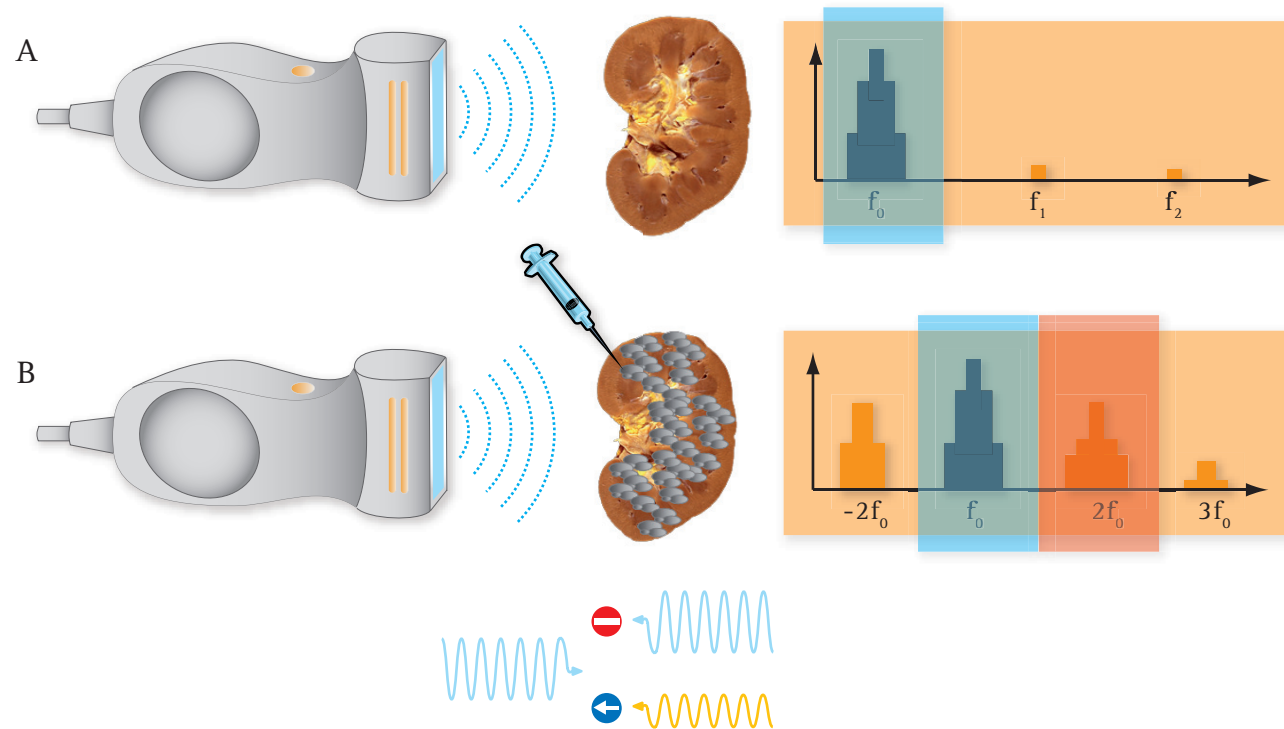
tivi del trasduttore. Poiché nei sistemi digitali ciascun elemento attivo può avere più funzioni, il numero dei canali non è fisso e non corrisponde al numero reale di cristalli, ma dipende dalle caratteristiche del trasduttore e dalle applicazioni cliniche prescelte<sup>(6, 7)</sup>.

### Imaging armonico

L'imaging in seconda armonica (*Harmonic Imaging, HI*) è una modalità di imaging B-Mode introdotta in commercio da ATL-Philips e ormai disponibile in tutte le apparecchiature di fascia medio-alta. L'imaging armonico è la novità più interessante della ricerca tecnologica ecografica degli ultimi anni, sovrapponibile per importanza allo sviluppo delle applicazioni Doppler. Il suo sviluppo, stimolato dalla disponibilità dei MdC, è partito dalla comprensione del comportamento fisico delle microbolle investite da un fascio US<sup>(8, 9)</sup>. I MdC di prima generazione, in commercio dalla metà degli anni '90, erano microbolle d'aria stabilizzate da un esile film lipidico, in grado di superare il filtro capillare periferico e polmonare senza diffondere nell'interstizio per le dimensioni critiche (2-3  $\mu$ ). Questi MdC erano stati messi

in commercio per sfruttare esclusivamente il *comportamento lineare* delle microbolle, ossia il forte *enhancement* della frequenza fondamentale che originava per dispersione dal sangue circolante a causa della marcata differenza di impedenza acustica fra le microbolle ed il sangue.

La successiva comprensione del fenomeno di risonanza e del *comportamento non lineare* delle microbolle investite da un fascio di US a basso indice meccanico ha consentito lo sviluppo dei MdC di seconda generazione e lo sviluppo della tecnologia digitale e delle sonde ad ampia banda. Quando le microbolle vengono investite da una potenza acustica di basso livello (fra 0.1-0.3 kPa) entrano in risonanza, cioè si espandono e si contraggono in modo simmetrico senza implodere. A mano a mano che aumenta la potenza acustica del fascio incidente la fase di compressione (emiciclo positivo) diventa più rapida della fase di decompressione (emiciclo negativo) ed il fenomeno oscillatorio diventa asimmetrico e subisce una *distorsione*. Nella fase di decompressione si libera segnale con frequenza fondamentale e segnale armonico (frequenze multiple della frequenza centrale). Il segnale in seconda armonica ha una frequenza doppia rispetto alla frequenza centrale, ma è molto più debole per cui per essere rappresentato



**Fig. 1.** B-MODE CONVENZIONALE ED ECOGRAFIA IN SECONDA ARMONICA. In ecografia B-Mode, il segnale eco ha la stessa frequenza ( $f_0$ ), dell'impulso US lanciato nei tessuti (A). Nell'imaging armonico, la distorsione degli US durante la propagazione, scompone il segnale nativo in una serie di frequenze di varia intensità (B). La frequenza fondamentale ( $f_0$ ), rappresenta la gran parte del segnale. Il segnale in seconda armonica  $2(f_0)$ , è più debole e per essere rappresentato deve essere filtrato ed amplificato. Il segnale in seconda armonica può essere usato sia per rappresentare il rinforzo endovascolare dei MdC (Imaging armonico contrastografico), sia per rappresentare i tessuti stazionari (Imaging armonico tessutale).

deve essere filtrato ed amplificato. (Fig. 1)<sup>(8,9)</sup>. L'implementazione dell'*imaging* in seconda armonica è stata possibile grazie allo sviluppo della tecnologia digitale e di sonde a banda larga che hanno permesso di gestire non solo l'*imaging armonico contrastografico*, ma anche l'*imaging in seconda armonica in scala di grigi (imaging armonico tessutale)*<sup>(10)</sup>.

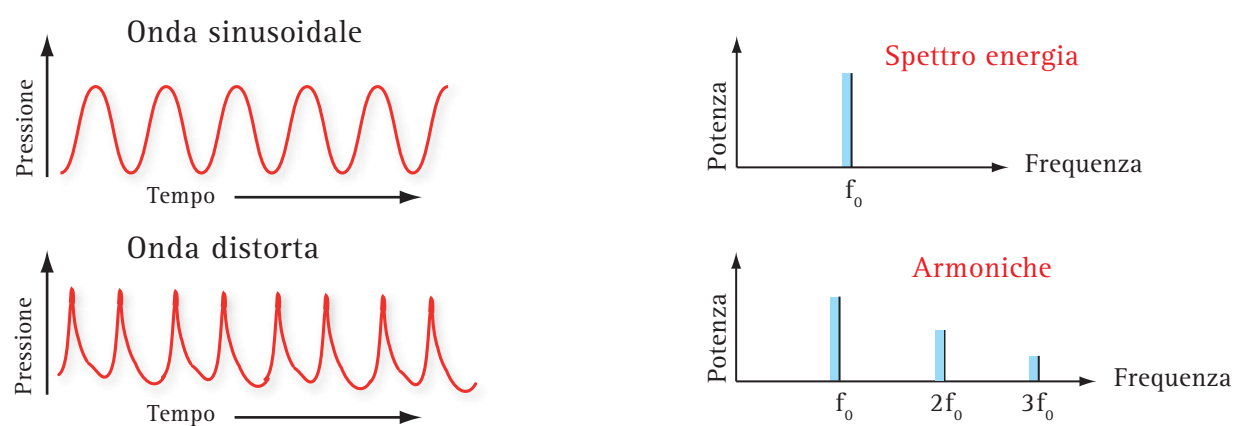
**Genesi del segnale armonico: distorsione e propagazione non lineare.** Quando la potenza acustica del fascio incidente è bassa ( $MI < 1$ ), la velocità degli US nei tessuti è relativamente costante lungo l'asse di trasmissione. Le onde si propagano con una successione regolare di creste e di valli e l'energia spettrale è assegnata per intero alla frequenza centrale: questo tipo di propagazione degli US è conosciuto come **propagazione lineare**. Se la potenza acustica degli US aumenta e il  $MI$  è  $> 1$  la velocità di propagazione non è più costante, ma tende a variare. Durante la fase di compressione (emiciclo positivo dell'onda) la velocità di spostamento delle particelle del mezzo è maggiore rispetto alla fase di rarefazione (emiciclo negativo). Di conseguenza, l'onda di propagazione perde la sua forma sinusoidale e subisce una distorsione che, sempre più evidente mano a mano gli US si propagano nel mezzo, tende a ridursi in profondità quando la potenza degli US si riduce e la propagazione ritorna lineare (Fig. 2). Questo tipo di propagazione degli US è conosciuto come **propagazione non lineare**. Il cambiamento della forma dell'onda sinusoidale coincide con un cambio dello spettro di frequenze dell'onda sonora: in altri termini, l'energia acustica viene assegnata in parte alla frequenza fondamentale  $f_0$ , (prima armonica) ed in parte distribuita alle fre-

quenze multiple e sottomultiple della fondamentale ( $\pm 2f_0, \pm 3f_0$  etc...). Così se in trasmissione la frequenza fondamentale era di 2 MHz, il fenomeno di distorsione genera anche frequenze armoniche di 4 MHz e 6 MHz. La genesi di segnale armonico si intensifica a mano a mano che gli US si propagano nei tessuti anche se l'attenuazione determina una riduzione progressiva della potenza acustica per cui l'onda tende gradualmente a ritornare verso una forma di propagazione lineare.

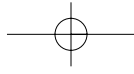
Per quanto detto, se la potenza acustica in trasmissione è elevata ( $MI > 1$ ) il segnale riflesso risulta composto da due principali frequenze:

- la frequenza fondamentale (uguale a quella di trasmissione  $f_0$ );
- le frequenze armoniche o subarmoniche, multiple o sottomultiple della frequenza fondamentale  $f_0$  ( $\pm 2f_0, \pm 3f_0, \pm 4f_0$  etc..).

Naturalmente, il segnale armonico che origina per le variazioni di velocità che gli US subiscono attraversando i tessuti deve essere distinto dal segnale in seconda armonica che origina dai vasi dopo infusione di MdC per la risonanza delle microbolle. Anche se in entrambi i casi il fenomeno fisico che genera il segnale armonico è la *distorsione del fenomeno ondulatorio*<sup>(10, 11)</sup>. In sintesi, al pari di tutti i fenomeni ondulatori a propagazione longitudinale, a mano a mano che si propaga nei tessuti il fascio di US subisce una distorsione strettamente legata alla *potenza acustica ed alla densità dei tessuti attraversati*. La spiegazione fisica del fenomeno è semplice: i picchi di pressione positiva dei fenomeni ondulatori meccanici si propagano più velocemente rispetto ai picchi di pressione negativa (Fig. 2)<sup>(12)</sup>. Se l'ampiezza dell'onda o

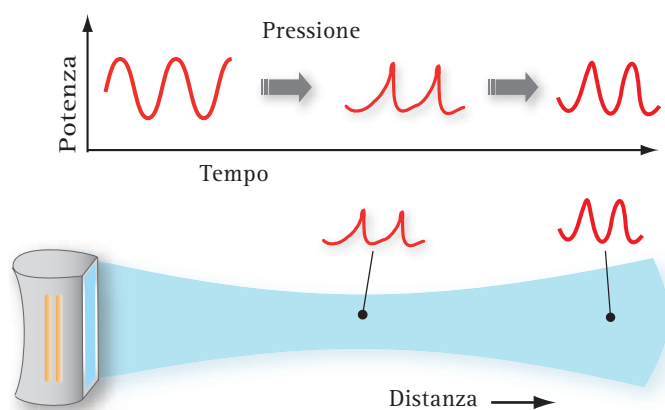


**Fig. 2.** ONDA SONORA, ENERGIA SPETTRALE E DISTORSIONE. Un'onda sinusoidale continua è costituita da una singola frequenza o banda spettrale,  $f_0$ , cui conferisce tutta la sua energia acustica. Un'onda distorta genera uno spettro di frequenze e distribuisce la sua energia acustica fra la frequenza centrale  $f_0$ , e le frequenze armoniche ( $2f_0, 3f_0, 4f_0$  etc...). L'energia delle frequenze armoniche è molto più bassa di quella della frequenza centrale. La distorsione si realizza quando, attraversando i tessuti, l'emiciclo positivo dell'onda (picco di pressione positiva) si propaga più rapidamente dell'emiciclo negativo (picco di pressione negativa).



intensità acustica è sufficientemente alta e l'attenuazione è bassa, questa transizione fasica di compressione/rarefazione può diventare istantanea e genera quel fenomeno fisico conosciuto come "onda d'urto" o "shock-wave". Un esempio abusato di questo fenomeno è rappresentato dall'onda d'urto generata da un jet supersonico quando supera la barriera del suono. Solo impulsi US di una certa potenza acustica generano pertanto un segnale armonico rilevante ed il fenomeno si verifica solo in un range limitato di profondità. Se consideriamo, ad esempio, un fascio US focalizzato elettronicamente, la distorsione sarà scarsa o nulla in prossimità del tessuto sottocutaneo (campo vicino), mentre diventerà massima nella zona focale. In profondità, dopo la zona focale (zona di Fraunhofer) l'emissione di energia armonica e l'attenuazione spontanea riducono l'ampiezza dell'onda US e la propagazione ridiventa lineare (Fig. 3). Poiché, inoltre, le armoniche superiori ( $+2f_0$ ,  $+3f_0$ ,  $+4f_0$  etc...) hanno una frequenza più alta della fondamentale, esse saranno attenuate nel tragitto di ritorno verso il trasduttore in funzione della distanza. In altri termini, il segnale armonico diventerà progressivamente meno leggibile in base alla profondità delle strutture da cui origina<sup>(11-13)</sup>.

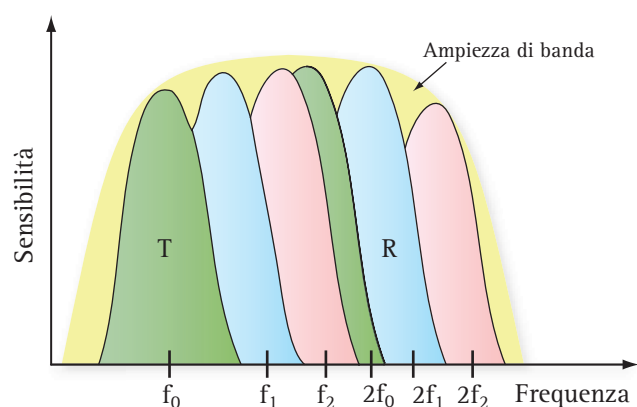
Riassumendo, la distorsione degli US genera segnale armonico. La seconda armonica  $+2f_0$ , ha una frequenza doppia rispetto alla fondamentale. Questo segnale è quasi nullo a livello della parte prossimale del campo sonoro (tessuti e strutture superficiali), mentre aumenta d'intensità nella zona focale lungo l'asse di



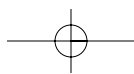
**Fig. 3.** Distorsione. Solo impulsi di una certa potenza acustica ( $MI > 1$ ) subiscono il fenomeno della distorsione e questo si verifica solo in un range limitato di profondità. La distorsione è nulla in prossimità della sonda, mentre diventa massima nella zona focale. In profondità, nella zona di Fraunhofer, l'attenuazione e la divergenza attenuano il fenomeno. Poiché  $2f_0$  ha una frequenza più elevata della frequenza centrale, la sua attenuazione nel tragitto di ritorno sarà maggiore rispetto alla frequenza centrale. Questo è il motivo per cui  $2f_0$  diventa progressivamente meno leggibile (e rappresentabile) a mano a mano che deriva dalle strutture più profonde del campo sonoro.

trasmissione e si riduce in profondità per l'attenuazione e la divergenza del fascio US. L'intensità acustica del segnale in seconda armonica è più lieve (circa 10-20 dB) rispetto al segnale fondamentale ed è massima lungo l'asse di propagazione e nella zona focale del fascio US, mentre è molto più debole nei lobi laterali. La mancanza di energia armonica nei lobi laterali e nella parte prossimale del campo sonoro giustifica la scomparsa degli artefatti da riverberazione, da lobi laterali (*side lobes*) e da fasci parassiti (*grating lobes*) comunemente presenti nell'immagine B-Mode convenzionale.

**Isolamento della frequenza armonica.** Per isolare e rappresentare il segnale in seconda armonica sono necessari due requisiti tecnici fondamentali: la disponibilità di sonde a banda larga e l'uso di algoritmi capaci di isolare e processare la frequenza in seconda armonica. Nei trasduttori a banda larga disponibili in questo momento esiste la possibilità di regolare la frequenza centrale di trasmissione, ad esempio 1.5, 2.5, 3, 3.5 MHz, al fine di ottenere una ricezione in armonica a 3, 5, 6, 7 MHz (Fig. 4). La sensibilità del trasduttore e la qualità dell'immagine in seconda armonica sono strettamente legate alla capacità di raccogliere il segnale e separarlo senza sovrapposizione dalla frequenza fondamentale (Fig. 5). Per questo bisogna che l'ampiezza di banda della sonda sia tale da impedire sia la compressione delle frequenze sia la sovrapposizione della frequenza fondamentale con la seconda armonica (Figg. 6, 7). In ogni caso, poiché l'intensità del segnale armonico è più debole di 10-20 dB rispetto al segnale fondamentale, per isolare la frequenza armonica bisogna che il sistema abbia un rapporto segnale/rumore molto basso e disponga di un ricevitore con range dinamico molto ampio per salvare i segnali più deboli. In teoria, se avessimo a di-



**Fig. 4.** SONDE MULTIFREQUENZA AD AMPIA BANDA. Nei trasduttori a banda larga attualmente è possibile regolare la frequenza centrale di trasmissione a 1.5, 2.5, 3, 3.5 MHz e ottenere una ricezione in armonica a 3, 5, 6, 7 MHz. T = frequenze di trasmissione; R = frequenze di ricezione.



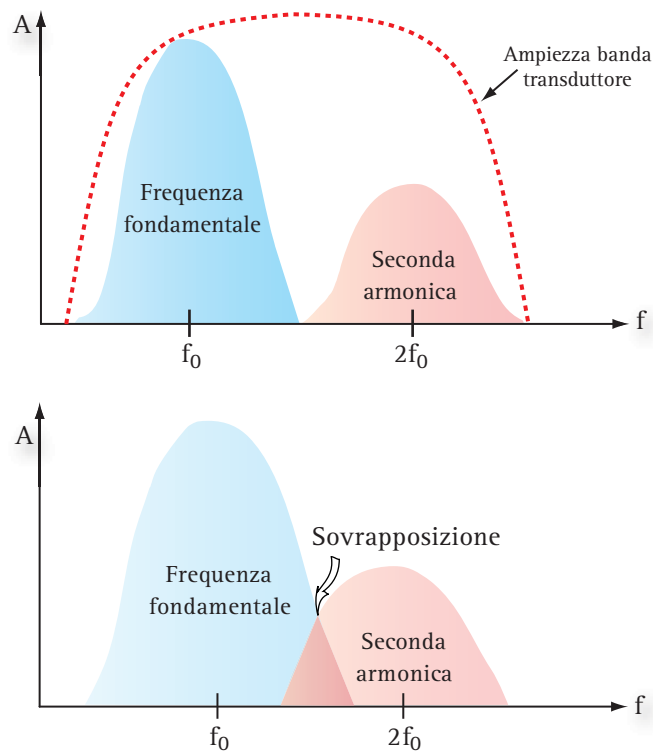


sposizione apparecchiature con gamma dinamica ancor più raffinata e sensibile e trasduttori a banda larga capaci di raccogliere anche la terza o le armoniche superiori, anche queste potrebbero essere usate per generare un'immagine B-Mode. In realtà, con la tecnologia attuale, il segnale addizionale di terza e quarta armonica non aggiunge né energia né ulteriori informazioni al segnale di ritorno e per questo non viene sfruttato.

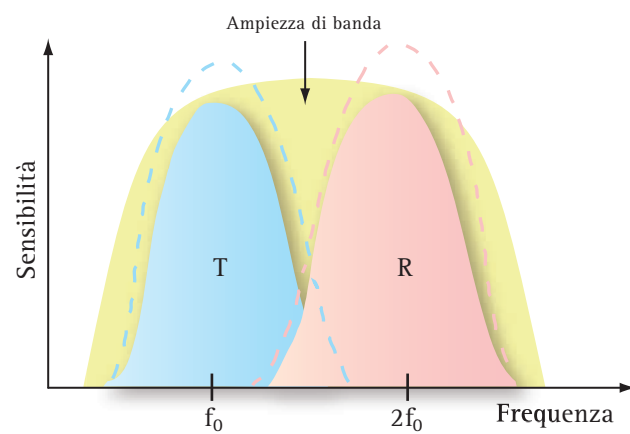
In genere, lo spettro delle frequenze riflesse è una versione attenuata dell'ampiezza di banda dell'impulso incidente: per questo, solo impulsi ricchi di frequenze armoniche e di intensità acustica elevata possono generare segnali eco ricchi di componente armonica. In ogni caso, i segnali di ritorno sono molto più deboli rispetto al segnale trasmesso, quindi il contenuto armonico di un eco di ritorno si riduce a mano a mano che questi ritorna verso il trasduttore. Così, gli echi generati da un impulso di bassa intensità non hanno una componente armonica apprezzabile e non possono essere rappresentati in *Harmonic Imaging Mode*<sup>(11-12)</sup>. Questa è la chiave per comprendere in qual modo l'imaging armonico riduce gli artefatti da riverberazione e da fasci parassiti. Nell'imaging convenzionale B-Mode, nei pazienti difficili spesso si registrano immagini scarse e ricche di artefatti a causa della rappresentazione di echi spuri ge-

nerati da fenomeni di riverberazione (o impulsi spuri) che accompagnano invariabilmente l'impulso US. Comunemente, i fenomeni di riverberazione originano fra sonda e cute o, per riflessione multipla, a livello di interfacce speculari più o meno profonde presenti nel *main lobe*, nei *side lobes* e nei *grating lobes*. Gli artefatti da riverberazione e da riflessione multipla degradano la qualità dell'immagine e la risoluzione di contrasto. Nell'imaging in seconda armonica gli impulsi ed i segnali spuri che originano dai lobi laterali e dal *grating lobe* sono a bassa energia e quindi hanno una componente armonica quasi inesistente per cui l'artefattualità correlata non viene rappresentata in HI-Mode<sup>(11)</sup>.

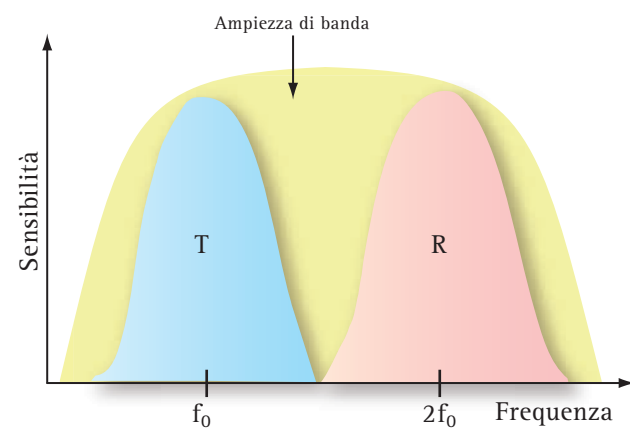
Per isolare la frequenza armonica vengono usati due metodi diversi: il primo metodo prevede l'uso di un *filtro elettronico in grado di rimuovere la frequenza fonda-*



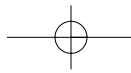
**Fig. 5. SOVRAPPOSIZIONE DEL SEGNALE TRASMESSO E DEL SEGNALE ARMONICO.** Poiché l'acquisizione di un'immagine in seconda armonica poggia sulla ricezione di segnale armonico, è indispensabile che la sonda abbia una larghezza di banda che separi, senza sovrapposizione, la frequenza fondamentale dalla frequenza armonica.



**Fig. 6. SENSIBILITÀ DELLA SONDA A BANDA LARGA.** La sensibilità del trasduttore a banda larga è scarsa se le frequenze non sono contenute nella banda del trasduttore sia in trasmissione (T) che in ricezione (R). Purtroppo, spesso per comprimere le frequenze dentro la curva di risposta del trasduttore diventa necessario comprimere una o entrambe le bande nella porzione di curva in cui l'efficienza del trasduttore è bassa (trasmissione e ricezione a bassa sensibilità).



**Fig. 7. SENSIBILITÀ DELLA SONDA A BANDA LARGA.** La situazione ideale è quella in cui le frequenze vengono completamente coperte dall'ampiezza di banda della sonda sia in trasmissione (T) che in ricezione (R) (sonda ad alta sensibilità).



mentale e permettere il passaggio dell'armonica tessutale (Fig. 8); il secondo metodo è un nuovo algoritmo di acquisizione dell'immagine che prende il nome di *pulse o phase inversion*. Nel primo caso, per separare in modo completo la frequenza fondamentale dalla seconda armonica bisogna aumentare la lunghezza spaziale dell'impulso. Questo degrada la risoluzione assiale e compensa solo in parte i vantaggi della ricezione in seconda armonica (Fig. 9). Il secondo metodo prevede che lungo ciascuna linea del campo sonoro vengano lanciati in rapida successione due impulsi gemelli in controfase (l'uno a 90° e l'altro a 180°). Il segnale che deriva dal primo impulso viene immagazzinato fintanto che non viene

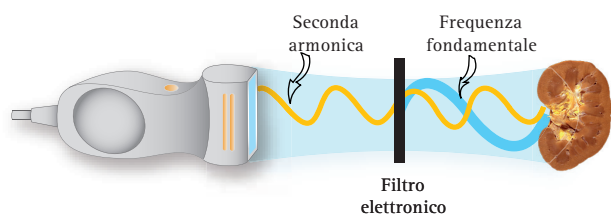


Fig. 8. ISOLAMENTO DELLA SECONDA ARMONICA. La seconda armonica può essere isolata ricorrendo ad un *filtro elettronico* capace di rimuovere la frequenza fondamentale  $f_0$ , e permettere il passaggio della seconda armonica  $2f_0$ .

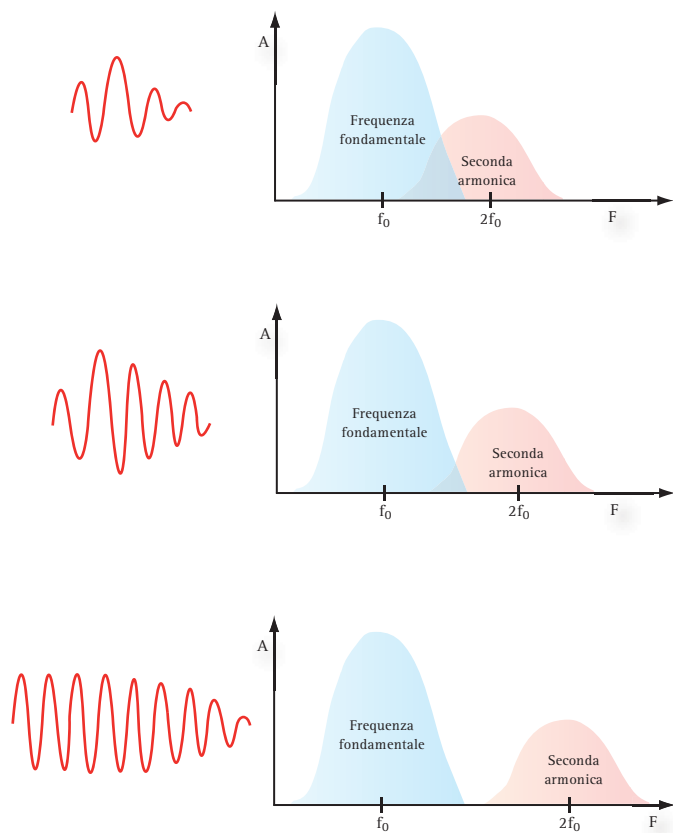


Fig. 9. ISOLAMENTO DELLA SECONDA ARMONICA. Effetti della lunghezza spaziale dell'impulso (SPL) sulla separazione della frequenza armonica dalla frequenza fondamentale.

raccolto il segnale del secondo impulso. A questo punto viene operata una sommazione che porta all'annullamento del segnale fondamentale in opposizione di fase ed alla sommazione del segnale in seconda armonica che viceversa è in fase (Fig. 10). In questo caso, poiché non viene usato il filtro per isolare la frequenza armonica, è possibile trasmettere un impulso con lunghezza spaziale breve ed a larga banda per preservare la risoluzione assiale. Comunque, la *pulse o phase inversion* richiede un tempo di trasmissione/campionamento più prolungato per cui è più soggetta agli artefatti da movimento.

**Vantaggi dell'imaging armonico.** L'imaging in seconda armonica migliora sensibilmente la qualità dell'immagine nei pazienti difficili, sovrappeso o obesi, laddove l'ecografia B-Mode mostra notevoli limiti nella diagnosi e nella caratterizzazione di lesioni tessutali e raccoglie immagini povere, scarse, ricche di artefatti<sup>(11)</sup>. Comunque, è bene chiarire che l'imaging armonico aggiunge ben poco alla qualità nei soggetti in cui l'immagine convenzionale è già molto buona. Tuttavia, trattandosi di una tecnica in evoluzione, è lecito pensare che nel prossimo futuro sarà sempre più utile non solo nei pazienti difficili, ma anche in quelli normali.

La *riduzione degli artefatti da riverberazione* rappresenta uno dei principali vantaggi dell'imaging armonico. Gli echi generati dalle interfacce speculari, nel tragitto di ritorno vengono nuovamente riflessi verso i tessuti dalle interfacce più superficiali e dal trasduttore. Questi impulsi "riferflessi" si comportano come "impulsi fantasma", cioè come una versione più debole e tardiva dell'impulso originale. Essi generano, a loro volta, segnali eco deboli e ritarda-

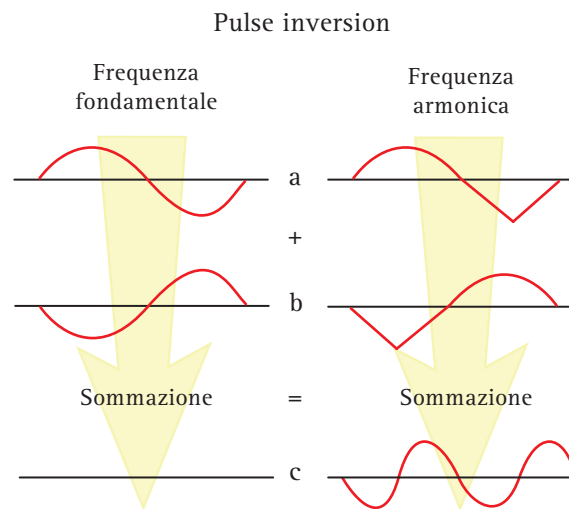
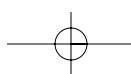
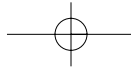


Fig. 10. ISOLAMENTO DELLA SECONDA ARMONICA. *Pulse o phase inversion*. Lungo la stessa linea di scansione vengono lanciati in rapida successione due impulsi in controfase (90° e 180°). In ricezione, la sommazione algebrica porta all'annullamento dei segnali in controfase ed alla sommazione del segnale in seconda armonica (in fase).





ti responsabili di un'ulteriore "trasmissione fantasma" verso il paziente. In altre parole, l'impulso originale generato dalla sonda è seguito da una serie ripetuta d'impulsi più deboli di riverberazione che originano dai tessuti superficiali e dall'interfaccia cute/trasduttore. In ecografia convenzionale, l'artefatto da riverberazione significa che una singola interfaccia non è rappresentata da un solo segnale, ma da una serie ripetuta, regolare e ritardata, di segnali eco sempre più deboli. L'artefatto di riverberazione è particolarmente evidente quando il fascio US incontra un'interfaccia lineare molto riflettente, come la parete prossimale di un vaso arterioso. L'artefatto da *scattering* multiplo è simile per natura alla riverberazione, ma si distingue da questa in quanto origina dalla dispersione semplice (*effetto pioggia*). Sia la riverberazione sia lo *scattering* multiplo sono artefatti che originano da impulsi "fantasma", secondari e di bassa intensità. L'imaging in seconda armonica elimina questi echi da riverberazione, in quanto la loro componente armonica non raggiunge la soglia di rappresentabilità<sup>(11)</sup>.

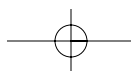
La *riduzione degli artefatti da lobo laterale (side-lobe artifact)* rappresenta un secondo vantaggio. Gli artefatti da lobo laterale degradano la risoluzione laterale e di contrasto. Il segnale che origina dai lobi laterali ha un'intensità sicuramente più bassa rispetto al segnale eco che origina dal *main lobe* e quindi non ha un contenuto armonico importante. Pertanto, gli echi che originano da un bersaglio posto nei lobi laterali del fascio US sono bloccati dal filtro di seconda armonica e non compaiono nell'immagine in HI-Mode. Questo da una parte rappresenta un vantaggio in quanto riduce l'artefatto da lobo laterale, dall'altra però tende a degradare il contrasto dell'immagine per mancanza di segnale nei lobi laterali<sup>(11)</sup>. Anche l'*artefatto da grating lobe* viene nettamente ridotto con l'imaging armonico. Questo artefatto viene generato nei trasduttori lineari, *convex* e *phased-array* da una ripetizione a bassa intensità del fascio US (fascio completo dei lobi laterali) disposto ad un angolo di circa 90° su entrambi i lati del lobo principale. Gli echi che originano dai *grating lobes* degradano la risoluzione di contrasto dell'immagine. I segnali in seconda armonica che originano dai *grating lobes* sono deboli e pertanto, come nel caso degli artefatti da lobi laterali, vengono soppressi in HI-Mode<sup>(11, 12)</sup>.

**Svantaggi dell'imaging armonico.** L'imaging in seconda armonica è meno sensibile dell'ecografia B-Mode convenzionale, in quanto solo una piccola parte dell'energia totale di un impulso cade nello spettro della seconda armonica. Questo significa che il segnale eco estratto dal filtro è debole e molto vicino al livello del rumore di fondo. Poiché l'acquisizione di un'immagine in HI-Mode poggia sulla ricezione di segnali deboli, è

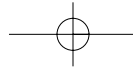
indispensabile che la sonda a banda larga separi adeguatamente la frequenza fondamentale dalla seconda armonica, al fine di evitare una sovrapposizione di segnale che degraderebbe significativamente l'immagine. Purtroppo, per comprimere le bande di frequenza in trasmissione e ricezione dentro la curva di risposta del trasduttore, può diventare necessario comprimere una o entrambe le bande nella porzione di curva in cui l'efficienza del trasduttore è bassa. Naturalmente, gli echi in seconda armonica possono essere amplificati, ma con essi viene amplificato anche il rumore di fondo, per cui alcuni segnali amplificati verranno mascherati dal rumore. Fortunatamente, il rumore di fondo è meno accentuato nell'imaging armonico rispetto all'ecografia convenzionale. Pertanto, la risoluzione assiale e di contrasto sono peggiori in HI-Mode, mentre la risoluzione laterale è simile a quella in B-Mode.

**Applicazioni dell'imaging armonico.** L'imaging in seconda armonica ha notevolmente migliorato la qualità dell'immagine in diversi settori di applicazione clinica<sup>(10)</sup>. In cardiologia, dove è obiettivamente difficile ottenere un'immagine di qualità, l'imaging armonico migliora la definizione delle cavità e dei margini della parete ventricolare (Fig. 11, 12). Nelle comuni applicazioni di diagnostica addominale, l'imaging in seconda armonica consente di definire con maggior precisione le lesioni epatiche secondarie e delimitare gli aloni perilesionali, permette uno studio più accurato della vena porta, della colecisti ed in particolare del colletto della colecisti (Fig. 13). Nelle patologie nefrologiche più ricorrenti, l'imaging in HI-Mode facilita la caratterizzazione strutturale delle masse surrenaliche (Fig. 14), della malattia policistica acquisita dell'adulto (Fig. 15), delle cisti renali complesse (Fig. 16) e delle cisti complicate (Fig. 17), del tumore (Fig. 18) e delle pielonefriti focali (Fig. 19) e spesso consente di evitare il ricorso a tecniche più costose ed invasive. L'imaging in HI-Mode è particolarmente utile nella valutazione delle lesioni del retroperitoneo (Fig. 20), della litiasi reno-ureterale (Fig. 21) e delle lesioni parietali della vescica (Fig. 22, 23), ed in ostetricia, è molto usato per la valutazione delle strutture intracraniche e cardiache del feto. In ginecologia, l'imaging in seconda armonica può competere con le capacità risolutive delle sonde endovaginali nella diagnosi di certe lesioni ovariche o annessiali (Fig. 24, 25).

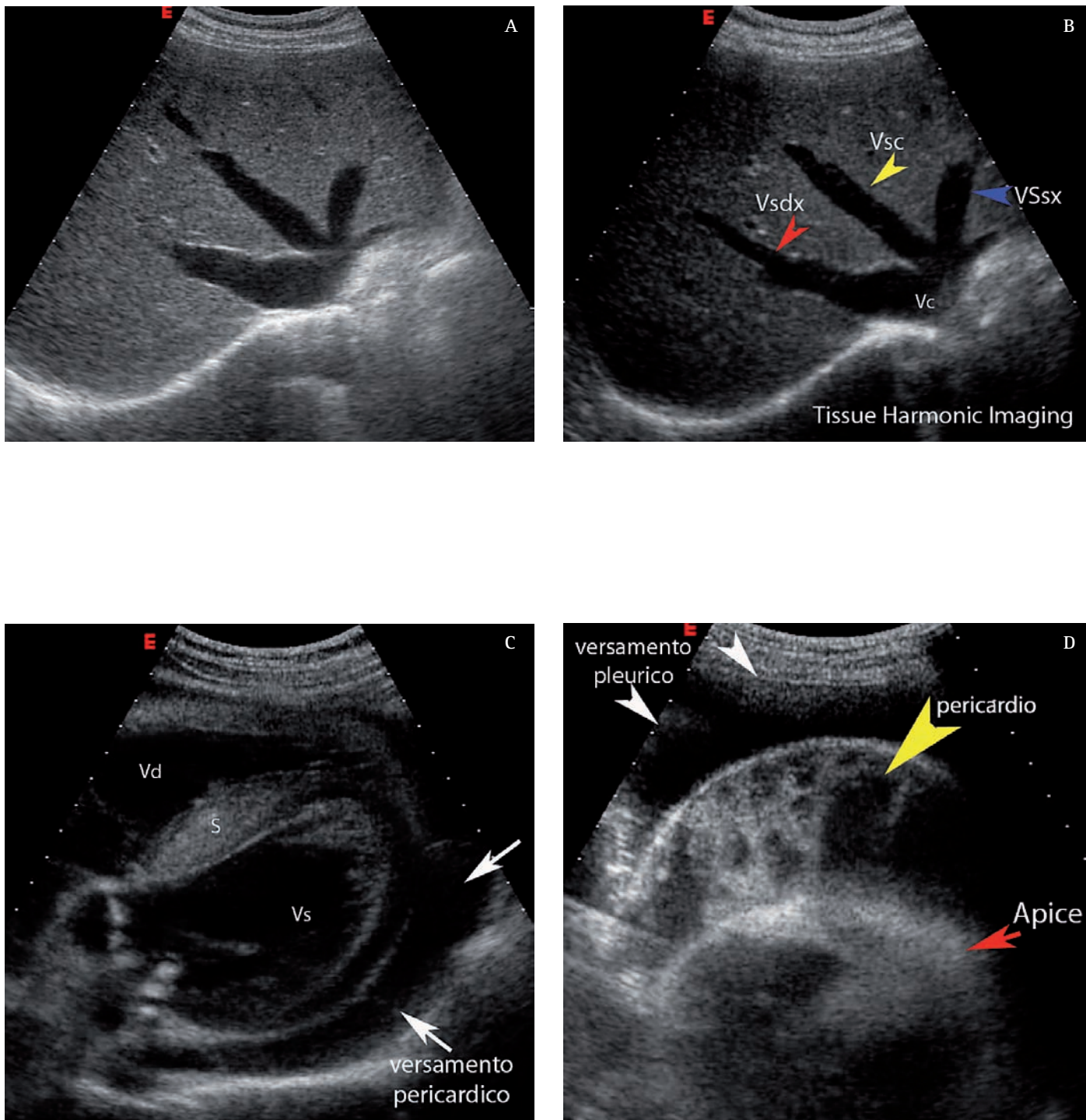
In conclusione, l'imaging in HI-Mode non aumenta la profondità del campo di esplorazione ma consente di acquisire un'immagine chiara, con margini ben definiti e con pochi artefatti delle strutture situate ad una profondità intermedia del campo sonoro ed in genere poco esplorabili con l'ecografia B-Mode convenzionale nei soggetti obesi e difficili.



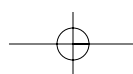




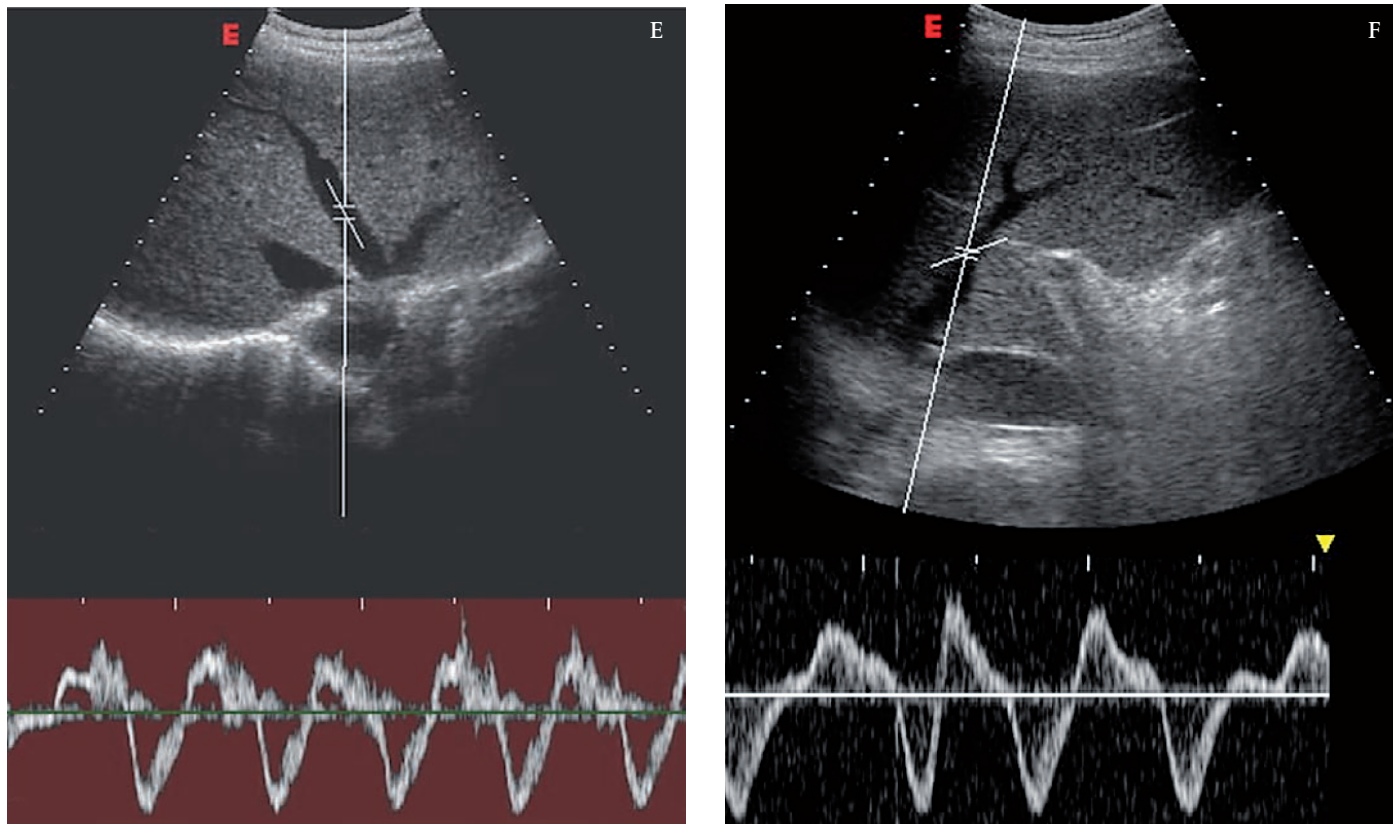
Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia



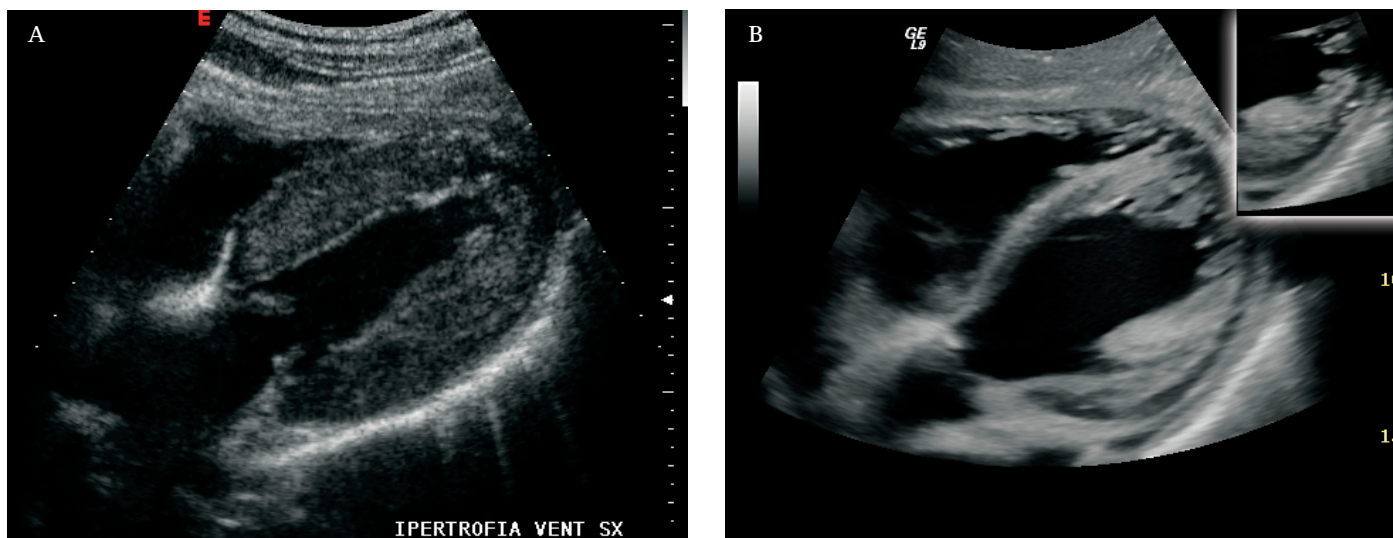
**Fig. 11.** PLEUROPERICARDITE FIBRINOSA. Scansione convenzionale (A) e scansione in seconda armonica (B) sulla confluenza delle vene sovraepatiche in vena cava inferiore (A). Scansione *long-axis* subxifoidea del cuore (C) e scansione obliqua intercostale sulla linea medioascellare posteriore sull'apice sinistro del cuore (D). Entrambe le immagini sono state acquisite in seconda armonica. Il paziente, in MHD, lamentava affaticamento, febbre e dolore precordiale atipico con VES elevata. In ecografia era evidente un quadro di pleuropericardite fibrinosa con dilatazione della vena cava e delle vene sovraepatiche da sovraccarico destro. Freccie bianche lunghe: versamento pericardio. Vs = ventricolo sinistro; Vd = ventricolo destro; S = setto interventricolare; Vc = Vena cava inferiore. Vsd, Vsc, Vssx = vene sovraepatiche destra, centrale e sinistra.



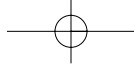




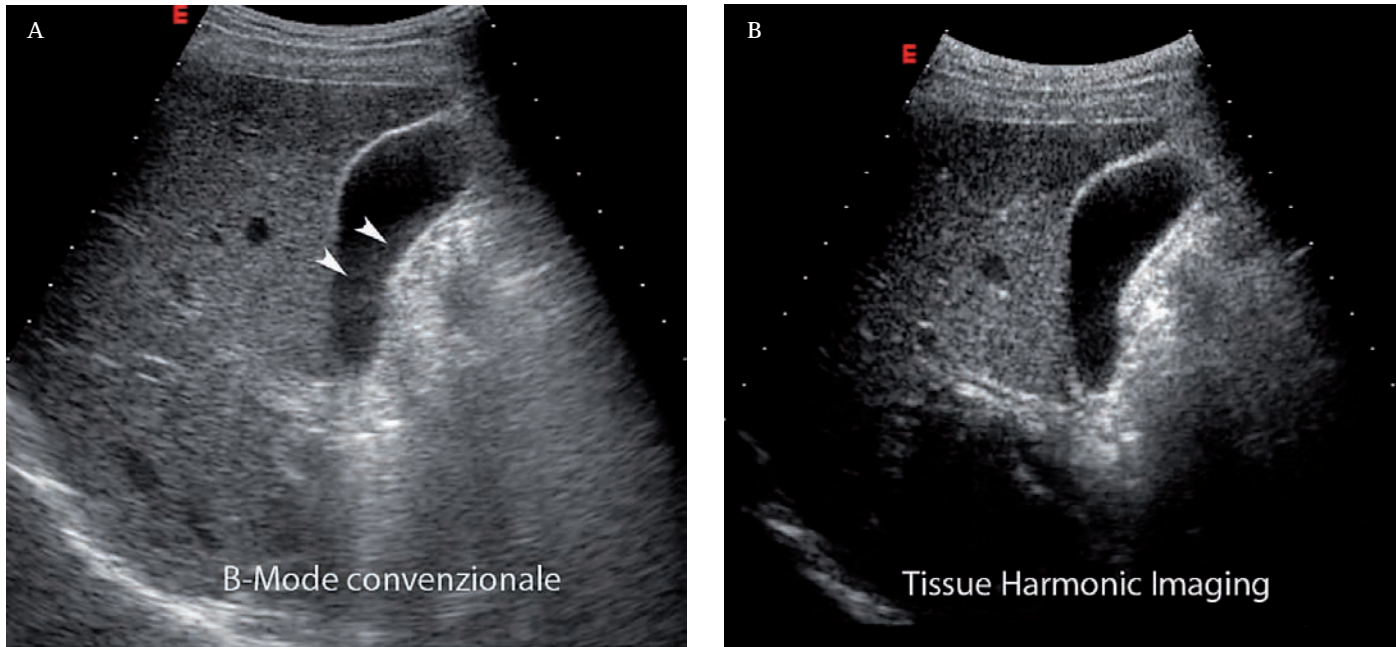
**Fig. 11e, f.** PLEUROPERICARDITE FIBRINOSA. CASO PRECEDENTE. Segni di sovraccarico destro da versamento pericardico. L'immagine acquisita in B-Mode convenzionale sulla confluenza delle vene sovraepatiche è molto più ricca e strutturata rispetto all'immagine acquisita in seconda armonica. Le immagini (E ed F) mostrano l'ectasia delle vene sovraepatiche ed il velocitogramma registrato nella sovraepatica media (E) e nella sovraepatica destra (F).



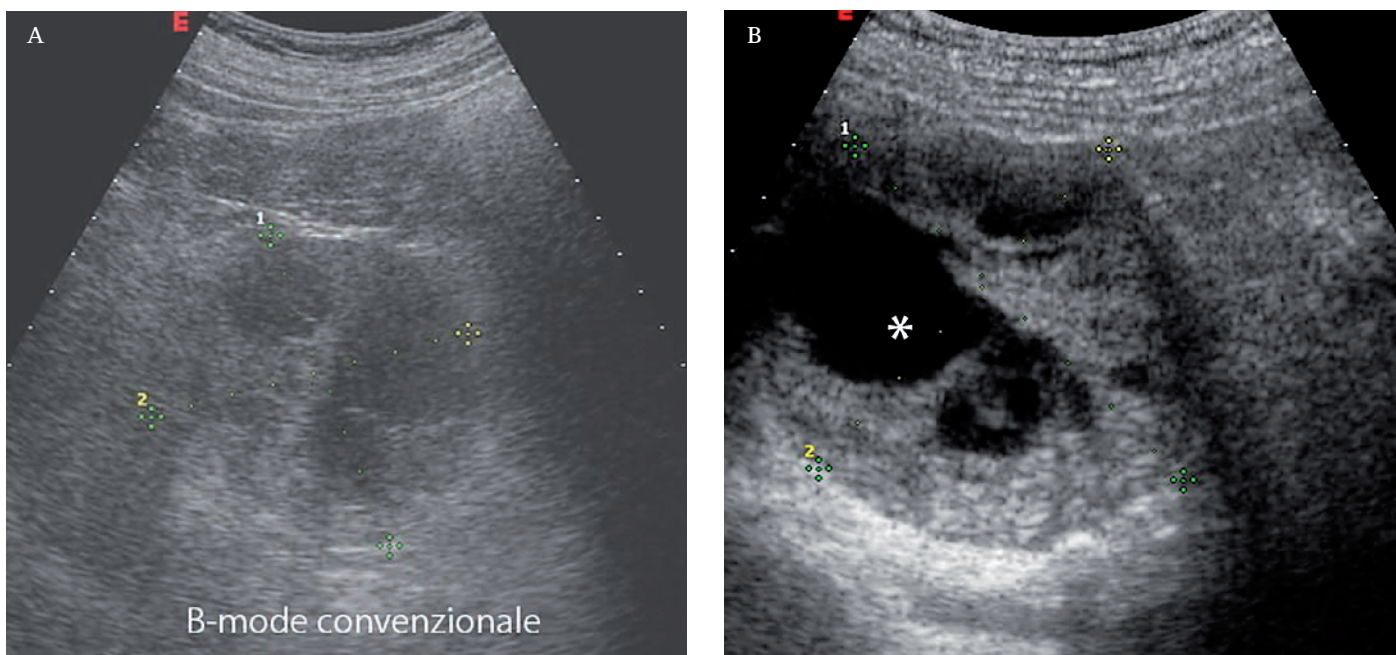
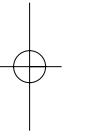
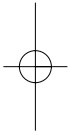
**Fig. 12.** SCANSIONE *LONG-AXIS* SUBXIFOIDEA IN SECONDA ARMONICA. L'immagine (A) mostra un'ipertrofia concentrica del ventricolo sinistro in paziente con ipertensione renovascolare da lunga data. L'immagine (B) propone un quadro di pericardite associata a modesta dilatazione del ventricolo sinistro. In entrambi i casi l'imaging in HI-Mode delinea chiaramente sia i margini della cavità sia il profilo esterno del ventricolo sinistro.



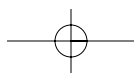
Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia



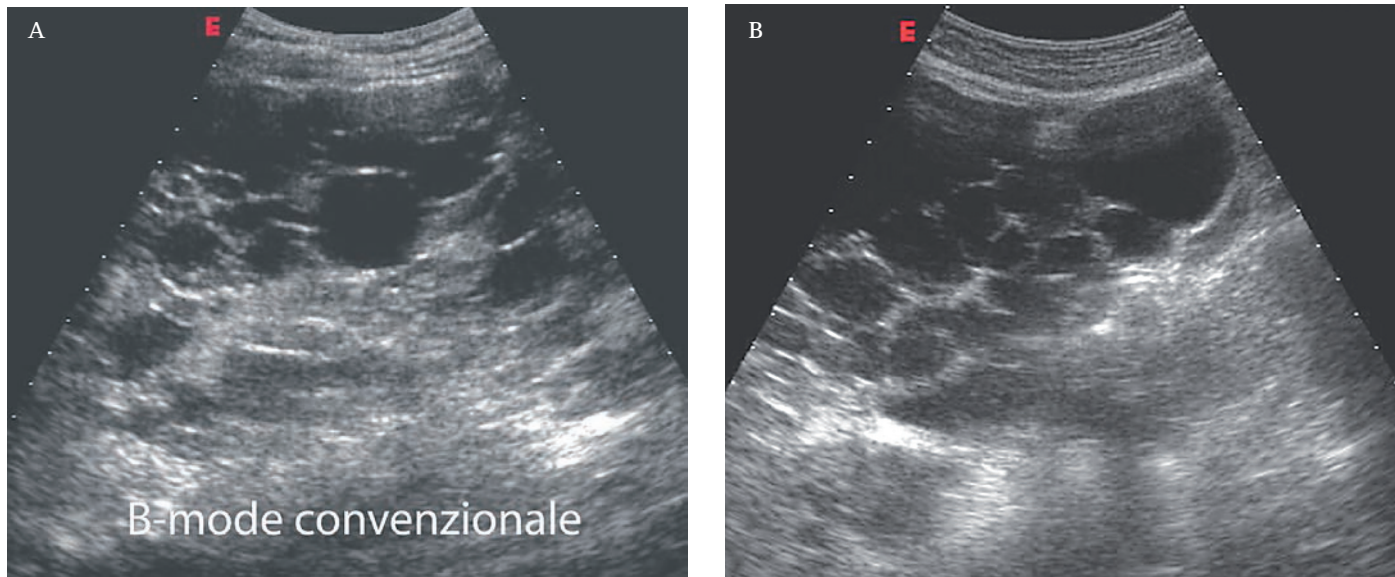
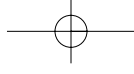
**Fig. 13.** SCANSIONE LONGITUDINALE INTERCOSTALE SULLA COLECISTI. L'immagine B-Mode convenzionale (A) mostra a livello del collo e della regione infundibulare una lieve ecogenicità che simula la presenza di bile densa. Questa "sabbiosità", riferibile ad un artefatto da lobo laterale, scompare nell'immagine in seconda armonica (B) e l'infundibulo appare libero da concrezioni o sabbia biliare.



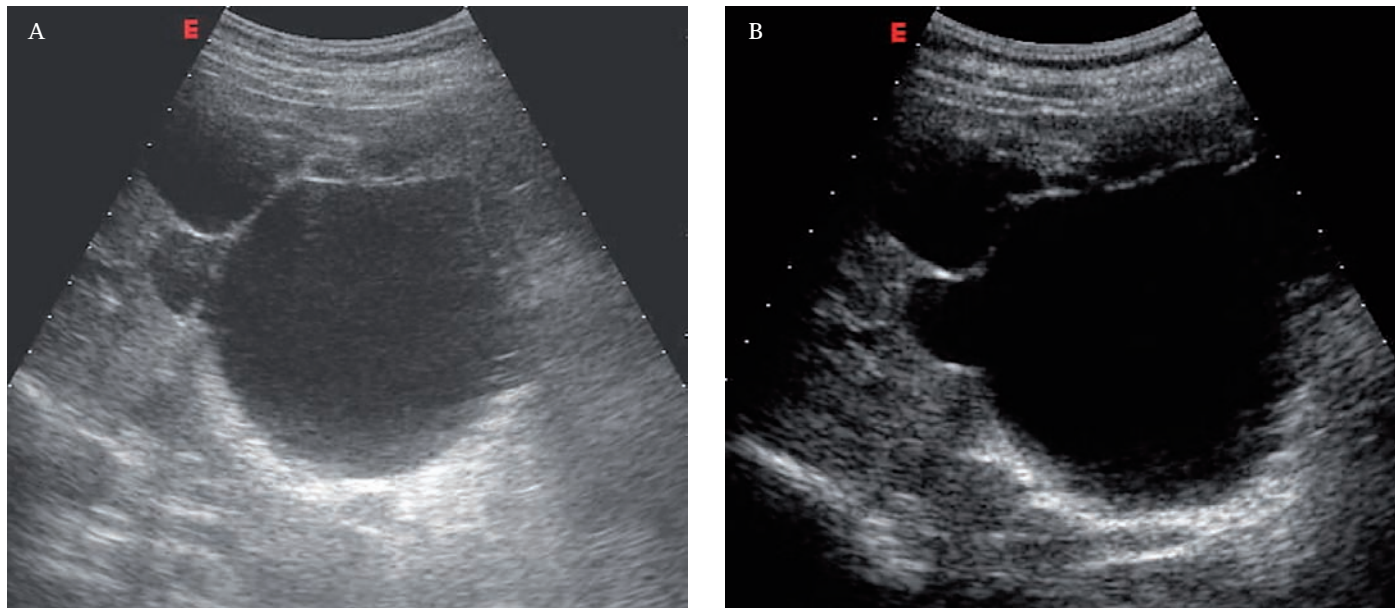
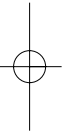
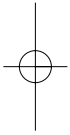
**Fig. 14.** FEOCROMOCITOMA. Scansione obliqua ascendente nella regione dell'ipocondrio sinistro. Giovane donna di 38 anni con crisi ipertensive accompagnate da sintomi neurovegetativi (nausea, flash cutanei, tachicardia, vomito). L'immagine B-Mode convenzionale (A) evidenzia una massa complessa di circa 77 x 70 mm, con aree strutturate ed aree anecogene in sede surrenalica sinistra, mal delimitata nel retroperitoneo. L'immagine in seconda armonica (B), modestamente amplificata rispetto alla precedente, mostra con maggior ricchezza di dettagli la natura complessa della lesione e delinea la presenza di lacune anecogene contestuali legate a fenomeni involutivi. Pur in assenza di chiari riferimenti anatomici nel retroperitoneo e nella retrocavità degli epiploon, lo THI tende a delimitare più chiaramente i margini della lesione. Notare la demarcazione delle strutture di parete.



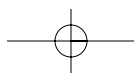


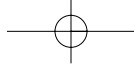


**Fig. 15.** MALATTIA POLICISTICA AUTOSOMICA DOMINANTE. Scansione coronale sul rene destro in B-Mode convenzionale (A) e in HI-Mode (B). L'immagine in HI-Mode è più povera di informazioni, ma le pareti ed il contenuto delle cisti e complessivamente i margini del rene appaiono più netti, demarcati e puliti. Non sono evidenti in questo caso cisti complicate o concrezioni litiasiche nelle vie escrettrici.

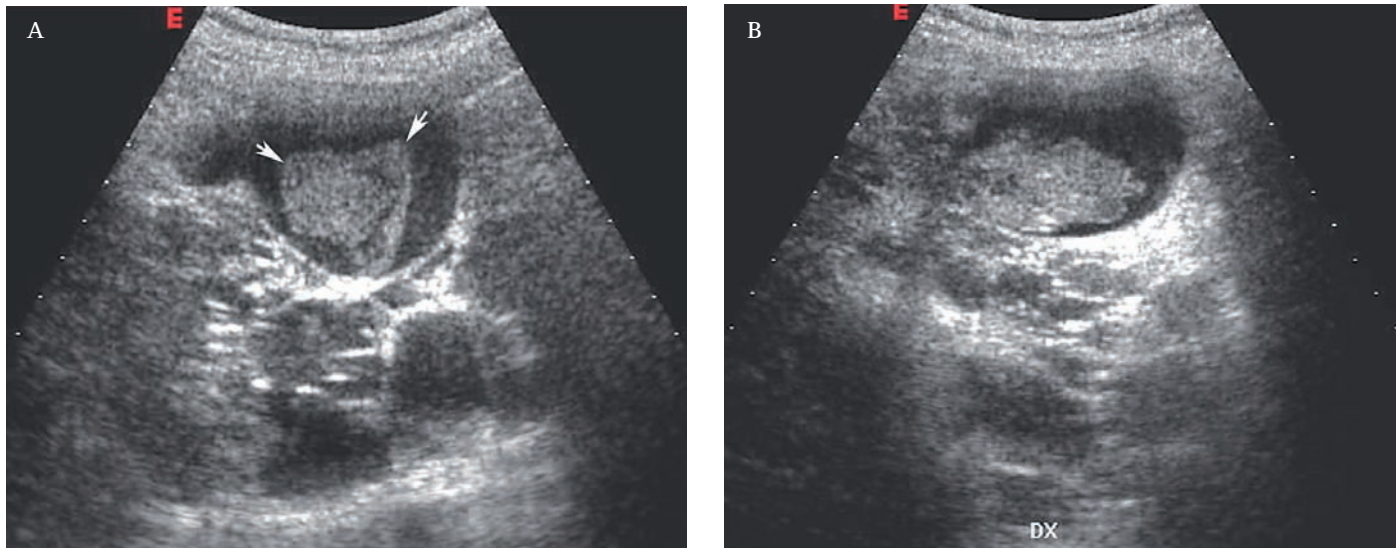


**Fig. 16.** CISTI COMPLESSA. Scansione trasversale sull'ilo renale destro. Cisti complessa, multiloculata, con  $\emptyset$  massimo di circa 7 cm. A ridosso della cisti di maggior diametro sono evidenti cisti più piccole. I setti sono meno evidenti in HI-Mode; ma le pareti della cisti appaiono nettamente più definite ed il contenuto chiaramente anecogeno e libero da artefatti. L'immagine B-Mode convenzionale (A) appare più ricca rispetto all'immagine in HI-Mode (B). Da notare nell'immagine in HI-Mode, la netta riduzione del rinforzo di parete posteriore e delle riverberazioni che conferiscono invece all'immagine convenzionale un aspetto granulare e "sporco".

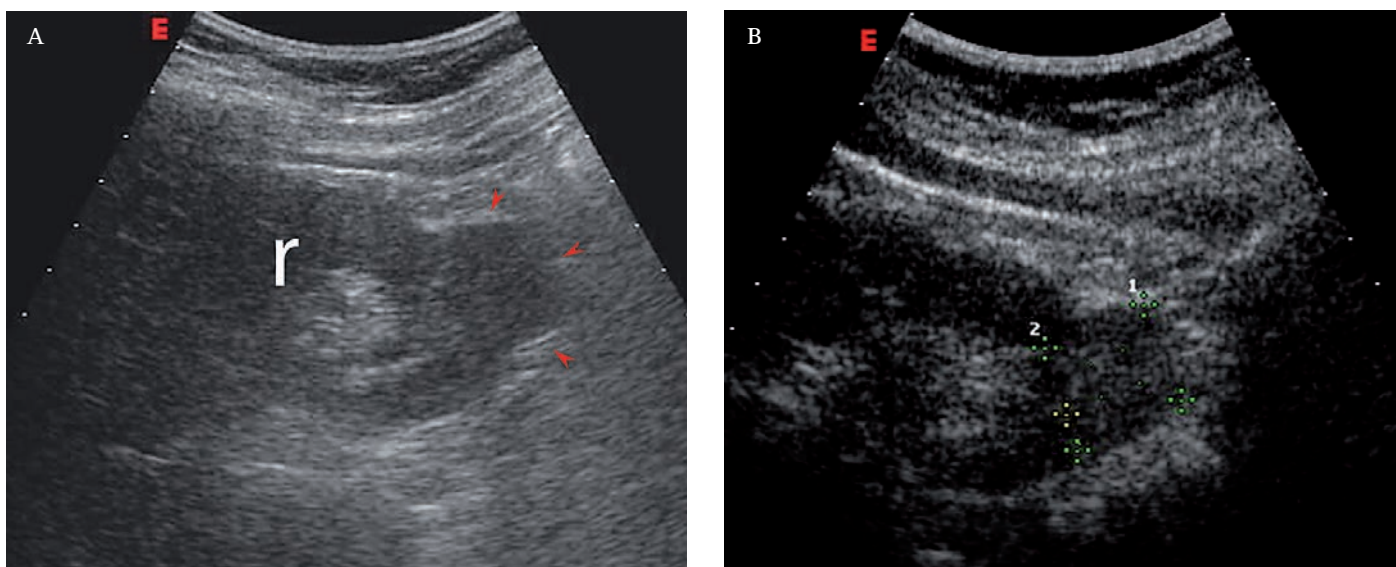
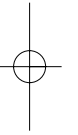
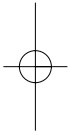




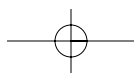
Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia



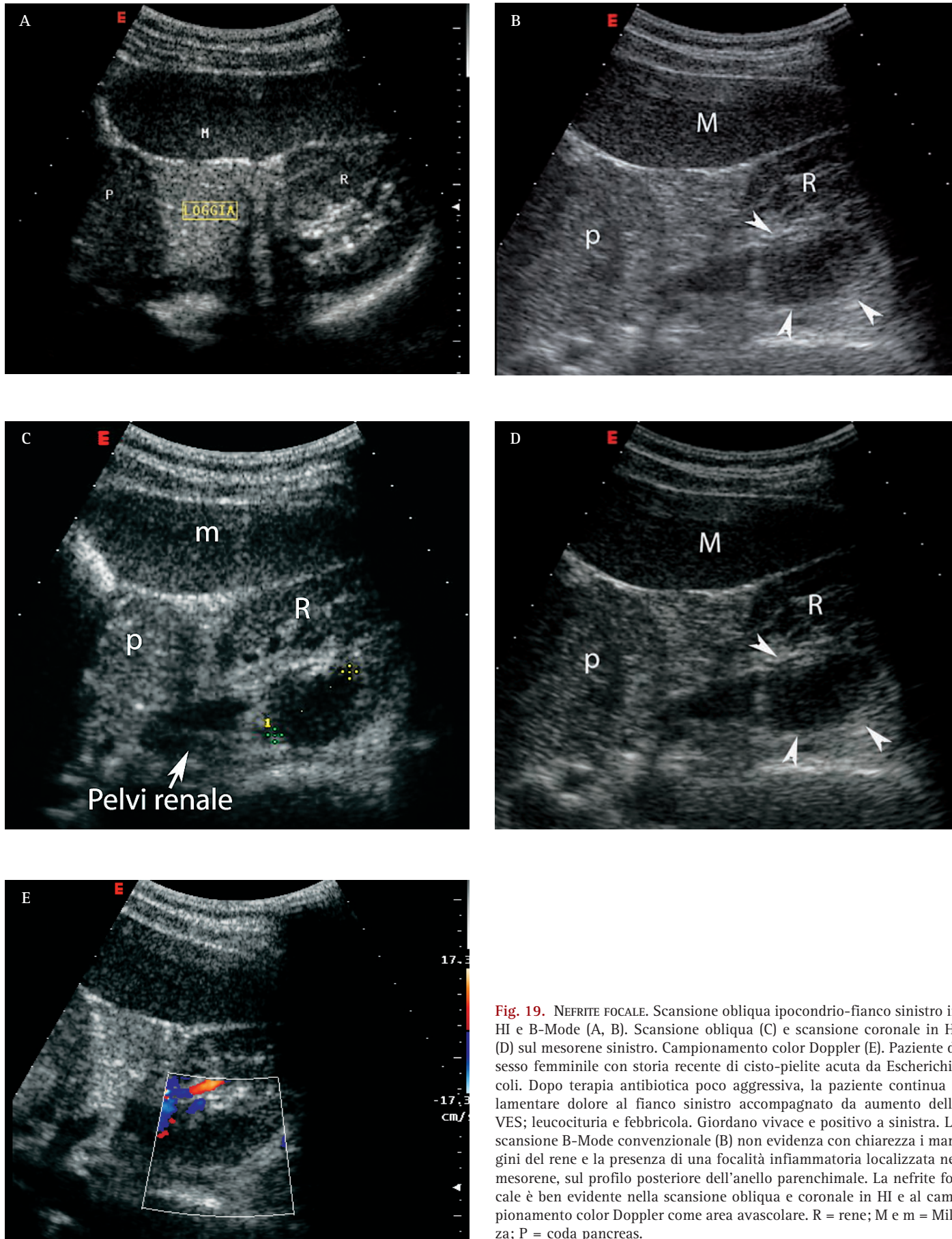
**Fig. 17. CISTI COMPLICATA.** Scansione trasversale sul fianco destro in HI-Mode. Paziente affetto da ADPKD. Recente episodio di dolore violento al fianco destro, ematuria grossolana con espulsione di coaguli. Nel contesto della massiva degenerazione cistica è evidente una cisti con una vegetazione finemente iperecogena e strutturata (A), a tratti disomogenea per presenza di piccole lacune anecogene, adesa alla parete e frammista a materiale corpuscolato (B). La lesione complessa ha i caratteri strutturali di una cisti complicata. La mancanza di segnale Doppler nel contesto della vegetazione endocistica e la mancata perfusione dopo infusione di MdC depongono per la natura degenerativa della cisti. I dati morfostrutturali e funzionali sono stati confermati dalla TC con contrasto.



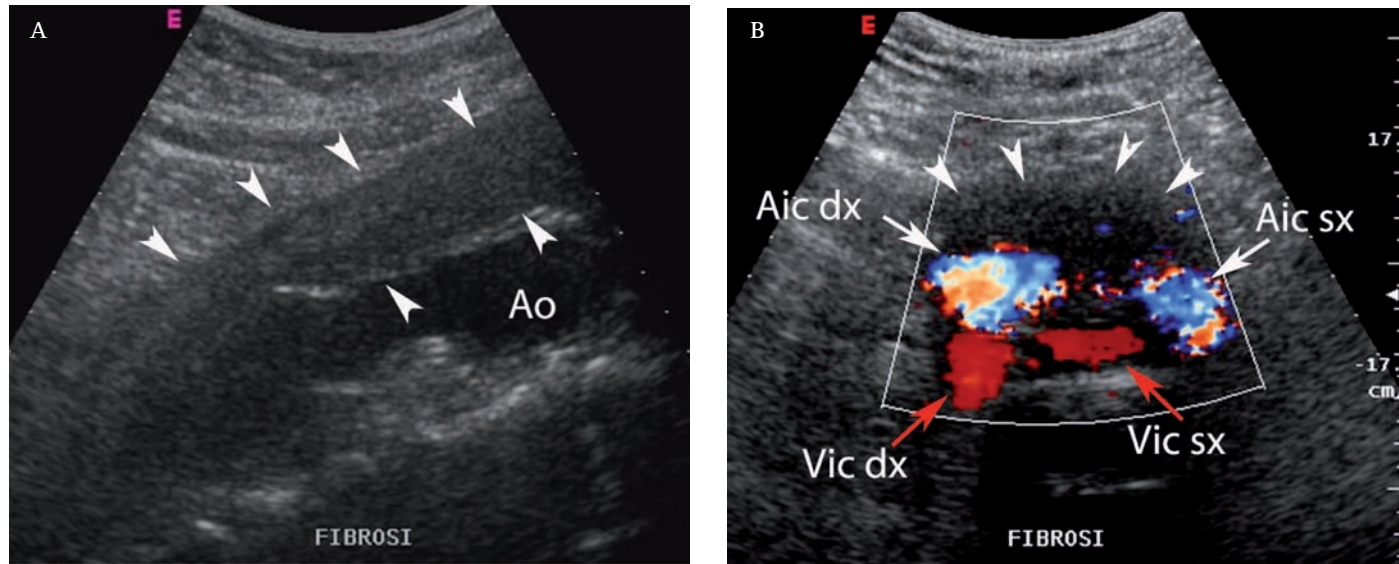
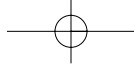
**Fig. 18. ETROPLASIA RENALE.** Scansione coronale sul rene sinistro. A livello del polo inferiore è presente una vegetazione nodulare esofitica di 30x28 mm (testa freccia rossa), ben marginata, disomogenea rispetto al parenchima sano e da riferire ad eteroplasia (*small cancer*). L'immagine B-Mode convenzionale (A) appare più ricca di informazioni, ma l'immagine in HI-Mode (B), più povera e grossolana, mostra chiaramente i profili netti e demarcati del tumore rispetto al tessuto perirenale. In questo caso l'immagine convenzionale è già ben chiara e l'immagine in seconda armonica aggiunge solo informazioni marginali. r = rene.



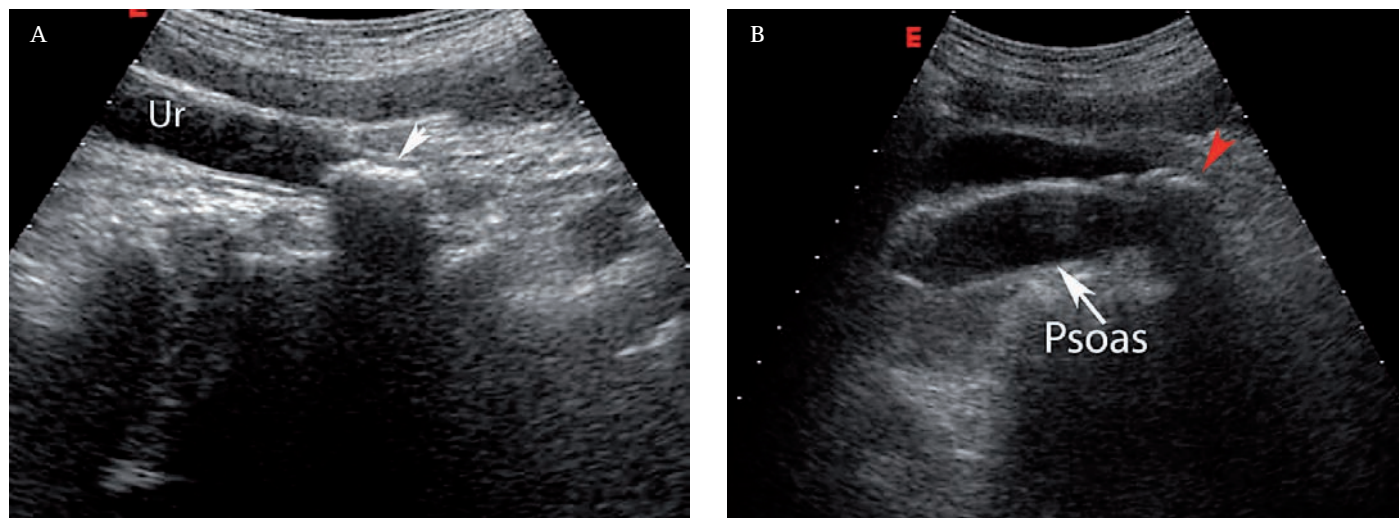
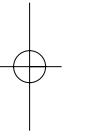
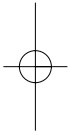




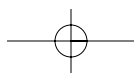
**Fig. 19. NEFRITE FOCALE.** Scansione obliqua ipocondrio-fianco sinistro in HI e B-Mode (A, B). Scansione obliqua (C) e scansione coronale in HI (D) sul mesorene sinistro. Campionamento color Doppler (E). Paziente di sesso femminile con storia recente di cisto-pielite acuta da *Escherichia coli*. Dopo terapia antibiotica poco aggressiva, la paziente continua a lamentare dolore al fianco sinistro accompagnato da aumento della VES; leucocituria e febbricola. Giordano vivace e positivo a sinistra. La scansione B-Mode convenzionale (B) non evidenzia con chiarezza i margini del rene e la presenza di una focalità infiammatoria localizzata nel mesorene, sul profilo posteriore dell'anello parenchimale. La nefrite focale è ben evidente nella scansione obliqua e coronale in HI e al campionamento color Doppler come area avascolare. R = rene; M e m = Milza; P = coda pancreas.



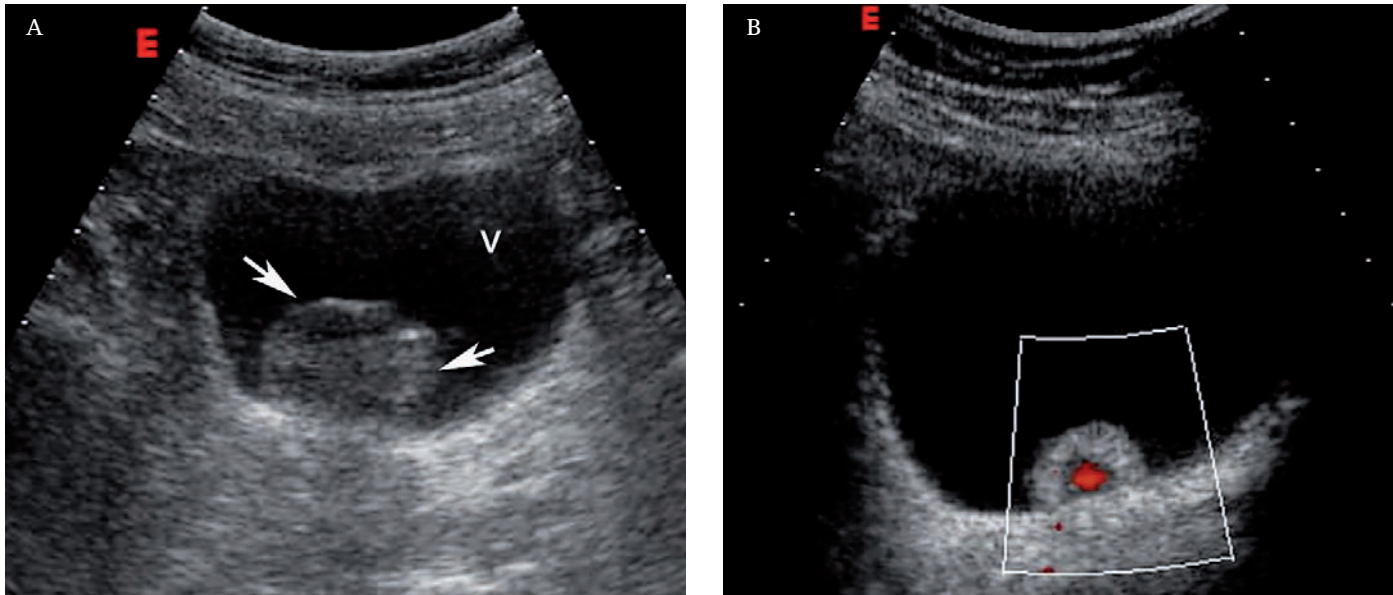
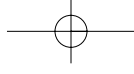
**Fig. 20. FIBROSI RETROPERITONEALE.** Scansione longitudinale (A) e trasversale (B) sull'aorta lombare in HI-Mode. Paziente di 58 aa, di sesso maschile, con storia clinica di dolori persistenti in regione lombare. Recente aumento della sCr (2,2 mg/dL) ed evidenza di idronefrosi bilaterale, più evidente a sinistra. Nella scansione longitudinale, l'aorta lombare è circondata sul profilo anteriore e posteriore da una grossolana ganga ipoecogena. L'intima e la parete aortica appaiono nettamente irregolari per presenza di multiple placche atero-calcifiche. In scansione trasversale la placca ipoecogena circonda ed ingloba sia il carrefour aortico con il tratto iniziale delle arterie iliache comuni (Aic), sia la confluenza delle vene iliache (Vic) in vena cava. Non è presente trombosi venosa. L'aliasing presente nelle Aic dipende dai bassi livelli del PRF impostati per campionare il flusso venoso nelle vene iliache. Diagnosi clinico-ecografica: fibrosi retroperitoneale. Ao = aorta.



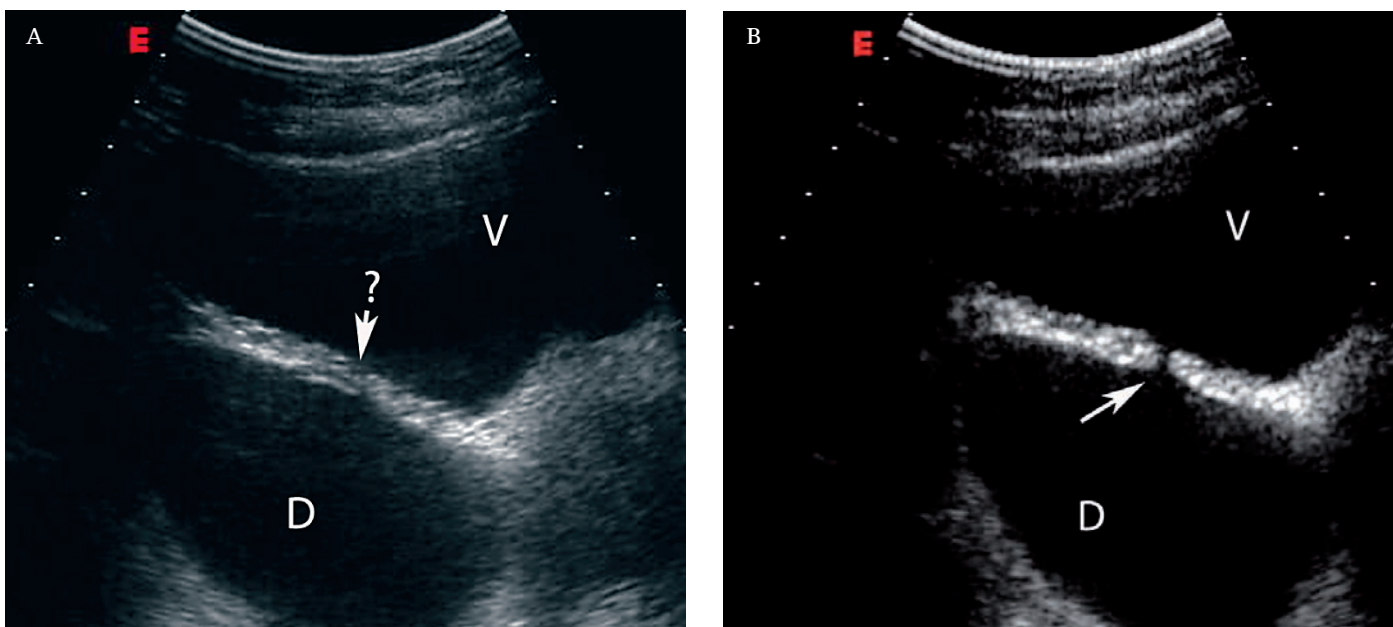
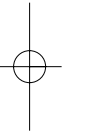
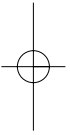
**Fig. 21. LITIASI URETERALE.** Scansione longitudinale lungo l'ileopsoas di sinistra con sonda inclinata verso il piano dell'aorta. L'immagine in HI-Mode (A) mostra una ectasia diffusa e marcata del tratto medio-superiore dell'uretere sinistro che si arresta a livello del terzo medio-inferiore in corrispondenza di una grossolana concrezione litiasica. Il paziente trattato con ESWL aveva lamentato una recente colica reno- ureterale sinistra. Il controllo (B) evidenziava frammentazione multipla del calcolo, ancora incuneato al livello della cross iliaca. Ur = uretere.



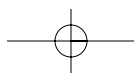


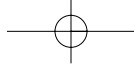


**Fig. 22. PAPILOMA VESCICALE.** Scansione trasversale in B-Mode (A) e HI-Mode con color Doppler (B) sulla vescica. Paziente di sesso maschile con ematuria grossolana occasionale. La scansione B-Mode convenzionale (A) evidenzia una grossolana vegetazione papillare con margini e profili meno chiari e definiti rispetto alla formazione papillare evidente in HI-Mode. Nell'immagine in HI-Mode e color Doppler, il papilloma, nonostante il piccolo volume dell'oggetto, mostra la presenza di un asse vascolare centrale.

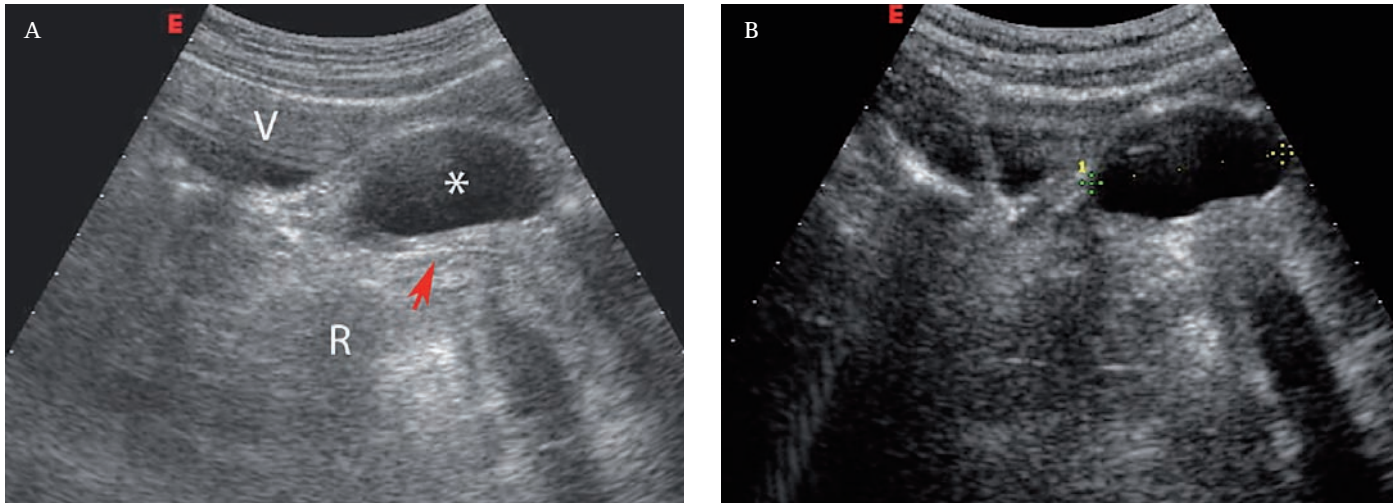


**Fig. 23. DIVERTICOLO VESCICALE.** Scansione obliqua sulla parete vescicale destra in B-Mode convenzionale (A) e in HI-Mode (B). Nella scansione tradizionale, il colletto del diverticolo basale posteriore è scarsamente definito, mentre si delinea con chiarezza nella scansione in HI-Mode. V = vescica; D = diverticolo.

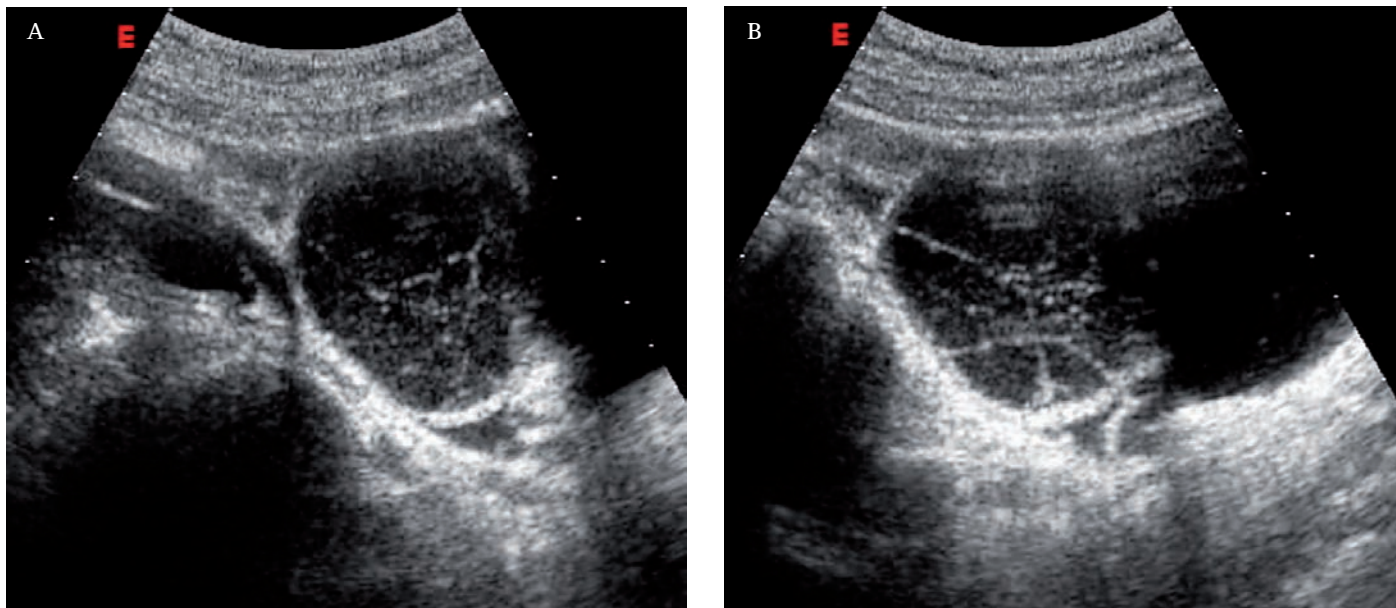
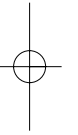
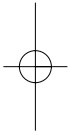




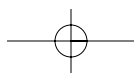
Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia



**Fig. 24.** CISTI SEMPLICE DISONTOGENICA DELLA PARETE VAGINALE ANTERIORE. Giovane donna, asintomatica. Scansione sagittale sullo scavo pelvico con vescica scarsamente repleta in B-Mode convenzionale (A) e in HI-Mode (B). Nell'immagine in seconda armonica le pareti della vescica e la parete anteriore della vagina risultano nettamente delineate. La cisti (\*) di  $\emptyset$  massimo 41 x 23 mm mostra margini netti e definiti. Il contenuto è anecogeno e le pareti senza vegetazioni. Questo depone per una cisti semplice senza segni di flogosi attuale o pregressa. V = vescica; R = ampolla rettale. Freccia = lume vaginale.



**Fig. 25.** CISTI COMPLESSA EMORRAGICA. Scansione obliqua (A) e trasversale (B) sulla regione annessiale destra in HI-Mode. Vescica ben distesa e repleta. Giovane donna, di 28 anni, con storia di dolori pelvici perimestruali, accompagnati da un imponente corredo neurovegetativo (nausea, ipotensione, vomito, ileo paralitico) associati ad irregolarità del ciclo. L'immagine evidenzia una massa complessa di circa 45 x 47 mm, con sepiementazioni (setti fibrinosi) ed aree ipoecogene ripiene di materiale finemente corpuscolato come da recente emorragia in fase di organizzazione. I margini sono netti e definiti. Cisti complessa emorragica da endometriosi ovarica.





## Nuovi algoritmi di scansione ed acquisizione dell'immagine

La flessibilità del *beamformer* digitale ha permesso di sviluppare una grande varietà di tecniche di scansione e di acquisizione dell'immagine che rispondono, a seconda dei casi, a criteri di contenimento dei costi o di miglioramento della qualità, indipendentemente dai costi. Di seguito saranno descritti brevemente algoritmi di scansione e di acquisizione dell'immagine che nei capitolati di spesa vengono indicati fra le *performances* più o meno esclusive dei sistemi che andremo ad acquistare.

**Apertura sintetica.** È una tecnica di scansione nata per ridurre i costi delle apparecchiature digitali, mantenendo inalterato il processo di acquisizione dell'immagine. Sappiamo che la risoluzione laterale di un'apparecchiatura è tanto più elevata quanto maggiore è il numero dei cristalli e, di conseguenza, dei canali di trasmissione e ricezione. Una sonda lineare ha comunemente una filiera di 256 elementi attivi, ciascuno dei quali può singolarmente costituire un canale di trasmissione. È altrettanto chiaro che per mantenere attivi 256 canali di trasmissione in un *beamformer* digitale il costo della tecnologia è piuttosto elevato. L'apertura sintetica ha l'obiettivo di ridurre a metà il numero dei canali attivi inviando in trasmissione due sequenze diverse di impulsi, ciascuna delle quali è in grado di eccitare 128 elementi (Fig. 26)<sup>(6,7)</sup>. Il segnale che ritorna da ciascuna linea di scansione non viene rappresentato ma memorizzato e rallentato fintanto che non viene acquisita l'informazione del secondo treno di impulsi. A questo punto i due treni di segnali vengono sommati ed inviati alla processazione successiva.

**Beamformers multipli.** Questa tecnica di scansione ha una filosofia completamente diversa rispetto alla precedente e poggia sull'uso di più *beamformer*<sup>(13)</sup>. È stato più volte ricordato che la collimazione del fascio US in trasmissione ed in ricezione diviene massima se ciascun elemento attivo del trasduttore forma con il *beamformer* un canale di trasmissione unico. La disponibilità di più *beamformers* consente di assegnare a ciascuno di essi il controllo in trasmissione di un gruppo di elementi attivi (fino a quattro) e di focalizzare in ricezione segnali eco provenienti da più linee di scansione (fino a quattro). Il risultato finale è che il fascio US lanciato nei tessuti può essere considerato come la somma di tanti piccoli fasci paralleli, ciascuno dei quali è governato da un singolo *beamformer* e contribuisce all'immagine con una o più linee di scansione (Fig. 27). Al di là dei costi economici

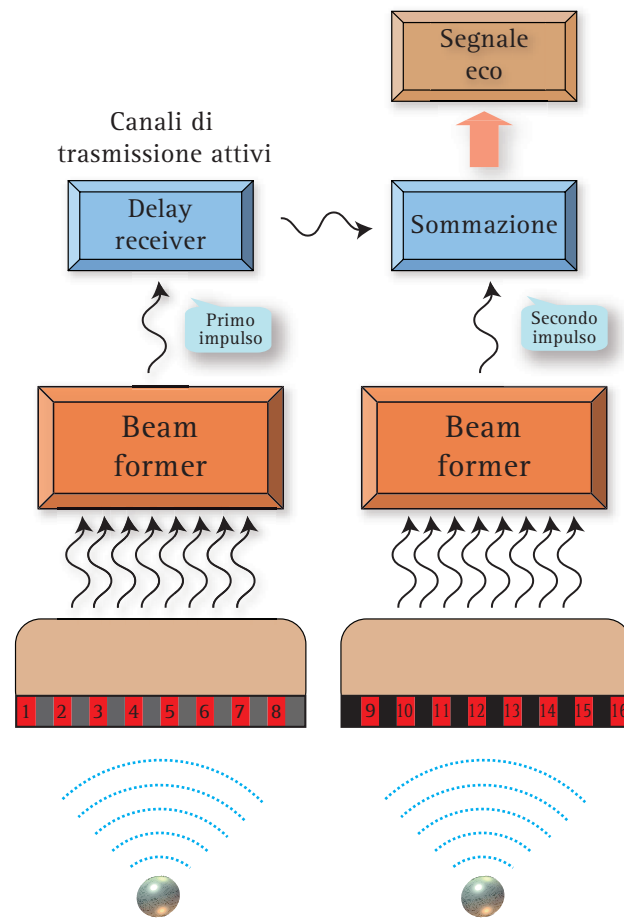
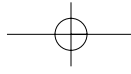


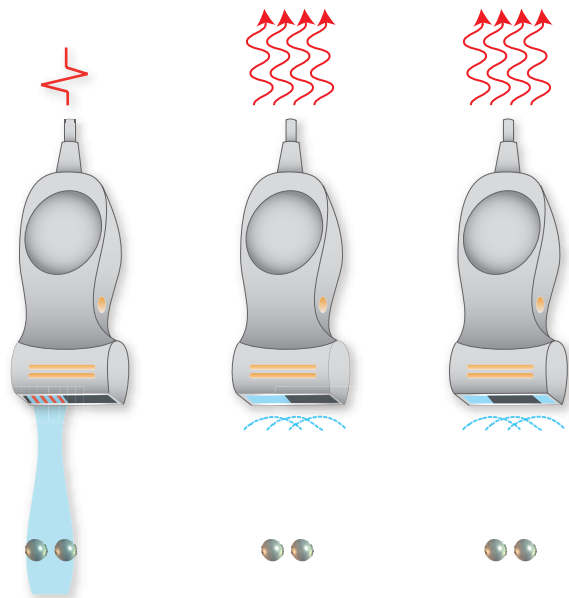
Fig. 26. APERTURA SINTETICA. L'apertura sintetica ha l'obiettivo di ridurre a metà il numero dei canali attivi inviando in trasmissione due sequenze diverse di impulsi, ciascuna delle quali è in grado di eccitare la metà degli elementi attivi che compongono il trasduttore. Il segnale che ritorna da ciascuna linea di scansione non viene rappresentato ma memorizzato e rallentato fintanto che non viene acquisita l'informazione del secondo treno di impulsi. A questo punto i due treni di segnali vengono sommati ed inviati alla processazione successiva. Nel diagramma la filiera di cristalli rappresentata è di 16 elementi.

di queste apparecchiature, la possibilità di controllare più linee di scansione per ogni singolo impulso riduce il tempo necessario per l'acquisizione dell'immagine ed aumenta significativamente il *frame rate*. Al tempo stesso, la maggiore densità di linea migliora sicuramente la risoluzione laterale.

**Imaging coerente o coherent imaging formation.** Nell'*imaging* analogico per formare l'immagine ecografica vengono usate solo le informazioni del segnale RF che corrispondono all'eointensità del segnale. In realtà, come tutti i fenomeni periodici, anche il segnale RF può essere scomposto ed in esso è possibile considerare non solo le *variazioni in funzione dell'ampiezza*, ma anche le *variazioni in relazione al tempo o fase*. Nell'*imaging* convenzionale, pertanto, il segnale è sottocampionato per cui non prende mai in considerazione la fase. L'ima-



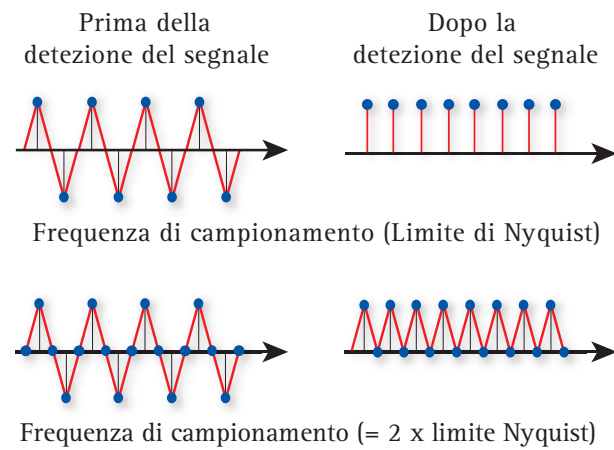
Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia



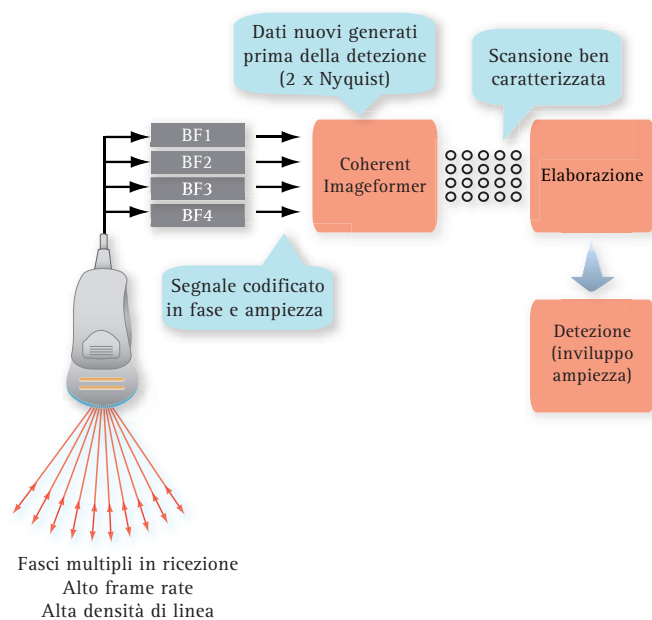
**Fig. 27. BEAMFORMERS MULTIPLI.** La disponibilità di più *beamformers* consente di agire su più linee di scansione (fino a quattro) per ogni singolo impulso. In fase di trasmissione il singolo *beamformer* governa un gruppo di elementi (fino a quattro). In ricezione ciascun singolo *beamformer* governa la focalizzazione dinamica dei segnali eco provenienti da più linee di scansione. Il risultato finale è che il fascio US che viene lanciato nei tessuti può essere considerato come la somma di tanti piccoli fasci paralleli, ciascuno dei quali è governato da un singolo *beamformer* e contribuisce all'immagine con una o più linee di scansione.

ging coerente evita questo sottocampionamento prendendo in considerazione entrambe le informazioni dopo la rettificazione del segnale di RF (**Fig. 28**). Questo algoritmo è stato presentato per la prima volta da Acuson-Siemens nello strumento Sequoia, sfruttando *beamformers* multipli ed interponendo fra ricevitore e *beamformer* un dispositivo detto *coherent imageformer* capace di integrare lo sfasamento dei segnali in funzione del tempo di arrivo e di codificare, oltre che l'ampiezza, anche la fase del segnale (**Fig. 29**).

Il risultato è che un segnale più accurato o coerente per fase ed ampiezza raggiunge il ricevitore per il *pre-processing*, l'amplificazione e la compressione logaritmica<sup>(13, 14)</sup>. Questo ha per conseguenza un miglioramento della risoluzione laterale e di contrasto dell'immagine. Peraltro, la disponibilità di un elevato numero di *beamformers* e l'uso di amplificatori a basso rumore hanno consentito in questa apparecchiatura di migliorare il *range* dinamico del ricevitore sino a 100-120 dB. Lo sviluppo dell'analisi di fase e ampiezza per la formazione dell'immagine rappresenta effettivamente una soluzione a diversi problemi. In primo luogo, elimina la perdita d'informazioni derivante dal sottocampionamento prima dell'amplificazione. In secondo luogo, elimina in ricezione la distorsione geometrica che deriva dall'acquisizione simultanea del segnale lungo più linee di scansione. L'u-

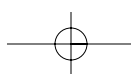


**Fig. 28. IMAGING COERENTE.** Per evitare un sottocampionamento, il segnale di RF può essere campionato considerando due parametri cioè l'ampiezza e la fase.



**Fig. 29. IMAGING COERENTE.** Da un punto di vista tecnologico, nelle apparecchiature che sfruttano questo algoritmo, fra ricevitore e *beamformer* viene interposto un dispositivo (*coherent imageformer*) capace di integrare lo sfasamento dei segnali in funzione del tempo di arrivo e di codificare, oltre che l'ampiezza, anche la fase del segnale. Il risultato è che un segnale più accurato, detto coerente, raggiunge il ricevitore per il *pre-processing*, l'amplificazione e la compressione logaritmica.

so di *beamformers* multipli, infatti, introduce in ricezione una distorsione geometrica a causa della maggiore collimazione del fascio in fase di ricezione rispetto alla fase di trasmissione (**Fig. 30**). L'asimmetria geometrica fa sì che le linee di scansione non siano perfettamente allineate e rettilinee, cioè parallele all'asse di propagazione, ma abbiano un andamento curvilineo. Poiché la memorizzazione dei segnali eco nella matrice di memoria presume che le linee di scansione siano parallele, la distorsione geometrica delle linee di scansione degrada la ri-



soluzione spaziale e la composizione di un'immagine (Fig. 31). Il dispositivo di formazione dell'immagine coerente o *coherent imageformer* corregge la curvatura delle linee di scansione manipolando i dati campione di più linee adiacenti per formare un'unica linea retta (Fig. 32). Infine, fra i vantaggi dell'imaging coerente va ricordato che l'uso di più *beamformers* aumenta il *frame rate* e consente di agire con ergonomia sull'apertura elettronica del campo sonoro senza compromettere la risoluzione dell'immagine<sup>(13)</sup>.



Fig. 30. IMAGING COERENTE. L'uso di più *beamformers* introduce un artefatto da sottocampionamento causato dalla distorsione geometrica del fascio in ricezione. Questa deriva dal fatto che la collimazione dei fasci in ricezione è maggiore rispetto ai fasci trasmessi, per cui in ricezione i fasci non sono perfettamente allineati.

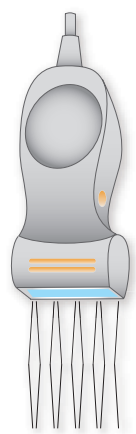


Fig. 31. IMAGING COERENTE. L'asimmetria geometrica fa in modo che la linea di scansione risultante non sia rettilinea e parallela all'asse di propagazione, ma curvilinea.

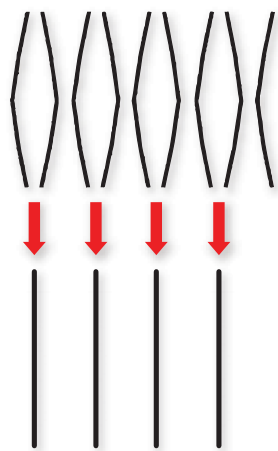


Fig. 32. IMAGING COERENTE. Il dispositivo di formazione dell'immagine coerente corregge la curvatura delle linee di scansione manipolando i dati campione di più linee adiacenti per formare un'unica linea retta.

### Imaging digitale con codifica delle sequenze US.

Questo algoritmo, introdotto dalla GE Ultrasound nella serie Logiq con il nome di *Digitally Encoded Ultrasound (DEU)*, prevede l'interposizione fra impulsatore e *beamformer* di un codificatore digitale o *digital encoder* (Fig. 33). La funzione di questo dispositivo è di dare all'impulso base un codice digitale e creare un codice binario di riferimento ad una sequenza di impulsi di uguale ampiezza che vengono inviati lungo ciascuna linea di scansione (Fig. 34)<sup>(15-17)</sup>. In ricezione, prima dell'amplificatore, un decodificatore o *decoder* digitale riconosce il codice del segnale base e tutta la sequenza di impulsi di ritorno che fanno riferimento al codice attribuito a questo segnale. Il risultato è un'amplificazione del segnale reale a scapito del rumore di fondo (*speckle*) con un marcato miglioramento del rapporto segnale/rumore (Fig. 35). È chiaro che la trasmissione di una sequenza di impulsi di durata anche superiore a 20 ms migliora la sensibilità, riduce la rappresentazione del rumore di fondo, ma tende a degradare la risoluzione assiale anche se il segnale viene manipolato matematicamente per comprimere l'impulso. Il risultato pratico è un rallentamento dei processi di acquisizione e dell'ergonomia globale del sistema. Questo algoritmo viene usato nell'imaging B-Mode per rappresentare il debole segnale che proviene dai tessuti più profondi, nell'*imaging B-Flow* per rappresentare il debole segnale che origina dalla componente corpuscolata del sangue, in HI-Mode per rappresentare il segnale in seconda armonica e, infine,

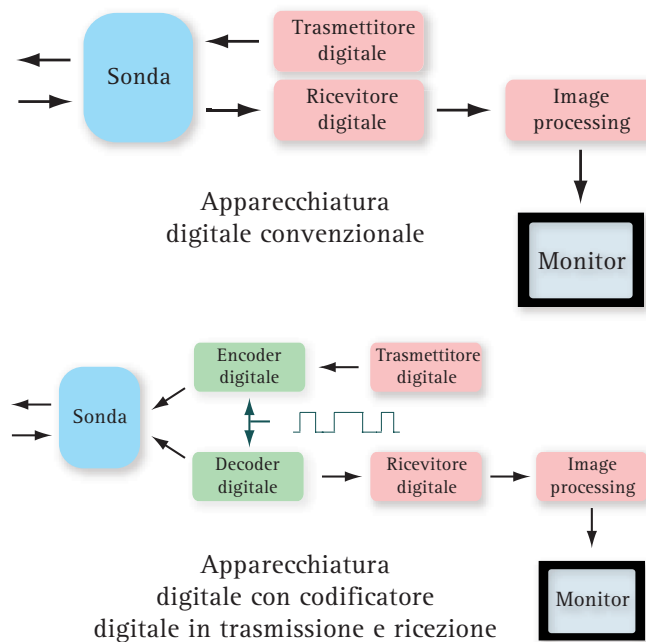
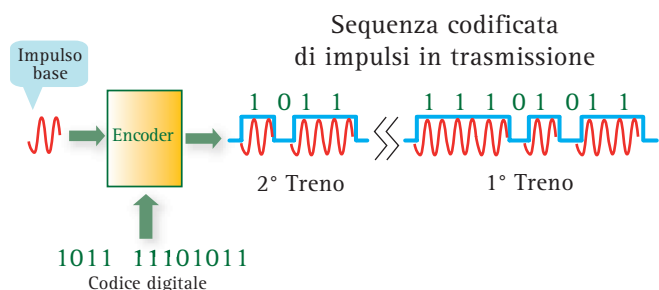
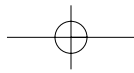
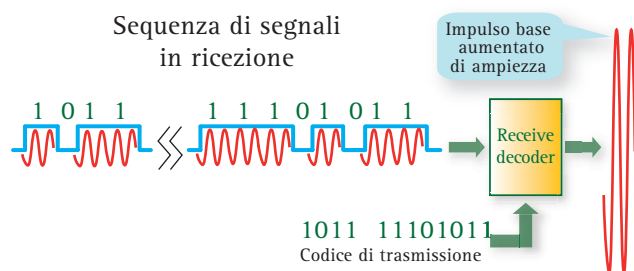


Fig. 33. DIGITALLY ENCODED ULTRASOUND (DEU). Questo algoritmo, introdotto dalla GE Medical Systems, prevede l'interposizione di un codificatore digitale (*digital encoder*) fra trasmettitore e *beamformer*.

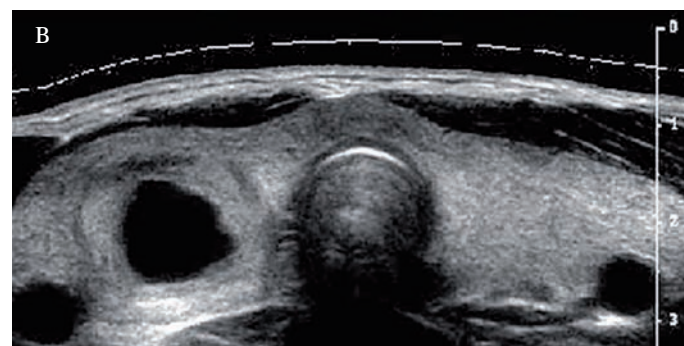
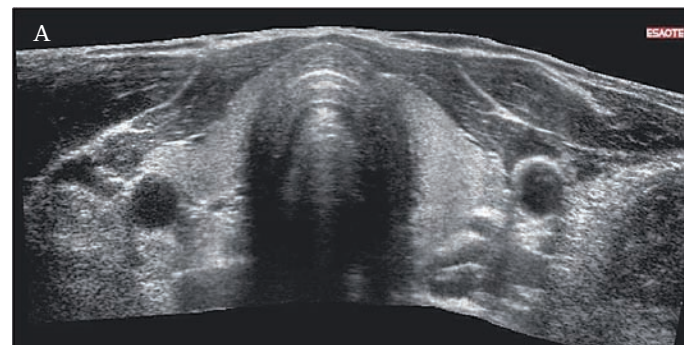




**Fig. 34.** DIGITALLY ENCODED ULTRASOUND. La funzione di questo dispositivo è di conferire all'impulso base un codice digitale e di creare un codice numerico di riferimento ad una sequenza di impulsi con ampiezza uguale all'impulso base inviati lungo ciascuna linea del campo sonoro.



**Fig. 35.** DIGITALLY ENCODED ULTRASOUND. Nel ricevitore, prima dell'amplificatore, è inserito un decodificatore digitale (*decoder*) che riconosce il segnale base e ciascun segnale di ritorno in base al codice digitale attribuito al segnale base ed alla sequenza di impulsi. Il risultato sarà un'amplificazione del segnale di ritorno senza aumento significativo del rumore di fondo.



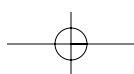
**Fig. 36.** IMAGING PANORAMICO O EXTENDED FIELD OF VIEW. Un'immagine panoramica può essere creata acquisendo una serie di immagini lungo l'asse trasversale o longitudinale della sonda ed integrando queste immagini con i dati sullo spostamento che vengono forniti da un accelerometro integrato nella struttura della sonda. Scansione panoramica mediocervicale sulla tiroide. (A) Tiroide di volume normale, ben strutturata. (B) Nodulo colloidocistico lobo destro.

in ecocontrastografia per rappresentare il rinforzo endovascolare da MdC.

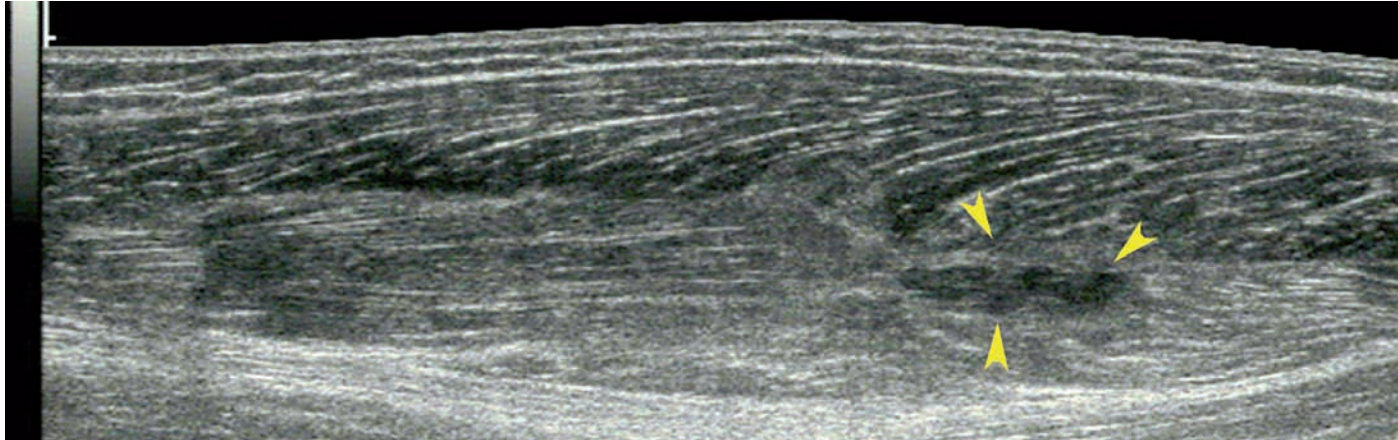
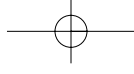
**Imaging panoramico (*temporal averaging*).** Si tratta di un algoritmo di acquisizione dell'immagine basato sulla media temporale dei *frames* acquisiti durante il movimento della sonda (*temporal averaging*). Un'immagine panoramica può essere creata acquisendo una serie di immagini lungo l'asse trasversale o longitudinale della sonda ed integrando queste immagini con i dati sullo spostamento. Le informazioni sullo spostamento vengono fornite da un accelerometro integrato nella struttura della sonda. Per acquisire l'immagine panoramica e ricostruirla adeguatamente, in scansione manuale panoramica o *extended field of view* il sistema confronta e correla i singoli *frames* acquisiti nel corso del movimento di scansione, identificando su ciascuno di essi i punti sovrapponibili ed eliminando, viceversa, i segnali spuri<sup>(18,19)</sup>. Questa tecnica, proposta in commercio per la prima volta da Siemens e ormai disponibile in varie apparecchiature, permette di rappresentare, in B-Mode (Fig. 36) (Fig. 37) o color-Doppler un'immagine allargata e panoramica degli organi e dei loro rapporti anatomici (al pari di una scansione TC). Inoltre, al pari delle tecniche di sommazione spa-

ziale o di frequenza, tende a ridurre la granulosità dell'immagine o *speckle* (Fig. 38).

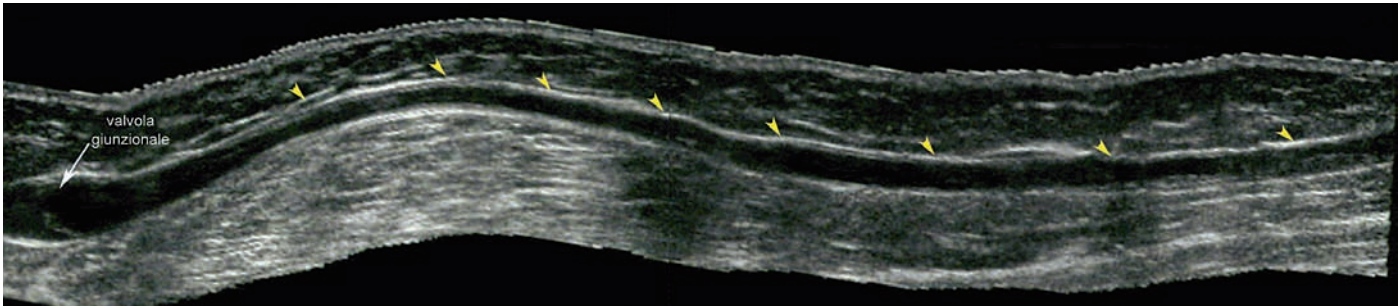
**Imaging spaziale composito (*spatial compounding*).** Nell'immagine B-Mode in scala di grigi, il segnale reale si mescola con tutta una serie di artefatti (riverberi, echi spuri, effetto nebbia, *speckle* etc.) che tendono a ridurre la qualità dell'immagine. Per definizione un segnale vero resta tale in qualsiasi angolo di vista, a differenza degli artefatti che spesso per la loro stessa natura tendono a scomparire cambiando angolo di scansione. L'**imaging spaziale composito** (*sono-CT*, ATL-Philips; *Cross-beam*, GE Ultrasound, e-Com, Hithachi-Esaote etc...) è un algoritmo di acquisizione dell'immagine B-Mode. Da un punto di vista tecnico, prevede un'attivazione sequenziale degli elementi piezoelettrici con ritardi di fase tali da generare uno *steering* elettronico del fascio in modo da eseguire una scansione del campo sonoro in ben 9 diversi angoli di vista (Fig. 39)<sup>(20)</sup>. Ogni impulso ha un passo angolare di circa  $\pm 20^\circ$  rispetto a quello adiacente (Fig. 40). In altri termini, l'immagine del monitor deriva da una media ponderata di ben nove *frames* acquisiti con scansioni oblique parzialmente sovrapposte in nove





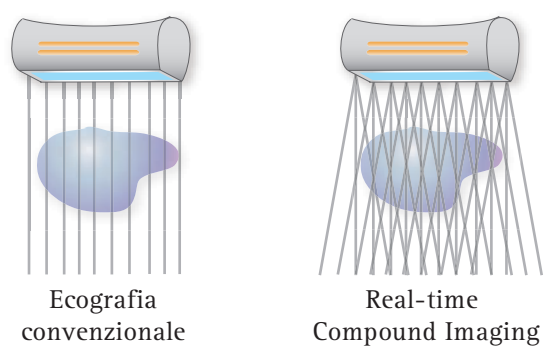


**Fig. 37.** IMAGING PANORAMICO O *EXTENDED FIELD OF VIEW*. Scansione panoramica lungo il decorso del muscolo retto femorale. Piccolo ematoma intrafasciale, organizzato (testa freccia).

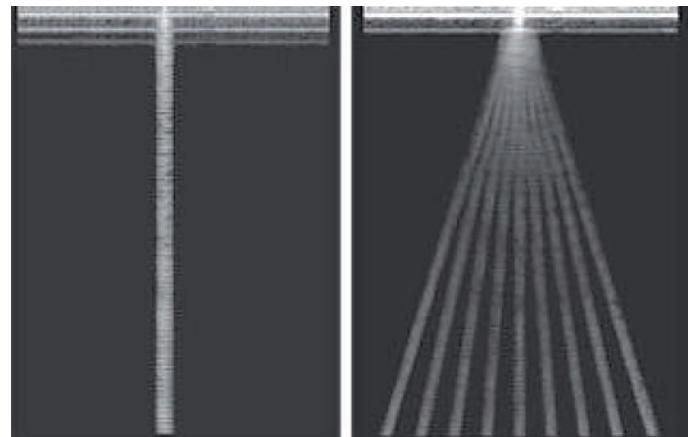


**Fig. 38.** IMAGING PANORAMICO O *EXTENDED FIELD OF VIEW*. Ricostruzione panoramica della vena grande safena dalla giunzione safenofemorale (valvola giunzionale) al tratto perigonilare.

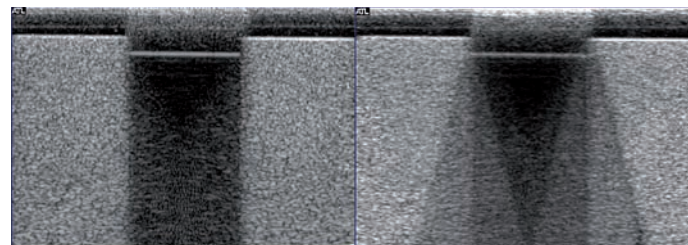
diversi angoli di vista (**Fig. 41**). Il primo *frame* viene immagazzinato nella memoria in modo convenzionale. Il secondo *frame*, acquisito con un passo angolare diverso, non viene sovrapposto al primo nella matrice di memoria dello *scan converter* come accade nella normale sequenza di costruzione dell'immagine, ma viene a sua volta immagazzinato nella memoria. Tutto questo si ripete rapidamente per ben nove volte con nove diversi angoli di scansione. La sovrapposizione delle immagini in *real time* viene raggiunta, senza modificare il *frame rate*, interpolando linee di vista adiacenti



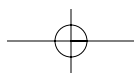
**Fig. 39.** *SPATIAL COMPOUNDING* O *IMAGIN COMPOSITO SPAZIALE*. Il processo di acquisizione prevede che immagini complanari multiple, ottenute da ben 9 angoli di vista, vengano combinate per rappresentare una singola immagine.



**Fig. 40.** *SPATIAL COMPOUNDING*. Ogni immagine viene acquisita con un angolo di circa  $\pm 20^\circ$  rispetto a quello adiacente.



**Fig. 41.** *SPATIAL COMPOUNDING*. Lo *spatial compounding* migliora sensibilmente la continuità degli echi che originano da interfacce ricurve e riduce gli artefatti da rifrazione del fascio come le ombre acustiche laterali. Il rinforzo da parete distale ed il cono acustico posteriore restano inalterati.



secondo un modello matematico di tipo probabilistico. In altri termini, le informazioni reali presenti in tutti gli angoli di vista vengono rappresentate come media, mentre gli artefatti che non sono presenti in tutti gli angoli di vista non vengono rappresentati. I vantaggi offerti dall'imaging spaziale composito sono diversi. Il più importante fra tutti è la riduzione dello *speckle artifact* per effetto del quale anche tessuti completamente omogenei mostrano un'ecostruttura granulare. La riduzione del rumore "strutturato" e degli echi spuri da riverberazione che hanno un'origine complessa (caratteristiche del trasduttore, profondità di campo, frequenza e direzione del fascio) si traduce in una maggiore penetrazione degli US e nel miglioramento della risoluzione spaziale e di contrasto. Lo *steering* elettronico del fascio aumenta la parte di struttura che viene insonata perpendicolarmente e quindi migliora sensibilmente la rappresentazione e la continuità delle interfacce ricurve.



Fig. 42. SPATIAL COMPOUNDING. Spina dorsale di feto. I vantaggi offerti dall'imaging spaziale composito sono diversi. Il più importante fra tutti è la riduzione dello *speckle artifact*.

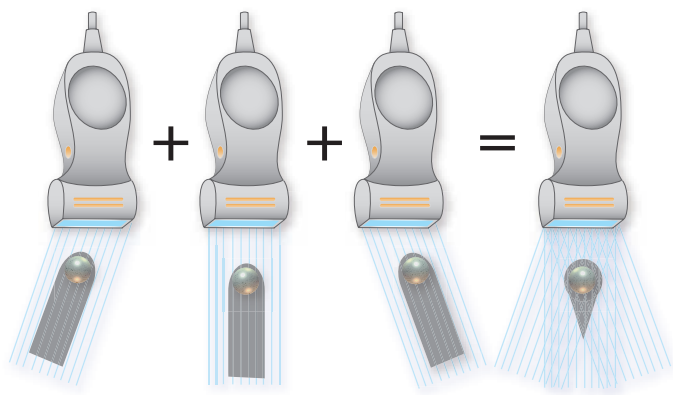


Fig. 43. SPATIAL COMPOUNDING. La somministrazione di *frames* successivi attenua il rumore di fondo e la discontinuità dei margini ed offre indubbi vantaggi: maggiore definizione dei margini, aumento della risoluzione di contrasto, maggiore risoluzione delle superfici ricurve, riduzione *speckle* e *clutter*.

Per lo stesso motivo, lo *spatial compounding* riduce gli artefatti inutili da rifrazione come le *ombre acustiche laterali* (Fig. 42), mentre modifica nella forma altri due artefatti utili come il rinforzo posteriore e l'ombra acustica posteriore (Fig. 43). Il diagramma rappresentato nella (Fig. 44) schematizza il processo di acquisizione dell'immagine in *spatial compounding*.

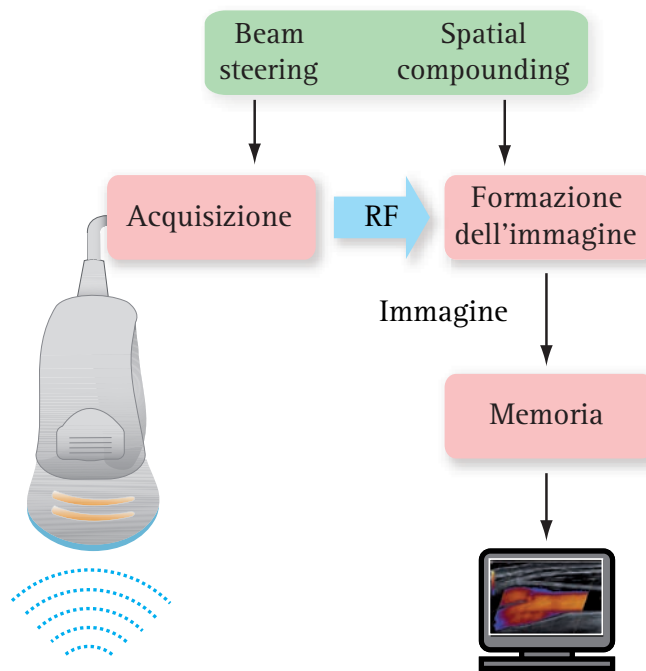


Fig. 44. ACQUISIZIONE IMMAGINE IN SPATIAL COMPOUNDING. Diagramma di sintesi.

**Frequency compounding.** Gli artefatti da rumore elettronico e lo *speckle* possono essere in parte controllati con la funzione di "*frame averaging*" o "persistenza". Questo algoritmo somma le informazioni di più *frames*, decorrelati l'uno dall'altro ed acquisiti con diverse frequenze. Nelle apparecchiature più recenti, per ridurre il rumore gli impulsi vengono codificati (digitalizzati) in trasmissione e decodificati in ricezione in modo da raccogliere ed amplificare solo il segnale vero e non il rumore (vedi *Speckle Reduction Imaging*).

**Extreme resolution o X-RES o Speckle Reduction Imaging o SRI, Hi-REZ.** Negli ultimi anni sono stati proposti diversi metodi di *post-processing* o di *processing* avanzato dell'immagine per ridurre la fine e diffusa granulosità delle immagini B-Mode. Le più conosciute sono legate a brevetto e registrazione del marchio come la X-RES o *Extreme Resolution* (Philips) e la SRI o *Speckle Reduction Imaging* della GE Ultrasound, *Hi-REZ* della Hitachi e sono basate sull'uso di filtri di diffusione. In tutte queste tecniche, l'immagine



acquisita in *spatial compounding* può essere ulteriormente trattata in *post-processing*. La tecnica, introdotta in MRI da Philips e mutuata dalla fotografia, sfrutta un algoritmo che prende il nome di *Extreme Resolution* o X-RES (Fig. 45). Questa tecnica consente di uniformare il livello di grigio di *pixel* adiacenti e con lieve sfumatura d'intensità. Il risultato è un'immagine ecografica più bella e leggibile, più gradevole, ma solo apparentemente più ricca di dati trattandosi, in realtà, non tanto di un'elaborazione del segnale di RF nativo, ma solo del segnale acquisito ed elaborato in *post-processing* (Figg. 46, 47)<sup>(15)</sup>.



Fig. 45. ACQUISIZIONE IMMAGINE IN SPATIAL COMPOUNDING E X-RES. I van-taggi dell'acquisizione in *spatial compounding* vengono a sommarsi al trattamento in *post-processing*.

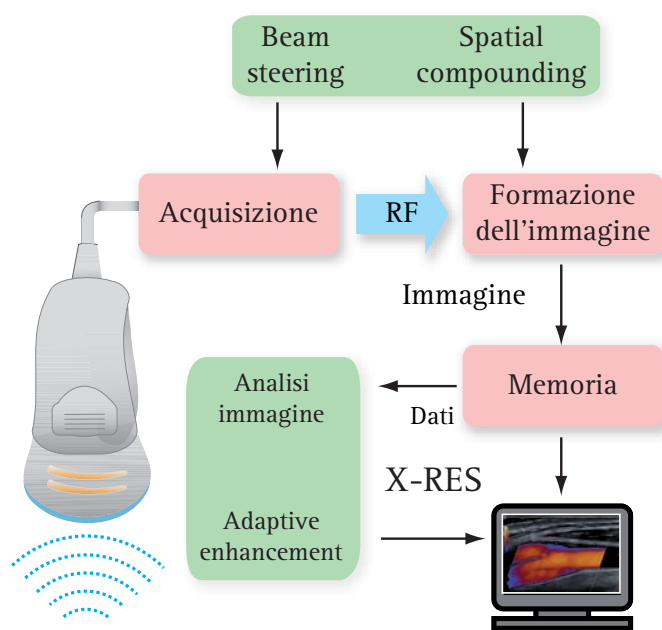


Fig. 46. ACQUISIZIONE IMMAGINE IN SPATIAL COMPOUNDING E X-RES. Dia-gramma di sintesi.

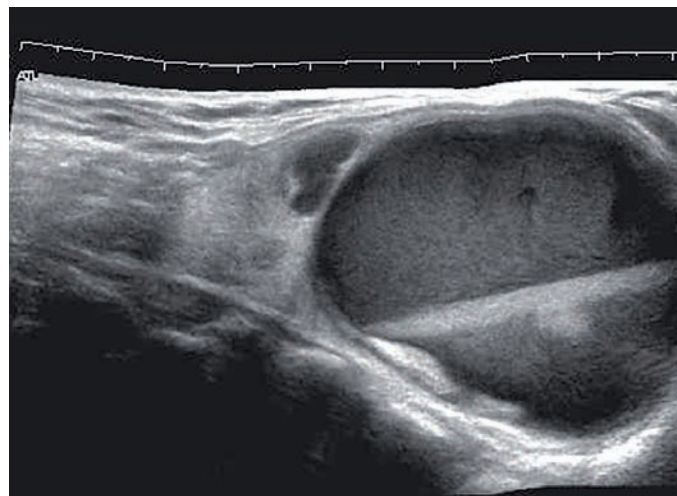


Fig. 47. SPATIAL COMPOUNDING E X-RES. Nodulo colloidocistico della ti-roide.

### Ecografia parametrica e caratterizzazione tessutale

Negli ultimi anni, nel tentativo di ottenere una caratterizzazione più specifica delle strutture tessutali, sono stati sviluppati nuovi algoritmi per l'analisi del segnale RF grezzo. Queste tecniche, dette di *analisi parametrica*, sono state usate inizialmente in ecocardiografia per migliorare la diagnosi dell'infarto e del rigetto e caratterizzare il tessuto cicatriziale di riparazione rispetto al tessuto sano. L'analisi parametrica viene eseguita *off-line* sul segnale di RF nativo, cioè non filtrato, e necessita di software dedicati per analizzare la distribuzione statistica delle ampiezze del segnale eco (istogramma dei livelli di grigio), la distribuzione quantitativa del contrasto (differenze di distribuzione del livello di grigio) o l'omogeneità (estensione del livello di grigio). L'ecografia parametrica è quindi un termine generico ed identifica tutte le raffinate tecniche di analisi del segnale RF che sostituiscono con misurazioni riproducibili la valutazione soggettiva del pattern strutturale e le informazioni video-densitometriche<sup>(21)</sup>. Infatti, l'informazione contenuta nel segnale RF è molto più ricca e completa rispetto al segnale video e sebbene raccolta solo in minima parte (l'immagine ecografica sfrutta normalmente meno del 15% delle informazioni contenute nel segnale RF) consente di caratterizzare in modo molto più preciso i dati strutturali dell'immagine.

Le difficoltà pratiche dell'analisi parametrica risiedono essenzialmente nella fase di raccolta e di trasferimento dei dati grezzi verso una stazione di lavoro. Le tecniche attuali di trattamento del segnale permettono di ottenere un'informazione sulla potenza spettrale e di estrarre parametri come il *coefficiente di attenuazione* e

di diffusione che sono indicativi delle condizioni strutturali del tessuto insonato e capaci di differenziare il tessuto muscolare dal tessuto cicatriziale. Negli ultimi anni, sono stati eseguiti con l'ecografia parametrica diversi lavori sulla struttura della placca carotidea che hanno permesso di migliorare sensibilmente la caratterizzazione delle placche ateromatose e di dimostrare una stretta relazione fra struttura, evoluzione biologica della placca ed eventi ischemici cerebrali<sup>(22)</sup>. Un'altra possibile applicazione dell'analisi parametrica riguarda la possibilità di caratterizzare la presenza di microaggregati circolanti nel sangue. In effetti, con il monitoraggio continuo del circolo arterioso e venoso, è possibile rilevare nel sangue circolante dei segnali transitori di alta intensità o HITS (*high intensity transient signals*) caratterizzati da una breve durata (<300 ms) e da una intensità superiore di almeno 3 dB rispetto al segnale di *scattering* basale<sup>(22-23)</sup>. Questi segnali rappresentano lo scorrimento intravascolare di microparticelle di qualsiasi natura: aria, aggregati piastrinici, microaggregati proteici con calcio etc.. Per mettere in evidenza questi segnali con un sistema di rilevamento automatico è stato necessario elaborare algoritmi particolari di acquisizione del segnale. Il più utilizzato e promettente è basato sull'uso di un Doppler pulsato multi-porta che posiziona 2 volumi campione sul medesimo vaso. In futuro, forse, con questi sistemi sarà possibile valutare in un vaso, a due diverse profondità, le variazioni temporali di scorrimento fra due HITS registrati e documentare la migrazione di un embolo<sup>(23)</sup>.

### Elastografia

L'elastosonografia, introdotta da Hitachi-Esaote, è una tecnica di caratterizzazione tessutale usata in prevalenza per valutare la struttura e le proprietà elastiche della mammella, sebbene la tecnica sia indicata anche per lo studio delle patologie muscolo-scheletriche, della tiroide e della prostata con uso di sonde endocavitarie. L'elastogramma rappresenta in scala cromatica le proprietà elasto-meccaniche delle strutture in esame, precisamente rappresenta in rosso i tessuti elastici, in blu i tessuti rigidi ed in verde quelli con caratteristiche intermedie (Fig. 48)<sup>(24)</sup>. Uno studio multicentrico Italiano in corso di pubblicazione, basato su oltre 1000 casi controllati, ha proposto recentemente una rielaborazione della classificazione rappresentando nello score tutte le patologie mammarie, incluse le piccole lesioni la cui natura solida o liquida non è di facile differenziazione (Fig. 49).

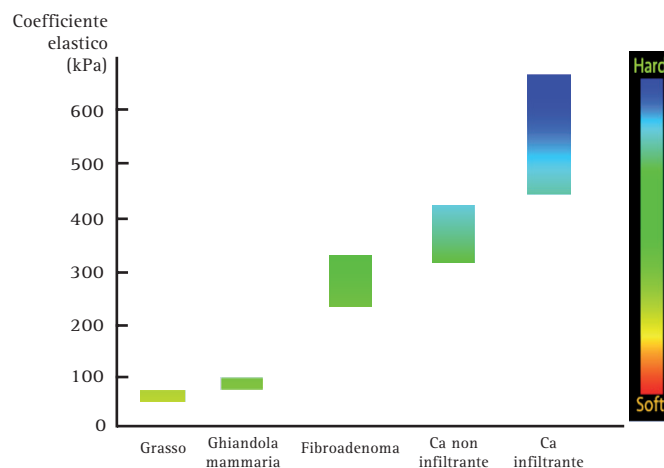


Fig. 48. PROPRIETÀ ELASTO-MECCANICHE DEI TESSUTI MAMMARI. L'elastogramma rappresenta in scala colorimetrica (rosso-verde-blu), le proprietà elasto-meccaniche delle strutture in esame. Le strutture con scarsa consistenza elastica (*hard*) vengono rappresentate in blu, mentre le strutture di consistenza elastica normale (*soft*) in rosso. Tessuti di differente natura hanno proprietà meccaniche molto diverse e quindi, se sollecitati correttamente, rispondono in maniera differente. Nella figura sono riportati i coefficienti elastici delle strutture tessutali normali della mammella e quelli dei tumori benigni e maligni. Modificata da Krouskop TA et al. *Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. Ultrason Imaging 1998; 20: 260-274.*

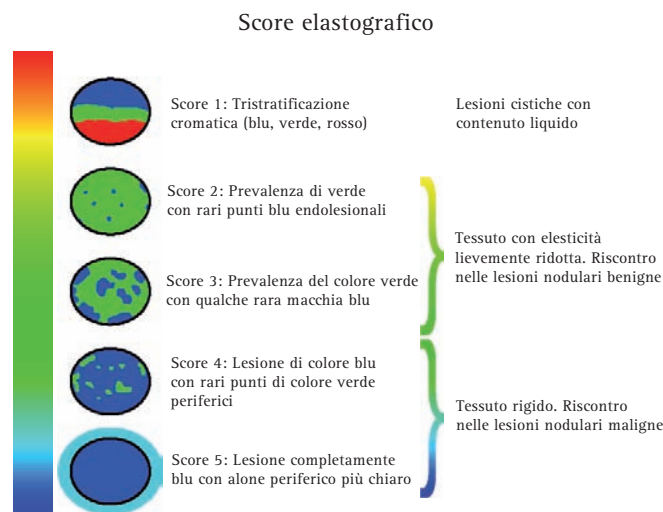
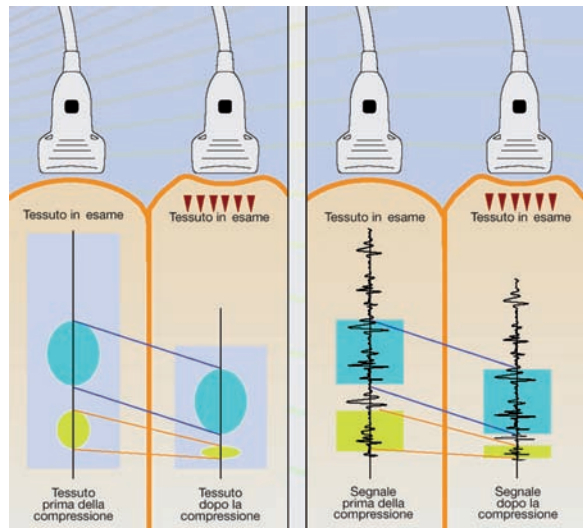


Fig. 49. SCORE ELASTOGRAFICO E PATOLOGIE MAMMARIE. Lo score 1 indica assenza di segnale. E' un artefatto utile come il rinforzo di parete o l'ombra acustica ed in elastografia è tipico delle cisti. Gli score 2 e 3 caratterizzano le patologie benigne con elasticità strutturale intermedia (i fibroadenomi semplici e quelli fibrotici con calcificazioni). Gli score 4 e 5 sono specifici dei carcinomi non infiltranti ed infiltranti. Tratta da: *Opuscolo Elastografia: Studio multicentrico italiano sulla patologia mammaria L. Aiani, S. Baldassarre, A. Bulzacchi et al, 2005.*

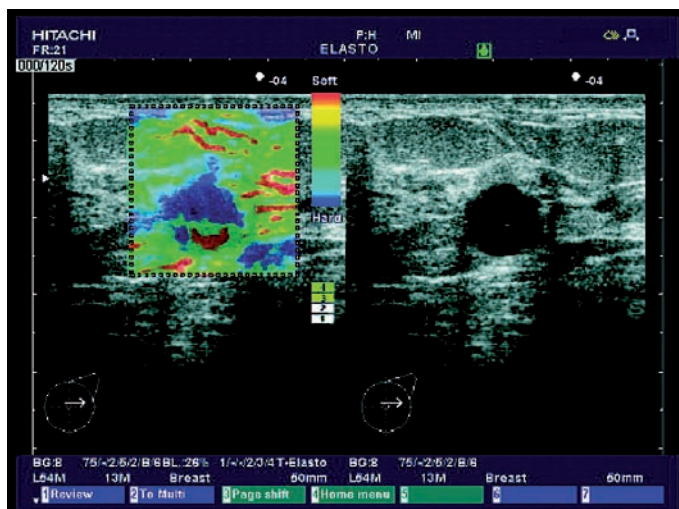
L'elasticità strutturale della mammella e dei tessuti viene valutata analizzando le variazioni che il segnale RF subisce durante la compressione perpendicolare diretta ed il successivo rilasciamento (Fig. 50)<sup>(24)</sup>. Poiché il modulo elastico del tessuto adiposo, del tessuto fi-



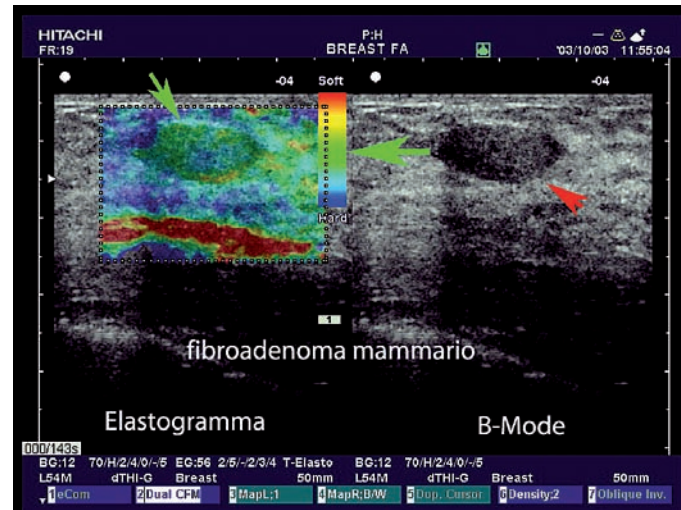


**Fig. 50.** PRINCIPI BASILARI ELASTOGRAFIA. L'elasticità strutturale della mammella e dei tessuti viene valutata analizzando le variazioni che il segnale RF subisce durante la compressione perpendicolare diretta ed il successivo rilasciamento.

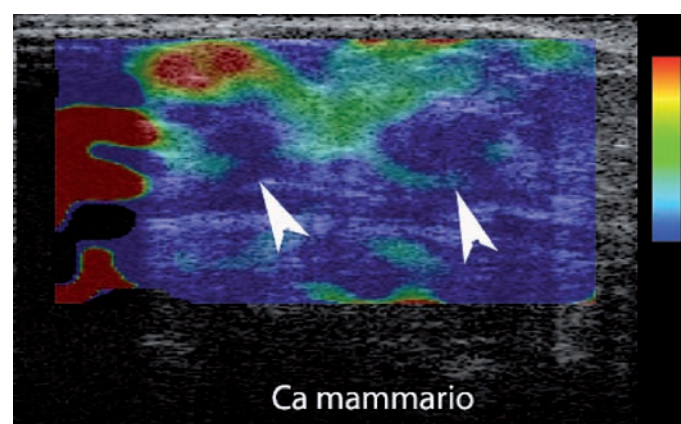
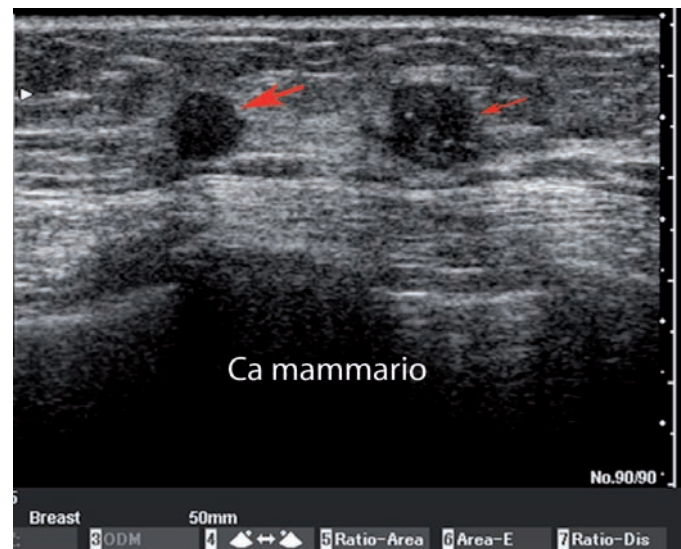
broso o di un nodulo tumorale sono sostanzialmente diversi, la compressione meccanica ortogonale (ecopalpazione) di queste strutture è in grado di evidenziare variazioni di rigidità tali da distinguere e caratterizzare una cisti (Fig. 51), una lesione nodulare benigna (fibroadenoma) (Fig. 52) da una patologia nodulare maligna della mammella (Fig. 53) (25-26). Per ottenere un'analisi corretta delle proprietà elastiche del parenchima e di un nodulo mammario bisogna che durante la scansione la ROI sia centrale e che le dimensioni del box elastografico si estendano all'intero campo sonoro. È preferibile rappresentare l'immagine sul monitor in doppio campo, in B-Mode ed in elastografia, per con-



**Fig. 51.** ELASTOGRAFIA DI CISTI DELLA MAMMELLA. L'elastogramma della cisti (score 1) è caratterizzato da una tristratificazione cromatica artefattuale blu-verde-rossa, legata all'assenza di segnale ma tipica delle cisti con contenuto liquido.



**Fig. 52.** ELASTOGRAFIA DI FIBROADENOMA DELLA MAMMELLA. La prevalenza del verde con qualche punto di blu rappresenta l'elastogramma di un fibroadenoma semplice, non complicato da calcificazioni, con elasticità intermedia fra tessuto normale e tessuto tumorale.



**Fig. 53.** ELASTOGRAFIA DI CARCINOMA DELLA MAMMELLA. L'immagine B-Mode mostra due formazioni nodulari ipoecogene, di piccolo diametro, senza attenuazione posteriore o calcificazioni contestuali, ma con aspetto strutturale indicativo di nodulo atipico. L'elastogramma mostra una diffusa perdita della normale elasticità tessutale ed un segnale *hard* (mappa blu continua) confermando il sospetto diagnostico.

trollare costantemente la posizione della lesione rispetto al piano di scansione. Durante l'esame l'operatore deve esercitare con il trasduttore piccoli movimenti ritmici di compressione e rilasciamento. La pressione applicata durante la fase di compressione deve essere decisa e costante, ma soprattutto deve essere perpendicolare alla lesione ed al piano toracico. I movimenti laterali sono da evitare perchè introducono artefattualità nell'immagine. La rapidità e l'intensità dei movimenti di compressione e decompressione devono essere modulate in funzione della profondità del nodulo, delle dimensioni della mammella e della consistenza dei tessuti mammari. L'acquisizione elastografica in real-time, nelle due proiezioni ortogonali, non richiede l'uso di trasduttori dedicati, ma solo l'applicazione di adattatori. L'apparecchiatura indica con l'accensione di un led luminoso la correttezza dell'acquisizione.

### Imaging tridimensionale statico 3D

Rispetto alle tecniche morfologiche, l'ecografia offre indubbi vantaggi in termini di maneggevolezza, ma ha una minore risoluzione spaziale ed un rapporto segnale/rumore più sfavorevole. Al pari della TC e della MRI, l'ecografia è una tecnica tomografica che consente di ricostruire la volumetria di un organo o delle strutture esplorate con lo scorrimento del trasduttore. In ecografia convenzionale la ricostruzione è un esercizio mentale dell'operatore e pertanto varia in base alle conoscenze anatomiche, alla bravura ed alle capacità individuali: basti in proposito ricordare la variabilità dei referti per notare l'estrema diversità con cui ogni ecografista ricostruisce mentalmente l'anatomia di una lesione espansiva.

L'ecografia tridimensionale statica (3D) rappresenta un volume anatomico di interesse (VOI) nei tre piani dello spazio  $x,y,z$  e supera con vantaggi innegabili i limiti dell'ecografia bidimensionale (Fig. 54). L'anatomia e i rapporti diventano più veritieri, la struttura può essere valutata lungo piani di sezione diversi orientati nei tre piani dello spazio, la volumetria può essere calcolata senza ricorrere a modelli geometrici e, vantaggio non trascurabile in ecocardiografia, diventa possibile calcolare alcuni parametri di motilità in base al movimento del cuore.

La possibilità di costruire con schede grafiche e software 3D un'immagine tridimensionale a partire da una sequenza di immagini bidimensionali ha spinto quasi tutte le aziende costruttrici verso questa nuova frontiera tecnologica. In linea di principio, un volume



Fig. 54. ECOGRAFIA 3D. L'ecografia tridimensionale statica (3D) rappresenta un volume anatomico di interesse (VOI) nei tre piani dello spazio  $x,y,z$  e supera con vantaggi innegabili i limiti dell'ecografia bidimensionale.

anatomico può essere facilmente ricostruito da una serie di sezioni o scansioni bidimensionali, non solo con la TC e la MRI ma anche con l'ecografia. Anzi, l'ecografia è avvantaggiata rispetto alle tecniche tomografiche. Queste, infatti, possono acquisire solo dati con frequenza piuttosto bassa e con sezioni parallele. L'ecografia, invece, ha la possibilità di acquisire un gran numero di scansioni con una frequenza molto elevata (sino a 30-60 immagini al secondo) e secondo piani non necessariamente paralleli, ma anche obliqui o variamente angolati. In ecocardiografia, l'acquisizione volumetrica viene anche sincronizzata con il tracciato elettrocardiografico e la registrazione del ritmo respiratorio per cui la ricostruzione 3D offre anche informazioni morfologiche in funzione del movimento.

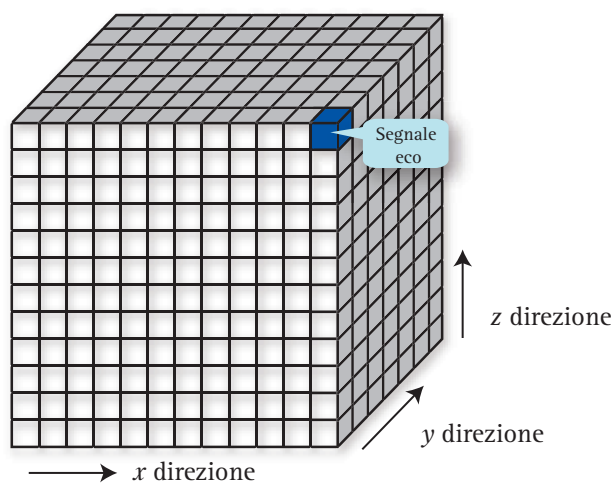
I problemi che rendono complessa l'ecografia 3D sono gli stessi dell'imaging bidimensionale, ossia l'elevato rapporto segnale/rumore, la distorsione geometrica e gli artefatti da rifrazione. Quali siano le soluzioni tecniche adottate dalle singole aziende costruttrici, la tecnica di acquisizione del volume statico e la ricostruzione dell'immagine 3D prevedono una sequenza invariabile di procedure, ossia:

- *l'acquisizione del volume di interesse con una sequenza di immagini bidimensionali.* In questa fase le difficoltà da superare, da un punto di vista tecnico, sono la necessità di definire il momento della scansione sui tre piani dello spazio  $x,y,z$ , la velocità di acquisizione e il riconoscimento degli artefatti da movimento.
- *La ricostruzione dell'immagine tridimensionale a partire dalle immagini bidimensionali.* I dati acquisiti con la sequenza bidimensionale vengono



rappresentati su una griglia cartesiana tridimensionale suddivisa in tante piccole unità di volume elementare o *voxel*, a forma di cubo o parallelepipedo e la cui posizione nello spazio viene identificata in base alle coordinate cartesiane  $x, y, z$ . Ad ogni voxel viene associato un dato numerico proporzionale al campo scalare o al campo vettoriale che identifica il voxel (Fig. 55).

- *L'estrazione dei dati e la rappresentazione dell'immagine off line.* Le modalità di rappresentazione più utilizzate sono il *multiplanar slicing*, il *surface rendering* ed il *volume rendering*.



**Fig. 55.** ECOGRAFIA 3D. I dati acquisiti con una sequenza bidimensionale vengono rappresentati su una griglia cartesiana tridimensionale suddivisa in tante piccole unità di volume elementare o *voxel*, a forma di cubo o parallelepipedo e la cui posizione nello spazio viene identificata in base alle coordinate cartesiane  $x, y, z$ . Ad ogni voxel viene associato un dato numerico proporzionale al campo scalare o al campo vettoriale che identifica il voxel.

#### ACQUISIZIONE DEI DATI

L'acquisizione dei dati nell'imaging 3D deve essere molto accurata. In particolare, per evitare le distorsioni geometriche in fase di ricostruzione dell'immagine, bisogna che il sistema conosca con estrema precisione e in ogni momento la posizione del trasduttore e l'angolo del piano di scansione rispetto all'asse  $x, y, z$ . Nelle applicazioni cardiologiche, l'acquisizione deve essere eseguita in tempi molto brevi e in modo sincrono con l'ECG e il respiro per evitare gli artefatti da movimento.

Le soluzioni adottate per l'acquisizione del volume statico sono di vario tipo:

1. la meno dispendiosa in termini economici e la meno precisa in senso assoluto prevede l'acquisizione delle immagini con una *scansione a mano libera senza localizzatore spaziale*.
2. Una scelta tecnica ormai adottata da diverse

aziende prevede l'acquisizione del volume statico con una *scansione a mano libera e l'uso di un dispositivo di orientamento* (acustico, meccanico con braccio articolato, o elettromagnetico) per fornire in ogni momento al sistema la posizione e l'orientamento del trasduttore nei tre piani dello spazio.

3. Un'altra possibilità, adottata da diverse aziende, prevede l'*acquisizione dinamica* del volume con una sonda a matrice 1.5D dedicata, progettata per acquisire un volume con deflessioni meccaniche sino a  $80^\circ$ . Il movimento di scansione può essere *lineare, a ventaglio o rotatorio (end-fire o side-fire)* e viene comandato da un motorino interno o esterno al trasduttore mentre questi viene mantenuto fermo sulla regione anatomica di interesse.
4. La soluzione tecnica del prossimo futuro, molto dispendiosa e tecnicamente raffinata, è l'*imaging 3D in real-time con l'uso di sonde a matrice 2D*<sup>(7,8,27)</sup>.

Nell'*acquisizione manuale* le immagini bidimensionali sono ottenute a mano libera con un movimento di trascinamento lento e regolare della sonda lineare o endocavitaria. La stazione di lavoro ricostruisce *off-line* il volume senza informazioni precise sul movimento e la posizione della sonda, per cui non sono possibili misurazioni lungo la terza dimensione. Per questo motivo l'acquisizione manuale è stata progressivamente integrata con dispositivi di orientamento spaziale capaci di fornire in ogni momento al sistema la posizione del trasduttore e l'angolo di scansione. Rispetto alla tecnica di acquisizione a mano libera senza localizzatore, l'immagine 3D acquisita con questi dispositivi di orientamento consente misurazioni nei tre piani dello spazio.

I dispositivi di orientamento integrati nelle apparecchiature 3D dalle aziende costruttrici sono diversi. Il più diffuso in senso assoluto è il *dispositivo acustico* che prevede l'uso di tre trasmettitori acustici solidali con la sonda e di tre microfoni fissi disposti nell'ambiente in modo da coprire i tre piani dello spazio. Gli impulsi generati dai trasmettitori durante la scansione a mano libera vengono raccolti dai microfoni fissi e forniscono continuamente al sistema le coordinate del movimento. Poiché la velocità di trasmissione del suono è nota e la posizione dei microfoni è fissa, questo dispositivo è in grado di fornire con buona precisione informazioni sul movimento, sulla posizione e l'angolo di scansione della sonda. Eventuali errori derivano o da una erronea calibrazione del sistema o da una errata disposizione dei microfoni o, infine, da variazioni di umidità e temperatura ambientali che variano la velocità del suono.



L'acquisizione manuale su braccio articolato prevede che il trasduttore sia montato su un pantografo dotato di diversi snodi che consentono di muovere la sonda liberamente senza ostacoli. A livello degli snodi sono inseriti dei potenziometri che misurano e registrano ogni variazione angolare e ogni movimento grazie ad un ripartitore di tensione. Questo sistema fornisce con estrema precisione le coordinate spaziali del movimento e della posizione angolare della sonda, ma è ingombrante e poco maneggevole.

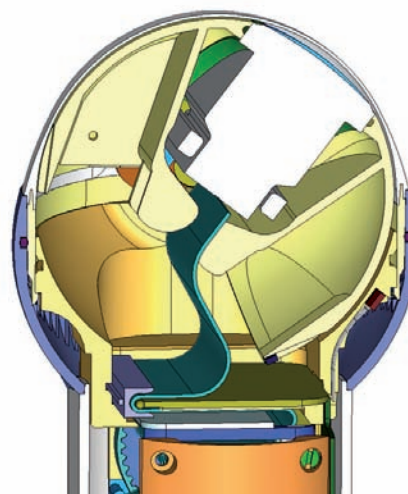
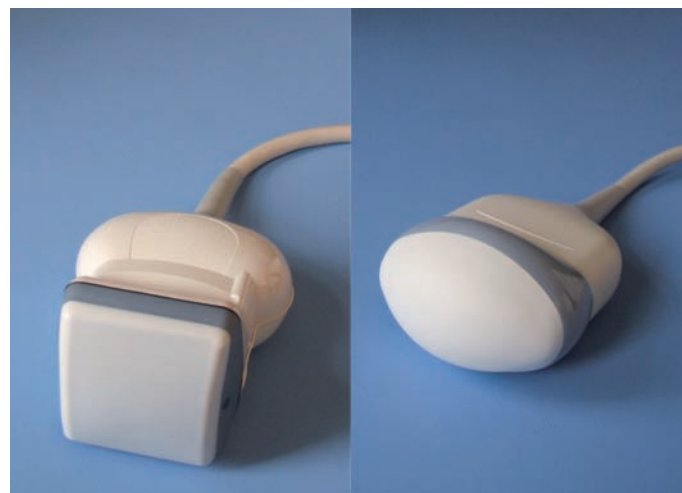
Il sistema più preciso e più costoso per localizzare i movimenti della sonda prevede l'uso di un *tracking magnetico* a sei gradi di libertà. Il campo magnetico nel quale si muove la sonda è generato da un trasmettitore posto vicino al paziente. Un piccolo ricevitore costituito da tre minuscole bobine ortogonali è accoppiato al trasduttore e permette di stabilire la reale posizione della sonda nello spazio (Fig. 56). Con il *tracking magnetico* l'operatore non è obbligato ad un movimento di scansione ben definito e può muovere liberamente il

trasduttore. La stazione di lavoro riceve in tempo reale le coordinate e ricostruisce il volume in modo coerente con il movimento della sonda nello spazio.

Un'altra soluzione tecnica adottata da diverse aziende prevede l'uso di *sonde a matrice 1.5D dedicate e progettate per eseguire deflessioni meccaniche sino a 80°* (Fig. 57). Durante l'acquisizione volumetrica, la filiera esegue un movimento meccanico di deflessione con un'apertura angolare variabile. Più ristretto è l'angolo di deflessione, minore è il volume acquisito mentre la frequenza delle sezioni diventa più elevata. La tecnica di acquisizione prevede una scansione iniziale in B-Mode per definire i rapporti anatomici, i punti di repere e l'area di interesse. Definita la ROI, viene attivata l'acquisizione volumetrica mentre la sonda viene mantenuta saldamente ferma nella sua posizione, evitando movimenti della mano e del paziente. Le deflessioni meccaniche vengono eseguite automaticamente con l'attivazione di un piccolo motorino interno o esterno al trasduttore



**Fig. 56.** DISPOSITIVO DI ORIENTAMENTO SPAZIALE ELETTROMAGNETICO. Trasmettitore di RF. Questo dispositivo viene posto vicino al paziente (A). Il ricevitore costituito da tre minuscole bobine ortogonali è accoppiato al trasduttore e permette di stabilire la reale posizione della sonda nello spazio (B).



**Fig. 57.** SONDE DEDICATE A MATRICE 1.5D PER ECOGRAFIA 3D.

(Fig. 58). Lo spessore dei piani di sezione può variare da 1 a 10 mm regolando la gamma dinamica ed i livelli di guadagno. L'imaging statico volumetrico esalta il contrasto tra lesione e tessuti circostanti e definisce con maggior accuratezza i margini della lesione.

In commercio sono disponibili trasduttori in grado di eseguire *scansioni lineari*, *scansioni a ventaglio* e *scansioni in senso rotatorio* tipo *end-fire* o *side-fire*. Nella *scansione lineare* il movimento di acquisizione è perpendicolare o lievemente obliquo rispetto alla superficie del volume da acquisire e la frequenza delle immagini varia in base alla risoluzione che si desidera ottenere (Fig. 59). Le sezioni sono parallele e a distanza predefinita, per cui la ricostruzione 3D è molto veloce, efficace e di buona qualità. Questo tipo di acquisizione viene usata con successo nelle applicazioni vascolari e nello studio degli organi superficiali in associazione con il color power Doppler (tiroide, paratiroidi, testicoli).

La *scansione a ventaglio* prevede che il trasduttore esegua una sequenza di scansioni inclinate lungo

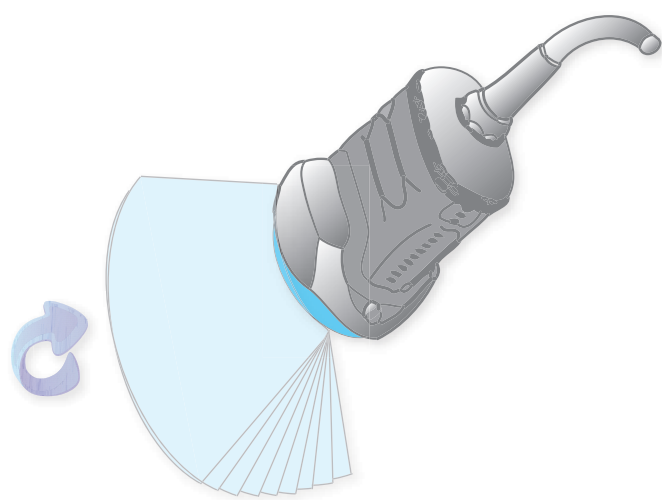


Fig. 58. ECOGRAFIA 3D. Le deflessioni meccaniche vengono eseguite automaticamente con l'attivazione di un piccolo motorino interno o esterno al trasduttore.

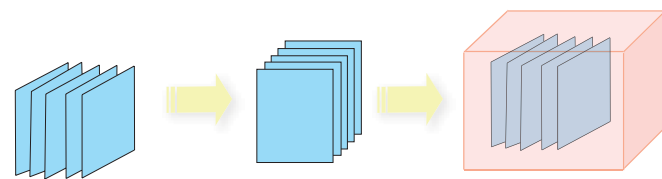


Fig. 59. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione con scansione meccanica lineare. Nella *scansione lineare* il movimento di acquisizione è perpendicolare o lievemente obliquo rispetto alla superficie del volume da acquisire e la frequenza delle immagini varia in base alla risoluzione che si desidera ottenere.

l'asse maggiore del trasduttore (Fig. 60). Anche in questo caso, il movimento viene attivato con il trasduttore immobile sul volume da acquisire. Ogni scansione prevede un numero prestabilito di piani di sezione, ciascuno dei quali è inclinato con una distanza angolare nota. Poiché il passo angolare è fisso, a mano a mano che aumenta la profondità del campo la risoluzione tende a degradare. In prossimità del trasduttore le distanze di campionamento sono piccole e la risoluzione laterale è elevata, più a distanza, il passo angolare fra sezione e sezione aumenta e la ricostruzione tridimensionale diventa qualitativamente scadente e ricca di artefatti perché si riduce la risoluzione laterale. Per questo motivo, per contenere la caduta della risoluzione bisogna scegliere una focalizzazione ed un passo angolare appropriati.

Nell'acquisizione *end-fire* delle sonde *encocavitarie* (Fig. 61) il volume statico ha una geometria conica. Anche in questo caso, la distanza fra le singole sezioni aumenta a mano a mano che ci si allontana dal fulcro di rotazione, per cui nella parte più lontana del volume acquisito si riduce sia la risoluzione assiale che laterale. La scansione *end-fire* è gravata da numerosi artefatti in quanto tutti i piani di sezione intersecano l'asse centrale di rotazione. Pertanto, è sufficiente un piccolo movimento del paziente o del-

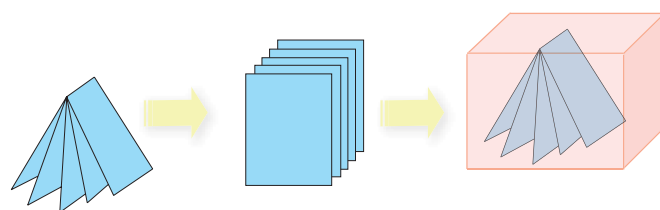


Fig. 60. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione con scansione meccanica a ventaglio. Il trasduttore esegue una sequenza di scansioni inclinate lungo l'asse maggiore del trasduttore.

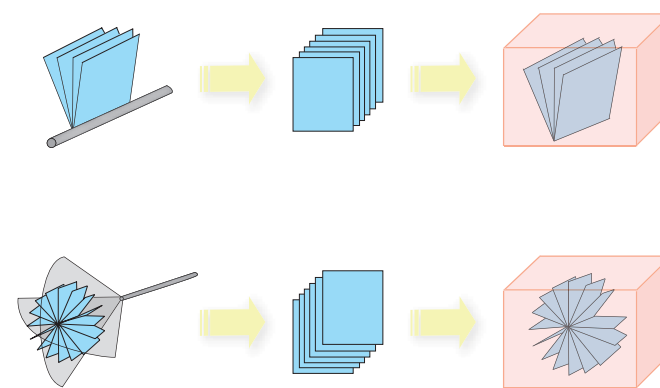
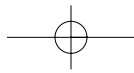


Fig. 61. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione endocavitaria con scansione meccanica rotatoria *side fire* ed *end fire*.



la sonda per generare grosse artefattualità in fase di ricostruzione. Nelle sonde endocavitarie *side-fire*, l'asse di rotazione corrisponde all'asse lungo della sonda. Attualmente sono disponibili in commercio anche sonde *side-fire* in grado di eseguire un movimento rotazionale di 360° (Fig. 62).

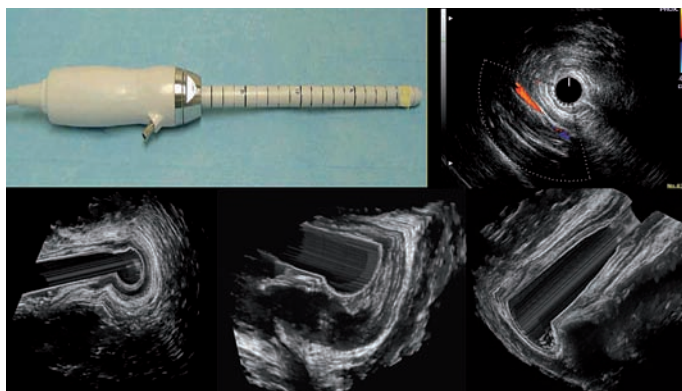


Fig. 62. ECOGRAFIA 3D. Acquisizione endocavitaria con scansione rotatoria a 360°.

### RICOSTRUZIONE DELL'IMMAGINE 3D

Il metodo più usato per acquisire l'immagine volumetrica 3D a partire dalla sequenza 2D è la proiezione dei dati su una griglia tridimensionale cartesiana dove l'elemento unitario di volume, il voxel, è un cubo o un parallelepipedo di grandezza variabile con una sua lunghezza, larghezza e spessore (variabile fra 2-4 e 6-10 mm). Ciascun pixel della sequenza 2D viene allocato in un specifico voxel le cui coordinate nello spazio rispetto agli assi  $x,y,z$ , vengono calcolate a partire dal movimento angolare della sonda e dalla sua posizione. Se un voxel non viene attraversato da un piano di scansione e resta vuoto, viene riempito con un valore numerico (livello di grigi) calcolato per interpolazione dalla media dei valori di ecointensità dei voxel più vicini, in modo non dissimile da quello che avviene in ecografia bidimensionale.

La serie di dati che vengono acquisiti per ciascuna immagine 2D viene memorizzata, per cui selezionando un determinato piano di scansione nel volume statico 3D questi dati vengono riprodotti con una sezione 2D. Se in acquisizione la distanza fra due piani successivi è superiore alla metà dello spessore elevazionale del fascio, la risoluzione spaziale degrada significativamente e le immagini anatomiche possono essere mal interpretate. Per campionare e memorizzare la serie di dati (*data set*) riferibili ad un volume statico vengono generati dei file di memoria molto grandi. Ad esempio una scansione 3D del fegato richiede 16 MB, mentre un'immagine 3D del cuore in movimento durante il ciclo car-

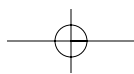
diaco può richiedere sino a 512 MB. L'acquisizione 3D con altre modalità di immagine, come il power Doppler, richiedono file di memoria ancora più estesi.

Quando i dati ecografici sono stati acquisiti, filtrati e classificati, si procede alla loro ricostruzione e visualizzazione in 3D. Tutti i programmi grafici in grado di estrarre dal *data set* l'immagine in 3D si basano su tre diverse tecniche:

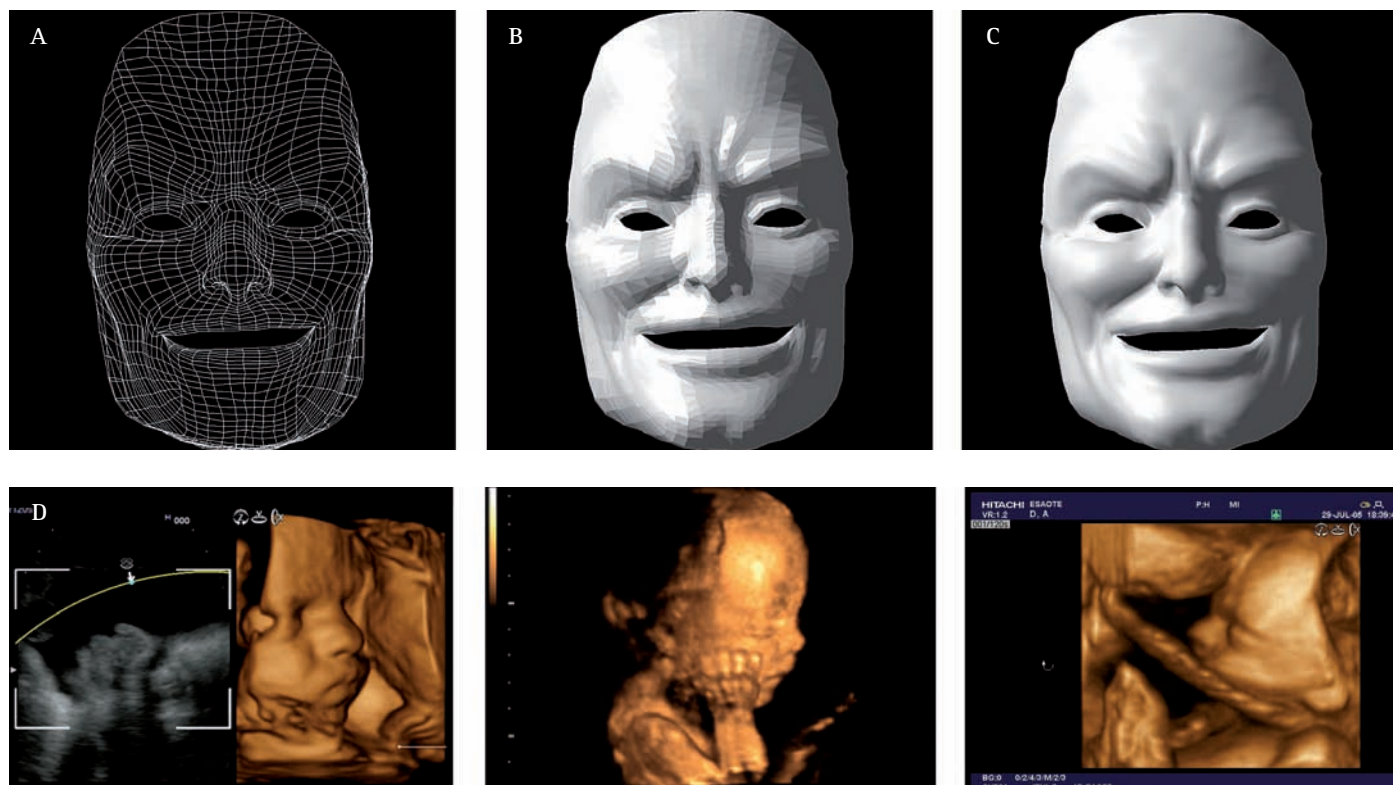
- L'estrazione di *isosuperfici* che usa poligoni o superfici curve come rappresentazione intermedia della superficie di interesse;
- la *classificazione binaria dei voxel* che si basa sulla suddivisione del volume in cubi opachi o trasparenti, oppure di poligoni che definiscono le facce dei cubi;
- *Direct Volume Rendering* che modella, invece, l'apparenza di una gelatina semi-trasparente, usando le leggi dell'ottica per simulare l'andamento dei raggi di luce all'interno del volume.

L'analisi accurata delle tecniche per la visualizzazione di dati volumetrici va molto al di là degli obiettivi di questo paragrafo, per cui ci limiteremo a sintetizzare le tecniche più interessanti in ambito medico.

**Ricostruzione per estrazione di isosuperfici.** La *ricostruzione per estrazione di isosuperfici* considera solamente i dati concernenti la superficie del bersaglio ignorandone la struttura, per cui una volta definito il profilo di interesse per ogni sezione i dati residui possono essere eliminati. Il bersaglio può quindi essere rappresentato come una sequenza di curve approssimanti (dette *spline*) impilate nello spazio e connesse da un mosaico di poligoni (usualmente triangoli) che congiungono isole di piani presi a due a due in maniera tale da formare una superficie convessa. Un'evoluzione importante si è avuta con l'introduzione della tecnica nota come *marching cubes* che consiste nel traversare il *dataset* non come insieme di fette ma come insieme di cubi elementari, per poi individuare, all'interno di ciascun cubo, la porzione dell'*isosuperficie* desiderata che lo attraversa (se esiste). Questa tecnica risolve molte delle ambiguità insite nel metodo precedente ed è quella oggi più diffusamente impiegata nella ricostruzione di isosuperfici. Il vantaggio principale di questo tipo di tecniche è rappresentato dalla possibilità di sfruttare totalmente le risorse *hardware* delle *workstation* grafiche, che sono progettate per visualizzare in maniera efficiente le primitive geometriche quali punti, linee, poligoni, etc (Fig. 63). Si pensi, ad esempio, che le capacità attuali di una *workstation* grafica raggiungono all'incirca un milione di poligoni *flat sha-*







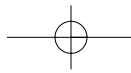
**Fig. 63.** ECOGRAFIA 3D. RICOSTRUZIONE PER ESTRAZIONE DI ISOSUPERFICI. La tecnica considera solo i dati che riguardano la superficie del bersaglio ignorando la struttura. Il bersaglio può quindi essere rappresentato come una sequenza di curve approssimanti (dette *spline*) impilate nello spazio e connesse da un mosaico di poligoni (usualmente triangoli) che congiungono isolinee di piani presi a due a due in maniera tale da formare una superficie connessa. Ricostruzione di mascherone con sequenza *mesh-wire* (A), *mesh-smooth* (B), *mesh-flat* (C). In (D) Immagine tridimensionale in *surface rendering* di una testa di feto (Cortesia Hitachi-Esaote ultrasound).

ded e centomila poligoni *Gouraud shaded* al secondo. Inoltre, la ricostruzione per isosuperfici per volumi di dati di dimensione medio-grande, permette un'interazione molto elevata con il modello geometrico. Naturalmente questa tecnica risente della necessità di dover interpolare dati da un grigliato discreto, per cui può talvolta risultare inefficiente in presenza di un *dataset* con un alto livello di rumore o con dati incompleti per un campionamento non adeguato. L'illusione di tridimensionalità viene creata evidenziando il limite tridimensionale della struttura (*contouring*) e inserendo alcune sorgenti luminose fittizie. Quest'ultima metodica, denominata *shading*, ombreggiatura, origina dalla considerazione secondo cui nei meccanismi naturali della visione, un oggetto per essere visibile deve essere adeguatamente illuminato; vi saranno parti dell'oggetto che risulteranno nascoste, perché non riflettenti, e parti meno evidenti, perché poco riflettenti.

**Classificazione binaria dei voxel.** L'estrazione dei dati per *classificazione binaria dei voxel* (tecnica nota con il nome di *cube-rille*) consiste nella classificazione in codice binario del *dataset*, ovvero nella digitalizzazione dei voxel pieni, cioè che contengono una informazione

reale del volume acquisito e quelli vuoti privi di informazioni reali. La tecnica *cube-rille* vera e propria genera un insieme di cubi opachi (delle dimensioni del voxel) per ognuno dei voxel classificato pieno. Tali cubetti vengono poi resi dal più distante al più vicino all'osservatore in maniera da eliminare automaticamente le superfici nascoste. Un'evoluzione della tecnica conosciuta come *ray casting*, che permette un notevole aumento della velocità di esecuzione, parte dal principio di lanciare un raggio di luce fittizia dal pixel alla scena; i voxel coinvolti nelle determinazioni del pixel saranno quelli intercettati dal raggio. In questo caso si può anche ottenere un miglioramento della qualità della scena finale analizzando in ogni voxel il gradiente del campo. Pur essendo relativamente facili da implementare, queste tecniche risentono, come nel caso di estrazione di iso-superfici, della difficoltà di campionare esattamente in maniera binaria il dataset volumetrico.

**Volume Rendering.** Il termine *Direct Volume Rendering* individua una serie di metodi usati per visualizzare in modo diretto campi scalari tridimensionali. Da un punto di vista generale, queste tecniche generano le immagini definitive associando a ciascun voxel un *colore* ed una



## Progressi tecnologici e sviluppi futuri in ecografia

*opacità parziale* e miscelando successivamente sullo stesso pixel del piano immagine (*blending*) i vari contributi di colore e opacità resi dai voxel. Il modello fisico su cui si basano le tecniche *Direct Volume Rendering* è quello di una gelatina colorata semi-trasparente che mantiene in sospensione delle particelle riflettive allineate in modo tale da dare l'apparenza delle superfici racchiuse (Fig. 64). Una delle prime tecniche proposte consisteva nella stima della frazione di occupazione di ciascun voxel. Da queste informazioni diventava possibile calcolare un colore ed una opacità parziale per ciascun voxel, trasformando geometricamente ciascuna sezione di valori dallo spazio oggetto allo spazio immagine. Il colore veniva proiettato sul piano immagine e miscelato con quelli derivati dalle precedenti sezioni. Sono state proposte anche nuove tecniche accomunate dal fatto che tutte eseguono la miscelazione dei colori utilizzando il calcolo algebrico per la composizione delle immagini. Il *Semi-Transparent Volume Rendering* offre il vantaggio, rispetto alle tecniche *Surface-Based* e *Binary Voxel*, di non imporre una codificazione binaria dei dati; questo permette di visualizzare caratteristiche piccole o non molto definite. Il principale problema di queste tecniche è invece l'alto costo computazionale che le rende al momento poco praticabili per la visualizzazione interattiva.

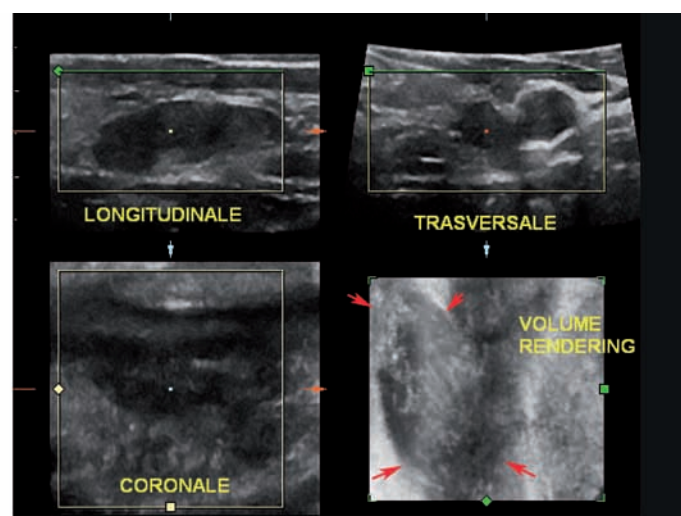
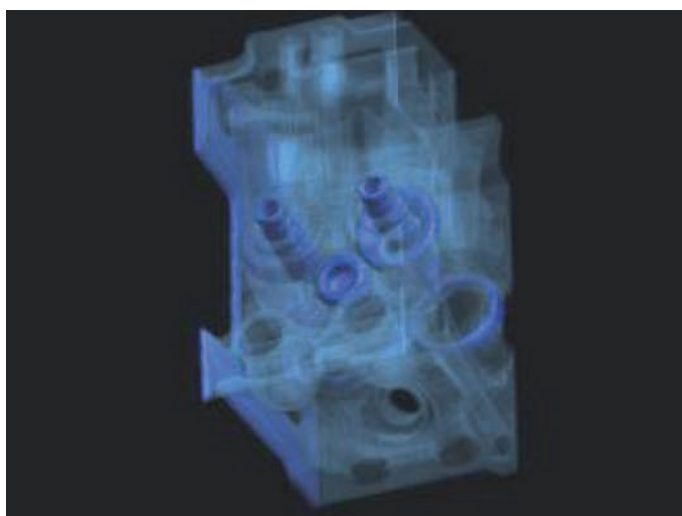
La fase finale del processo di trattamento dei dati consiste nella loro effettiva presentazione all'utente. Per far questo si deve tener presente di quali siano le risorse che l'utente ha a disposizione per "vedere" i dati. Se possiede solo una workstation con limitate risorse di hardware grafico probabilmente si limiterà a visualizzare immagini bidimensionali istantanee di una scena tridimensionale. Se è dotato di risorse grafiche più potenti potrà cercare di avere una sessione interattiva con il

modello tridimensionale, generato da un programma di estrazione di iso-superfici, che gli permetta di cambiare il punto di vista, le dimensioni dell'oggetto ed eventualmente eseguire delle operazioni di selezione, tagliando e modificando l'apparenza. Se invece non ha a disposizione hardware grafico potente, ma comunque risorse di calcolo adeguate (magari collegandosi in rete con supercalcolatori remoti), sarà più facile ottenere dei buoni risultati usando delle tecniche di visualizzazione diretta. Risultati ancora più significativi si possono avere se il sistema è dotato di dispositivi specializzati, come ad esempio di occhiali a cristalli liquidi che permettono la visione stereoscopica della scena tridimensionale. Ancor più sofisticati possono essere dei dispositivi (come il *Head Mounted Display* o il *BOOM* usati in aeronautica militare) che permettono di "immergersi" nei dati ottenendo l'effetto noto come "realtà virtuale".

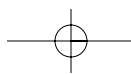
### RAPPRESENTAZIONE DELL'IMMAGINE 3D

Il volume di interesse in ecografia 3D può essere paragonato ad un oggetto contenuto nella mano e che può essere ruotato ed esaminato secondo i tre piani dello spazio x,y,z: da sinistra a destra, da destra verso sinistra sul piano trasversale e longitudinale, avanti ed indietro sul piano direzionale o coronale. È possibile anche una valutazione per trasparenza di piani interni di intersezione fra gli assi x,y,z. Sul volume acquisito è possibile ottenere tutta una serie di informazioni sulla base di algoritmi dedicati.

**Calcolo del volume.** Il calcolo del volume poggia sul principio di combinazione delle informazioni geometriche con i dati volumetrici della lesione. Nel caso in cui



**Fig. 64.** RICOSTRUZIONE *DIRECT VOLUME RENDERING*. La ricostruzione parte da una gelatina colorata semi-trasparente che mantiene in sospensione delle particelle riflettive allineate in modo tale da dare l'apparenza delle superfici racchiuse (A). Ricostruzione in *volume rendering* di paratiroide con iperplasia nodulare (B).





la lesione sia circoscritta con contorni ben evidenti, è possibile calcolare manualmente o automaticamente il volume di una lesione con la rotazione di un piano di immagine lungo un asse fisso. La definizione della superficie/contorni prevede un numero di misurazioni variabili. Il volume viene rappresentato come un solido con superficie colorata (Fig. 65).

**Tomographic Ultrasound Imaging.** Il volume acquisito può essere rappresentato con scansioni tomografiche di vario spessore (*Tomographic Ultrasound Imaging -TUI*). L'imaging tomografico ad US mostra le informazioni dei dati tridimensionali in formato bidimensionale sul video o su carta in modo non dissimile dalla TC e MRI (Fig. 66). TUI fornisce informazioni diagnostiche

sull'estensione tridimensionale di una lesione e può essere seguita in tutti e tre i piani della lesione.

**Multi-planar slicing.** È una tecnica che consente di valutare per trasparenza un piano interno di intersezione fra gli assi x,y,z. Questa tecnica può essere molto utile perché consente la selezione dei piani che non si possono ottenere con le convenzionali indagini ecografiche 2D che sono di semplice interpretazione (Fig. 67). Le operazioni di estrazione e di interpolazione implicano calcoli per la regolarizzazione delle caratteristiche dei voxel. Nonostante la facilità di implementazione e la velocità di visualizzazione, questo metodo non è in grado di offrire una percezione complessiva della tridimensionalità.

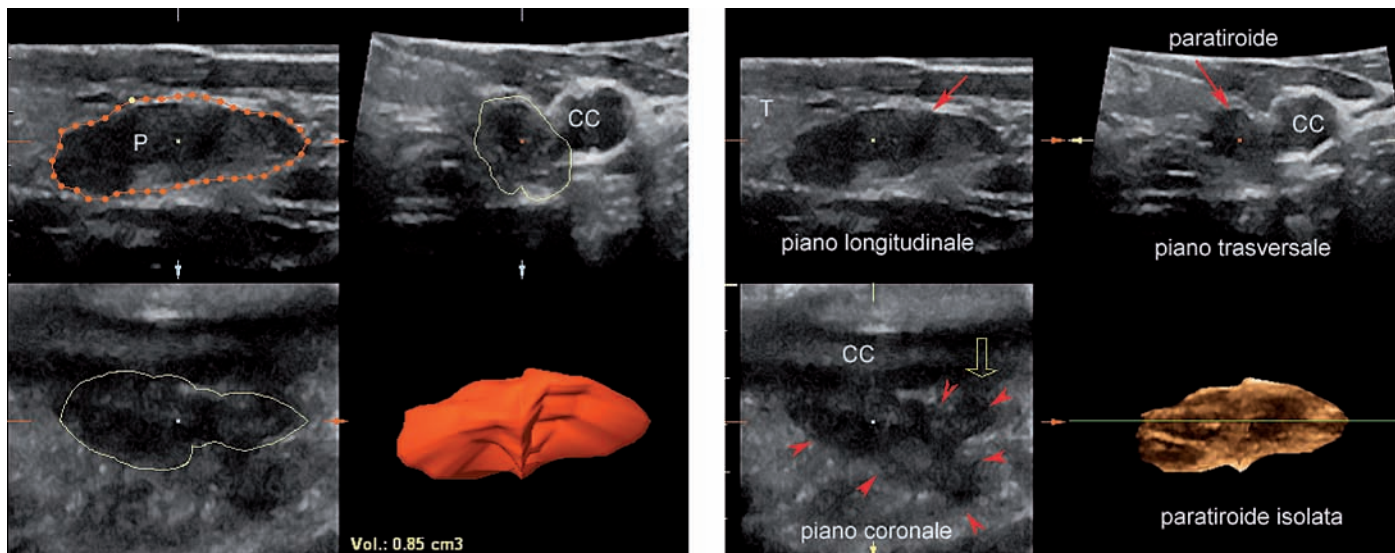


Fig. 65. CALCOLO DEL VOLUME 3D. Nel caso in cui la lesione sia circoscritta con contorni ben evidenti, il volume viene calcolato con la rotazione di un piano di immagine lungo un asse fisso.

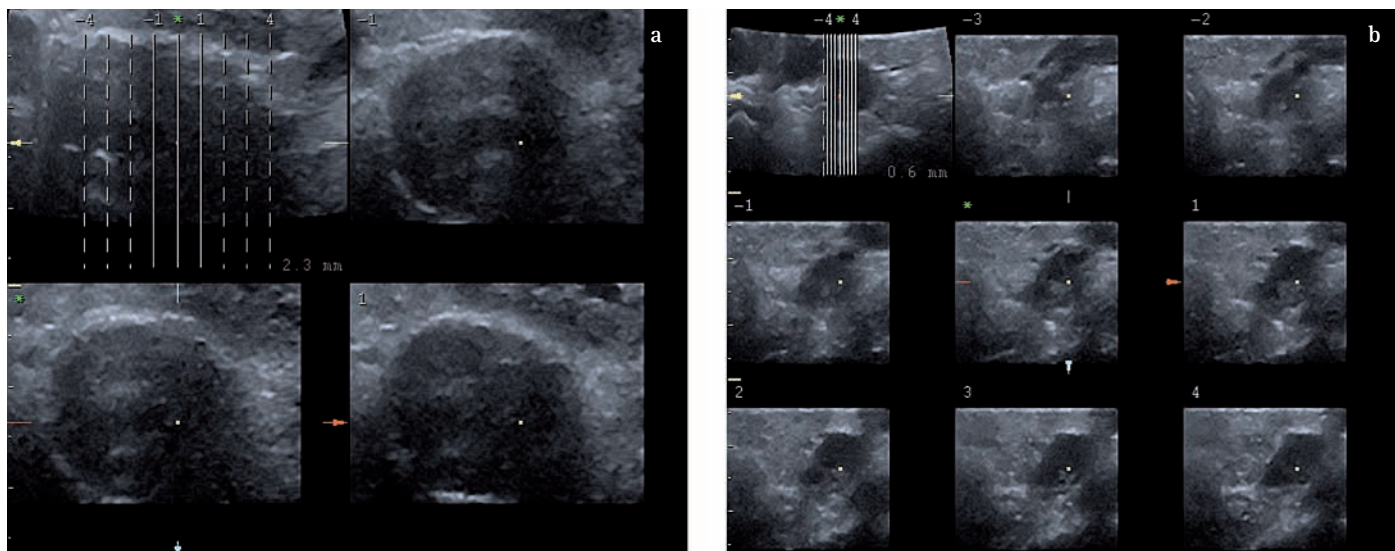


Fig. 66a, b. TOMOGRAPHIC ULTRASOUND IMAGING. Il volume acquisito può essere rappresentato con scansioni tomografiche di vario spessore. La tomografia ad US riportata mostra rispettivamente 4 (A) ed 8 (B) sezioni planari di una paratiroide nodulare sviluppatasi in una paziente in dialisi con iperparatiroidismo secondario severo.



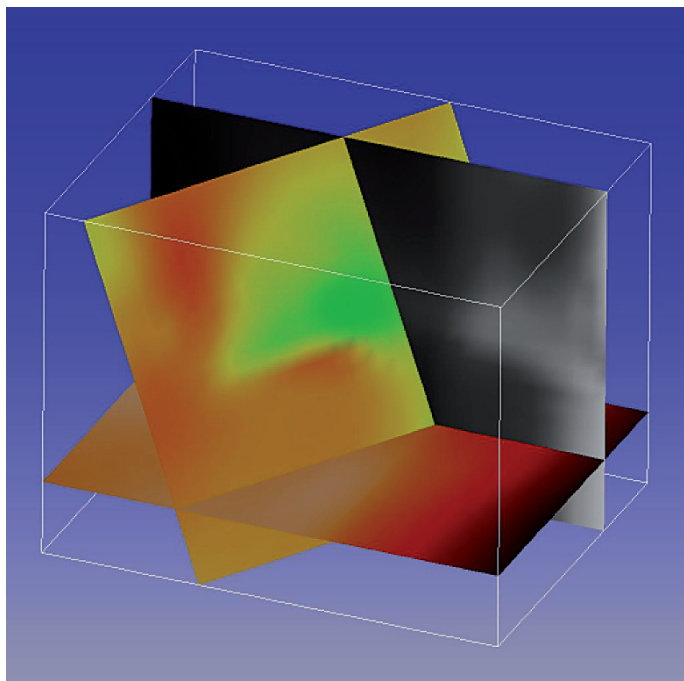
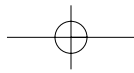


Fig. 67. *MULTI-PLANAR SLICING*. È una tecnica che consente di valutare per trasparenza un piano interno di intersezione fra gli assi  $x,y,z$ .

*Surface e volume rendering*. Considerata la complessità di queste tecniche, la rappresentazione dell'immagine non può prescindere dalla descrizione dei metodi di acquisizione del *dataset* descritti nel precedente paragrafo.

### Imaging tridimensionale dinamico o 4D

Accanto ai metodi proposti si sta prepotentemente sviluppando la ricerca sull'*imaging 3D in real time, con sonde "a matrice" 2D*. Le sonde a matrice 2D sono composte da un elevato numero di cristalli di piccolo diametro  $<300 \mu\text{m}$ , disposti ordinatamente a costituire una matrice quadrata con un numero di linee e di colonne eguale per ogni lato (Fig. 68). Ad oggi sono state sperimentate matrici di  $43 \times 43$  (Volumetrics™),  $55 \times 55$  (sistema Philips Sonos 7500™), sino a  $64 \times 64$ . Una matrice di  $64 \times 64$  contiene ben 4096 elementi attivi, ciascuno dei quali deve essere singolarmente connesso agli elettrodi per poter essere eccitato e partecipare alla formazione del fascio US. L'eccitazione dei cristalli avviene con il sistema dei ritardi di fase ed il fascio può essere focalizzato sia sul piano assiale che azimutale (elevazionale) con un effetto di focalizzazione tipo lenti elettronica circolare. I costi e la complessità costruttiva di queste sonde ne stanno ritardando l'uso clinico e la commercializzazione.

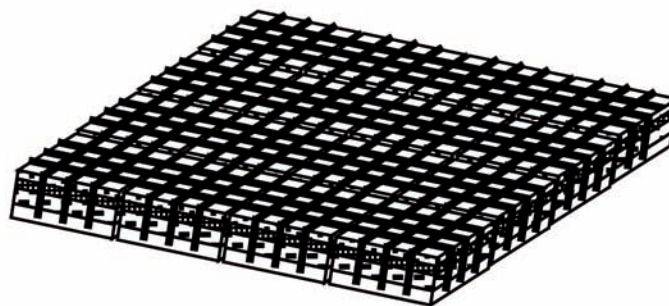
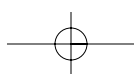


Fig. 68. *ECOGRAFIA 3D*. La tecnica del prossimo futuro prevede l'uso di sonde a matrice (2D). Queste sonde consentono di acquisire i dati volumetrici in real-time e di definire sui tre piani dello spazio  $x,y,z$  il momento della scansione. La difficoltà dell'*imaging* tridimensionale con sonda a matrice risiede nei costi e nella complessità costruttiva dei trasduttori per ottenere la connessione e l'eccitazione simultanea dei cristalli.

### Imaging ad alta frequenza e nuovi trasduttori

Numerosi centri di ricerca hanno proposto l'uso di trasduttori ad alta frequenza per migliorare la risoluzione delle apparecchiature nonostante i fenomeni di assorbimento degli US nei tessuti. La risoluzione laterale di un trasduttore è data dalla relazione:  $\lambda f/d$  ( $\lambda$  = lunghezza d'onda;  $f$  = distanza focale;  $d$  = diametro del trasduttore) e può variare da  $300 \mu\text{m}$  a  $20\text{-}30 \mu\text{m}$  rispettivamente a  $15 \text{ MHz}$  ed a  $100 \text{ MHz}$ . A  $20 \text{ MHz}$  la risoluzione assiale è di  $100 \mu\text{m}$  e la risoluzione laterale di  $300 \mu\text{m}$ . La risoluzione assiale dipende dalla frequenza degli US, ma soprattutto dalla qualità della risposta del *beamformer* in trasmissione ed in ricezione. Per ottimizzare questi parametri, i componenti dell'ecografo devono avere *performances* molto elevate in termini di sensibilità del trasduttore, di ampiezza di banda dell'impulso e di elettronica. Il concetto di costruzione delle sonde ad alta frequenza non differisce sostanzialmente da quello dei trasduttori a bassa frequenza, ma impone il ricorso a materiali piezoelettrici ad alta sensibilità.

In effetti, il materiale classico tipo PZT-5 ed il PVDF o Niobato presentano limiti in termini di frequenza, di accoppiamento elettro-acustico e di fabbricazione<sup>(28-30)</sup>. Questo ha stimolato lo sviluppo di nuovi materiali come le ceramiche composite a grana fine, i copolimeri di nuova concezione ed i *films* ceramici. Tutti questi materiali hanno permesso un miglioramento incredibile in termini di sensibilità del trasduttore. Il *backing layer* in queste sonde deve essere particolarmente curato ed adattato per non compromettere l'ampiezza di banda e la risoluzione assiale. L'*imaging* con frequenze fra  $10$  e  $15 \text{ MHz}$  viene usato routinariamente per lo studio degli



organi superficiali (tiroide, paratiroide, mammella, testicoli, linfonodi etc.), dei tendini e dei muscoli. Sonde sperimentali di nuova concezione con frequenze di 50 MHz promettono sviluppi spettacolari nello studio della pelle (dermatologia e cosmetologia), dell'occhio (segmento anteriore) e dei vasi (lesioni ateromatose)<sup>[28-30]</sup>.

### Osteodensitometria ad ultrasuoni

La necessità di una tecnica diagnostica sensibile alle modificazioni strutturali della trama ossea ed al tempo stesso riproducibile ha portato ad esplorare le potenzialità dell'ecografia nella valutazione e quantificazione delle variazioni della trama del tessuto osseo<sup>[31]</sup>. L'uso di sonde a bassa frequenza (500 kHz) permette di superare il grande limite dell'assorbimento degli US nell'osso. A differenza della densitometria ossea a doppio raggio fotonico che analizza le vertebre del rachide lombare o il collo del femore, la densitometria ossea ad US viene comunemente registrata a livello dell'osso calcaneale. La densitometria ad US della testa del radio ha mostrato risultati meno riproducibili. I parametri quantitativi determinati con questa tecnica sono di due tipi:

- 1) *l'attenuazione dell'onda ultrasonora* (in funzione dell'assorbimento e della diffusione);
- 2) *la velocità dell'onda ultrasonora* (in funzione della massa ossea e dell'elasticità della trama).

È stato dimostrato che questi parametri possono essere correlati con la perdita di trama ossea ed essere utili nello *screening* dell'osteoporosi e del rischio di fratture patologiche. I primi apparecchi fornivano una sola misura lungo un'asse prestabilito e ponevano il problema della riproducibilità delle misurazioni. Gli apparecchi attuali consentono di ricostruire a partire dal movimento automatico della sonda misure molto riproducibili. I limiti della osteodensitometria ad US derivano dalla mancanza di un'adeguata validazione con la densitometria a doppio raggio fotonico e dal fatto che questo metodo limita lo studio dell'osso ad una regione scheletrica piccola e di scarso interesse.

### Terapia con ultrasuoni

L'uso degli US ad alta potenza a scopo terapeutico ha preso campo ed importanza con lo sviluppo dei litotrittori ad ultrasuoni. Lo scopo di questa tecnica è quella di distruggere i calcoli renali usando onde brevi, focalizzate e di alta intensità. Il ripetersi degli impatti dell'*onda*

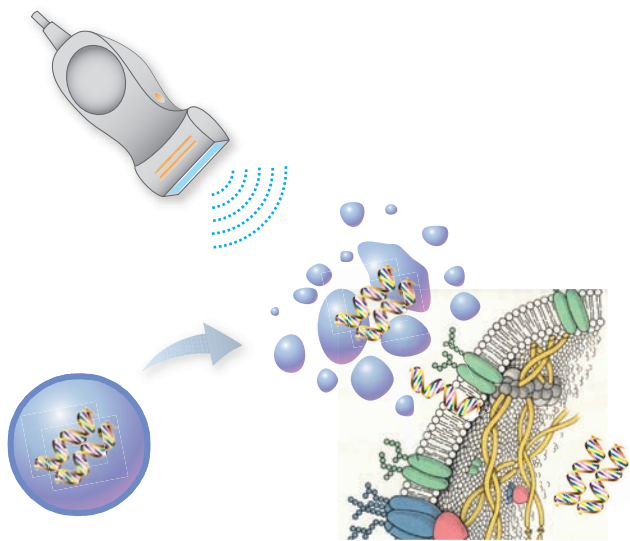
*choc* sul calcolo determina la sua progressiva frammentazione e l'eliminazione del calcolo per via naturale. Questo sistema è basato sull'uso di una cupola sferica che agisce come una lente convergente e focalizza gli US ad alta potenza sul calcolo. Il sistema è stato recentemente testato per provocare cavitazione e distruzione per evaporazione anche nei tessuti biologici<sup>[32, 33]</sup>. Le potenziali applicazioni del metodo per il trattamento di lesioni cancerose è oggetto di diversi studi. Una seconda soluzione tecnica adottata a scopi terapeutici consiste nel generare un'onda focalizzata di maggiore durata, ma di media intensità, con lo scopo di innalzare la temperatura tissutale intorno ai 75/80 °C (diatermia) determinando una necrosi coagulativa. Questa tecnica viene attualmente applicata per la riduzione volumetrica del cancro della prostata con sonda transrettale. In futuro, l'uso congiunto di questa tecnica con l'iniezione di microbolle vettrici di molecole terapeutiche (cavisomi) permetterà di associare forse il trattamento fisico a quello farmacologico. Gli US saranno utilizzati sia per sfruttare l'effetto diatermico che per liberare elettivamente a livello della lesione i principi chimici attivi contenuti nelle microbolle<sup>[32-34]</sup>.

### Applicazioni terapeutiche delle microbolle (cavisomi)

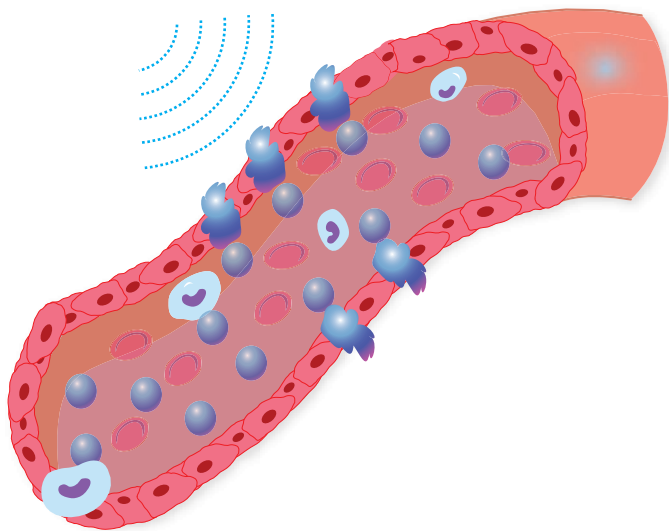
Negli ultimi anni, in letteratura sono state segnalate applicazioni collaterali dei MdC ecografici molto interessanti, volte a sfruttare non tanto le capacità di rinforzo del segnale US a scopo diagnostico, quanto le proprietà ed il comportamento delle microbolle a fini terapeutici. In particolare, alcuni studi sperimentali hanno segnalato la possibilità di veicolare farmaci o materiale genetico con le microbolle e di liberare gli stessi nei tessuti patologici con la implosione delle microbolle insonate dagli US. Questa applicazione consentirebbe di liberare, ad esempio, farmaci citotossici in sedi anatomiche specifiche<sup>[35]</sup> o di veicolare geni per la transfezione di aree infartuate del miocardio. Le applicazioni cliniche della transfezione genica sono al momento limitate dalla mancanza di un vettore sicuro ed efficiente, capace di liberare il materiale genetico nei punti critici e facilitarne la penetrazione nel contesto cellulare<sup>[36]</sup>. Infatti, i vettori virali inducono nell'organismo una risposta immunitaria, mentre altre tecniche si sono dimostrate scarsamente efficienti. Il rilascio topico di farmaci o materiale genetico nei tessuti bersaglio può essere ottenuto inducendo con US la rottura (im-

plosione) di microbolle di gas “armate”. Evidenze sperimentali recenti dimostrano che l’implosione delle microbolle libera forti quantità di energia a livello molecolare, ed è potenzialmente capace di perforare la parete cellulare e favorire la transfezione genica o il passaggio di macromolecole senza indurre alterazioni strutturali letali per la cellula<sup>(37)</sup> (Fig. 69).

I fenomeni di cavitazione ed implosione possono anche facilitare la permeabilità dei capillari inducendo microfratture della membrana basale e dell’endotelio e facilitando il passaggio di macromolecole o di agenti



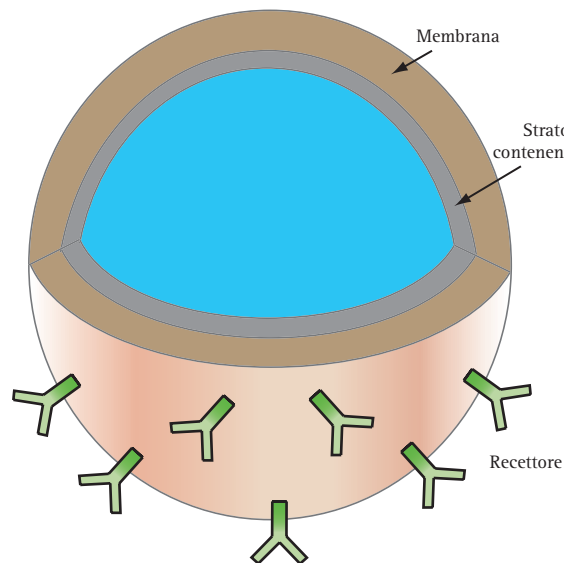
**Fig. 69. TRANSFEZIONE GENICA CON MICROBOLLE.** Evidenze sperimentali recenti dimostrano che l’implosione delle microbolle libera forti quantità di energia a livello molecolare, ed è potenzialmente capace di perforare la parete cellulare e favorire la transfezione genica o il passaggio di macromolecole senza indurre alterazioni strutturali letali per la cellula.



**Fig. 70. MICROBOLLE E PERMEABILITÀ VASALE.** I fenomeni di cavitazione ed implosione possono anche facilitare la permeabilità dei capillari inducendo microfratture e facilitando il passaggio di macromolecole o il passaggio di agenti terapeutici.

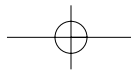
terapeutici (Fig. 70)<sup>(38)</sup>. Come accennato nel precedente paragrafo, nel futuro l’infusione di cavisomi vettori di farmaci citotossici potrebbe essere combinata con la termoterapia US per il trattamento di lesioni eteroplastiche primitive o secondarie. La liberazione topica dei farmaci potrebbe essere facilmente ottenuta con l’inserimento di anticorpi specifici nella capsula lipidica della microbolla, capaci di riconoscere alcuni epitopi o recettori specifici presenti nella membrana della cellula bersaglio. Microbolle progettate in questo modo potrebbero veicolare e rilasciare farmaci citostatici o trombolitici direttamente a livello del bersaglio, minimizzando gli effetti sistemici della terapia (Fig. 71)<sup>(39)</sup>

La tecnologia digitale sta aprendo sicuramente nuovi orizzonti in ecografia. Alla fine degli anni ’80, la “spinta propulsiva” ed innovativa dell’imaging morfologico B-Mode sembrava esaurita e le possibili applicazioni dell’ecografia già esplorate. Negli anni ’90, le potenzialità diagnostiche delle applicazioni Doppler hanno rinfocolato l’interesse e la ricerca tecnologica trasformando l’ecografia da esame morfologico in esame morfo-funzionale. La rivoluzione digitale degli anni 2000, lo sviluppo della seconda armonica, dei mezzi di contrasto ecografici e dei nuovi algoritmi di acquisizione dell’immagine ha aperto nuovi orizzonti. In particolare, lo sviluppo dell’ecografia 3D real-time con sonde a matrice renderà l’ecografia sempre più competitiva e meno dipendente dall’abilità e dall’esperienza dell’ope-



**Fig. 71. MICROBOLLE E FARMACI.** La liberazione topica dei farmaci verrebbe ottenuta con l’inserimento di ligandi specifici nella capsula lipidica stabilizzante della microbolla, capaci di riconoscere i recettori di membrana della cellula bersaglio. Microbolle progettate in questo modo potrebbero veicolare e rilasciare farmaci citostatici o trombolitici direttamente a livello del bersaglio, minimizzando gli effetti sistemici della terapia.



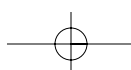


ratore. Il futuro prossimo è nella miniaturizzazione, nella diffusione capillare e nella ricerca di applicazioni combinate diagnostiche e terapeutiche. L'ecografia è sicuramente diventata la metodica diagnostica più diffusa e popolare nella pratica medica. Questo successo è da attribuire sicuramente alla semplicità e non invasività

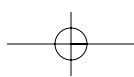
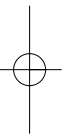
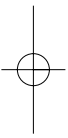
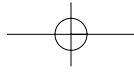
del metodo, giustamente definito "user and patient friendly", ma in parte è anche dovuto al continuo e notevole progresso tecnologico che migliorando qualitativamente le immagini, ha posto l'ecografia in seria competizione con l'imaging di secondo livello.

## Bibliografia

1. Gabardi, C, Caruso L. *Nozioni di apparecchiature: dall'analogico al digitale, dalla meccanica all'elettronica*. Cap. 3; pag. 29-34. In: Ecografia clinica. Busilacchi P e Rapaccini GL Eds. Idelson-Gnocchi. Napoli, 2006.
2. Pesque P, Sonquet J: *Digital ultrasound: from beamforming to PACs*. Eur Radiol 1999; 9: S311- S314.
3. Claudon M et al: *Advances in ultrasound*. Eur Radiol 2002; 12: 7-18.
4. Jedrzejewicz T: *System architecture for various image reconstruction and processing techniques*. Eur Radiol 1999; 9: S334 - S337.
5. Kremkau F W. *Imaging instruments*. In: Diagnostic ultrasound. Principles and instruments. Kremkau F W. Ed. Seventh Edition. Saunders-Elsevier, 2006.
6. Hedrick WR, Hykes DL, Starchman DE. *Real-time ultrasound instrumentation*. In: Ultrasound physics and instrumentation. Fourth Edition: Chap. 9; Pag 129-154. Elsevier-Mosby, 2005.
7. Cosgrove D. *Echo-enhancers and ultrasound imaging*. Eur J Radiol 1997; 26:64-76.
8. Lencioni R, Cioni D, Bartolozzi C. *Tissue harmonic and contrast-specific imaging: back to gray scale in ultrasound*. Eur Radiol 2002; 12:151-165.
9. Tranquart F et al. *Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging*. Ultrasound Med Biol 1999; 25: 889-894.
10. Whittingham TA. *Tissue harmonic imaging*. Eur Radiol 1999; 9: S323-S326.
11. Duck FA: *Nonlinear acoustics in diagnostic ultrasound*. Ultrasound Med Biol 2002; 28: 1-18.
12. Blackwell R. *Ultrasound equipment*. In: Abdominal and General Ultrasound Ed. H. Meire H, Cosgrove Dewbury DK, Farrant P. Chap. 2. Pg. 13-36. Churchill Livingstone, London 2003.
13. Jedrzejewicz T. *Manufactory development: Acuson. Digital technology for solving acoustic problems*. Eur Radiol 1999; 9 (S3): S315-S317.
14. Behar V: *Techniques for phase correction in coherent ultrasound imaging systems*, Ultrasonics 39; 603-610, 2002.
15. GE *Ultrasound technology update. Digitally encoded ultrasound*. 2000. <http://www.gemedicalsystem.com>
16. Hossack J. Ed. *Coded waveforms in ultrasonic imaging*. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control (Special Issue) 2005; 52: 158-288.
17. Misaridis TX et al: *Potential of coded excitation in medical ultrasound imaging*, Ultrasonics 38: 183-189, 2000.
18. Hedrick WR: *Extended field of view real-time ultrasound: a review*, J Diagn Med Sonography 16: 103-107, 2000.
19. Weng L et al: *US extended field of view imaging technology*, Radiology 1997; 203: 877- 880.
20. Jespersen SK, Wilhjelm JE, Sillesen H: *Multi-angle compound imaging*, Ultrason Imaging 20: 81-102, 1998.
21. Block JS, Gebel M, Hebel R et al. *Tissue characterization using intelligent adaptive filter in the diagnosis of diffuse and focal liver disease*. Ultrasound Med Biol 1994; 20: 321-328.
22. Spencer T., Ramo M.P., Salter D.M. et al. *Characterization of atherosclerotic plaque by spectral analysis of intravascular ultrasound: an in vitro methodology*. Ultrasound Med Biol 1997; 2: 191-203.
23. Dautzat M, Deklunder G, Aldis A, et al. *Gas bubble*



- emboli detected by transcranial Doppler sonography in patients with prosthetic heart valves: a preliminary report.* J Ultrasound Med 1994; 13: 129-35.
24. Hall TJ: *Beyond the basics: elasticity imaging*, Radiographics 2003; 23: 1657-1671.
25. Tikhonov DA, Kiselyov OE, Sarvazyan AP, Sarkisov GN. *Ultrasonic approach to obtaining partial thermodynamic characteristics of solutions.* Ultrasonics 1995; 33: 301-310.
26. Weissmann CF. Evaluation of breast lesions by 4D sonography. *Ultraschall in Med* 2005, 5: 437-438.
27. Krouskop T.A., Wheeler TM, Kallel F, Garra BS, Hall T. *Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression.* Ultrasonic Imaging 1998; 20: 260-74.
28. Itoh. A, Ueno E, Tohno F. et al. *Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis.* Radiology 2006; 239: 341-350.
29. Fenster A, Downey DB, Cardinal HN: *Three-dimensional ultrasound imaging*, Phys Med Biol 46; R67-R99, 2001.
30. Lethiecq M., Berson M., Feuillard G., Patat F. *Principles and applications of high-frequency medical imaging.* Advances in Acoustic Microscopy, pg. 39-102. Plenum Press, New York, 1996.
31. Whittingham TA. *Modern developments in diagnostic ultrasound. Part I. Transducer and signal processing developments.* Radiography 1995; 1: 61-73.
32. Whittingham TA. *Broadband transducers. Section I: New Transducers.* Europ Radiol 1999; S298-S303.
33. Laugier P., Giat P., Berger G. *Bone characterization with ultrasound: state of the art and new proposal.* Clinical Rheumatology 1994; 13: 22-32.
34. Gelet A, Chapelon JY, Bouvier R, et al. *Treatment of prostate cancer with transrectal focused ultrasound: early clinical experience.* Eur Urol 1996; 29: 174-83.
35. Haar G.T. *Ultrasound focal beam surgery.* Ultrasound Med Biol 1995; 9: 1089-100.
36. Clarke RL, Haar GRT. *Temperature rise recorded during lesion formation by high-intensity focused ultrasound.* Ultrasound Med Biol 1997; 2: 299-306.
37. Bloomley MJK, Cooke Jk, Unger EC et al. *Microbubble contrast agents: a new era in ultrasound.* BMJ 2001; 322: 1222-1225.
38. Russel SJ. *Science, medicine and the future: gene therapy.* BMJ 1997; 1289-1292.
39. Shohet RV, Chen S, Zhou Y-T et al. *Echocardiographic destruction of albumin microbubbles directs gene delivery to the myocardium.* Circulation 2000; 101: 2554-2556.
40. Price RJ, Skira DM, Kaul S et al. *Delivery of colloidal particles and red blood cells to tissue through microvessels ruptures created by target microbubble destruction with ultrasound.* Circulation 1998; 98: 1264-1267.
41. Wu Y, Unger EC, Mc Creery TP et al. *Binding and lysing of blood clots using MRX-408.* Invest Radiol 1998; 33: 880-883.







## SEMANTICA, SEMEIOTICA ED ARTEFATTI NELL'IMMAGINE B-MODE

### RAPPORTO SEGNALE RUMORE

Range dinamico o dynamic range

### RUMORE DI FONDO (*NOISE*)

### ARTEFATTI DA RIFLESSIONE SPECULARE E DA SCATTERING

Artefatti da riflessione speculare  
*Speckle*

### OMBRA ACUSTICA E RINFORZO POSTERIORE

Ombra acustica distale o cono d'ombra posteriore  
Rinforzo posteriore o di parete distale  
Ombre acustiche laterali

### ARTEFATTI DA RIVERBERAZIONE

Riverberazione echi speculari  
Riverberazione dello scattering o effetto pioggia

Effetto specchio

Artefatto a coda di cometa (*comet tail artifact*)  
*Ring-down artifact*

### ARTEFATTI LEGATI ALLA LARGHEZZA ED ALLA FOR- MA DEL FASCIO ULTRASUONI

Artefatto da larghezza del fascio  
Artefatto da lobo laterale o *side lobe artifact*  
Artefatto da fasci parassiti o *grating lobes*  
Artefatto da volume parziale

### ARTEFATTI DA SPESSORE DELLO STRATO

### ARTEFATTI DA RIFRAZIONE

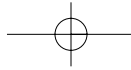
### ARTEFATTI DA VARIAZIONE DI VELOCITÀ DEGLI ULTRASUONI

L'ecografia B-Mode riproduce su un piano bidimensionale una sezione anatomica con una sua larghezza e profondità e spessore, per cui l'immagine è di per sé ricca di artefatti da trascinamento e volume parziale. L'immagine in scala di grigi riproduce in ogni suo punto l'intensità del segnale di ritorno e rappresenta il risultato di un'elaborazione sequenziale del segnale RF nativo (amplificazione, interpolazione, *smoothing*). Ogni singola fase di processazione del segnale introduce rumore ed artefattualità che l'occhio umano non è in grado di distinguere. Infine, l'operatore legge un'immagine che viene proposta con 256 livelli di grigio quando l'occhio umano è in grado di discriminare adeguatamente solo 60-90 livelli di grigio.

Tutte queste considerazioni confermano inequivocabilmente che l'ecografia è una tecnica ricca di artefatti e con un rapporto segnale/rumore sfavorevole. Pertanto, l'ecografista, cioè l'operatore che esegue l'esame e legge al tempo stesso l'immagine, deve possedere l'arte e l'esperienza per discriminare quello che è "vero" da ciò che "può" essere vero o è solo un "artefatto". In linea generale, in ecografia è valida la regola per cui è vero tutto quello che è presente e si ripete nelle immagini ottenute con angoli di vista variabili, mentre può

essere un artefatto quello che non si ripropone in tutte le scansioni.

Come detto precedentemente, l'incontro degli US con le strutture anatomiche segna l'inizio di una serie di fenomeni fisici che vanno dalla riflessione alla dispersione semplice, dalla diffrazione all'assorbimento. I primi due fenomeni generano il segnale eco che, raccolto dal trasduttore e opportunamente elaborato, crea l'immagine ecografica. Gli stessi fenomeni che generano il segnale vero possono causare artefatti. Così la riflessione speculare, le riflessioni multiple degli US possono introdurre numerosi artefatti. La dispersione semplice che gli US subiscono a livello delle strutture microscopiche tessutali introduce un artefatto che rende l'immagine granulare e poco rispondente alla struttura microscopica del parenchima (*speckle*). Anche la diffrazione, legata alla propagazione degli US, può essere responsabile di artefattualità nell'immagine. La stessa conformazione del fascio US, nonostante la collimazione elettronica, può introdurre artefatti legati alla presenza dei lobi laterali, dei *grating lobes* e allo spessore del fascio sul piano elevazionale. Infine, tutte le fasi del processo di elaborazione del segnale nativo, così come il malfunzionamento dell'apparecchiatura o le interfe-



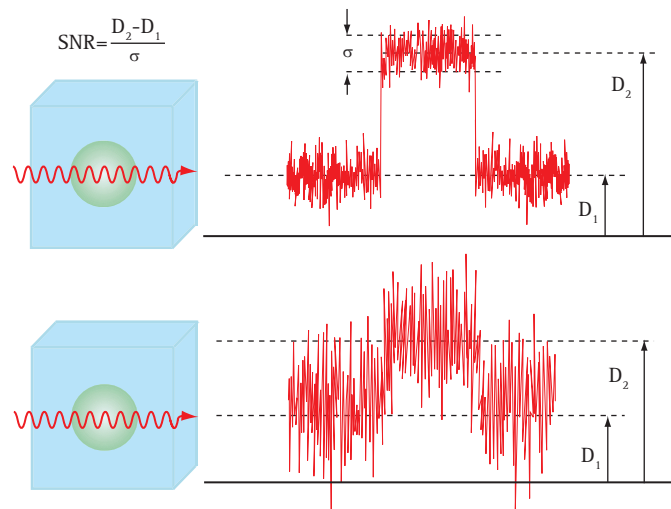
renze elettriche esterne, possono introdurre nell'immagine "rumore" random (*spots*) o strutturato (*clutters*).

Non tutti gli artefatti, comunque, sono inutili e dannosi. Alcuni di essi sono invece segni utili, a volte indispensabili, per porre una diagnosi corretta. Per questo, la discussione dei fenomeni artefactuali dell'immagine B-Mode s'intreccerà strettamente con la semantica comunemente usata nella semeiologia e nel referto ecografico<sup>(1)</sup>.

### Rapporto segnale rumore

Il rapporto segnale/rumore (*Signal-to-Noise Ratio*, SNR) di un sistema esprime il rapporto fra l'ampiezza del segnale vero e l'ampiezza del rumore o segnale spurio e viene espresso in decibel (dB). Quanto più elevato è il rapporto segnale/rumore, tanto migliore è la qualità ed il contrasto del segnale vero.

Considerando il profilo di segnale generato da un fantoccio come quello rappresentato in (Fig. 1), il rapporto segnale/rumore viene quantificato nel seguente modo: prima viene calcolato la componente di rumore del segnale  $\sigma$ , cioè la deviazione standard del segnale a livello  $D_2$ , quindi viene calcolata l'intensità del segnale  $\Delta S$ , cioè la differenza di intensità fra  $D_2$ , ossia l'intensità del segnale vero e  $D_1$ , ossia l'intensità del segnale del *background* ( $\Delta S = D_2 - D_1$ ), infine viene cal-

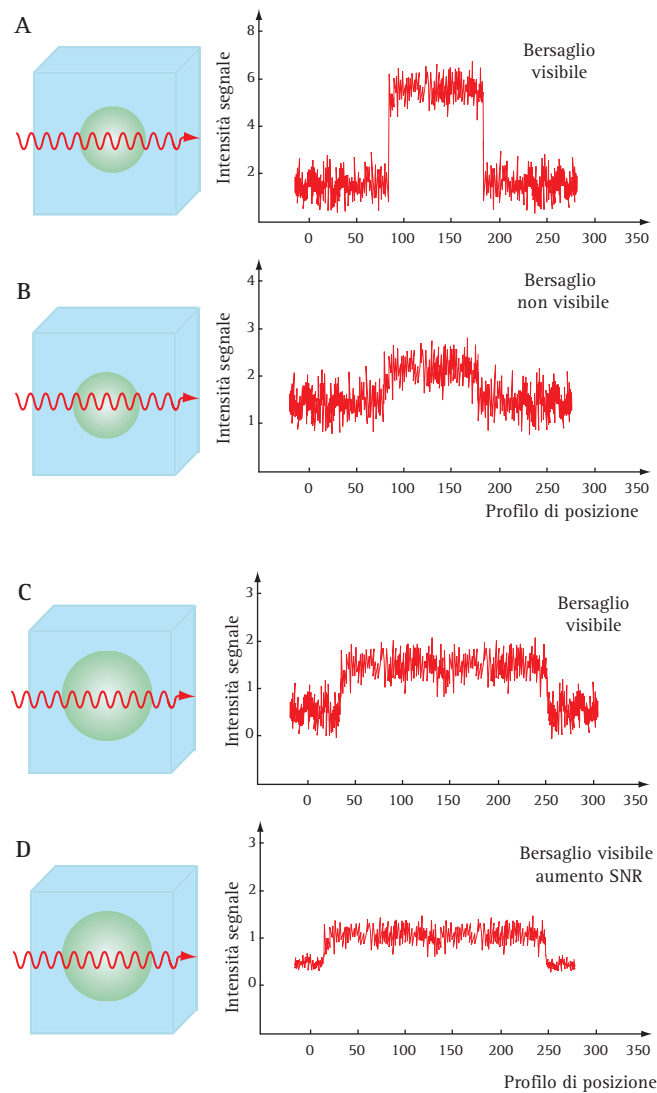


**Fig. 1. RAPPORO SEGNALE/RUMORE.** La misurazione del rapporto segnale/rumore compara la deviazione standard  $\sigma$ , del rumore con la differenza d'ampiezza del segnale fra bersaglio e strutture circostanti. Il profilo di segnale proposto nella parte alta della figura mostra un SNR più elevato (basso  $\sigma$ ) rispetto al profilo proposto nella parte inferiore dell'immagine (alto  $\sigma$ ) dove, di conseguenza, il bersaglio centrale diventa meno visibile e contrastato.

colato il rapporto segnale/rumore in base alla relazione:

$$SNR = \Delta S / \sigma$$

Per registrare un'immagine ben contrastata bisogna che il rapporto segnale/rumore del sistema sia il più alto possibile (valore  $\sigma$  molto basso). La (Fig. 2) mostra come la visibilità di un bersaglio, in presenza di rumore di fondo, sia legata strettamente legata all'intensità del segnale ed alla grandezza della lesione. Nelle apparecchiature ecografiche, come in altri sistemi di immagine, per migliorare il contrasto e la visibilità delle strutture bisogna o che il rapporto segnale/rumore sia elevato o che il rumore di fondo sia basso.



**Fig. 2a, b. RAPPORO SEGNALE/RUMORE.** Il profilo di segnale proposto nella sequenza (A) e (B) mostra come l'intensità del segnale sia un parametro molto importante per rendere visibile una lesione in un'immagine ricca di rumore. La grandezza è altrettanto importante per la visibilità della lesione (C), anche se la riduzione del rumore di fondo (aumentando il rapporto segnale rumore) ne migliora la visibilità (D).



**Range dinamico o dynamic range.** Da un punto di vista diagnostico, quanto più elevato è il numero di dettagli anatomici contenuti in un'immagine morfologica tanto maggiore è l'informazione diagnostica. Il range dinamico di un sistema rappresenta il *rapporto fra l'intensità massima del segnale senza attenuazione e l'intensità del segnale al massimo dell'attenuazione*. In altri termini, il range dinamico esprime il rapporto fra il segnale più intenso e quello più debole registrato dal sistema e viene espresso come il SNR in dB. Il segnale più forte indica il livello in cui inizia ad aversi la sovrasaturazione del sistema mentre il segnale più debole definisce il livello di rumore dell'amplificatore. Così ad esempio il range dinamico di un video è dato dal rapporto fra la massima intensità del segnale video (1 V) diviso la radice quadrata media del rumore. Il valore del rumore è tipicamente di 1 mV, per cui il range dinamico di un video è dato dal SNR del sistema e dovrebbe essere nel caso specifico 1:1000. Il rapporto SNR si riduce con i video ad ampia banda in quanto la componentistica elettronica dei video ad alta definizione (1024 e 1250 linee) ha un SNR di almeno due volte più elevato. In questo caso il *dynamic range* del video diventa da 1:2000 sino a 1:6000.

### Rumore di fondo (Noise)

Le apparecchiature Doppler, al pari di qualsiasi sistema elettronico, possono generare rumore random o strutturato<sup>(2)</sup>. Il *rumore casuale o random* deriva dall'amplificazione di voltaggi di bassa intensità generati dai circuiti elettronici modulari del sistema. In base all'intensità ed alla distribuzione temporo-spaziale, questi voltaggi vengono rappresentati sul monitor o come fini *spots* luminosi, isolati, fluttuanti e mobili, o in caso di sovrasaturazione e di superamento del *range* dinamico del monitor, con un *effetto a tempesta di neve*. Per ridurre o eliminare il rumore le aziende costruttrici isolano e schermano accuratamente la componentistica elettronica. Ciò nonostante, gli artefatti da rumore casuale sono spesso evidenti nei settori più profondi del campo sonoro dove il guadagno differenziale è più elevato nonostante la focalizzazione elettronica e dinamica del fascio US. La comparsa di un artefatto da rumore (come ad esempio uno pseudosedimento in vescica) viene usata anche per quotare il limite massimo di profondità che un trasduttore di una determinata frequenza può esplorare (Fig. 3a, b,c).

Gli artefatti da rumore *random* possono essere ridotti e controllati dall'operatore con la funzione di *smoothing* temporale, indicata come "*frame average*" o "persistenza"<sup>(2)</sup>. Agendo sulla persistenza ogni immagini-

ne rappresentata sul monitor viene creata componendo o sommando le informazioni contenute in più *frames* successivi. Questo accorgimento tende ad eliminare il rumore casuale e le informazioni non reali. In alcune apparecchiature più recenti, per ridurre il rumore del sistema gli impulsi vengono codificati in trasmissione e decodificati in ricezione in modo da raccogliere ed amplificare solo il segnale vero e non il segnale di fondo (*Speckle Reduction Imaging*). Questo, fra l'altro, permette di usare trasduttori a frequenza più elevata e di migliorare la risoluzione spaziale dell'immagine<sup>(3)</sup>.

Occasionalmente, il rumore elettronico può essere generato da cause esterne, ad esempio, fenomeni di interferenza elettrica, malfunzionamento delle connessioni elettriche della sonda e dei connettori o, ancora, da impulsi di radiofrequenza per accensione di unità di diatermia o da disturbi provocati da computer interfacciati. In questo caso, il *rumore strutturato* si manifesta in modo ripetitivo con *flash* o barre iperluminose trasversali o longitudinali variamente distribuite nell'immagine. Il rumore elettronico strutturato o *clutter* può essere generato anche dai movimenti della sonda o dei tessuti<sup>(2)</sup>. In genere i segnali da movimento sono di bassa intensità e per questo sono difficilmente rappresentabili in B-Mode, mentre in modalità Doppler causano artefatti evidenti.

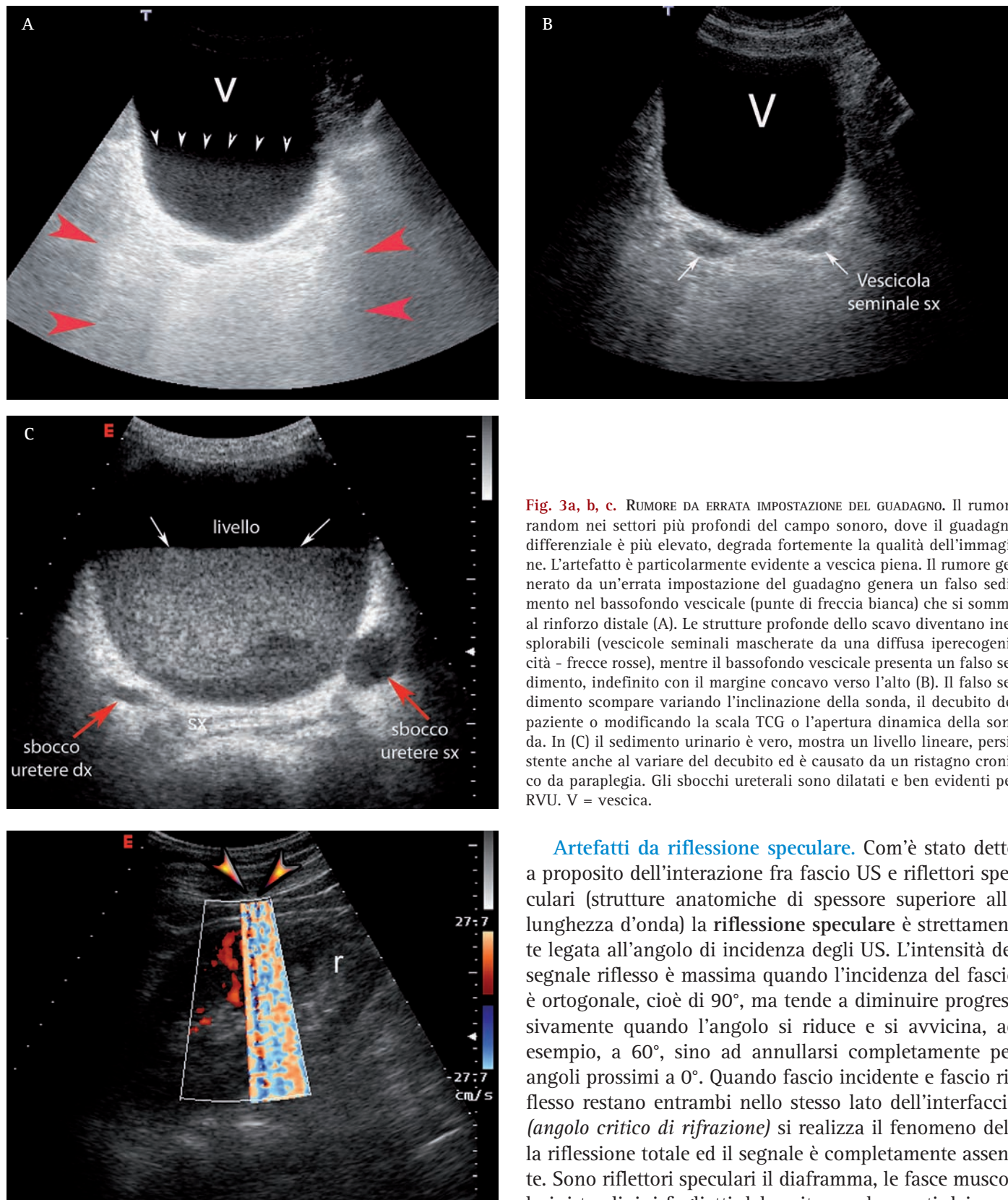
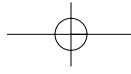
Il rumore strutturato può essere generato anche da fenomeni di riflessione multipla (riverberazioni) o dai lobi laterali del fascio US. Per questo, alcuni artefatti come lo pseudosedimento della vescica (Fig. 3a, b, c), della colecisti o di una voluminosa cisti degenerativa del rene o di altri organi può derivare, come vedremo nei prossimi paragrafi, dal concorso di varie artefattualità come l'artefatto da errata impostazione del guadagno generale o differenziale, l'artefatto da riverberazione ed il *side lobe artifact*<sup>(2,4)</sup>.

Se il rumore strutturato persiste ed altera la qualità dell'immagine, l'operatore può ben poco e deve necessariamente ricorrere all'intervento di tecnici specializzati dell'azienda costruttrice per una revisione tecnica dello strumento (Fig. 4).

### Artefatti da riflessione lineare e da scattering

L'immagine ecografica in scala di grigi viene ricostruita sul monitor in base alla intensità degli echi che derivano dalla riflessione speculare e diffusa ed alla dispersione semplice o *scattering* degli US nei tessuti. Ciascuno di questi fenomeni fisici può generare artefatti<sup>(2-6)</sup>.



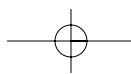


**Fig. 3a, b, c.** RUMORE DA ERRATA IMPOSTAZIONE DEL GUADAGNO. Il rumore random nei settori più profondi del campo sonoro, dove il guadagno differenziale è più elevato, degrada fortemente la qualità dell'immagine. L'artefatto è particolarmente evidente a vescica piena. Il rumore generato da un'errata impostazione del guadagno genera un falso sedimento nel bassofondo vescicale (punte di freccia bianca) che si somma al rinforzo distale (A). Le strutture profonde dello scavo diventano inesplorabili (vescicole seminali mascherate da una diffusa iperecogenicità - frecce rosse), mentre il bassofondo vescicale presenta un falso sedimento, indefinito con il margine concavo verso l'alto (B). Il falso sedimento scompare variando l'inclinazione della sonda, il decubito del paziente o modificando la scala TCG o l'apertura dinamica della sonda. In (C) il sedimento urinario è vero, mostra un livello lineare, persistente anche al variare del decubito ed è causato da un ristagno cronico da paraplegia. Gli sbocchi ureterali sono dilatati e ben evidenti per RVU. V = vescica.

**Artefatti da riflessione speculare.** Com'è stato detto a proposito dell'interazione fra fascio US e riflettori speculari (strutture anatomiche di spessore superiore alla lunghezza d'onda) la **riflessione speculare** è strettamente legata all'angolo di incidenza degli US. L'intensità del segnale riflesso è massima quando l'incidenza del fascio è ortogonale, cioè di 90°, ma tende a diminuire progressivamente quando l'angolo si riduce e si avvicina, ad esempio, a 60°, sino ad annullarsi completamente per angoli prossimi a 0°. Quando fascio incidente e fascio riflesso restano entrambi nello stesso lato dell'interfaccia (**angolo critico di rifrazione**) si realizza il fenomeno della riflessione totale ed il segnale è completamente assente. Sono riflettori speculari il diaframma, le fasce muscolari, i tendini, i foglietti del peritoneo, le pareti dei vasi, la capsula propria del rene, della milza e del fegato.

In base alla disposizione spaziale del riflettore nel campo sonoro, l'angolo di incidenza del fascio può variare<sup>(2,4)</sup>. D'altro canto, il trasduttore raccoglie solo il se-

**Fig. 4.** RUMORE STRUTTURATO (**CLUTTER**). Il rumore strutturato si manifesta con *flash* o barre iperluminose trasversali o longitudinali variamente distribuite nell'immagine. Nel caso riportato, una disconnessione dei circuiti elettrici della sonda generava un forte rumore che ha reso necessario una revisione tecnica ed il cambio del trasduttore (soldi!!!).



gnale riflesso che rientra nel piano di scansione, ossia nel campo sonoro della sonda. Di conseguenza, il riflettore speculare potrà essere rappresentato con echi di forte intensità se l'angolo d'incidenza è ortogonale o con echi d'intensità progressivamente più debole se l'angolo d'incidenza è sempre più obliquo. Al limite estremo, il riflettore può non essere rappresentato nell'immagine se la riflessione è totale e si accompagna a dispersione del segnale all'esterno del campo sonoro (Fig. 5). Nelle scansioni sottocostali, questo artefatto può interessare il diaframma che può mostrare, in base all'angolo di insonazione, uno spessore variabile nei vari tratti, sdoppiarsi o addirittura non essere rappresentato (Fig. 6a, b, c, d). Un fenomeno simile spiega l'artefatto del tendine vuoto che può portare alla falsa diagnosi di rottura con retrazione del tendine. Entrambi gli artefatti segnalati non sono dovuti rispettivamente alla mancanza reale di un tratto di diaframma o alla lacerazione con retrazione del tendine, bensì ad un angolo di incidenza talmente obliquo che non consente di raccogliere gli echi da riflessione speculare del diaframma normale o delle fibre del tendine integro. Questo artefatto spiega l'apparente mancanza della cupola vescicale, a vescica piena, in presenza di versamento ascitico grave, l'apparente mancanza dei setti divisorii fra cisti renali adiacenti nel rene policistico, la mancanza di un setto divisorio fra vescica ed un grossolano diverticolo vescicale (Fig. 7) o l'apparente assenza di setti divisorii fra i follicoli multipli di un ovaio iperstimolato<sup>(2)</sup>.

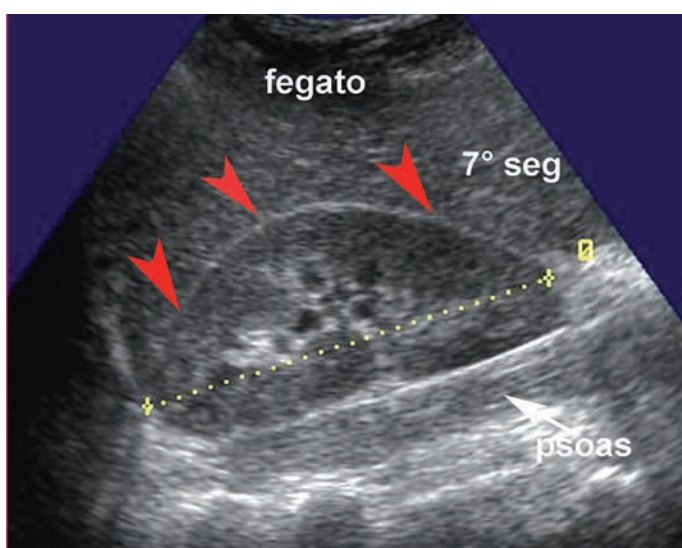


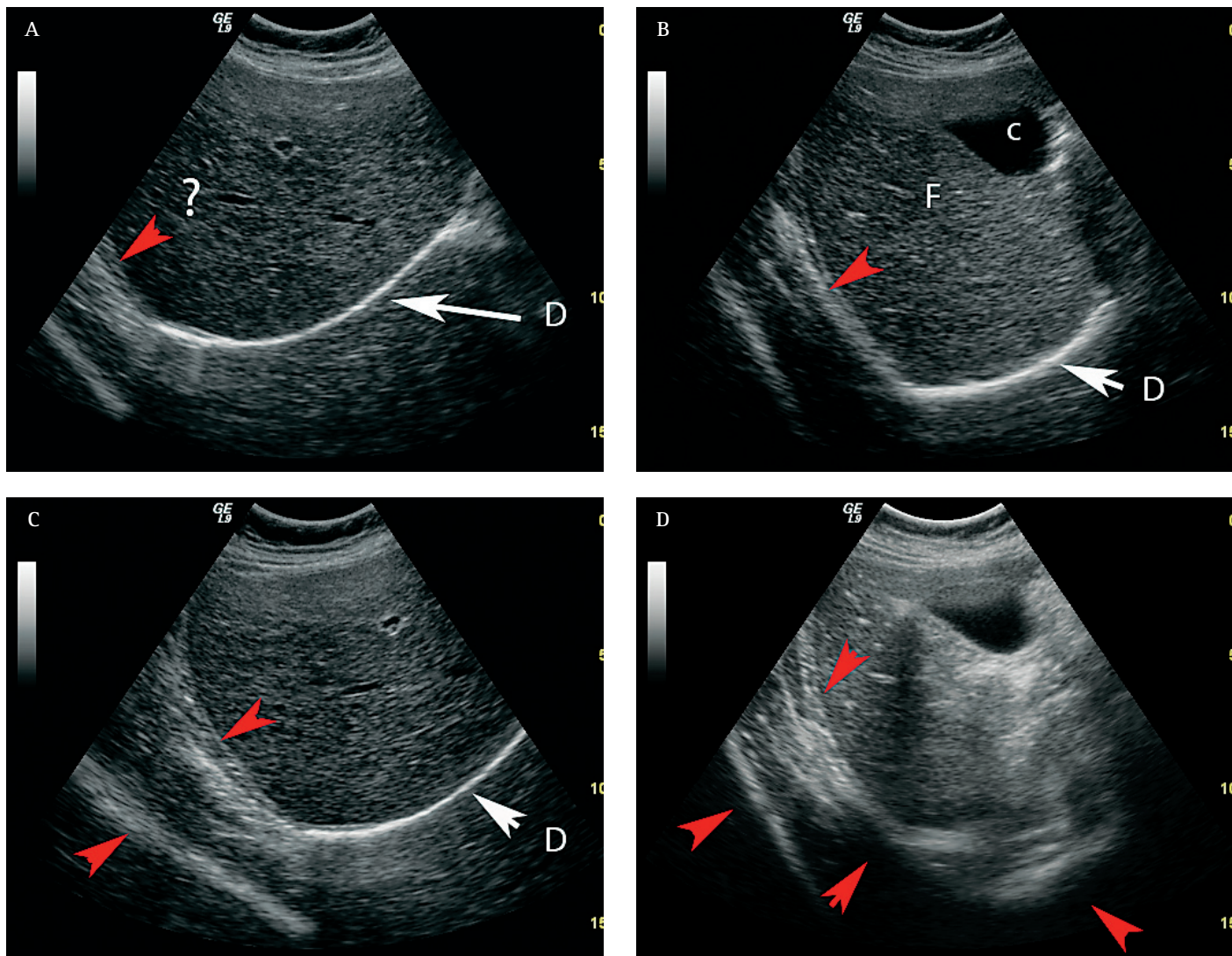
Fig. 5. ARTEFATTI DA RIFLESSIONE LINEARE. L'intensità del segnale riflesso è massima quando l'angolo di incidenza è di 90°, ma tende a diminuire progressivamente per angoli inferiori. Nell'immagine riportata, il piano di clivaggio fra il rene destro ed il fegato tende a scomparire nella regione polare superiore per un artefatto da riflessione lineare (incidenza molto obliqua del fascio US).

**Speckle.** I segnali eco che originano dalla trama microscopica dei tessuti, in pratica dai riflettori di diametro fra 0.1 e 1 mm come, ad esempio, le strutture lobulari del fegato, i tubuli collettori del rene, sono estremamente deboli, uniformi e diffondono a 360° in quanto ciascun riflettore si comporta come sorgente puntiforme di US (fenomeno della dispersione). La quota d'energia retrodiffusa (*backscattering*) che rientra nel profilo geometrico del campo sonoro e che viene raccolta dalla sonda per essere rappresentata non supera il 25% dell'energia totale dello *scattering*. Ricordiamo che la dispersione o *scattering* è fondamentale nella formazione dell'immagine poiché, a differenza della riflessione speculare e diffusa, è angolo-indipendente. Questo significa che l'energia riflessa dalle strutture che si comportano come diffusori o *scatterers* è sempre la stessa, quale sia l'angolo di incidenza. Per questo, in condizioni normali, l'intensità o brillantezza del segnale e quindi la struttura di regioni parenchimali diverse non varia sostanzialmente, quale sia l'angolo usato per insonare la zona di interesse (Fig. 8).

Da un punto di vista *semantico* e *semeiologico*, le regioni o aree dove lo *scattering* è maggiore rispetto alle zone circostanti sono dette *iperecogene* (Fig. 9). Di conseguenza, le regioni che mostrano un segnale debole dovuto ad una scarsa dispersione sono definite *ipoecogene* (Fig. 10). Le regioni, le strutture e le lesioni senza echi contestuali sono, invece, definite *anecogene* (Fig. 11a, b, c). La morfologia strutturale di un organo, di una lesione, sia essa iperecogena, ipoecogena, anecogena, può essere *uniforme* od *omogenea* (questo accade se le caratteristiche di ecogenicità sono uniformi nell'intera struttura in esame e quindi nelle varie scansioni) (Fig. 12), od essere non uniforme ed in tal caso si parla di *ecostruttura disomogenea* (Fig. 13a, b). La coesistenza di aree strutturali polimorfe, disomogenee, frammiste con aree anecogene ed aree iper-ipoecogene caratterizza da un punto di vista semeiologico una *lesione o massa complessa* (Fig. 14, 15)<sup>(7)</sup>.

Dal fenomeno della dispersione semplice o *scattering* origina un'artefattualità intrinseca del B-Mode, lo *speckle*, che nell'immagine ecografica appare come una *fine e diffusa granulosità*<sup>(2, 4, 9)</sup>. Questo artefatto, pur originando dalla dispersione degli US a livello microscopico ad opera dei riflettori stazionari di diametro <200 μ strettamente addossati gli uni agli altri, non è direttamente correlabile né con le cellule né con un riflettore specifico. La dispersione che origina dalle strutture microscopiche genera un segnale multidirezionale di bassissima intensità, poco rappresentabile. Se questo segnale molto debole raggiunge per fenomeni di interfe-





**Fig. 6a, b, c, d.** ARTEFATTI DA RIFLESSIONE LINEARE O SPECULARE. L'angolo d'incidenza del fascio US può variare in base alla disposizione spaziale del riflettore nel campo sonoro. Così il diaframma potrà essere rappresentato con echi di forte intensità se l'angolo d'incidenza è ortogonale o con echi d'intensità progressivamente più debole per angoli più piccoli, sino al limite di non essere più rappresentato nell'immagine (?). Nel caso riportato, il fegato è esplorato con scansioni sottocostali che raggiungono obliquamente il tratto lombocostale destro del diaframma. Il diaframma viene rappresentato come un eco intenso sottile e lineare (interfaccia pleura viscerale/fascia muscolare) dove l'incidenza del fascio è ortogonale (freccia bianca). Nella stessa scansione, nei punti dove il diaframma viene insonato obliquamente presenta interruzioni e sdoppiamenti speculari (freccie rosse). D = diaframma. F = fegato. C = colecisti.

renza costruttiva un'intensità sufficiente per essere rappresentato, il segnale che ne risulta detto *coherent speckle* si mescola al segnale di *backscattering* e degrada diffusamente l'immagine (Fig. 16)<sup>(8)</sup>. Il risultato artefattuale è una diffusa alterazione della trama parenchimale per comparsa di una granulosità fine e diffusa, puntiforme e screziata che rende indistinguibile la trama parenchimale e tende ad uniformare la struttura di parenchimi assolutamente diversi fra loro come, ad esempio, il fegato e la milza. Le origini dello *speckle* sono quindi complesse e legate in gran parte ai limiti di risoluzione del sistema. I complessi fenomeni di interferenza che si realizzano fra gli echi multidirezionali

generati dalle strutture stazionarie microscopiche di diametro  $<200 \mu$  rappresentano, fisicamente, il modo con cui questi deboli segnali possono raggiungere un'intensità tale da raggiungere il range dinamico dell'amplificatore ed essere rappresentati<sup>(8, 9)</sup>.

Ricordiamo brevemente che la grandezza minima di un riflettore che può essere rappresentato in B-Mode corrisponde ai limiti di risoluzione assiale e laterale del sistema. La risoluzione è legata alla durata dell'impulso US e questa, a sua volta, è determinata da fattori come la frequenza e l'ampiezza di banda. I limiti di risoluzione fanno sì che le dimensioni di un riflettore puntiforme rappresentato nell'immagine B-Mode, non sono



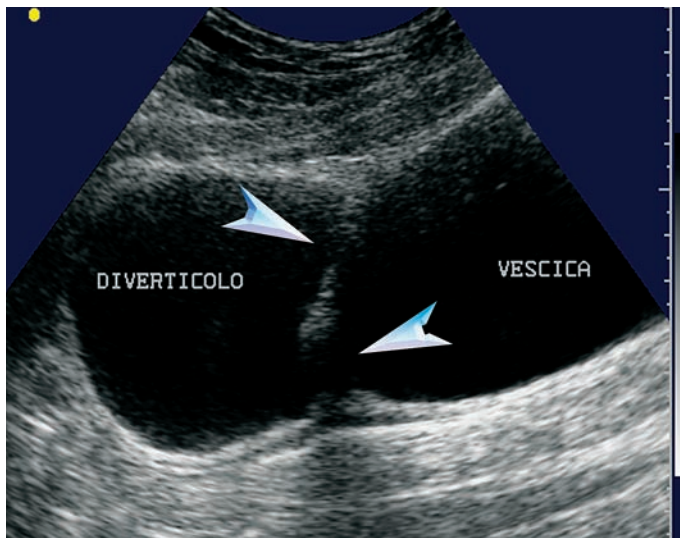


Fig. 7. ARTEFATTI DA RIFLESSIONE LINEARE. Assenza apparente di parte del setto divisorio (freccia) fra vescica e voluminoso diverticolo.

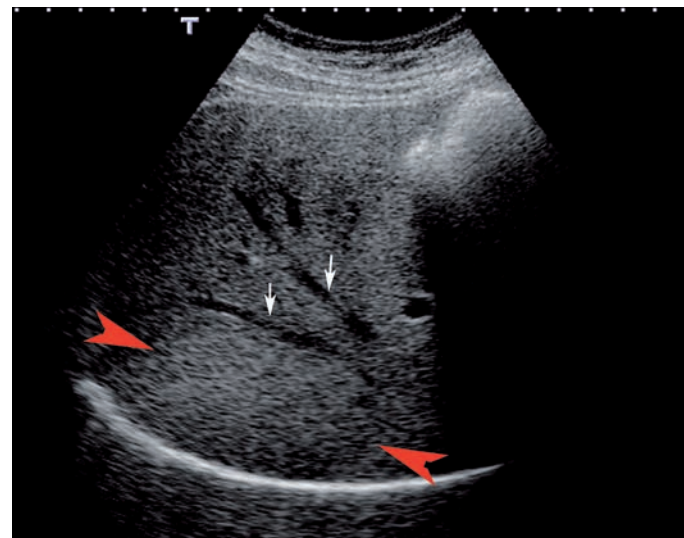


Fig. 9. ECOSTRUTTURA IPERECOGENA. Scansione sottocostale sul lobo destro del fegato. Steatosi focale diffusa (freccie rosse). La dispersione semplice può variare da una zona all'altra di un parenchima in base alla sua densità ed al coefficiente di attenuazione. La tessitura parenchimale diventa così, meno omogenea e costante nelle singole scansioni. Freccie piccole bianche = vene sovraepatiche destra e centrale.

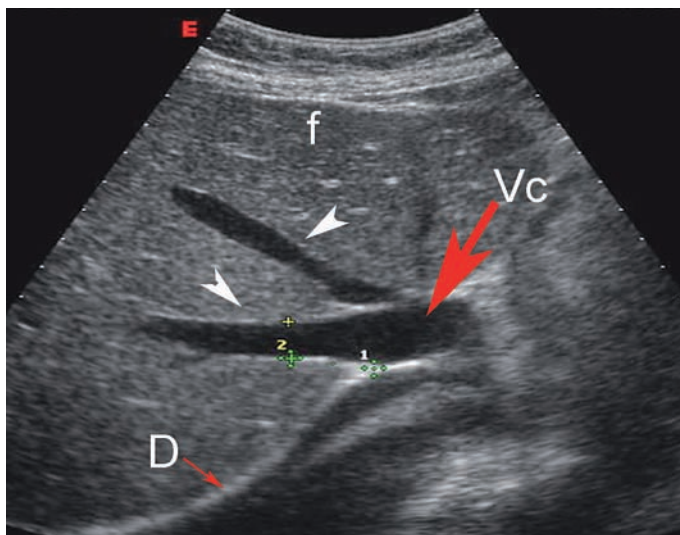


Fig. 8. DISPERSIONE SEMPLICE ED ECOSTRUTTURA PARENCHIMALE. Scansione sottocostale sul lobo destro e sulla confluenza delle sovraepatiche in vena cava in un fegato normale. Nella formazione dell'immagine, lo scattering è importantissimo in quanto, a differenza della riflessione speculare e diffusa, è angolo-indipendente. La quota di energia retrodiffusa raccolta dalla sonda (*backscattering*) non supera il 25% dell'energia totale dello scattering. In condizioni normali, la trama strutturale del fegato non varia in modo importante nei vari settori e nelle diverse scansioni. Vc = Vena cava inferiore. D = diaframma. f = fegato. Vena sovraepatica destra e centrale (punta di freccia).

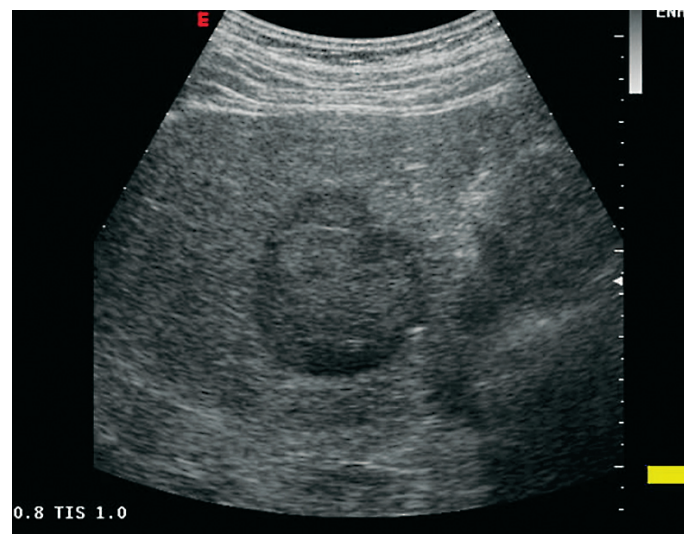
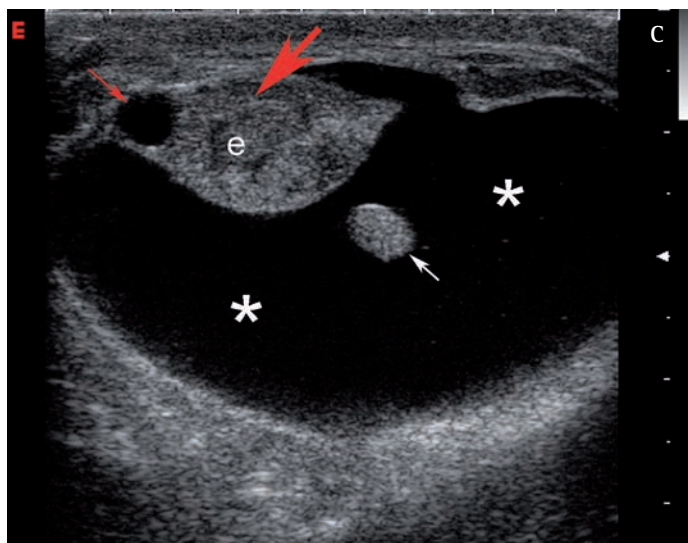
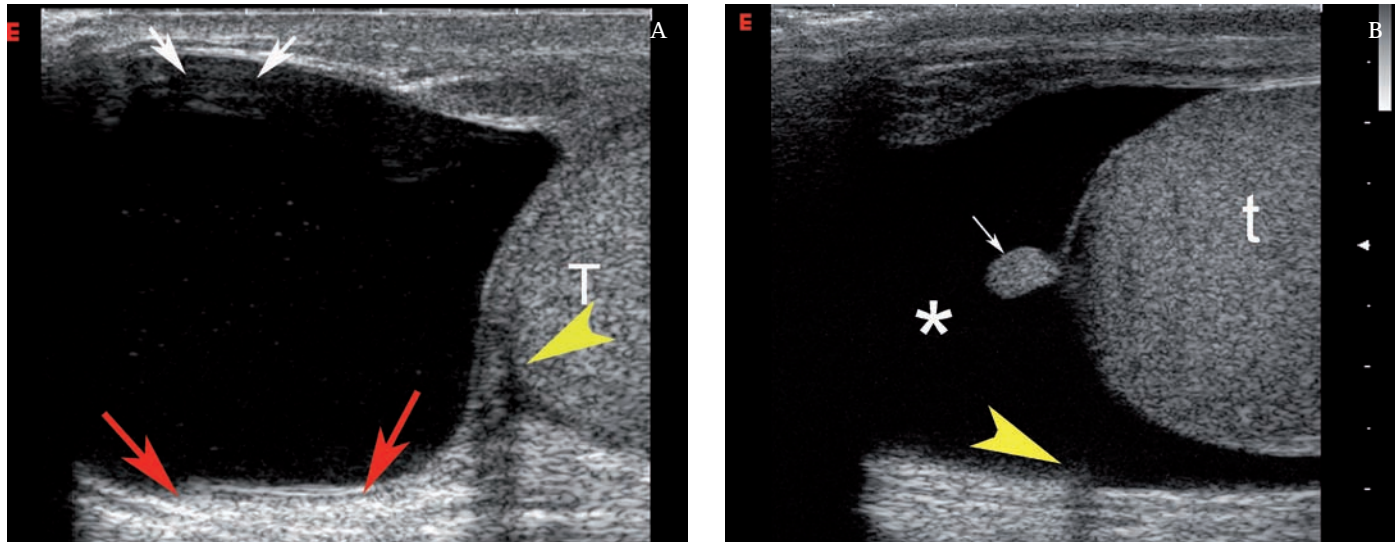


Fig. 10. ECOSTRUTTURA IPOECOGENA. Le regioni parenchimali con scarsa dispersione e scarso segnale eco vengono definite ipoecogene. La scansione epatica sul settore sinistro mostra una grossolana formazione nodulare che imporrà il ramo sinistro della vena porta ed occupa I e II segmento epatico. La formazione era un angioma atipico.

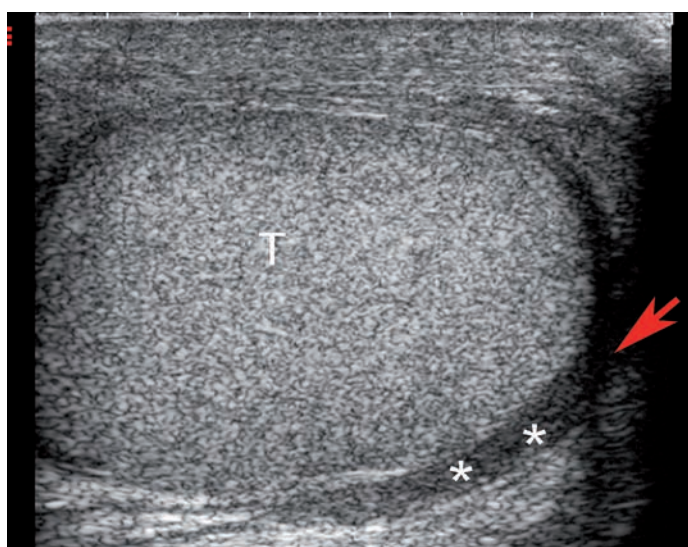
le dimensioni reali, ma quelle determinate dalla frequenza e dall'ampiezza di banda del trasduttore. Così ad esempio, un riflettore di 20  $\mu$ , che corrisponde in linea di massima al diametro di una cellula, con una frequenza di trasmissione di 8 MHz dovrebbe essere rappresentato sull'immagine B-Mode come un riflettore di circa 400  $\mu$ . Da un punto di vista teorico, bisogna considerare che per ottenere una risoluzione nominale di 20  $\mu$ , misura sovrapponibile al diametro cellulare ed in

grado di eliminare completamente lo *speckle*, bisognerebbe usare frequenze operative di 100 MHz, assolutamente proibitive allo stato dell'arte.

Nella (Fig. 17) e nella (Fig. 18) sono schematizzati i meccanismi che portano alla formazione dello *speckle*<sup>(9)</sup>. La (Fig. 17) mostra come nel momento in cui viene superato il limite di risoluzione, due riflettori strettamente addossati l'uno all'altro non sono più risolti come due punti distinti dal sistema. A partire da que-

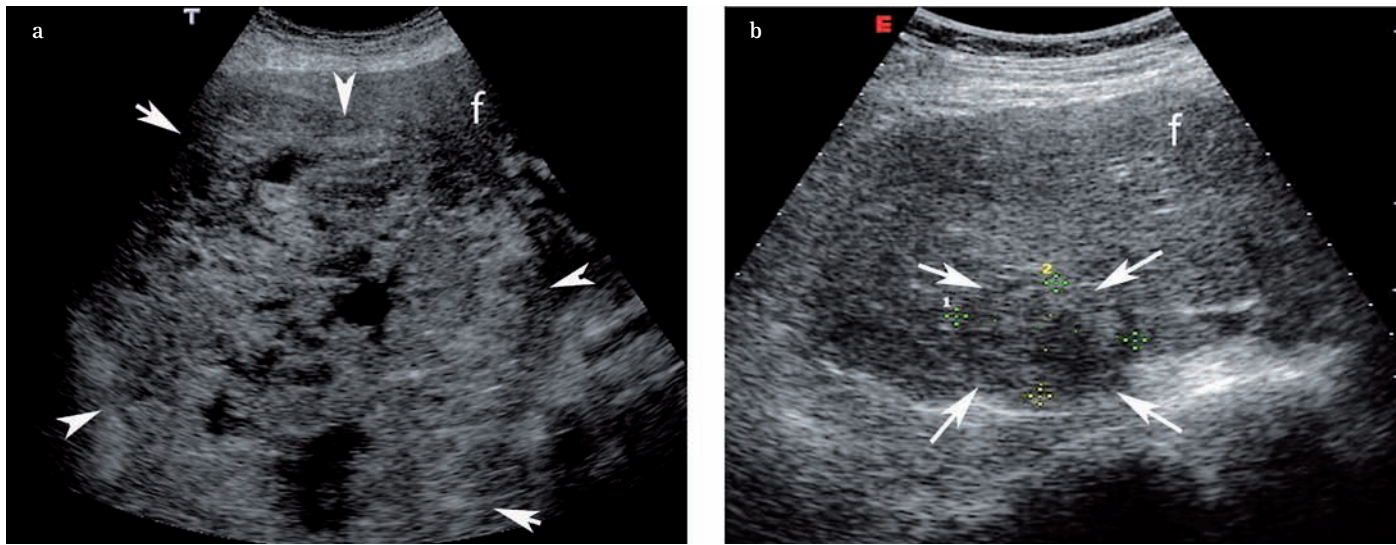


**Fig. 11a, b, c. ECOSTRUTTURA ANECOGENA.** Se l'impostazione dei parametri strumentali è corretta, l'assenza di echi indica la natura liquida di una lesione. Nella figura (A) la struttura anecogena segnata con (\*) è una cisti funicolare con un contenuto debolmente corpuscolato. Nell'immagine coesistono diverse artefattualità: le frecce bianche indicano un artefatto da riverberazione prossimale, le frecce rosse posteriori, indicano il rinforzo da parete distale, la freccia gialla indica il cono acustico laterale che si genera fra testicolo e cisti. Le immagini (B) e (C) si riferiscono ad un caso di idrocele primitivo con versamento a anecogeno nella vaginale (\*). Il testicolo è iperecogeno ed omogeneo. L'epididimo con struttura disomogenea mostra un'alternanza di aree ipoecogene ed iperecogene (flogosi). Si intravede una piccola idatide del Morgagni (freccia bianca piccola) che "pesca" nell'idrocele legata ad un esile peduncolo. La piccola area lacunare anecogena nella regione cefalica dell'epididimo è una piccola cisti da ritenzione.

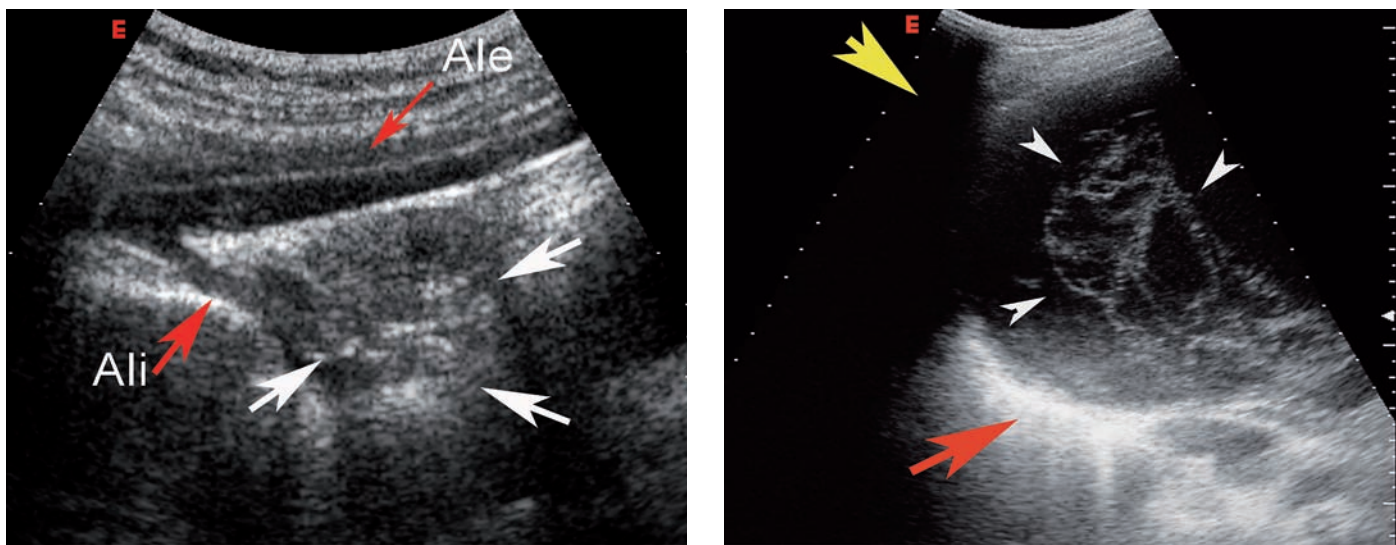


**Fig. 12. ECOSTRUTTURA IPERECOGENA ED OMOGENEA.** Testicolo sinistro dopo diversione di cisti funicolare. Il testicolo mostra un diffuso ispessimento delle tonache peritesticolari (pachivaginalite), che appaiono fuse ed indistinguibili. Manca la falda fisiologica in vaginale (\*). Il testicolo presenta una tessitura uniforme, iperecogena, granulare, "a granito". La freccia indica il cono acustico laterale che si genera ai margini di una superficie ricurva e tra tessuti con diversa impedenza acustica.





**Fig. 13a, b.** ECOSTRUTTURA DISOMOGENEA. Scansione sottocostale ascendente sul fegato. La struttura di un organo o di una lesione (iperecogena, ipoecogena, anecogena) può essere uniforme (omogenea) o non uniforme (disomogenea). Nelle immagini sono riportati due casi clinici diversi. L'immagine (a) propone il caso di un'enorme metastasi iperecogena, disomogenea, alonata (freccie bianche) che occupa gran parte del settore destro del fegato. Il tumore primitivo era un carcinoma gastrico molto avanzato. Nel secondo caso (b) viene rappresentato un nodulo di HCC su fegato cirrotico. Il nodulo tumorale è finemente ipoecogeno, alonato rispetto al parenchima circostante che mostra i segni diffusi di un sovertimento strutturale.



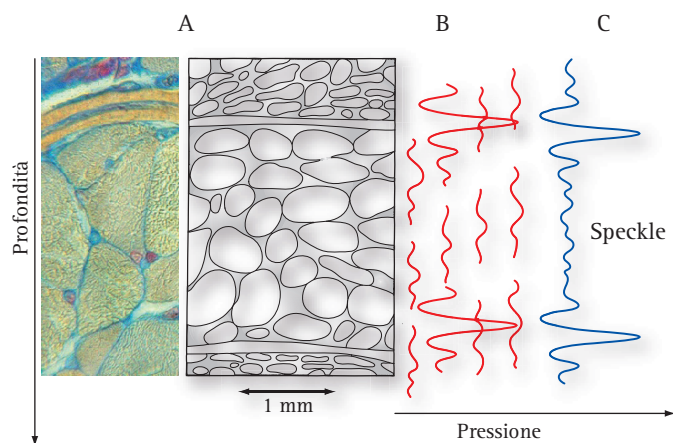
**Fig. 14.** ECOSTRUTTURA TIPO MASSA COMPLESSA. La coesistenza di aree strutturali polimorfe, disomogenee, con aree contestuali anecogene, frammentate ad aree iper-ipoecogene disomogenee definisce i caratteri semeiologici di una lesione o massa complessa. Un esempio tipico di massa complessa è rappresentata dalla cisti dermoide dell'ovaio formata da tessuti estremamente eterogenei come elementi dentari, frammenti di cartilagine ed osso, ammassi di peli e sebo. Nel caso riportato, manca una chiara componente liquida (anecogena), ma l'ovaio (freccie) presenta una struttura estremamente complessa con presenza di microcalcificazioni contestuali.

**Fig. 15.** ECOSTRUTTURA TIPO MASSA COMPLESSA. Scansione intercostale obliqua sul lobo destro del fegato. Maschio di 53 aa, con malattia policistica epatorenale. La formazione cistica che occupa la parte centrale dell'immagine mostra un'ecostruttura disomogenea e complessa, per la presenza di aree chiaramente anecogene frammentate ad un aggetto strutturato, disomogeneo, anfrattuosso. In questo caso la cisti complessa è da riferire ad un evento emorragico endocistico in fase di organizzazione. Coesistono nell'immagine artefatti multiple: il cono acustico della costa (freccia gialla) ed il rinforzo di parete posteriore tipico delle cisti.

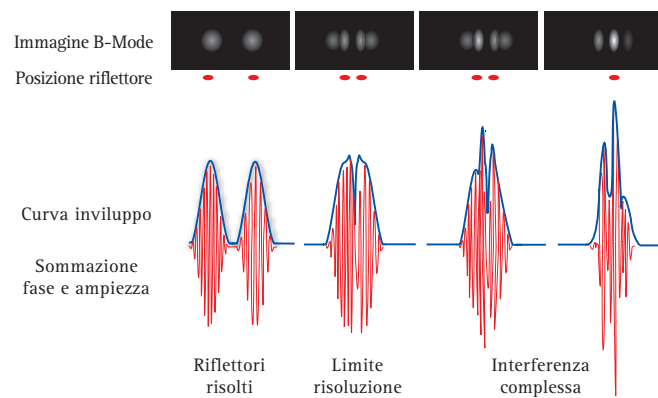
sto limite, però, il debole segnale che origina dai due riflettori può sommarsi per interferenza costruttiva e dare origine ad un segnale più complesso (*coherent speckle*) che rappresenterà i due bersagli non più come singoli riflettori, ma riflettori multipli, sgranati, fram-

misti ad una diffusa granulosità che degrada la risoluzione spaziale. La (Fig.18) mostra quanto accade in un modello simulato costituito da 400 riflettori puntiformi allineati fra loro e distanziati l'uno dall'altro in modo *random*. La barra in alto simula l'immagine rico-



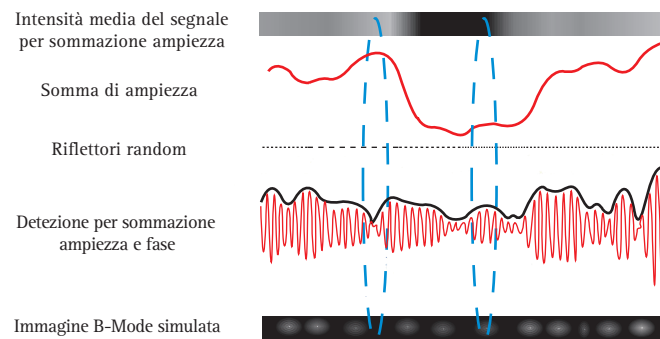


**Fig. 16. GENESI DELLO SPECKLE.** Le origini dello speckle sono complesse, legate in gran parte ai limiti di risoluzione assiale e laterale del sistema ed a complessi fenomeni di interferenza costruttiva e distruttiva che interessano i segnali deboli, multidirezionali che originano per dispersione dalle strutture microscopiche (<200  $\mu$ ). Nel diagramma, a sinistra (A), sono schematizzate le strutture tissutali che danno origine allo *scattering*. Anche lo scorrimento della sonda sui tessuti genera segnali di debole intensità che possono interferire con quello delle strutture stazionarie. La parte centrale del diagramma (B) mostra che questi echi multidirezionali hanno un'intensità molto debole e non possono essere rappresentati. Quando, per fenomeni di interferenza costruttiva, l'intensità del segnale raggiunge, invece, il livello soglia del range dinamico dell'amplificatore (*coherent speckle*), il segnale viene raccolto e genera nell'immagine una fine e diffusa granulosità completamente artefattuale e priva di un vero corrispettivo anatomico.



**Fig. 17. GENESI DELLO SPECKLE.** Modello di immagine costruita con due piccoli riflettori addossati a breve distanza l'uno all'altro. Per i limiti di risoluzione del sistema, esiste una distanza geometrica minima al di sotto della quale i due riflettori non sono più distinti come due echi separati. A partire da questo limite, il sistema rappresenterà il segnale di dispersione che origina dai due riflettori solo quando questo raggiunge la soglia per fenomeni di interferenza costruttiva. Questo modello sperimentale spiega come la causa determinante della granulosità o speckle siano i limiti di risoluzione del sistema.

struita da un sistema che rappresenta solo l'involuppo dell'ampiezza. L'intensità media di brillantezza dei singoli tratti della barra corrisponde alla curva tracciata in rosso. Si può notare come i bersagli strettamente vicini generano un segnale eco intenso, mentre i bersagli



**Fig. 18. INTERFERENZA E GENESI DELLO SPECKLE.** Modello di immagine costruita con 400 riflettori puntiformi, distanziati in modo random lungo una linea. Vengono riproposte due diverse immagini in scala di grigio: una (barra superiore) costruita in base ad una rilevazione per ampiezza del segnale ed una seconda (barra inferiore) per involuppo e somma di ampiezza e fase. In quest'ultimo caso l'immagine diventa particolarmente ricca di *speckle*.

più distanziati generano un segnale debole. La barra inferiore della figura mostra, invece, come sarebbe rappresentata da un sistema con la rilevazione di fase ed ampiezza (tracciato nero) l'immagine in scala di grigi. Si nota una chiara differenza fra l'immagine ricostruita in base al solo involuppo dell'ampiezza del segnale e l'immagine ricostruita in base all'involuppo che somma fase ed ampiezza. In primo luogo l'immagine mostra un'alternanza di aree chiare ed aree scure che non sono correlate con la disposizione reale dei punti bersaglio a differenza dell'immagine costruita in base alla rilevazione dell'ampiezza del segnale che è molto più fedele e precisa. Questo diventa particolarmente evidente nei settori indicati dalle due ellissi. In secondo luogo, l'immagine ecografica ricostruita in base alla rilevazione di fase ed ampiezza, ha un elevato numero di aree chiare e scure che danno una falsa impressione di un dettaglio di risoluzione elevato. Gli effetti dell'interferenza che portano alla genesi dello *speckle* diventano ancor più evidenti distribuendo i riflettori su un piano di immagine bidimensionale. Concludendo, l'immagine in B-Mode ricostruita con la rilevazione della sola ampiezza riproduce più fedelmente la distribuzione originale dei riflettori e dimostra solo una lieve perdita del dettaglio legata ai limiti di risoluzione del sistema. L'immagine ricostruita con la rilevazione di fase e ampiezza è ricca di rumore di fondo e di *speckle* e mostra una significativa riduzione della risoluzione di contrasto<sup>(9)</sup>.

Negli ultimi anni, le aziende costruttrici hanno adottato varie soluzioni tecniche per ridurre od eliminare lo *speckle*. Se la granulosità dell'immagine deriva da fenomeni di interferenza costruttiva che si creano a livello delle strutture microscopiche, una *prima soluzio-*

ne capace di ridurre lo speckle è il miglioramento della risoluzione spaziale delle apparecchiature. Questo è stato ottenuto con varie strategie come l'uso di frequenze operative più elevate, la codifica digitale dell'impulso in trasmissione, l'uso di trasduttori a matrice e l'imaging in seconda armonica. La (Fig. 19) mostra come operando con una frequenza più elevata si abbrevia la durata dell'impulso e migliora la risoluzione evitando i fenomeni di interferenza che originano dai riflettori microscopici.

Come detto in precedenza, da un punto di vista teorico per ottenere una risoluzione nominale di 20  $\mu$ , (diametro cellulare) in grado di eliminare completamente lo speckle, bisognerebbe usare frequenze molto elevate dell'ordine di 100 MHz e quindi non disponibili allo stato dell'arte.

Una seconda soluzione tecnica adottata nel tentativo di migliorare l'informazione reale e ridurre lo speckle è l'imaging composito. Questo algoritmo di acquisizione dell'immagine, consente di rappresentare nel monitor la media ponderata delle informazioni contenute in più frames. La sommazione delle informazioni reali a scapito dello speckle può essere ottenuta adottando varie soluzioni tecniche. Una prima si basa sull'uso della media temporale dei frames (temporal averaging) registrati durante lo spostamento della sonda o del bersaglio. Una seconda soluzione tecnica è il compound spaziale (spatial averaging) in cui l'immagine rappresenta il risultato di una sommazione spaziale di frame acquisiti con diversi angoli di vista.

Una terza soluzione tecnica, infine, si basa sulla rappresentazione di un'immagine che rappresenta la media ponderata di più frame acquisiti con diverse frequenze (frequency averaging). Poiché il pattern degli speckle

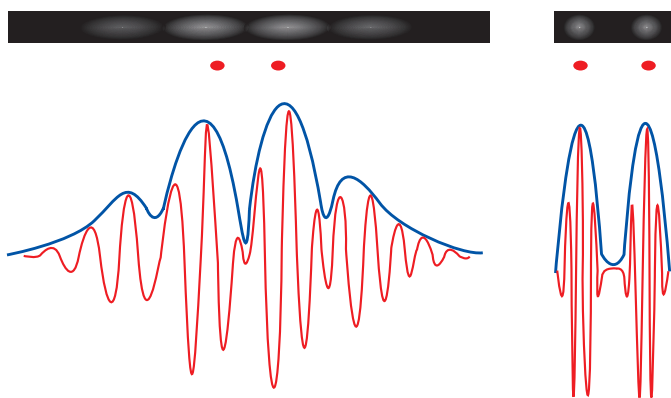


Fig. 19. FREQUENZA E SPECKLE. Se lo speckle origina dai fenomeni di interferenza che interessano i riflettori di diametro microscopico, un aumento della capacità di risoluzione (assiale e laterale) del sistema dovrebbe ridurre l'artefatto. Nella figura viene rappresentata l'importanza della lunghezza dell'impulso nella risoluzione assiale.

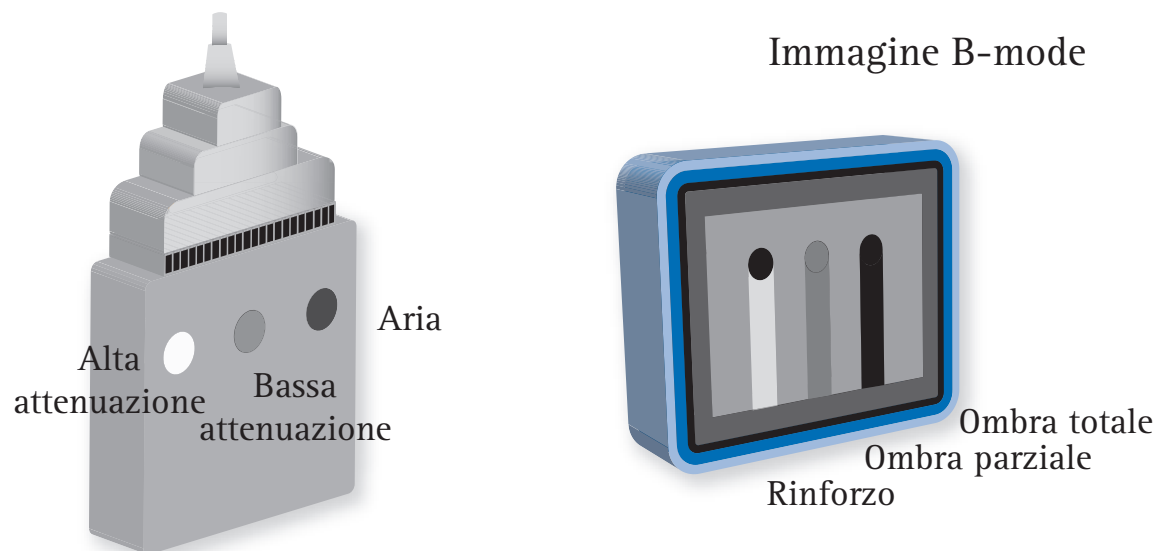
varia da un frame all'altro, mentre le informazioni fondamentali sono sovrapponibili, l'immagine definitiva rappresenta la media ponderata delle informazioni contenute nei singoli frame. Per questo, nell'imaging composito, lo speckle tende a ridursi e la qualità dell'immagine migliora significativamente. Il prezzo da pagare per la maggiore risoluzione è una riduzione più o meno significativa del frame rate<sup>(9, 10)</sup>.

Un'ultima soluzione proposta per ridurre lo speckle si basa sull'uso di filtri, i cosiddetti wavelet filters (hug filters), cioè filtri capaci di modulare il passaggio dei segnali di bassa intensità derivanti da fenomeni di interferenza costruttiva (Huygen wavelet). Tutte queste tecniche agiscono in post-processing e tendono a ridurre i dettagli strutturali e la risoluzione dell'immagine. Le più conosciute, brevettate e già disponibili in commercio sono la X-RES (Philips)<sup>(11)</sup>, la SRI della GE<sup>(3)</sup>.

Nella refertazione si usa una semantica molto semplice per definire la tessitura strutturale di un organo. In primo luogo si definisce la struttura parenchimale come omogenea o disomogenea in base alla tessitura che si ripete nelle varie scansioni e nello scorrimento delle singole immagini. In secondo luogo, descriviamo gli echi strutturali come "fini", "granulosi" "grossolani", tutti termini che rappresentano una descrizione morfologica della commistione dello scattering con la granulosità artefattuale dello speckle.

### Ombra acustica e rinforzo posteriore

L'ombra o cono acustico posteriore ed il rinforzo da parete posteriore sono esempi comuni del modo in cui semantica e semeiotica si intrecciano con l'artefattualità ecografica e questo sia utile e talvolta indispensabile per una corretta diagnosi<sup>(12, 13)</sup>. Se l'impostazione dei parametri strumentali è corretta, in particolare modo l'impostazione della scala TCG, le scansioni sequenziali di organi omogenei come il fegato normale generano immagini con un livello di brillantezza strutturale uniforme. Perché questo accada, bisogna che il grado di attenuazione non vari significativamente da un'area all'altra (Fig. 20). Un esempio ricorrente e semplice di come l'attenuazione possa inficiare la qualità dell'immagine ed indurre errori diagnostici è l'attenuazione che le strutture vascolari e biliari dell'ilo epatico provocano sul lobo caudato nelle scansioni sottocostali. La marcata attenuazione riduce marcatamente l'ecogenicità del lobo caudato ponendo il sospetto di una lesione focale del primo segmento.

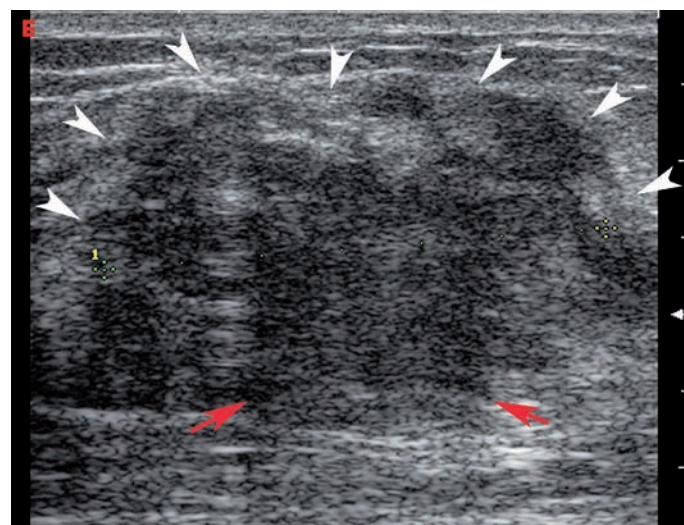


**Fig. 20.** ATTENUAZIONE E SEMANTICA ECOGRAFICA. L'immagine ecografica può essere considerata come un insieme di *immagini elementari* derivanti da *strutture anecogene, parzialmente ecogene o iperecogene*. Nel primo caso le strutture tessutali si lasciano attraversare completamente dagli US, senza generare riflessione. Nel secondo caso l'impedenza acustica è maggiore e la trasmissione degli US è minore. Nell'ultimo caso, gli US vengono quasi completamente riflessi. Nel diagramma, in un tessuto fantoccio sono stati disposti tre bersagli rotondeggianti con caratteristiche strutturali diverse. Il bersaglio anecogeno si lascia attraversare e genera un rinforzo posteriore; il bersaglio centrale mostra un'attenuazione normale e si lascia attraversare solo in parte dagli US generando un'ombra parziale; l'ultimo bersaglio non si lascia assolutamente attraversare e genera un cono d'ombra posteriore.

Nelle immagini in B-Mode, il cono acustico posteriore ed il rinforzo posteriore sono due esempi di artefatti che derivano da una *abnorme variazione dell'attenuazione degli US* nella loro propagazione<sup>(4)</sup>.

**Ombra acustica distale o cono d'ombra posteriore.** Definisce il cono d'ombra che si osserva posteriormente ad una *massa parenchimale solida molto densa* con coefficiente di attenuazione molto maggiore rispetto a quello dei tessuti circostanti o, ad una *struttura cristallina* con un coefficiente di riflessione molto elevato. L'ombra acustica distale è, quindi, il risultato artefattuale di un'abnorme attenuazione dell'intensità del fascio US e può essere *completo o parziale*. La definizione di *cono d'ombra posteriore* deriva dal fatto che l'ombra acustica tende ad assumere una forma di cono a causa della naturale divergenza degli US. L'artefatto si manifesta quando strutture con impedenza acustica elevata, cioè molto riflettenti o assorbenti, ostacolano la propagazione distale degli US. In altri termini, il fenomeno si può realizzare o a causa di un'eccessivo assorbimento di energia acustica o per riflessione quasi totale del fascio US. La prima evenienza occorre, ad esempio, quando un fascio di US attraversa una massa tumorale (**Fig. 21**) subendo una forte attenuazione rispetto agli US che percorrono la medesima distanza ma nel tessuto normale. Quando una struttura assorbe più energia acustica dei tessuti circostanti, la correzione differenziale del guadagno con la scala TGC è inadeguata e le strutture profonde appaiono diffusamente ipoecogene. La seconda evenienza si realizza quando il fascio US colpisce un'inter-

faccia con la scala TGC è inadeguata e le strutture profonde appaiono diffusamente ipoecogene. La seconda evenienza si realizza quando il fascio US colpisce un'inter-



**Fig. 21.** ATTENUAZIONE POSTERIORE. Carcinoma mammario. Nel caso presentato, il nodulo tumorale di circa 3 cm di  $\emptyset$  ha una forma polimorfa, margini mal definiti, non uniformi, irregolari per la presenza di propaggini che infiltrano il parenchima ghiandolare sano contiguo. Il nodulo mostra un'ipoecogenicità di fondo, ma nel contesto mostra una struttura irregolare e disomogenea. Nella porzione anteriore sono presenti fini intensità riferibili plausibilmente a microcalcificazioni. L'alone marginale iperecogeno è poco evidente e sfuma nel tessuto sano. L'attenuazione posteriore interessa la porzione centrale del nodulo ed a tratti assume l'aspetto di un cono d'ombra parziale ed irregolare. Mancano i coni acustici laterali. In genere il cono d'ombra posteriore diventa molto più evidente e netto nei carcinomi con una ricca componente fibrosa (scirro).



faccia tessuto-aria che è in grado di riflettere il 99% dell'energia acustica o una struttura cristallina che riflette quasi l'80% dell'energia acustica incidente. In pratica le bolle d'aria ed i calcoli sono impenetrabili e quando vengono colpiti dagli US in modo ortogonale generano un cono d'ombra completo<sup>(14)</sup>. Nella (Fig. 22a, b) una bolla d'aria della flessura colica destra frammista a materiale fecale genera un cono d'ombra completo e persistente nelle varie scansioni. Il cono d'ombra si manifesta in modo sistematico distalmente ai calcoli della colecisti (Fig. 23a, b, c)<sup>(15)</sup>, del rene (Fig. 24, 25), delle vie urinarie (Fig. 26, 27). L'artefatto si manifesta anche distalmente a calcificazioni parenchimali primitive o secondarie (Fig. 28) o alle ossa lunghe o brevi. Il cono d'ombra può essere in parte mascherato da altri artefatti (errata focalizzazione, errato guadagno, artefatto da lobi laterali, effetto da volume parziale) o rendersi poco evidente se la massa o l'aggregato cristallino sono di piccole dimensioni<sup>(16)</sup>. La massima rappresentazione dell'artefatto si realizza quando il bersaglio iper-riflettente ed assorbente cade nella zona focale del fascio.

In base ai presupposti teorici descritti, il cono d'ombra è il segno ecografico più importante per la diagnosi di litiasi (sia essa renale, delle vie urinarie, della vescica o della colecisti). Comunemente, il cono d'ombra si forma quando il diametro della formazione litiasica supera i 3 mm di diametro, anche se questo non accade in modo costante. Nei casi in cui il calcolo ha un basso tenore calcico o è ancora prevalentemente costituito da matrice proteica su cui ha inizio l'accrescimento del reticolo cristallino per epitaxi, il cono d'ombra può non esse-

re evidente o risultare attenuato, anche se le dimensioni sono superiori a 3 mm. In linea di massima, il cono d'ombra è sempre presente quando il calcolo supera 5 mm di diametro. L'assenza completa o parziale del cono d'ombra, per dimensioni uguali o inferiori, può essere causata ad un artefatto di volume parziale<sup>(16)</sup>. Poiché nella migliore delle ipotesi lo spessore del fascio US nell'area focale è di circa 3 mm, si comprende come una piccola formazione litiasica di diametro simile o leggermente superiore possa risultare mascherata nelle sue caratteristiche di assorbimento e di attenuazione se il piano di scansione non la attraversa in modo diretto. In questo caso, come nel caso di calcificazioni parenchimali multiple disposte su piani sfalsati rispetto al piano di scansione, il cono d'ombra è parziale e le strutture retrostanti la formazione litiasica non sono completamente mascherate (Fig. 29, 30). Il cono acustico viene esaltato dalle scansioni settoriali e significativamente ridotto con l'imaging composito spaziale<sup>(11)</sup>.

**Rinforzo posteriore o di parete distale.** Il rinforzo di parete distale definisce la banda iperecogena ben visibile sulla parete distale di una struttura con contenuto liquido o, più raramente, di una struttura solida (Fig. 31). Il rinforzo di parete distale è quindi un artefatto inverso rispetto al cono d'ombra e si realizza quando il fascio US attraversa una struttura con un coefficiente di attenuazione molto basso come, ad esempio, una cisti. Quando la lesione liquida è una cisti, il rinforzo di parete si accompagna anche ad una maggior ecogenicità delle strutture anatomiche situate distalmente rispetto alla

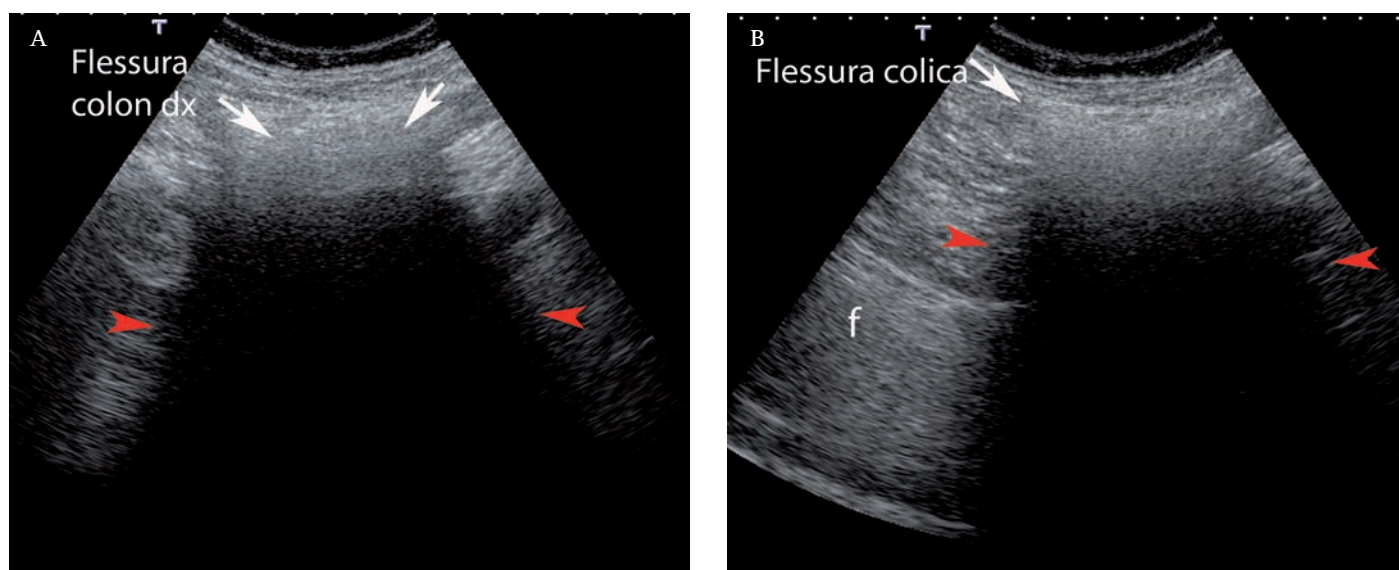
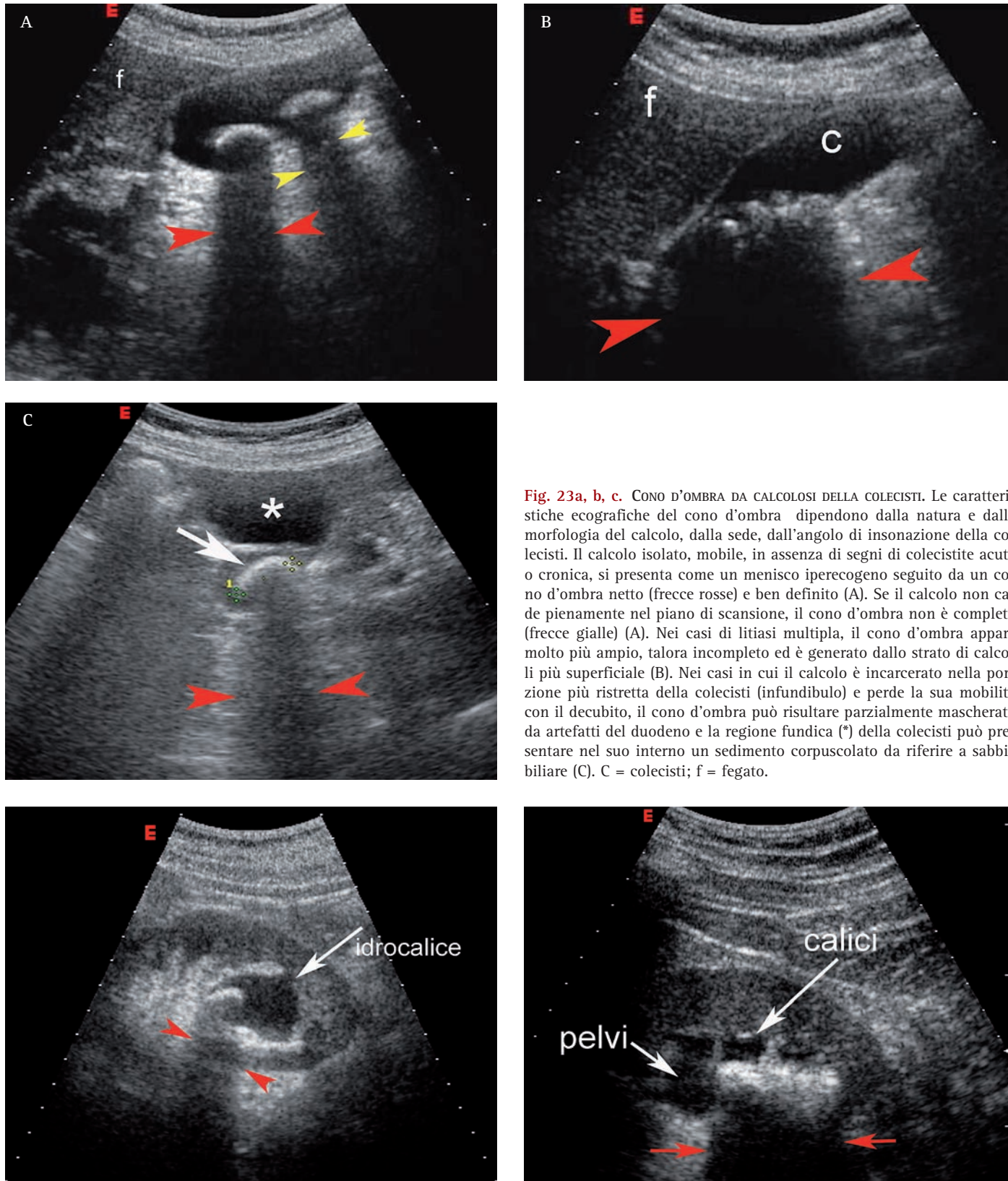
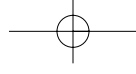


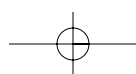
Fig. 22a, b. CONO D'OMBRA COMPLETO. Scansioni trasversali sottoepatiche sulla flessura destra del colon in paziente con colon irritabile. L'interfaccia tessuto-aria (ad esempio le bolle d'aria presenti nell'intestino e frammiste al contenuto fecale) sono impenetrabili agli US e danno origine ad un cono d'ombra completo (freccie rosse). In tempo reale, spesso l'insonazione delle anse del colon evidenzia un'alternanza di artefatti come il *ring down artifact* ed il cono d'ombra, in funzione della direzione del fascio US e del contenuto dell'ansa. f = fegato.



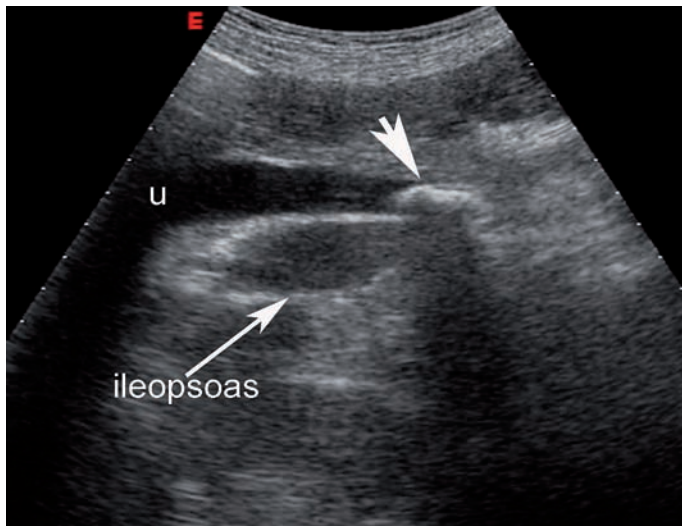
**Fig. 23a, b, c.** CONO D'OMBRA DA CALCOLOSI DELLA COLECISTI. Le caratteristiche ecografiche del cono d'ombra dipendono dalla natura e dalla morfologia del calcolo, dalla sede, dall'angolo di insonazione della colecisti. Il calcolo isolato, mobile, in assenza di segni di colecistite acuta o cronica, si presenta come un menisco iperecogeno seguito da un cono d'ombra netto (frecche rosse) e ben definito (A). Se il calcolo non cade pienamente nel piano di scansione, il cono d'ombra non è completo (frecche gialle) (A). Nei casi di litiasi multipla, il cono d'ombra appare molto più ampio, talora incompleto ed è generato dallo strato di calcoli più superficiale (B). Nei casi in cui il calcolo è incarcerato nella porzione più ristretta della colecisti (infundibulo) e perde la sua mobilità con il decubito, il cono d'ombra può risultare parzialmente mascherato da artefatti del duodeno e la regione fundica (\*) della colecisti può presentare nel suo interno un sedimento corpuscolato da riferire a sabbia biliare (C). C = colecisti; f = fegato.

**Fig. 24.** CONO D'OMBRA NELLA LITIASI CALICEALE DEL RENE. La semeiotica ecografica della litiasi renale, in modo non dissimile dalla sintomatologia dolorosa, varia in ragione della sede del calcolo nel sistema escretore e della sua grandezza. Nel caso presentato, il calcolo incarcerato nel colletto di un calice maggiore del gruppo inferiore appare come un menisco iperecogeno con cono d'ombra (frecche rosse). È evidente l'idrocalice relativo.

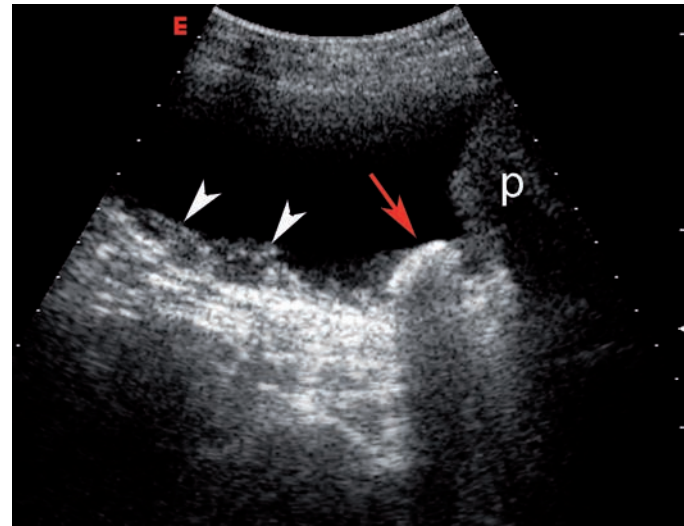
**Fig. 25.** CONO D'OMBRA NELLA LITIASI PIELICA. I calcoli della pelvi sono spesso voluminosi, poco mobili ed associati a lieve idronefrosi. Il cono d'ombra in questi casi è chiaro e grossolano, ma può essere parziale o poco evidente quando viene mascherato dall'iperecogenicità del seno e nei casi in cui il piano di scansione non è ortogonale e la grandezza del calcolo è contenuta (<1 cm).



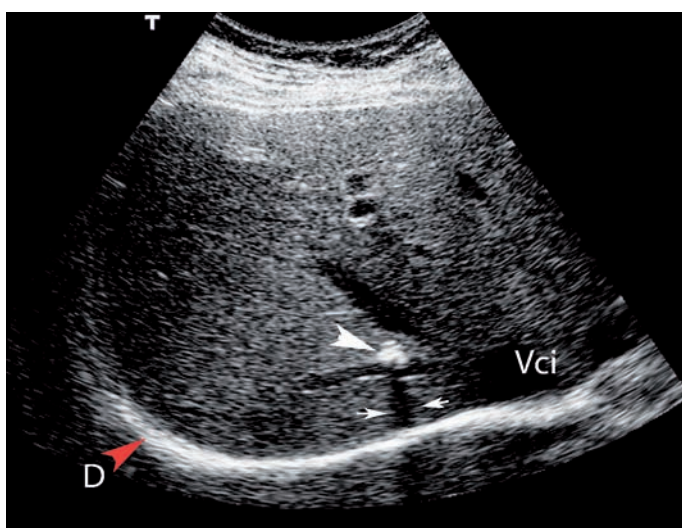




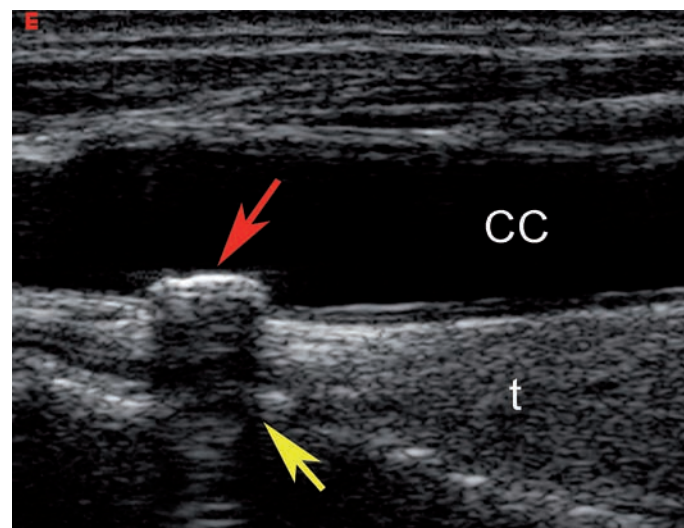
**Fig. 26.** CONO D'OMBRA NELLA LITIASI URETERALE. Il calcolo può essere riconosciuto nel tratto medio-superiore dell'uretere dopo una colica renoureterale o dopo ESWL, in particolare nei casi in cui si associa idronefrosi.



**Fig. 27.** CONO D'OMBRA NELLA LITIASI VESCICALE. I calcoli vescicali sono comunemente associati a condizioni patologiche che causano ostacolo al deflusso di urina (ipertrofia prostatica, sclerosi del collo vescicale, stenosi uretrali, vescica neurologica). Nel caso segnalato la litiasi si associa a marcata ipertrofia del detrusore (aspetto pseudo-colonnare della parete vescicale) (testa di freccia bianca). La semeiotica della litiasi vescicale impone di variare sempre il decubito del paziente per osservare la presenza o l'assenza di mobilità del calcolo ed escludere così i rari casi di tumore vescicale vegetante calcifico (2-4% dei carcinomi vescicali). p= prostata.



**Fig. 28.** CONO D'OMBRA DA CALCIFICAZIONE PARENCHIMALE EPATICA PUNTIIFORME. Calcificazione isolata, puntiforme (punta freccia bianca) a ridosso della vena sovraepatica destra in 8° segmento epatico, in prossimità della confluenza cavale. Esile cono acustico posteriore (frece bianche piccole). D = diaframma. Vci = vena cava inferiore.

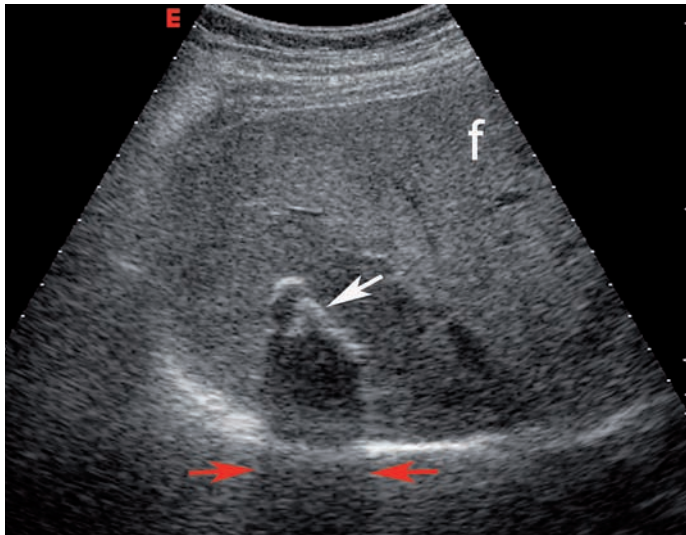


**Fig. 29.** CONO D'OMBRA. PLACCA CALCIFICA CAROTIDEA. Una piccola placca calcifica può essere parzialmente mascherata nelle sue caratteristiche di assorbimento e di attenuazione, se il piano di scansione non la attraversa in modo diretto ed ortogonale. CC = carotide comune; t = tiroide.

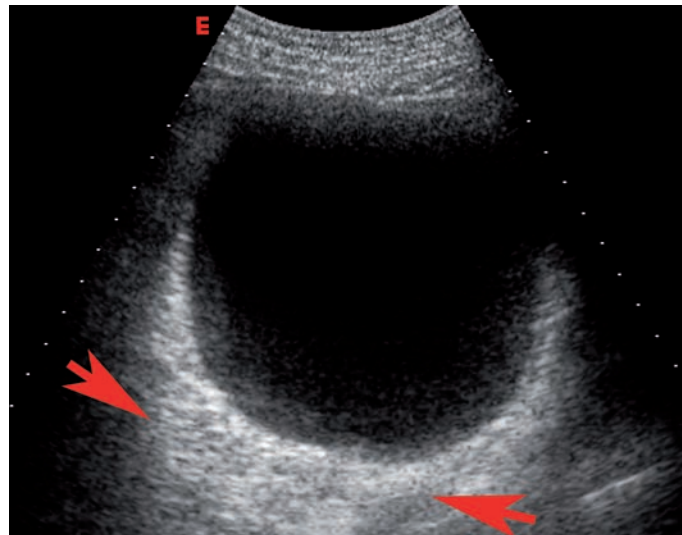
parete posteriore. Per questo l'artefatto è conosciuto anche come "rinforzo di parete distale" o "rinforzo di parete posteriore" (Fig. 32)<sup>(12, 13)</sup>. La spiegazione del fenomeno è molto semplice: il fascio US che attraversa la cisti subisce una minore attenuazione rispetto ai tessuti circostanti. Pertanto l'energia riflessa sulla parete distale e nei tessuti circostanti sarà significativamente maggiore. Il rinforzo distale è costante a valle di strutture a contenuto liquido (vescica, colecisti, vasi, cisti, versamenti sierosi, raccolte emorragiche o corpuscolate ecc.) (Fig. 33), ma può essere presente anche a valle di

strutture o lesioni solide molto vascolarizzate come angiomi, tessuto adiposo, linfonodi patologici, fibroadenomi mammari, verosimilmente in rapporto al grado di vascolarizzazione o di contenuto liquido della lesione. Il rinforzo da parete posteriore può essere spiegato, in parte, anche come un artefatto di riverberazione. Poiché la velocità di propagazione degli US nei fluidi è inferiore rispetto a quella dei tessuti, il tempo necessario

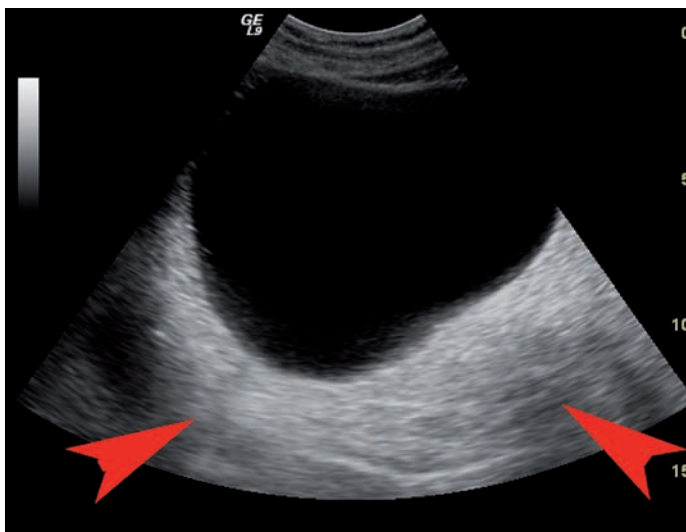




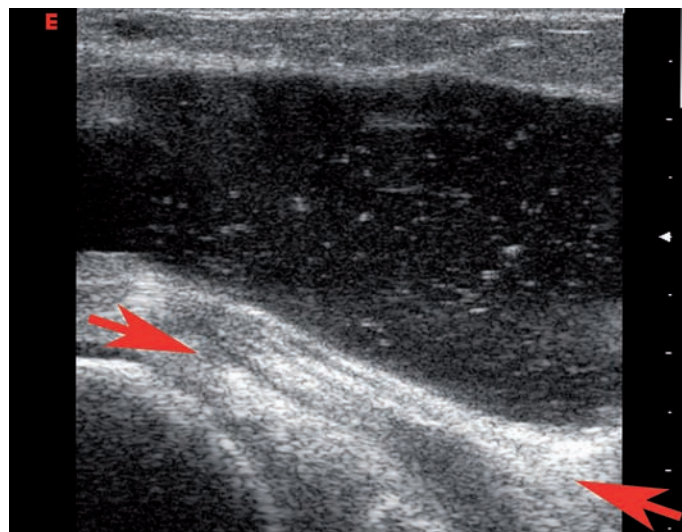
**Fig. 30.** CONO D'OMBRA. CALCIFICAZIONE PARENCHIMALE EPATICA. Grossolana calcificazione del 7° segmento epatico. La calcificazione non è unica e non è disposta sul medesimo piano elevazionale. Il parziale passaggio degli US fra i frammenti calcifici contigui rende il cono acustico posteriore incompleto.



**Fig. 31.** RINFORZO DISTALE. Quando il fascio US attraversa una struttura con un coefficiente di attenuazione basso, come ad esempio una cisti, il rinforzo di parete distale definisce la banda iperecogena della parete distale. Voluminosa cisti semplice del polo superiore del rene destro.



**Fig. 32** RINFORZO DI PARETE DISTALE O RINFORZO DI PARETE POSTERIORE. In caso di lesioni liquide come le cisti, il rinforzo di parete si accompagna ad un marcato aumento dell'intensità degli echi disposti nei campi più profondi rispetto alla parete distale. Il fenomeno artefattuale è sempre legato alla mancata attenuazione del fascio US da parte del liquido cistico ed è tanto più marcato quanto maggiore è il volume della cisti. Nel caso riportato, una voluminosa cisti della regione polare superiore sinistra del rene, con accrescimento esofitico verso la retrocavità degli epiploon, mascherava completamente la morfologia del rene. Il diametro massimo della cisti era di circa 12 cm.



**Fig. 33.** RINFORZO DI PARETE DISTALE. Il rinforzo distale è costante a valle di strutture a contenuto liquido, ma può essere presente anche a valle di strutture o lesioni solide molto vascolarizzate verosimilmente in rapporto al grado di vascolarizzazione o di contenuto liquido. Nell'immagine viene riproposto il rinforzo di parete posteriore generato da una cisti poplitea complicata. La cisti è a ridosso del capo mediale di inserzione del muscolo gemello.

perché il segnale che origina dalle strutture solide situate posteriormente ad una cisti raggiunga il trasduttore sarà maggiore rispetto a quello dei tessuti solidi disposti alla medesima profondità. Per questo, il segnale eco dei tessuti retrostanti alla cisti viene riproposto nell'immagine più posteriormente rispetto alla parete del-

la cisti. Questo stesso fenomeno spiega, in parte, l'aumento di spessore delle pareti della colecisti nel versamento ascitico. In questo caso però, lo stato discrasico e la ritenzione di liquidi nella cavità addominale possono giustificare la stratificazione parietale. È stato ipotizzato che il rinforzo distale possa dipendere anche da un fenomeno di convergenza degli US. In questa spiegazione la cisti, con le pareti ricurve ed il suo contenuto liquido, si comporta come una lente acustica con-

vergente a bassa velocità di propagazione rispetto ai tessuti circostanti. Secondo questa visione, il fenomeno sarebbe un artefatto da rifrazione più che un artefatto da mancata attenuazione.

**Ombre acustiche laterali.** Sono banderelle o linee longitudinali anecogene che si estendono linearmente ed a varia profondità, a partire dal margine laterale ricurvo di strutture rotondeggianti, liquide o solide (Fig. 34). Nella semeiotica B-Mode, il fenomeno è di relativa utilità: artefattuale e privo di significato clinico a valle di una colecisti insonata obliquamente o della parete aortica nelle scansioni trasversali, mentre è invece un segno di benignità nelle lesioni cistiche o nelle lesioni solide omogenee, come, ad esempio, i fibroadenomi mammari. L'artefatto è stato spiegato in due modi diversi: una prima teoria considera le ombre acustiche laterali come un artefatto da rifrazione, mentre la seconda spiega il fenomeno come un artefatto da attenuazione<sup>(2, 17)</sup>. Quando un fascio US colpisce in modo ortogonale il margine ricurvo di una formazione rotondeggianti subisce una forte diffrazione che disperde gli US, secondo la legge di Snell (seconda legge della diffrazione), in una larga regione circostante, riducendo l'intensità del segnale riflesso lungo le linee che compongono l'ombra acustica laterale (Fig. 35). La seconda teoria parte dal presupposto che due fasci US di eguale intensità che attraversano la formazione rotondeggianti anecogena lungo il diametro centrale o lungo il margine ricurvo subiscono una diversa attenuazione legata alle caratteristiche di parete. Il primo fascio subirà un'attenuazione dovuta al doppio passaggio della parete (entrata ed uscita). Il secondo fascio attraversa uno spessore di parete pari a 4-6 volte lo

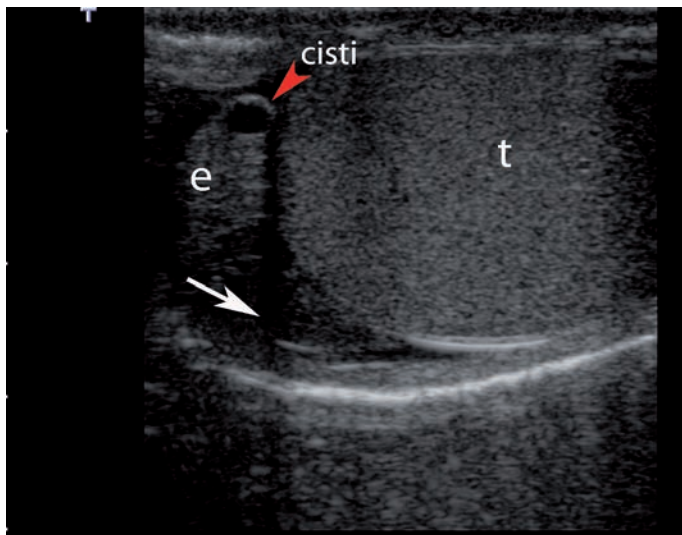


Fig. 34. OMBRA ACUSTICA LATERALE. La freccia indica il cono acustico laterale che si genera fra testicolo e testa dell'epididimo. È presente una piccola cisti da ritenzione. t = testicolo; e = epididimo.

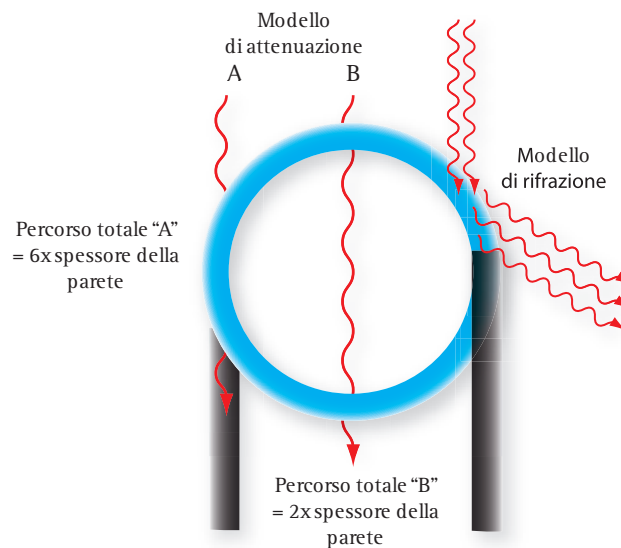


Fig. 35. OMBRE ACUSTICHE LATERALI. Sono banderelle anecogene che si formano dal margine laterale ricurvo di strutture rotondeggianti con contenuto liquido o solido e si estendono a varia profondità. Nel diagramma sono schematizzati due possibili meccanismi che possono spiegare singolarmente, sebbene in modo incompleto, l'artefatto. A sinistra, l'ombra acustica laterale viene spiegata come un artefatto da attenuazione. Il fascio US che attraversa la cisti lungo l'asse centrale B, attraversa le strutture parietali due volte, in ingresso ed in uscita. Il fascio che attraversa invece la parete lungo l'asse A attraversa uno spessore di parete pari a 4-6 volte quello normale. Questo significa che l'attenuazione del fascio lungo l'asse A è molto maggiore rispetto a quello che subisce lungo l'asse B. Nella parte destra del diagramma, il fenomeno viene spiegato come un artefatto da rifrazione. Il fascio US che colpisce il margine ricurvo della parete cistica viene in parte rifratto verso i tessuti circostanti. Il segnale di ritorno dai tessuti sottostanti è più attenuato e debole rispetto al segnale che origina dai tessuti circostanti ove si disperde il fascio rifratto.

spessore unitario, subendo un'attenuazione maggiore responsabile del cono acustico laterale. Plausibilmente, entrambe le spiegazioni non sono complete ed il fenomeno deriva, in realtà, dalla commistione di effetti di rifrazione e di attenuazione<sup>(2)</sup>.

### Artefatti da riverberazione

Concettualmente si è portati a ritenere l'immagine ecografica come il risultato finale di un singolo impulso US, inviato nei tessuti e riflesso verso la sonda con un'intensità diversa in base alla natura ed alla struttura delle interfacce tissutali. In verità, la realtà è molto più complessa a causa dei fenomeni di riverberazione. La riverberazione è un fenomeno di riflessione multipla che si manifesta quando il fascio US colpisce interfacce lineari con elevata impedenza acustica (ad esempio le interfacce adipe-fasce muscolari, tessuti molli-osso, aria-tessuto molle). Il riflettore speculare può dare origine, in base al-



la disposizione geometrica, a ripetute riflessioni che, accanto all'immagine "vera del riflettore", generano immagini ripetitive artefattuali (Fig. 36). L'interfaccia sondacuta è la maggiore sorgente di riverberazione del fascio US. La riflessione ed il ritorno verso la sonda di un'enorme quantità di energia acustica genera per fenomeni di ridondanza dei cristalli impulsi US spuri che alterano sia l'ampiezza di banda sia le caratteristiche del fascio US. Per ridurre il problema, le singole aziende sono attivamente impegnate nella ricerca di nuovi materiali piezoelettrici e di nuove tecniche costruttive del trasduttore.

**Riverberazione di echi speculari.** Nella pratica clinica, la gran parte degli artefatti da riverberazione origina da interfacce tessutali speculari colpite ortogonalmente dal fascio US. Questi riflettori possono generare fenomeni di rimbalzo degli US e favorire la rappresentazione ripetitiva nello spazio di un'immagine di intensità decrescente che corrisponde all'immagine reale. Poiché il segnale eco che viene riflesso da interfacce speculari insonate ortogonalmente è molto intenso, quando raggiunge il trasduttore stimola i cristalli piezoelettrici e per ridondanza viene ritrasmesso nuovamente nei tessuti come *impulso spurio*. La riflessione di questo secondo impulso dà origine ad un segnale spurio detto *eco di riverbero*, sfalsato nel tempo rispetto all'eco reale perché per essere rappresentato deve compiere due volte la distanza interfaccia-trasduttore (Fig. 36)<sup>(5, 18)</sup>. Nell'immagine in B-Mode, il risultato finale sarà che il primo eco (segnale vero) viene rappresentato nella posizione reale, mentre l'eco di riverbero, più debole ed attenuato del primo,

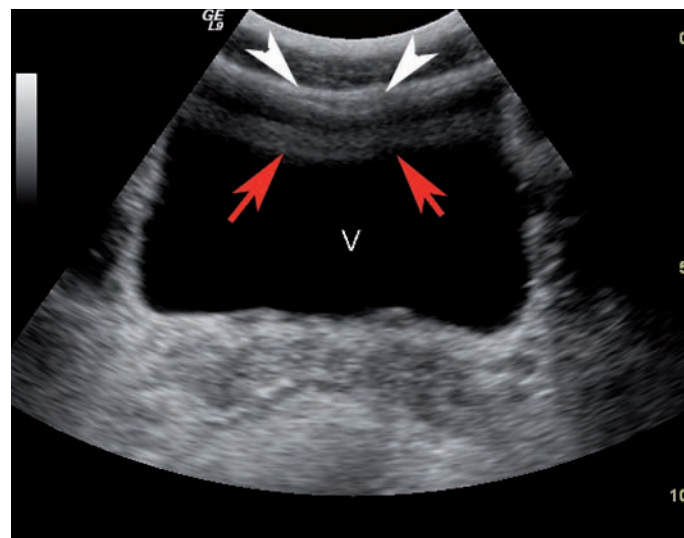
viene visualizzato in una posizione che corrisponde al doppio della distanza dell'interfaccia riflettente. In altri termini, l'immagine reale viene riprodotta su piani diversi, perpendicolari al fascio US ed equidistanti tra loro di un intervallo costante pari alla distanza tra oggetto e sonda. Nell'immagine proposta in (Fig. 37), il segnale che origina dalle interfacce parete addominale-cupola vescicale viene rappresentato al di sotto del trasduttore nella sede reale, ma anche, più debolmente, ad una distanza doppia rispetto alla posizione reale delle interfacce. In certe situazioni il fenomeno può ripetersi più volte come ad esempio nelle scansioni intercostali sul fegato e sul seno costo-frenico (Fig. 38) o nelle scansioni longitudinali sulla carotide comune. Nel primo caso, il riverbero è generato dalla pleura parietale, viscerale e dall'espansione della base polmonare nel seno costo frenico. Il riverbero multiplo disegna una serie di interfacce riflettenti di minor intensità disposte ad una distanza simmetrica l'una dall'altra. Questo fenomeno impedisce di delineare con chiarezza i profili della parete prossimale ed il lume di strutture anecogene come le cisti, la colecisti distesa, la vescica repleta, l'aorta etc.. per comparsa di false immagini di sabbia o di livello di materiale strutturato in un organo assolutamente sano.

L'*imaging armonico tessutale* riduce fortemente gli artefatti da riverberazione che sono legati alla frequenza fondamentale e non interessano il segnale in seconda armonica che origina dai tessuti stazionari. La riduzione degli artefatti da riverberazione spiega anche una seconda prerogativa dell'imaging armonico, vale a dire



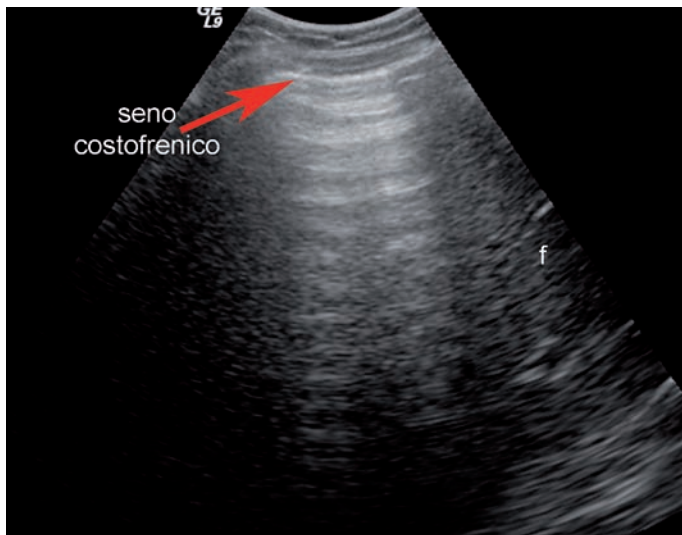
Gli US rimbalzano ripetutamente avanti e indietro fra trasduttore e bersaglio

**Fig. 36. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI.** La riverberazione è un fenomeno di riflessione multipla. Il segnale ad alta intensità riflesso da un'interfaccia speculare viene rimbalzato più volte fra riflettore e trasduttore, come una pallina da ping-pong. Considerando che il rimbalzo successivo al primo impiega un tempo sempre maggiore pari al doppio, triplo, quadruplo etc., il risultato finale è una rappresentazione ripetitiva ed artefattuale dell'immagine reale che perde progressivamente di intensità a profondità crescenti.

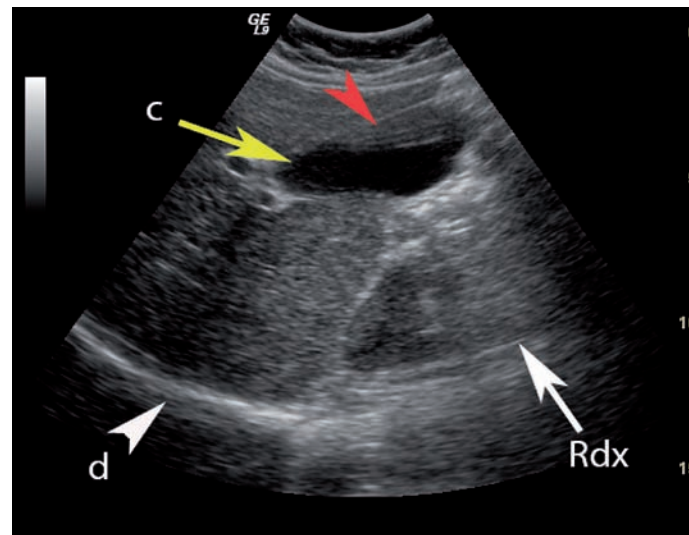


**Fig. 37. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI.** Il segnale lineare o speculare della cupola vescicale viene rappresentato nella posizione reale (freccie bianche), mentre l'eco di riverbero viene visualizzato in una posizione che corrisponde al doppio della distanza dell'interfaccia riflettente (freccie rosse). Il fenomeno di riverberazione può ripetersi più volte. V = vescica.





**Fig. 38. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI.** Scansione intercostale destra in inspirazione forzata. L'espansione della base polmonare nel seno costofrenico ("cul di sacco" fra pleura parietale e viscerale) genera un riverbero che disegna una serie di interfacce riflettenti disposte ad una distanza simmetrica l'una dall'altra. L'intensità del riverbero tende ad attenuarsi in profondità ove le linee iperiflettenti mostrano una minor intensità. f = fegato.



**Fig. 39. RIVERBERAZIONE DI ECHI SPECULARI.** Quando l'artefatto di riverberazione interessa la parete prossimale di strutture anecogene (cisti, colecisti, vescica, aorta) rende meno netta la definizione dei margini e del lume per comparsa di pseudosedimento o effetto pioggia. Nell'immagine riportata la parete prossimale della colecisti risulta indefinibile per riverberazione e sovrapposizione di effetto pioggia. Rdx = rene destro; d = diaframma, c = lume colecisti (freccia gialla); freccia rossa = riverbero parete prossimale con falsa immagine di livello e di sabbia.

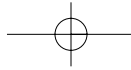
la maggiore definizione dei margini di strutture ricurve. Anche lo *spatial-compounding*, grazie alla molteplicità degli angoli di vista con cui acquisisce le informazioni, è estremamente utile per ridurre gli artefatti da riverberazione<sup>(11)</sup>.

#### Riverberazione dello scattering o effetto pioggia.

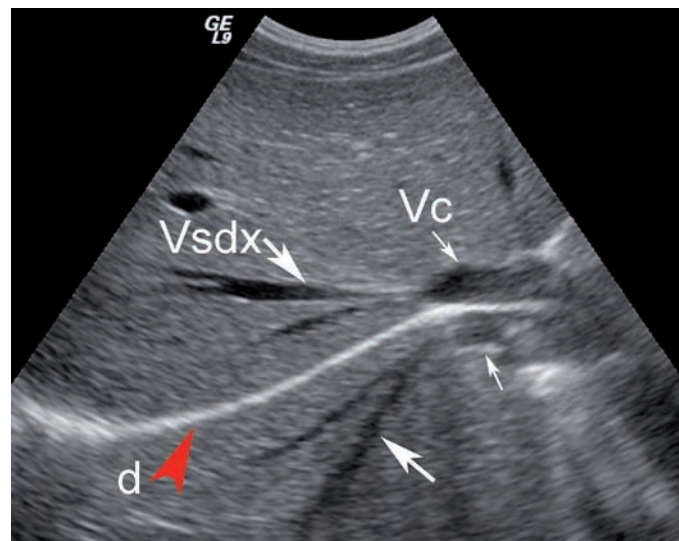
Descrive un artefatto caratterizzato dalla comparsa di deboli echi artefattuali a valle della parete prossimale di un organo a contenuto liquido (colecisti, vescica) o di una raccolta liquida saccata o libera (ascite). L'*effetto pioggia* è un artefatto da riflessione multipla (riverberazione) del fascio US. A differenza degli altri artefatti da riverberazione che originano da una singola interfaccia liscia e lineare per riflessione multipla, l'*effetto pioggia* è un artefatto da riflessione multipla a partenza dai riflettori diffusi e non speculari interposti tra piano d'appoggio della sonda e raccolta liquida<sup>(19)</sup>. In altri termini, questo artefatto origina da segnali spuri diffusi che dalle interfacce vicine al trasduttore raggiungono la parete prossimale di una formazione ripiena di liquido. La parete riflette questi segnali di bassa intensità che sommandosi per interferenza costruttiva possono raggiungere la sonda ed essere artatamente rappresentati come deboli echi diffusi, posteriormente alla parete della vescica e della colecisti a causa del ritardo con cui questi segnali da riflessione diffusa raggiungono il trasduttore (Fig. 39). L'effetto pioggia si realizza solo in corrispondenza di tessuti disposti al davanti una raccolta li-

quida e, pertanto, costituisce un elemento diagnostico differenziale fra lesione solida e liquida. In realtà, l'effetto pioggia si genera costantemente, ma si rende evidente solo nei casi in cui il fondo anecogeno di una raccolta liquida (urina in vescica, ascite nel peritoneo, bile nella colecisti) o la erronea regolazione della TCG verso valori basali elevati ne consentono la rappresentazione. L'effetto pioggia può essere facilmente corretto riducendo il guadagno totale dell'apparecchiatura, o correggendo il guadagno differenziale nella scala TCG.

**Effetto specchio.** Questo artefatto è generato da interfacce ricurve, molto riflettenti (per esempio diaframma, pareti vescicali) situate a ridosso di parenchimi normoriflettenti (fegato) o strutture anecogene a contenuto liquido (contenuto vescicale)<sup>(20, 21)</sup>. Consiste nella rappresentazione speculare della struttura a valle dell'interfaccia (Fig. 40). L'effetto specchio è un artefatto di riverberazione o riflessione multipla e per questo differisce dal fenomeno di sdoppiamento dell'immagine che è un artefatto da rifrazione. Esempi di questo artefatto sono la riflessione speculare del fegato nello spazio pleurico (Fig. 41, 42) e la falsa immagine di raccolta liquida pelvica per effetto speculare della parete vescicale. La spiegazione fisica dell'effetto specchio è relativamente semplice. Quando nelle scansioni sottocostali ascendenti il fascio US incontra una superficie speculare come il diaframma, il segnale eco, molto in-



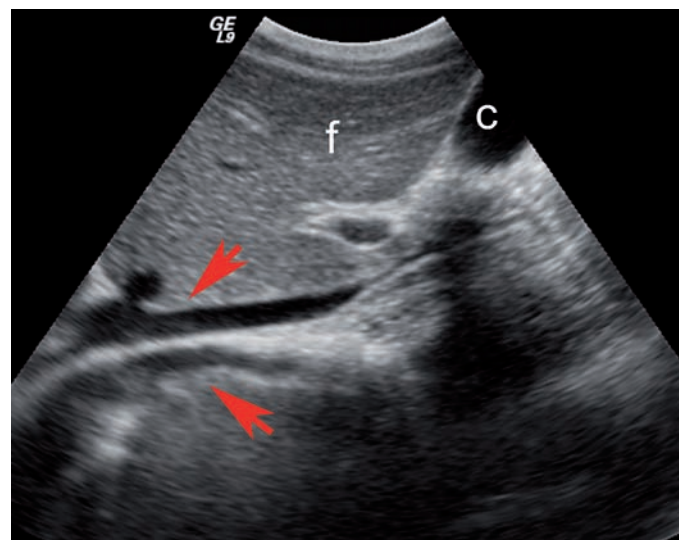
**Fig. 40. EFFETTO SPECCHIO.** Letteralmente, l'effetto specchio è un artefatto da riverberazione che riproduce l'immagine di una o di un insieme di strutture, situate davanti all'interfaccia che si comporta come riflettore speculare, come in uno specchio. La spiegazione del fenomeno è relativamente semplice. Quando un fascio US colpisce una superficie molto riflettente (ad esempio il diaframma) e ritorna verso la sonda (segnale 1), nel tragitto di ritorno incontra le strutture epatiche ed, in parte attenuato, viene nuovamente riflesso verso il diaframma. Il secondo segnale, riflesso dal diaframma, raggiunge il trasduttore dopo un tempo più lungo rispetto al segnale 1 ed il risultato finale è che il segnale spurio (segnale 2) genera una falsa immagine speculare che viene proiettata dietro il diaframma a causa del maggior tempo necessario al segnale spurio per raggiungere il trasduttore.



**Fig. 41. EFFETTO SPECCHIO.** Scansione sottocostale ascendente destra sulla vena cava inferiore (Vc) e sulla confluenza della vena sovraepatica destra (Vsdx). Il diaframma, rappresentato da un intenso eco lineare (freccia rossa), è sormontato nella parte mediale dalla vena cava inferiore che riceve a pieno canale la vena sovraepatica. Il diaframma si comporta come uno specchio e riflette nel seno costo-frenico l'immagine speculare del parenchima epatico attraversato dalla vena sovraepatica che confluisce in una falsa vena cava inferiore. Il parenchima epatico ed i vasi vengono riprodotti dietro il piano e la superficie reale del diaframma.

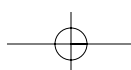
tenso, viene in parte nuovamente riflesso dalle strutture epatiche adiacenti verso il diaframma. Questo segnale spurio, più debole rispetto al segnale vero, viene nuovamente riflesso dal diaframma e raggiunge il trasduttore in un tempo decisamente sfalsato e superiore rispetto al segnale reale del fegato e del diaframma. Il ritardo temporale fra la riflessione vera e la riflessione spuria si traduce nella comparsa di un'immagine tardiva del fegato che viene riprodotta nello sfondato pleurico, sotto il diaframma, in modo speculare. Il seno costofrenico appare così falsamente ripieno di echi con le stesse caratteristiche strutturali del fegato. Anche i vasi (Fig. 43) ed eventuali lesioni solide o cistiche, come ad esempio angiomi (Fig. 44) o cisti disontogenetiche sotto-glissoniane, vengono riproposte in modo speculare dietro il diaframma. L'effetto specchio è quindi, letteralmente, un'immagine speculare di una o di un insieme di strutture situate prossimalmente rispetto all'interfaccia che si comporta come uno specchio.

Generalmente, questo artefatto non rappresenta un problema diagnostico, se non in rare occasioni. Nella pelvi, ad esempio, la riflessione speculare della vescica ripiena o del retto-sigma ripieno di feci nei piani profondi, può creare una pseudomassa pelvica con struttura ipo-aneogena, capace di mettere a dura prova il giudizio di un neofita sulla sua natura artefattuale (Fig 45 a, b). L'artefatto si genera in quanto l'inter-

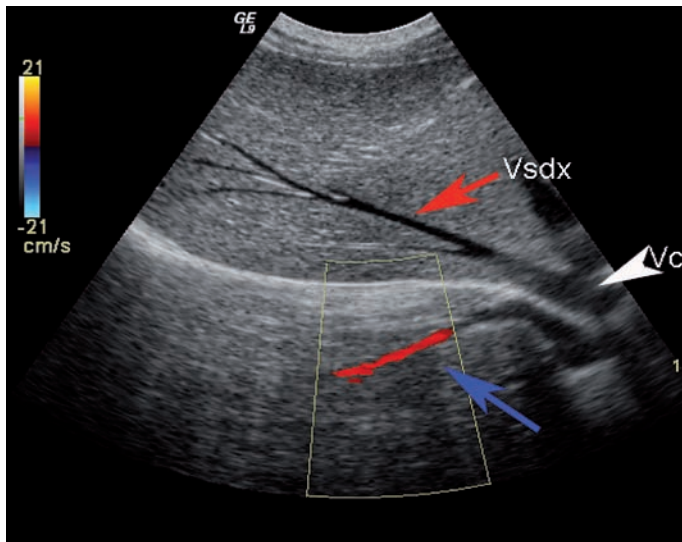


**Fig. 42. EFFETTO SPECCHIO.** Scansione longitudinale lungo la linea addominale paramediana destra. Nel caso presentato, l'effetto speculare del diaframma è veramente spettacolare. La vena cava inferiore viene riprodotta nella sua sede fisiologica mentre la sua immagine speculare viene proiettata dietro il diaframma. Freccia rossa = diaframma; f = fegato; C = colecisti.

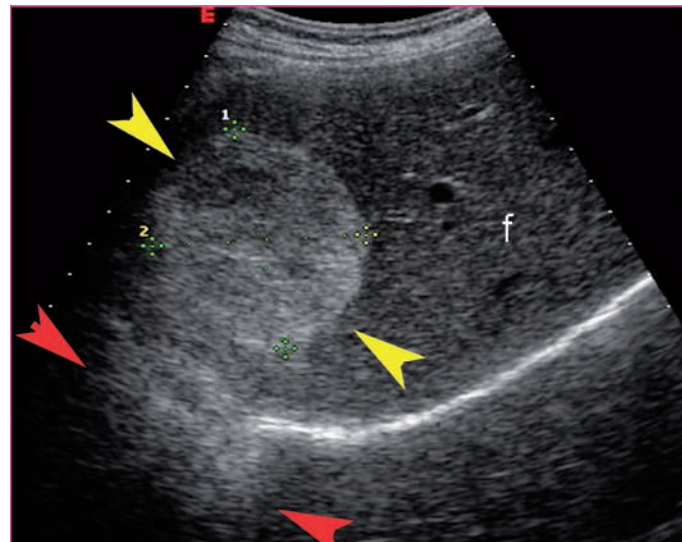
faccia gas/contenuto del retto-sigma, subito dietro la vescica, agisce come uno specchio e ripropone posteriormente l'immagine speculare della porzione profonda della vescica. La posizione della pseudomassa dovrebbe portare immediatamente al sospetto di un artefatto anche perché la parete posteriore della massa, spes-



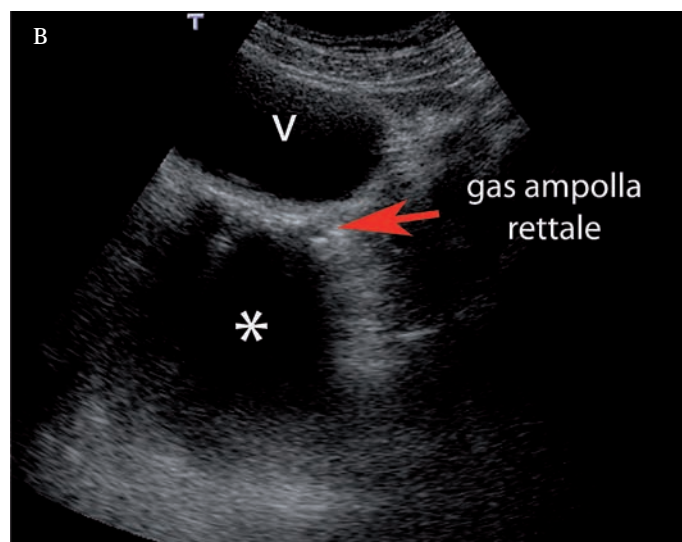
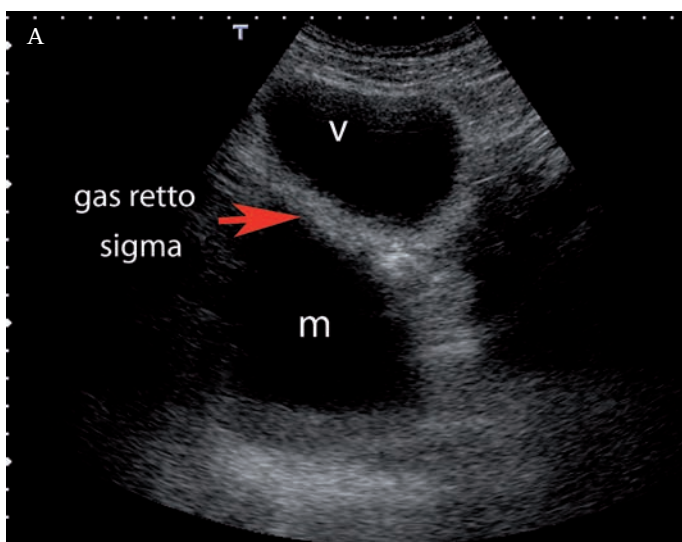




**Fig. 43** EFFETTO SPECCHIO. L'apertura del box colore, con valori di PRF intermedi, colora la vena sovraepatica fantasma dimostrando la ripetitività del fenomeno artefattuale anche in CD.



**Fig. 44** EFFETTO SPECCHIO. Anche eventuali lesioni solide o cistiche, come ad esempio angiomi (freccie gialle) localizzati in sede sotto-glissoliana, possono essere riproposti in modo speculare nel seno costofrenico, dietro il diaframma.



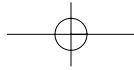
**Fig. 45a, b.** EFFETTO SPECCHIO. Nelle immagini sequenziali dello scavo pelvico (A, B) acquisite con scansioni trasversali sull'ipogastrio, si evidenzia una pseudomassa retrovescicale, ipo-anecogena originata da un fenomeno artefattuale di riflessione speculare della parete posteriore e della parete del retto. L'artefatto si genera perchè l'interfaccia gas/contenuto del retto-sigma, subito dietro la vescica, agisce come uno specchio e ripropone posteriormente l'immagine speculare della porzione profonda della vescica.

so, giace su un piano più profondo rispetto al piano del sacro e questo è, obiettivamente, un nonsenso da un punto di vista anatomico. Un altro elemento che può aiutare a definire la natura artefattuale dell'immagine è la presenza di una parete anteriore e posteriore spessa ed iperecogena e di una parete superiore ed inferiore molto esili, spesso indefinibili.

**Artefatto a coda di cometa (comet tail artifact).** Gli artefatti da riverberazione non occorrono solo a causa di una riflessione multipla tra il trasduttore ed una superficie lineare riflettente prossimale<sup>(22, 23)</sup>. In al-

cuni casi, il bersaglio riflettente può essere situato distalmente al trasduttore. Per esempio, quando oggetti metallici o un corpo estraneo o un ago per biopsia entrano nel campo dell'immagine ecografica spesso lasciano una scia che permette di distinguerli dai tessuti molli. Questo artefatto è una riverberazione multipla dell'impulso US generato per risonanza dall'oggetto metallico colpito e prende il nome di artefatto *a coda di cometa*. Il *comet tail artifact* può rivelarsi utile nella diagnosi di corpo estraneo, nella guida dell'ago in corso di manovre interventistiche, nell'identificazione di *clips* metalliche posizionate in corso di interventi

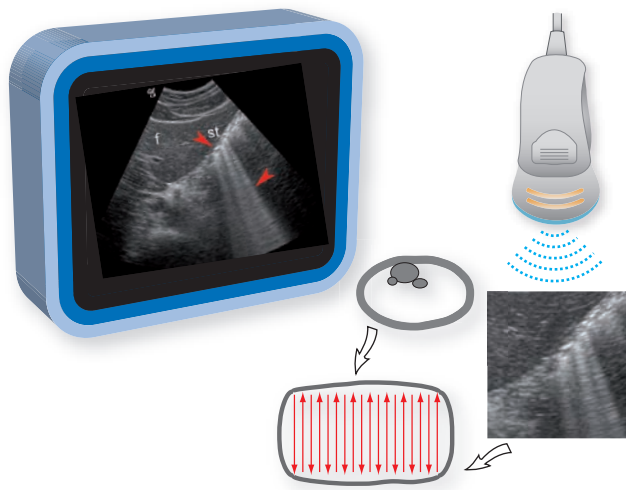




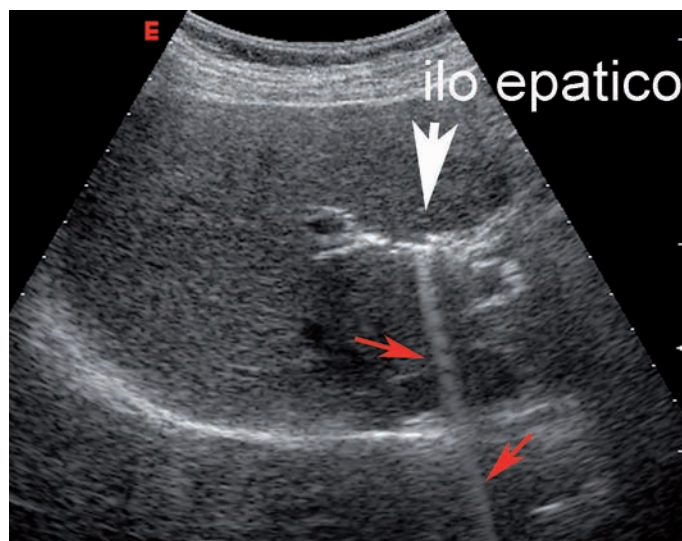
chirurgici. Il meccanismo che genera l'artefatto è relativamente semplice. Quando l'impulso US colpisce un oggetto metallico, parte dell'energia acustica viene riflessa, parte rimbalza nell'oggetto stesso ponendolo in risonanza (Fig. 46). Per ogni oscillazione, si genera un piccolo segnale che ritorna al trasduttore, e viene riprodotto nella stessa posizione, ma sempre più in profondità a causa del ritardo con cui i singoli echi raggiungono il trasduttore. L'artefatto finale è costituito o da una serie di piccoli *spots* lineari e paralleli, di intensità e dimensioni decrescenti, o da una fitta scia di echi che si assottiglia distalmente ricalcando la forma della coda di una cometa, da cui prende per l'appunto il nome.

Questo artefatto è provocato tipicamente da piccole strutture solide ad elevata impedenza acustica come le *clips* chirurgiche, i materiali di sutura, i dispositivi intrauterini, eventuali corpi estranei (pallottole, sonde, cateteri), aggregati cristallini di colesterolo nella parete della colecisti<sup>(25)</sup>, lacune di colloide nei lobi tiroidei<sup>(24)</sup>, piccole concrezioni renali, piccole calcificazioni della parete arteriosa o anche dalla presenza di microbolle di aria in strutture canalicolari come le vie biliari (aerobilia) (Fig. 47)<sup>(2)</sup>.

**Ring-down artifact.** Si tratta di un artefatto da riverberazione che si osserva, con una certa frequenza quando il fascio US incontra interfacce in cui sono presenti piccole quantità di liquido e di aria, come accade nelle anse intestinali o nello stomaco a digiuno<sup>(26)</sup>. L'artefatto è stato a lungo confuso o addirittura identificato con l'artefatto a coda di cometa, anche se

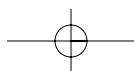


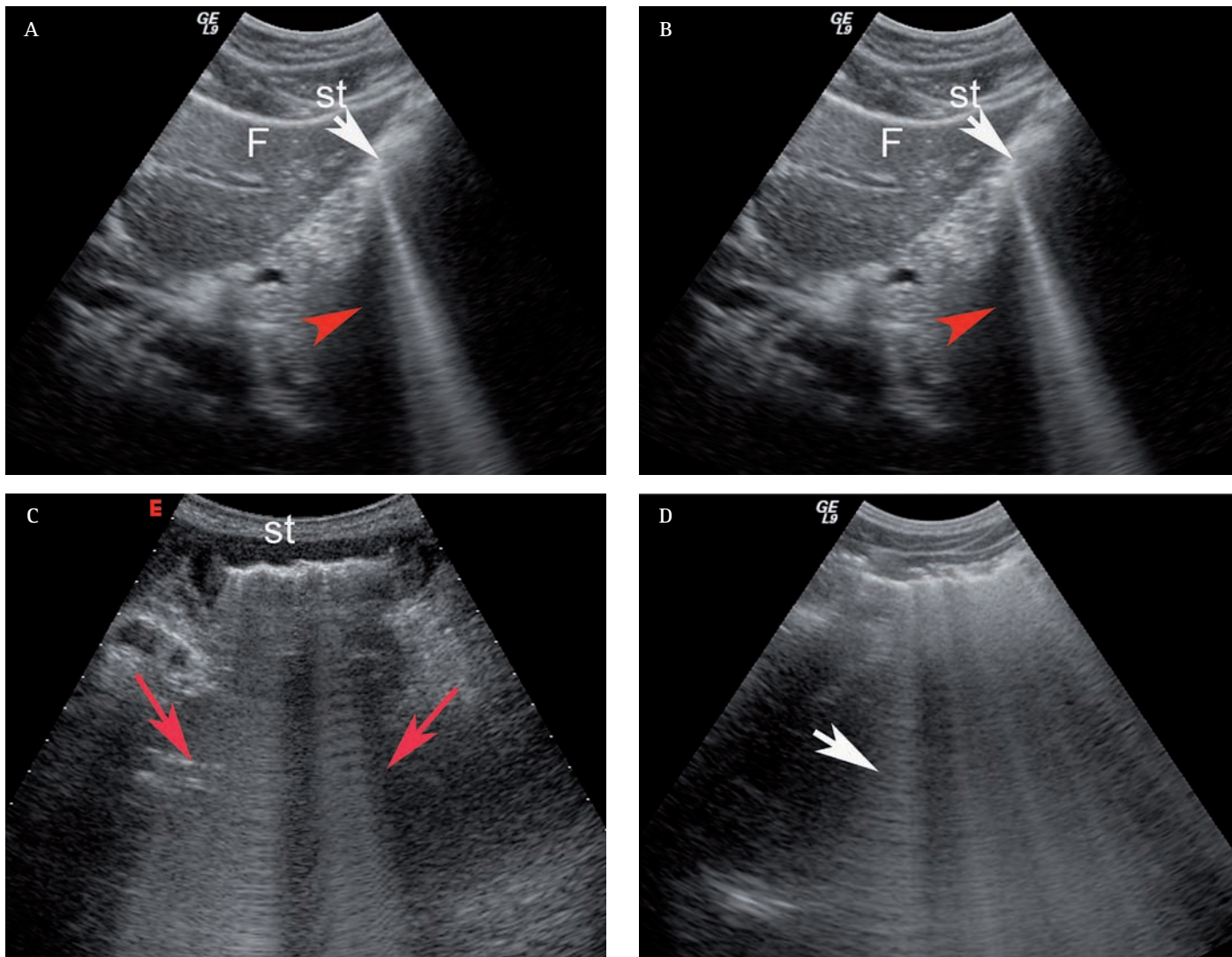
**Fig. 46.** EFFETTO COMET-TAIL. L'artefatto a coda di cometa è una riverberazione multipla dell'impulso generata dalla risonanza del bersaglio (clip metalliche, corpo estraneo, aerobilia) colpito dagli US.



**Fig. 47.** ARTEFATTO A CODA DI COMETA (COMET TAIL ARTIFACT). L'aerobilia, in pratica la presenza di aria nelle vie biliari intraepatiche, è una condizione clinica comunemente asintomatica che insorge nei casi in cui l'integrità del sistema sfinteriale del coledoco si altera chirurgicamente o per via endoscopica. Questo consente la risalita di aria dal duodeno nelle vie biliari. Quando le microbolle di aria presenti nelle vie biliari vengono colpite dagli US entrano in risonanza e, per ogni oscillazione, generano un piccolo segnale che ritorna al trasduttore e viene riprodotto nella stessa posizione, ma sempre più in profondità. L'artefatto finale è costituito o da una serie di piccoli *spots* lineari e paralleli, di intensità e dimensioni decrescenti, o da una fitta scia di echi che si assottiglia distalmente ricalcando la forma della coda di una cometa.

in realtà questi due artefatti si generano con meccanismi fisici diversi l'uno dall'altro. Il *ring down artifact* si manifesta con una serie di piccole bande iperecogene equidistanti che si dipartono da una raccolta gassosa intestinale e si irradiano slargandosi in profondità (Fig. 48a, b, c, d). Il meccanismo con cui si genera è molto simile a quello che genera l'artefatto a coda di cometa. Quando una piccola quantità di liquido viene racchiusa da microbolle d'aria che si uniscono fra loro a formare un tetraedro e viene colpita dal fascio US, entra in risonanza e con le sue oscillazioni emette un segnale continuo di ampiezza fluttuante e frequenza discorde rispetto al fascio incidente. Il risultato artefattuale è simile a quello dell'artefatto a coda di cometa, ma se ne differenzia sostanzialmente perché nel primo caso le linee sono stabili, fisse, mentre nel *ring down artifact* presentano delle fluttuazioni continue che danno una sensazione di "spazzolamento" del segnale artefattuale. Pertanto le immagini statiche riproposte nella (Fig. 48a, b, c, d) non rendono completamente l'idea di questo artefatto. Oltretutto, se l'ampiezza delle fluttuazioni ha un'intensità non rappresentabile ed il guadagno generale è alto, le bande fluttuanti non vengono rappresentate e l'artefatto si riduce ad un'unica stria iperecogena.





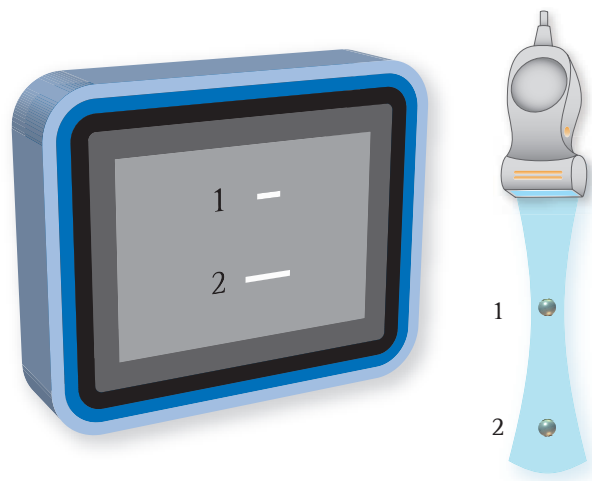
**Fig. 48a, b, c, d.** RING DOWN ARTIFACT. Questo artefatto ricorre con una certa frequenza se il fascio US incontra interfacce in cui sono presenti piccole quantità di liquido o di bolle gassose. Nel caso presentato l'insonazione trasversale dello stomaco a livello epigastrico, dapprima con un'incidenza obliqua (A) e quindi sempre più ortogonale (B, C, D) genera questo artefatto (sequenza di barre lineari e parallele). Il *ring down artifact* è molto simile all'artefatto a coda di cometa, da cui si differenzia sostanzialmente per il meccanismo fisico che lo determina (vedi spiegazione testo) e per la fluttuazione delle strie iperecogene (ben evidente in "tempo reale"). L = fegato; st = stomaco.

### Artefatti legati alla larghezza ed alla forma del fascio US

**Artefatto da larghezza del fascio.** In linea di principio, un riflettore puntiforme che viene colpito da un fascio US dovrebbe essere rappresentato nell'immagine B-Mode come un piccolo punto luminoso. In realtà, un riflettore puntiforme viene rappresentato con un tratto lineare di dimensioni variabili in base alla profondità del bersaglio ed alla larghezza del fascio US a quel livello di profondità (**Fig. 49**)<sup>(4)</sup>. Pertanto, dove il fascio è ben collimato e sottile, come nella zona focale, i bersagli puntiformi sono ben rappresentati, mentre in profondità, ove il campo sonoro si slarga per la natura-

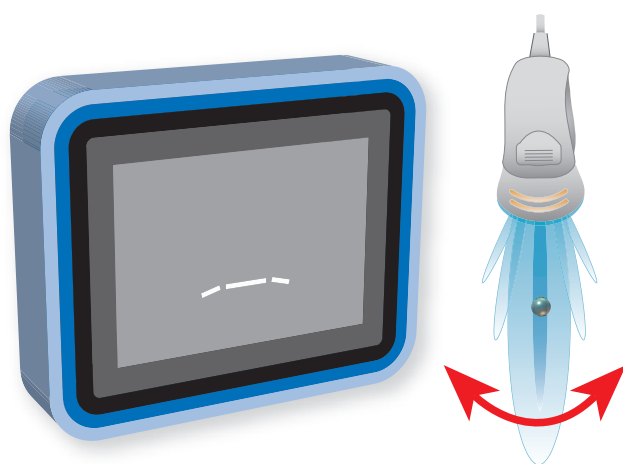
le divergenza del fascio, non vengono ben rappresentati. Nella realtà questo è valido per le piccole calcificazioni parenchimali isolate che nell'immagine non appaiono mai puntiformi ma lineari in funzione della profondità. La larghezza del tratto lineare che le rappresenta è strettamente correlata alla larghezza del fascio ed alla risoluzione laterale del trasduttore. Come discusso ampiamente nel paragrafo sulla focalizzazione, più il fascio US è collimato e ristretto più elevata è la risoluzione laterale, per cui questo artefatto tende a ridursi.

**Artefatto da lobo laterale o side lobe artifact.** È legato alla configurazione del fascio US. Il fascio US è composto da un lobo principale o centrale (*main lobe*)



**Fig. 49.** ARTEFATTI LEGATI ALLA LARGHEZZA DEL FASCIO US. Un riflettore puntiforme colpito da un fascio US dovrebbe essere rappresentato nell'immagine B-Mode come un piccolo punto luminoso. In realtà, è rappresentato con un tratto lineare di dimensioni variabili in base alla profondità del riflettore ed alla larghezza del fascio US a quel livello.

che si propaga in direzione assiale e da più lobi laterali (*side lobes*) di minor intensità che occupano le porzioni esterne del fascio. I lobi laterali sono più evidenti nelle sonde monoelemento dove rappresentano quasi il 14% dell'energia totale del fascio, mentre sono quasi inesistenti nelle sonde multielemento ad emissione pulsata ed a focalizzazione elettronica. In queste sonde i lobi laterali tendono ad annullarsi in parte per il processo di apodizzazione, in parte per la sovrapposizione di fasci di frequenza diversa. I lobi laterali degradano di per sé la risoluzione laterale e la risoluzione di contrasto dei riflettori con uno spessore simile alla larghezza del fascio US. L'artefatto dei lobi laterali rappresenta in una posizione spaziale errata i segnali eco che origina-

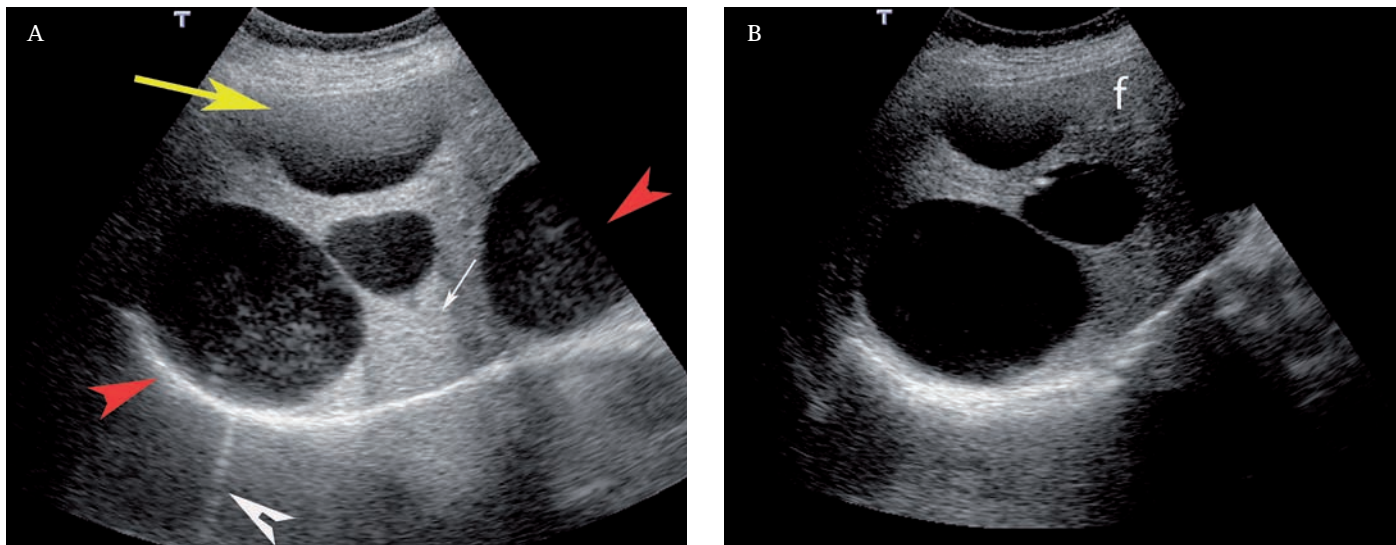


**Fig. 50.** ARTEFATTO DEI LOBI LATERALI. Un bersaglio puntiforme e riflettente contenuto in un fantoccio, insonato dal fascio principale e dai lobi laterali genera nell'immagine su fondo scuro un eco lineare legato al fascio principale e due echi laterali generati dal segnale dei lobi laterali.

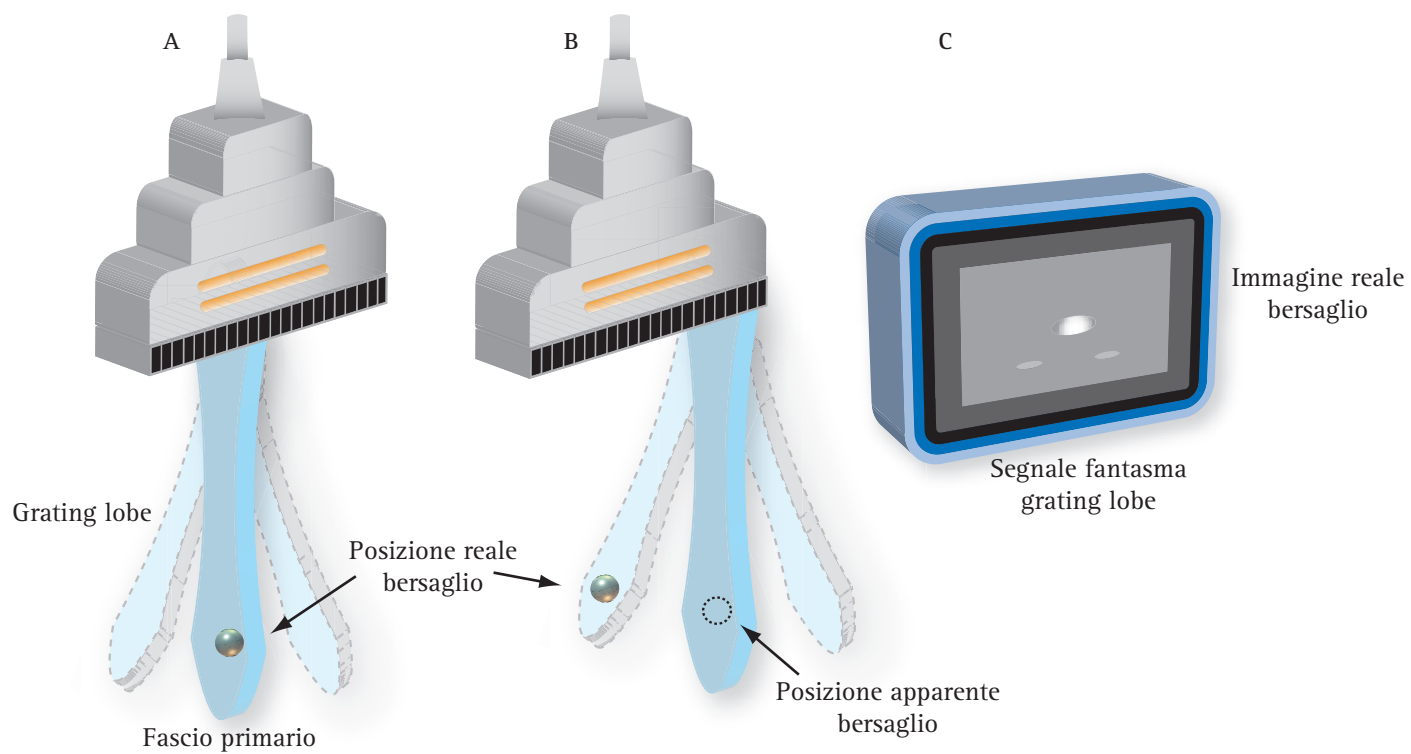
no dai lobi laterali (**Fig. 50**). La spiegazione del fenomeno è semplice. Quando il fascio US colpisce una superficie riflettente lineare inclinata (ad esempio la parete posteriore della vescica), il lobo laterale colpisce il bersaglio in un punto più prossimo alla sonda rispetto al lobo principale. Il segnale riflesso che deriva dal lobo laterale, seppur debole, viene rappresentato nell'immagine in un punto che corrisponde all'area insonata dal lobo centrale, ma ad una distanza minore. Il risultato finale è la rappresentazione di una banda ecogena artefattuale accanto al segnale vero<sup>(27)</sup>. L'artefatto ricorre nella pratica clinica, quando vengono insonate formazioni liquide con parete ricurva o obliqua rispetto all'asse del fascio US. In questo caso la diversa incidenza del lobo laterale determina la formazione di echi che possono simulare la presenza di setti o sedimenti (come ad esempio una falsa immagine di bile densa in colecisti o di sedimento in vescica) (**Fig. 51a, b**)<sup>(28)</sup>. L'immagine artefattuale di sedimento può essere differenziata da un vero sedimento in vescica o dal fango biliare in quanto tende a disporre la concavità verso l'alto ed a scomparire agevolmente variando l'inclinazione della sonda o il decubito del paziente. Lo stesso risultato può essere ottenuto modificando la taratura del guadagno differenziale (scala TCG)<sup>(29, 30)</sup> o riducendo l'apertura dinamica della sonda. In presenza di immagini dubbie, per non incorrere in errori diagnostici è opportuno ricorrere ad alcuni semplici accorgimenti pratici come variare il piano di scansione o variare il decubito del paziente, eseguire con la sonda rapide succussioni sulla parete addominale o, infine, controllare l'impostazione del guadagno differenziale e totale. Sul piano pratico, sebbene in letteratura vengano descritti separatamente, l'artefatto dei lobi laterali e l'artefatto da volume parziale non sono agevolmente differenziabili l'uno dall'altro.

**Artefatto da fasci parassiti o grating lobes.** Da un punto di vista concettuale è opportuno distinguere i *grating lobes* dai lobi laterali. I lobi laterali, situati lungo i lati del fascio principale si generano con qualsiasi tipo di trasduttore (mono o multielemento). I *grating lobes* vengono generati, invece, solo dalle sonde fasate (lineari, convex e settoriali). I *grating lobes* sono fasci US secondari, parassiti, che si generano per ridondanza degli US fra i singoli elementi che compongono la filiera dei trasduttori *phased array*<sup>(31)</sup>. Nella conformazione sterica del fascio US, si collocano come una "ripetizione completa" del fascio principale con i suoi lobi laterali ad una distanza angolare di circa 90° rispetto al fascio principale (**Fig. 52**)<sup>(32, 33)</sup>. L'artefatto correlato alla loro presenza è la comparsa





**Fig. 51a, b.** PSEUDOSSEDIMENTO. Lo pseudosedimento è un artefatto da lobi laterali e viene differenziato da un sedimento vero perchè tende a disporre la concavità verso l'alto (poco evidente nel caso riportato) e a scomparire variando l'inclinazione della sonda, il decubito, il guadagno differenziale e l'apertura dinamica. Infatti, l'intensità dei lobi laterali è tanto maggiore quanto maggiore è il guadagno. L'artefatto scompare facilmente con l'imaging in seconda armonica. Nel caso clinico riportato (fegato policistico) la prima immagine è stata acquisita con un TGC molto alto nei piani medio-profondi. Gran parte degli artefatti presenti (riverbero, effetto pioggia nella cisti prossimale (freccia gialla), pseudosedimento nelle cisti più profonde (freccia rossa), rinforzo posteriore (freccia bianca piccola), il piccolo artefatto a coda di cometa (testa freccia bianca) scompaiono nell'immagine acquisita con una scala TGC corretta; f = fegato.



**Fig. 52.** ARTEFATTO DA GRATING LOBES. Nel diagramma sono disegnati i *grating lobes* (A, B) generati da un trasduttore lineare fasato nella sequenza di attivazione degli elementi della filiera ed in (C) nel monitor viene rappresentato l'artefatto da *grating lobes* di un bersaglio. Da notare, anzitutto, come la conformazione dei *grating lobes* sia un duplicato completo del fascio principale e come questi fasci parassiti si dispongano ai lati del principale con una proiezione angolare di circa 90°. Nel momento di scansione raffigurato in (A) il bersaglio è contenuto nel fascio principale e, nell'immagine, viene riprodotto nella sua sede anatomica reale. Nel momento di scansione (B) il bersaglio non è più insonato dal fascio principale che sta scorrendo verso destra, ma dal *grating lobe*. Poiché i segnali eco vengono rappresentati sull'immagine come se derivassero da strutture disposte lungo l'asse di propagazione del fascio principale, in (C) l'immagine risultante sarà un artefatto in cui, accanto all'immagine reale del bersaglio, verranno visualizzati due bersagli "fantasma", disposti posteriormente e, rispettivamente, a destra e sinistra del segnale reale.

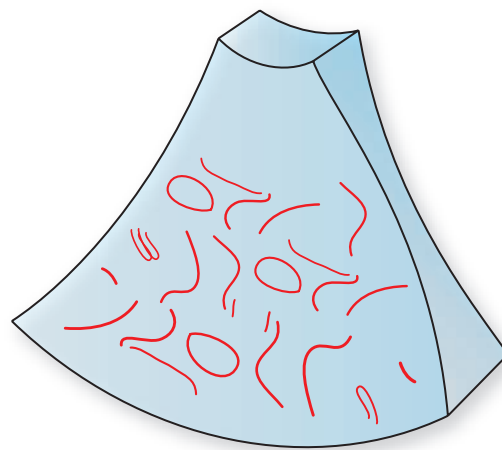
di segnali eco fantasma, di bassa intensità, disposti ai lati e posteriormente al bersaglio insonato e che degradano la risoluzione dell'immagine. Per ridurre i *grating lobes* nelle sonde fasate, le aziende costruttrici hanno adottato nuovi accorgimenti tecnici nella costruzione del trasduttore quali la riduzione degli spazi interposti fra i singoli elementi della filiera ad una distanza uguale a meno della metà della lunghezza d'onda e l'uso di nuovi materiali epossidici isolanti. Questo ha consentito di eliminare quasi completamente i fasci parassiti e l'artefattualità correlata. Nelle sonde che non raggiungono queste caratteristiche costruttive, i *grating lobes* hanno un'energia acustica non trascurabile e sono fonte di degrado dell'immagine.

**Artefatto da volume parziale.** Questo artefatto può realizzarsi sia sul piano assiale che sul piano elevazionale del fascio US. L'ecografia ha mutuato il termine dalla semantica comunemente usata in TC ed in MRI<sup>(34)</sup>. Nelle tecniche di ricostruzione tomografica l'elemento unitario ed elementare dell'immagine è il pixel. Ciascun pixel rappresenta la media del valore di attenuazione che i raggi X subiscono nell'elemento unitario di volume della sezione, cioè il voxel. Se lo spessore della sezione è elevato, può accadere che nello stesso voxel siano contenuti tessuti di diversa densità (ad esempio il rene ed il tessuto adiposo peri e pararenale). In questo caso il pixel verrà rappresentato con un numero HU pari alla media della densità delle due strutture comprese nel voxel. Di conseguenza, nell'immagine TC il margine del rene non apparirà ben definito e contrastato, ma piuttosto indefinito e sfumato.

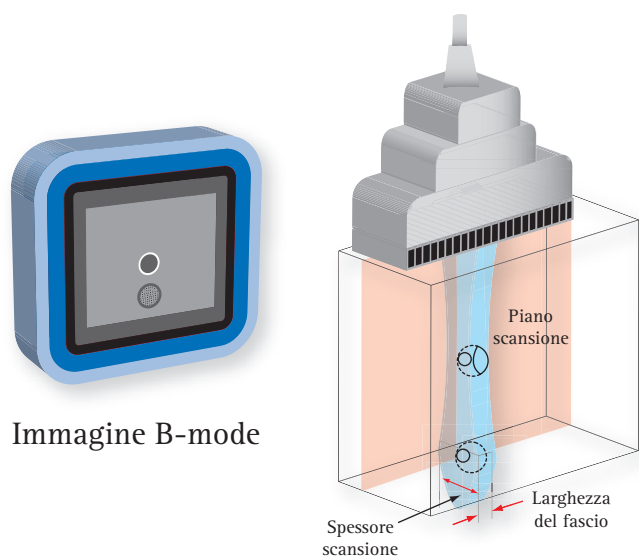
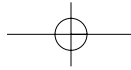
L'effetto di volume parziale, cioè la sovrapposizione del segnale di strutture anatomiche che sono disposte su piani o strati diversi si può manifestare anche in ecografia B-Mode, con l'unica differenza che in ecografia il pixel unitario è il punto di brillantezza. È un esempio di artefatto da volume parziale il cono d'ombra incompleto delle piccole calcificazioni parenchimali o dei calcoli che non rientrano nella zona focale del fascio. È ancora un artefatto di volume parziale l'aspetto corpuscolato o strutturato di una piccola cisti contenuta nei settori prossimale o distale del campo sonoro, cioè a distanza dalla zona focale. L'artefatto di volume parziale nella cisti consiste nella perdita della normale struttura ecografica per la sovrapposizione del segnale parenchimale adiacente. Questo è il motivo per cui una lesione anecogena come una cisti appare ripiena di echi artefattuali di medio e basso livello. La riduzione o scomparsa del rinforzo di parete e del rinforzo acustico posteriore completano l'artefatto di volume parziale.

## Artefatti da spessore dello strato

L'ecografia B-Mode riproduce, su un piano bidimensionale, una sezione anatomica con una sua larghezza, profondità e spessore (Fig. 53). La focalizzazione del trasduttore sul piano elevazionale o di spessore del fascio è resa possibile dall'uso di lenti di cristallo di vario spessore (*lente di Hanafy*). Per questo l'estensione della zona focale è fissa e non varia in modo dinamico. Per lo stesso motivo anche lo spessore del piano di scansione varia in funzione della profondità e diventa progressivamente più sottile e ristretto dal campo vicino alla zona focale, per slargarsi in profondità dove il fascio US tende a divergere. Gli artefatti derivanti dallo spessore del fascio US sul piano elevazionale sono analoghi a quelli prodotti dalla larghezza del fascio US sul piano assiale. Anche in questo caso l'artefatto di volume parziale si manifesta con particolare evidenza nelle strutture anecogene cistiche disposte su piani sfalsati ed a diversa distanza dalla zona focale. Ad esempio, due piccole cisti disposte l'una a livello della zona focale (là dove il fascio è più ristretto sul piano elevazionale ed è massima la risoluzione) e l'altra più distalmente su un piano sfalsato rispetto al primo, dove la risoluzione elevazionale è inferiore, verranno rappresentate in modo diverso. La prima sarà risolta in modo adeguato e presenterà un contenuto anecogeno, mentre la seconda, a causa dell'effetto da volume parziale, presenterà un contenuto corpuscolato (Fig. 54)<sup>(35)</sup>.



**Fig. 53. SLICE THICKNESS.** Il diagramma disegna lo spessore del fascio sul piano elevazionale. L'immagine in B-Mode riproduce, su un piano bidimensionale, la sezione anatomica che corrisponde al piano di scansione nella sua larghezza, profondità e spessore. Tutte le strutture della sezione partecipano alla formazione dell'immagine, anche se sono sfalsate rispetto al piano di scansione. Gli artefatti derivanti dallo spessore del fascio US sul piano elevazionale sono del tutto analoghi a quelli prodotti dalla larghezza del fascio US e sono artefatti da volume parziale.



**Fig. 54.** ARTEFATTO DA VOLUME PARZIALE LEGATO ALLO SPESSORE DI SCANSIONE. Il diagramma traccia larghezza e profilo elevazionale del campo sonoro di un trasduttore lineare fasato in un fantoccio con due bersagli disposti rispettivamente nella zona focale elevazionale ed in profondità. La risoluzione laterale è legata alla larghezza del fascio nel piano assiale o di scansione. La risoluzione elevazionale dipende dalla collimazione del fascio sul piano elevazionale. Poiché su questo piano, nelle sonde fasate, la focalizzazione viene ottenuta con lenti acustiche, l'estensione della zona focale è fissa e non varia in modo dinamico. Pertanto, lo spessore del piano di scansione varia con la profondità. Esso diventa progressivamente più ristretto dal campo vicino sino alla zona focale e si allarga in profondità dove il fascio US tende a divergere. Questo facilita la comparsa di artefatti di volume parziale nel campo lontano. Pertanto, una cisti, anecogena e con contenuto omogeneo, apparirà ripiena di echi di medio-basso livello a causa della sovrapposizione degli echi strutturali.

L'effetto da volume parziale è ben studiabile con l'uso di fantocchi di vario spessore collocando a diverse profondità sfere o piccoli tubi anecogeni di 6 mm di diametro. Insonando il fantoccio si osserverà che le sfere ed i tubi disposti superficialmente prima della zona focale non sono ben rappresentati, mentre le sfere ed i tubi collocati più in profondità, dove la risoluzione elevazionale è migliore (fra i 4 ed i 12 cm) sono ben rappresentati. Oltre i 12 cm, la risoluzione elevazionale si riduce fortemente per la divergenza del fascio per cui la capacità di distinguere e contrastare adeguatamente questi bersagli diventa molto più difficile. Naturalmente la risoluzione sul piano elevazionale è legata anche al tipo di sonda usata.

Un altro artefatto legato alla risoluzione elevazionale si manifesta quando gli echi provenienti da un bersaglio non contenuto nel piano di propagazione assiale vengono rappresentati nell'immagine. Per esempio, nelle immagini ecocardiografiche bidimensionali può succedere che bersagli molto iperecogeni, come le valvole artificiali o le calcificazioni dei lembi valvolari, possono essere proiettati all'interno di una delle came-

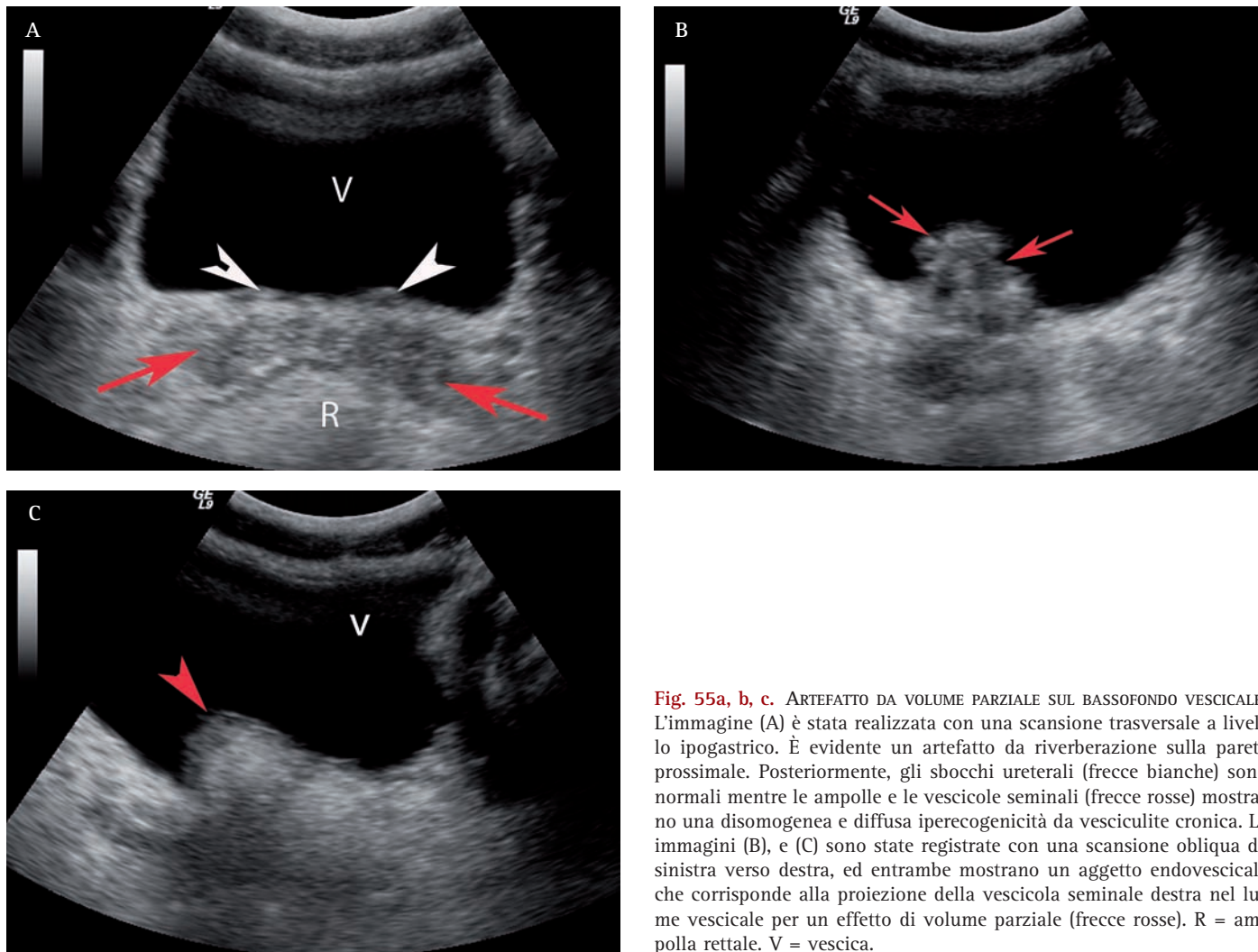
re cardiache. Un artefatto simile può realizzarsi anche sul bassofondo vescicale ove possono essere proiettate le strutture retrostanti se il loro contenuto è fortemente iperecogeno (Fig. 55a, b, c).

### Artefatti da rifrazione

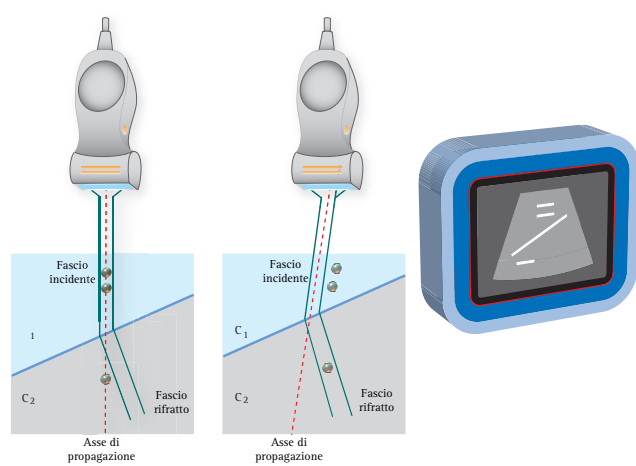
La rifrazione ricorre quando il fascio colpisce un'interfaccia che separa due tessuti che hanno una velocità di propagazione diversa degli US. Quanto più elevata è la differenza di velocità fra i due tessuti, tanto maggiore sarà l'effetto di rifrazione, ossia la deviazione che il fascio subisce rispetto all'asse di incidenza. La rifrazione massima degli US si concretizza nell'interfaccia tessuto molle/osso. In questo caso il fenomeno non ha conseguenze artefattuali importanti, perché l'ecografia, ove si escludano le applicazioni del color Doppler transcranico, non sfrutta l'osso come finestra acustica. Il tessuto adiposo, invece, è presente in tutti gli organi del corpo e rappresenta una fonte inesauribile di artefatti da rifrazione in quanto la velocità degli US nel grasso è significativamente più bassa rispetto a quella della maggior parte dei tessuti molli (1450 m/s versus 1560 m/s). Nell'immagine in B-Mode, l'artefatto da rifrazione si manifesta con lo sdoppiamento dell'immagine reale e la riproduzione di strutture anatomiche in sedi fantasma che non corrispondono a quella anatomica (*ghost image artifacts*) (Fig. 56). Lo sdoppiamento dell'immagine si realizza più spesso quando gli US incrociano ortogonalmente il margine di strutture muscolari circondate da tessuto adiposo o le costole (come ad esempio l'interfaccia grasso della parete addominale/muscoli retti, o l'interfaccia grasso di parete/costole). Fortunatamente, nella maggior parte dei casi la geometria del fascio e la complessità dell'anatomia rendono difficile il riconoscimento di questo tipo di artefatti. Occasionalmente, si possono manifestare in modo eclatante e non possono essere di conseguenza ignorati. Uno dei casi più sensazionali, segnalato nella letteratura ecografica, è quello dello *sdoppiamento dell'immagine del sacco gestazionale* nelle prime settimane di gravidanza<sup>[36, 37]</sup>. Questo è un esempio di artefatto da rifrazione che si può osservare nelle scansioni trasversali dell'addome inferiore quando la sonda, per esplorare lo scavo pelvico, viene disposta sul margine mediale di uno dei due muscoli retti dell'addome. Nel caso specifico, il muscolo ed il grasso della parete anteriore dell'addome si comporta come una lente acustica. Gli US che si propagano vengono rifratti (deviati rispetto all'asse di propagazione normale) con il risultato che il sacco gestazionale dell'utero viene insonato lungo più







**Fig. 55a, b, c.** ARTEFATTO DA VOLUME PARZIALE SUL BASSOFONDO VESCICALE. L'immagine (A) è stata realizzata con una scansione trasversale a livello ipogastrico. È evidente un artefatto da riverberazione sulla parete prossimale. Posteriormente, gli sbocchi ureterali (frece bianche) sono normali mentre le ampolle e le vescicole seminali (frece rosse) mostrano una disomogenea e diffusa iperecogenicità da vesciculite cronica. Le immagini (B), e (C) sono state registrate con una scansione obliqua da sinistra verso destra, ed entrambe mostrano un oggetto endovesicicale che corrisponde alla proiezione della vescicola seminale destra nel lume vescicale per un effetto di volume parziale (frece rosse). R = ampolla rettale. V = vescica.



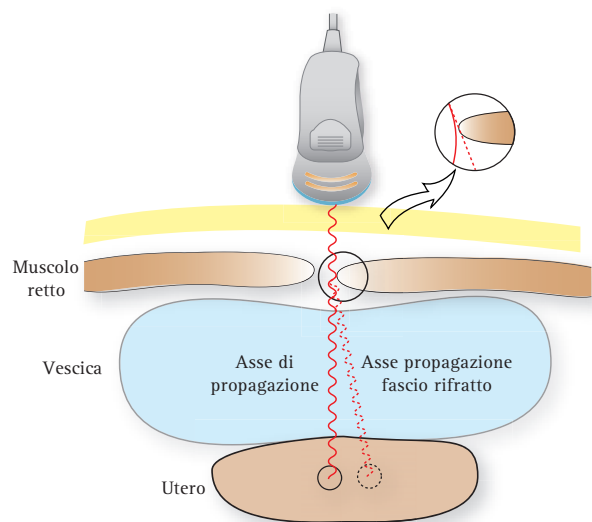
**Fig. 56.** ARTEFATTO DA RIFRAZIONE. La struttura anatomica insonata dal fascio US rifratto genera un'immagine fantasma (*ghost image artifact*) spostata lateralmente rispetto alla reale posizione anatomica. A sinistra il diagramma mostra una prima possibilità artefattuale, cioè la mancata rappresentazione di un bersaglio disposto lungo l'asse di propagazione del fascio a causa della rifrazione. A destra il diagramma documenta una seconda possibilità. In questo caso il bersaglio distale non è disposto lungo l'asse di propagazione, ma è insonato dal fascio rifratto. Il risultato finale sull'immagine sarà una struttura riprodotta a sinistra rispetto alla posizione anatomica reale.

assi nello stesso piano di scansione (Fig. 57). Il risultato finale è un'immagine artefattuale di gravidanza gemellare che creerà non pochi problemi psicologici alla gestante ed una figuraccia all'ecografista sprovveduto e poco attento.

Un altro artefatto, di frequente riscontro ed in parte interpretabile come artefatto da rifrazione, è l'ombra acustica laterale evidente lungo i margini laterali di cisti, di strutture cave come i vasi o della colecisti (vedere paragrafo dedicato). Questo fenomeno non può essere spiegato completamente con la rifrazione del fascio per cui molti autori lo considerano come un artefatto da attenuazione.

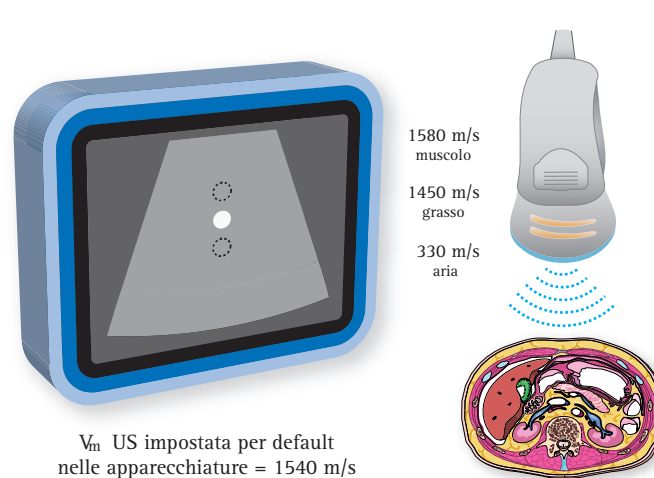
### Artefatti da variazione di velocità degli ultrasuoni

Le apparecchiature ecografiche leggono il segnale di ritorno in funzione del tempo che intercorre tra l'emis-



**Fig. 57. ARTEFATTO DA RIFRAZIONE.** Sdoppiamento del sacco gestazionale. Quando la sonda, per esplorare lo scavo pelvico, viene disposta sul margine mediale di un muscolo retto dell'addome, il muscolo ed il grasso della parete si comportano come lenti acustiche. Gli US vengono rifratti con il risultato che l'insonazione del sacco gestazionale avviene lungo più assi nello stesso piano di scansione. Il risultato artefattuale è lo sdoppiamento del sacco gestazionale.

sione e la ricezione dell'impulso. Questa impostazione comune a tutti i sistemi ecografici viene accettata nell'assunto che la velocità media di propagazione degli US nei tessuti biologici (equazione tempo/distanza) sia costante ed uguale a 1540 m/s. In realtà, anche se di lieve entità, esistono delle differenze di velocità nella propagazione degli US fra i vari tessuti che compongono il corpo umano. Per questo, se gli US attraversano una struttura anatomica in cui la velocità di propagazione è maggiore rispetto al valore preimpostato nella macchina, il segnale eco impiegherà un tempo minore per ritornare al trasduttore e, nell'immagine, il bersaglio apparirà ad una profondità inferiore rispetto a quella reale. Al contrario, se gli US attraversano una struttura anatomica ove la velocità degli US è inferiore rispetto al valore reimpostato nel sistema, il segnale impiegherà più tempo per ritornare alla sonda e sarà rappresentato più in profondità rispetto alla distanza reale (Fig 58)<sup>(38, 39)</sup>. Un esempio di questo artefatto è quello che si osserva esaminando una protesi mammaria di silicone. La velocità degli US nella protesi è inferiore rispetto al tessuto circostante, per cui tutte le strutture disposte in profondità rispetto alla protesi appaiono più lontane di quanto non lo siano realmente a causa di un tempo di transito più prolungato dell'eco. Lo stesso artefatto può interessare il diaframma se nel parenchima epatico situato dinanzi è presente una cisti voluminosa o una lesione solida. Nella cisti la velocità di propagazione degli US è più bassa rispetto al paren-



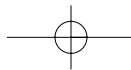
$V_m$  US impostata per default nelle apparecchiature = 1540 m/s

**Fig. 58. ARTEFATTO DA VELOCITÀ DEGLI US NEI TESSUTI BIOLOGICI.** Se gli US attraversano una struttura anatomica con una velocità maggiore rispetto al valore impostato nella macchina (1540 m/sec), il segnale eco impiegherà un tempo minore per ritornare al trasduttore ed il bersaglio apparirà nell'immagine ad una profondità inferiore rispetto a quella reale. Al contrario, una struttura anatomica ove la velocità degli US è inferiore al valore di *default* genera un segnale che impiegherà più tempo a ritornare alla sonda e sarà rappresentato nell'immagine più in profondità rispetto alla distanza reale.

chima, mentre nella lesione solida può essere più alta in relazione alla sua densità. Il risultato artefattuale, nel primo caso, sarà l'interruzione dell'eco lineare del diaframma e la rappresentazione del tratto corrispondente alla cisti o alla lesione solida più posteriormente o più anteriormente rispetto alla sua posizione reale.

In conclusione, l'interazione fra US e tessuti biologici è complessa e genera un gran quantità di artefatti che rendono talvolta difficile ed operatore-dipendente l'interpretazione dell'immagine in tempo reale. Non tutti gli artefatti sono dannosi e fuorvianti; alcuni sono addirittura indispensabili per la diagnosi definitiva. Nel tentativo di sistematizzare l'argomento e renderlo più aggredibile da un punto di vista concettuale sono stati fatti diversi tentativi di classificazione. Molto seguita dalla Scuola Italiana di Ecografia (SIUMB), è la classificazione di Oliva et al.<sup>(40)</sup> modificata da Derchi<sup>(41)</sup>, un suo allievo. Alla classificazione puramente sistematica del primo autore, il secondo ha proposto una classificazione molto più semplice e lineare che distingue gli artefatti in utili alla diagnosi ed inutili o causa di errore. Le classificazioni vengono riproposte rispettivamente nella (Tabella 1) e nella (Tabella 2).

In questo capitolo, i vari artefatti sono stati elencati più che in conformità ad una vera e propria classificazione in base al meccanismo fisico che li genera. Così, sono stati considerati in primo luogo gli artefatti da rumore elettronico random e strutturato, quindi gli ar-



ARTEFATTI LEGATI ALLE CARATTERISTICHE DELLE APPARECCHIATURE (IN PARTE OPERATORE-DIPENDENTI, SPESSO REVERSIBILI)
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Range ambiguity artifact. Artefatti iperbolici</li> <li>• Artefatti da errata focalizzazione</li> <li>• Artefatti da errata risoluzione</li> <li>• Artefatti da trascinamento. Effetto sigaro (apparecchi a modulazione di ampiezza)</li> <li>• Artefatti da errata regolazione del guadagno</li> <li>• Rumore elettronico. Speckle</li> <li>• Artefatti da errata elaborazione dell'immagine</li> </ul>
ARTEFATTI LEGATI ALL'INTERAZIONE DEL FASCIO US CON I TESSUTI (NON ELIMINABILI, MA MODIFICABILI)
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Riverberazioni</li> <li>• Effetto pioggia</li> <li>• Effetto specchio. Riflessioni multiple</li> <li>• Rinforzo posteriore</li> <li>• Ombra acustica distale (cono d'ombra posteriore)</li> <li>• Artefatto a coda di cometa</li> <li>• Ring down artifact</li> <li>• Ombre acustiche laterali</li> <li>• Artefatti di spostamento dell'immagine</li> <li>• Sdoppiamento dell'immagine (ghost artifact)</li> <li>• Artefatti da velocità di propagazione degli US</li> <li>• Artefatto da volume parziale e da spessore fascio US</li> <li>• Artefatti da orientamento della sonda e incidenza</li> <li>• Artefatti da lobi laterali e da divergenza fascio. Pseudofango</li> </ul>

**Tab. 1.** CLASSIFICAZIONE SISTEMATICA DEGLI ARTEFATTI IN ECOGRAFIA. Tratto da: Oliva L. Il significato clinico degli artefatti in ecotomografia. In: Ecotomografia. Ziviello M. Eds. Idelson Edizioni, Napoli 1986.

ARTEFATTI UTILI PER LA DIAGNOSI
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Rinforzo acustico posteriore o distale</li> <li>• Cono acustico distale</li> <li>• Ombre acustiche laterali</li> <li>• Artefatto a coda di cometa</li> <li>• Ring down artifact</li> <li>• Artefatti legati alla velocità di propagazione</li> </ul>
ARTEFATTI FONTE DI ERRORE DIAGNOSTICO
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Riverberazioni</li> <li>• Effetto specchio</li> <li>• Effetto volume parziale</li> <li>• Sdoppiamento dell'immagine</li> </ul>

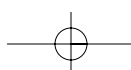
**Tab. 2.** SIGNIFICATO CLINICO DEGLI ARTEFATTI. Tratto da: Derchi L et al. Il significato clinico degli artefatti in ecografia. Atti XXXII Congresso Nazionale SIRM. Milano, 1986.

*tefatti da riflessione speculare e da dispersione degli US.* In seguito, sono stati considerati gli *artefatti da at-*

*tenuazione* (cono acustico posteriore, rinforzo da parete distale e coni acustici laterali), *da riverberazione* (riverberazione di echi speculari, effetto pioggia, effetto specchio, *comet tail artifact, ring-down artifact*), gli *artefatti legati alla larghezza ed alla forma del fascio US* (artefatto da larghezza del fascio US, artefatto da lobo laterale, *grating lobe artifact*, artefatto da volume parziale) e *gli artefatti da spessore dello strato*. In ultimo, infine, sono stati considerati gli *artefatti da rifrazione e da variazione di velocità degli US nei tessuti biologici*. Gli artefatti specificamente legati ad un'erronea impostazione del sistema e delle funzioni B-Mode come la focalizzazione, la risoluzione, il guadagno totale o differenziale sono stati tralasciati in quanto largamente considerati nei precedenti capitoli e nella presentazione teorica della formazione dell'immagine. A conclusione di questo capitolo, non si può che riaffermare l'importanza della conoscenza dei principi fisici basilari dell'ecografia e delle funzioni fondamentali che regolano l'imaging B-Mode. La conoscenza aiuta a limitare gli errori di impostazione e migliora la discriminazione soggettiva delle artefattualità in *real time*.

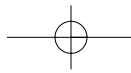
## Bibliografia

1. Rubaltelli L, Tregnaghi A, Candiani F, Bortoletto P: *Immagine ecografica*. In: Trattato Italiano di Ecografia SIUMB. Poletto Editore, Milano, 1993.
2. Cosgrove D. *Artefacts in B-mode scanning*. In: Abdominal and General Ultrasound. Chap. 4, pag. 47-65. Meire H, Cosgrove D, Dewbury K, Farrant P. Eds. Churchill Livingstone, London 2003.
3. *GE Ultrasound technology update. Digitally encoded ultrasound. 2000.* <http://www.gemedicalsystem.com>
4. Zagzebski JA. *Image characteristics and artifacts*. In: Essentials of Ultrasound Physics. Zagzebski JA, Ed. Chap. 7. pagg. 123-142 Mosby, St. Louis, 1996.
5. Scanlan KA: *Sonographic artifacts and their origins*. Am J Roentgenol. 1991; 156: 1267-72.
6. Caratozzolo M. *Gli artefatti in ecografia*. In: Ecografia clinica. Busilacchi P e Rapaccini GL Eds. Cap. 7, pagg. 121-128. Edizioni Idelson-Gnocchi. Napoli, 2006.

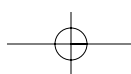
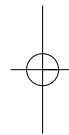
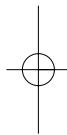


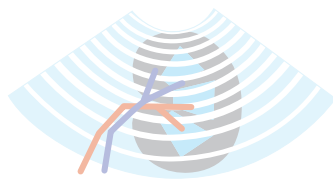


7. Vedovelli A, Busilacchi P. *Semeiotica, semantica e refertazione in ecografia*. In: Ecografia clinica. Busilacchi P e Rapaccini GL Eds. Cap.10, pagg. 153-169. Edizioni Idelson-Gnocchi. Napoli, 2006.
8. Blackwell R. *Ultrasound equipment*. In: Abdominal and General Ultrasound. Meire H, Cosgrove D, Dewbury K, Farrant P. Eds. Chap.2, pagg. 13 - 36. Churchill Livingstone, London 2003.
9. Milkowski A, Li Y, Becker D, Ishrak SO. *Speckle reduction imaging*. GE Ultrasound technology update. 2003. <http://www.gemedicalsystem.com>
10. Dantas RG, Costa ET, Leeman S. *Ultrasound speckle and equivalent scatterers*. Ultrasonics. 2005; 43: 405-20.
11. Meuwly JY, Thurán JP, Gudinchet F: Application of adaptive image processing technique to real-time spatial compound ultrasound imaging improves image quality. Invest Radiol 2003; 38: 257-252.
12. Suramo I, Paivanslo M, Vuoria P. *Shadowing and reverberation artifacts in abdominal ultrasonography*. Eur J Radiol 1985; 5: 147-151.
13. Robinson DE, Wilson LS, Kossoff G. *Shadowing and enhancement in ultrasonic echograms by reflection and refraction*. JCU 1981; 9: 181-188.
14. Sommer FG, Taylor KJ. *Differentiation of acoustic shadowing due to calculi and gas collections*. Radiology 1980; 135: 399-403.
15. Suramo I, Kivinitky K, Puukka R, Huttunen R. *Gray scale ultrasound signs of gallbladder stones*. Diagn Imaging; 1979; 48: 131-137.
16. Taylor KJ, Jacobson P, Jaffe CC. *Lack of an acoustic shadow on scans of gallstones: a possible artifact*. Radiology 1979; 131: 463-464.
17. Steel R, Poepping TL, Thompson RS, Macaskill C. *Origins of the edge shadowing artefact in medical ultrasound imaging*. Ultrasound Med Biol. 2004; 30: 1153-1162.
18. Bly SH, Foster FS, Patterson US et al. *Artefactual echoes in B-Mode images due to multiple scattering*. Ultrasound Med Biol 1985; 11: 99 -111.
19. Talia B, Bartolini G. *Le lesioni miste false*. Atti XI convegno "Diagnostica con Ultrasuoni", Modena 1984. pagg. 51-59. Monduzzi Editore, Bologna 1984.
20. Cosgrove DO, Garbutt R, Hill CR. *Echoes across the diaphragm*. Ultrasound Med Biol 1978; 3: 388-392.
21. Garner FJ, Clarck RN, Kozlowski R. *A model of a hepatic mirror image artefact*. Med Ultrasound 1980; 4: 18-21.
22. Ziskin MC, Thickman DI, Goldenberg NJ, et al. *The comet tail artifact*. J. Ultrasound Med. 1982; 1: 1-7.
23. Thickman DI, Ziskin MC, Goldenberg NJ, Linder BE: *Clinical manifestations of the comet tail artifact*. J Ultrasound Med 1983; 2: 225-230.
24. Shapiro RS, Winsberg F: *Comet-tail artifact from cholesterol crystals: observations in the postlithotripsy gallbladder and an in vitro model*. Radiology 1990; 177: 153-156.
25. Ahuja A, Chick W, King W, Metreweli C.: *Clinical significance of the comet-tail artifact in thyroid ultrasound*. J Clin Ultrasound 1996; 24: 129-133
26. Avruch L, Cooperberg PL. *The ring down artifact*. J Ultrasound Med 1985; 4 : 21- 28.
27. Laing FC, Kurtz AB: *The importance of ultrasonic side-lobe artifacts*. Radiology 1982; 145: 763-768.
28. Fiske O, Filly R A. *Pseudo-sludge*. Radiology 1982; 144: 631-632.
29. Jaffe CG, Taylor KJ. *The clinical impact of ultrasonic beam focusing patterns*. Radiology 1979; 131: 469-472.
30. Kremkau FW, Taylor KJ. *Artifacts in ultrasound imaging*. J Ultrasound Med 1986; 5:227-237.
31. McKeighen RE. *The influence of grating lobes on image quality using real-time linear arrays*. J Ultrasound Med 1982; 1(S): 83.
32. Barthez PY, Leveille R, Scrivani PV: *Side lobes and grating lobes artifacts in ultrasound imaging*. Vet Radiol Ultrasound 1997; 38: 387-393.
33. Whittingham TA. *Tissue harmonic imaging*. Eur Radiol 1999; 9 (S3) : S323-S326.
34. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. *Computed tomography*. In: *The physics of diagnostic Imaging*. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE Eds. Chap.14 pagg.381-435. Hodder Arnold. London 2006.
35. Goldstein A, Madrazo BL: *Slice-thickness artifacts in grey-scale ultrasound*. JCU 1981; 9: 365-375
36. Muller N, Cooperberg PL Rowley VA et al. *Ultrasonic refraction by the rectus abdominis muscle: the double image artefact*. J ultrasound Med 1984; 3: 515-520.



- 
37. Sauerbrei EE. *The split image artefact in pelvic ultrasonography*. J ultrasound Med 1985; 4: 29-3
  38. Chen Q, Zagzebski JA: *Simulation study of effects of speed of sound and attenuation on ultrasound lateral resolution*. Ultrasound Med Biol 2004; 30: 1297-1306.
  39. Pierce G, Golding RH, Cooperberg PL: *The effects of tissue velocity changes on acoustical interfaces*. J. Ultrasound Med. 1982; 1: 185-189.
  40. Oliva L. *Il significato clinico degli artefatti in ecotomografia*. In: Ecotomografia. Ed. Ziviello M. Edizioni Idelson, Napoli 1986.
  41. Derchi L, Rebaudi F. *Il significato clinico degli artefatti in ecografia*. Atti XXXII Congresso Nazionale SIRM. pagg 86-94. Milano, 1986.





## GLOSSARIO B-MODE

**Accoppiamento (gel per ultrasuoni).** Gel acquoso (acqua e polycarbammati) usato per creare un contatto diretto fra trasduttore e cute ed eliminare l'aria che nell'interfaccia sonda/cute causerebbe la completa riflessione del fascio US.

**Accoppiamento (strato di) o *matching layer*.** Materiale epossidico a composizione protetta da segreto industriale che viene interposto a strati (1 o più) fra la filiera dei cristalli ed il rivestimento superficiale del trasduttore per favorire la propagazione degli US nei tessuti biologici. Le caratteristiche fondamentali sono: impedenza intermedia fra cute e cristalli piezoelettrici e spessore uguale a  $\frac{1}{2}$  della lunghezza d'onda (*quarter-wave matching layer*).

**Ammortamento (strato di) o *backing layer*.** Cuscinetto di materiale epossidico, ricco di alluminio, disposto nella sonda dietro il piano dei cristalli con lo scopo di smorzare le vibrazioni dopo l'eccitazione e ridurre la durata dell'impulso.

**A-Mode.** Modalità di presentazione dell'immagine con applicazioni cliniche limitate (in oculistica). I segnali eco vengono rappresentati in formato monodimensionale come oscillazioni in funzione del tempo, su un oscilloscopio. L'ampiezza delle oscillazioni rappresenta l'intensità dell'eco, mentre la distanza fra i picchi riproduce fedelmente la profondità delle strutture.

**Ampiezza.** Altezza massima del picco di un'onda sonora. È un parametro di intensità o pressione acustica. Viene espressa in mV o  $\mu V$ .

**Ampiezza di pressione acustica.** Definisce il picco massimo di compressione o rarefazione esercitato da un'onda sull'unità di superficie. L'unità di misura è il Pascal.  $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N m}^{-2} = 10 \text{ } \mu\text{bar}$ . Viene calcolata al massimo o al minimo di due cicli. In ecografia diagnostica il *range* di ampiezza usato varia da 0.06 a 1.5 MPa.

**Amplificatore a banda larga.** Amplificatore con *range* dinamico ampio, capace di rilevare ed amplifica-

re la gamma di frequenze generate dai trasduttori a banda larga.

**Amplificatore a banda stretta.** Amplificatore con un *range* dinamico limitato.

**Angolo di rifrazione critico.** È l'angolo di incidenza più piccolo fra due mezzi con densità e velocità di trasmissione diversa, capace di causare una riflessione completa del fascio US incidente. Se l'angolo critico viene superato il fascio US non viene trasmesso, ma viene riflesso completamente sullo stesso lato dell'interfaccia.

**Angolo di scansione.** Definisce l'angolo di incidenza del fascio US (angolo fra piano di scansione e superficie cutanea).

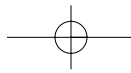
**Angolo settoriale.** Definisce l'apertura angolare della sonda. Maggiore è la sezione angolare, minore è la velocità con cui l'immagine può essere ricostruita (numero di scansioni al secondo) e quindi minore è il *frame rate* (risoluzione temporale delle immagini).

**Apertura della sonda.** Indica il numero di elementi piezoelettrici attivi in un determinato momento in trasmissione e ricezione. Da questo parametro dipende l'ampiezza e la profondità del campo sonoro e l'estensione del campo vicino (zona di Fresnel) e del campo lontano (zona di Fraunhofer).

**Apertura dinamica.** Funzione capace di aumentare o ridurre automaticamente il numero di elementi attivi in ricezione e pertanto la profondità di campo da cui viene raccolta l'informazione reale. L'apertura dinamica permette di mantenere quasi costante la risoluzione laterale lungo l'intero angolo di settore prescelto.

**Apodizzazione.** Nelle apparecchiature elettroniche è una funzione del *beamformer* capace di modulare in modo dinamico l'apertura e, quindi, la larghezza del fascio US variando l'intensità dell'impulso elettrico applicato ai vari elementi attivi della filiera. Da un punto di vista pratico si ottiene mo-





dulando l'intensità dello stimolo elettrico applicato ai cristalli in modo tale che questa sia più alta nella parte centrale della filiera e tenda a ridursi progressivamente verso la periferia della stessa. Questo accorgimento consente di conferire al fascio US in trasmissione un profilo gaussiano e di ridurre i lobi laterali ed i *grating lobes* e quindi gli artefatti correlati.

**Armonica.** Frequenza pari ad un multiplo della frequenza fondamentale.

**Array.** Termine usato genericamente per descrivere la disposizione a filiera degli elementi piezoelettrici nei trasduttori multielemento a focalizzazione elettronica. In senso lato, il termine viene utilizzato anche per descrivere la sequenza di eccitazione dei singoli elementi (ad esempio, *sector phased array* o *linear phased array*).

**Artefatto.** Segnale spurio che genera una falsa immagine. L'artefattualità nell'immagine B-Mode può derivare da un'erronea impostazione delle funzioni fondamentali (focalizzazione, risoluzione, guadagno totale e differenziale), dal rumore *random* o strutturato, da fenomeni di riflessione speculare e dispersione degli US legati ai limiti di risoluzione del sistema (*speckle*), da un'abnorme attenuazione del fascio US (cono acustico posteriore, rinforzo da parete distale e coni acustici laterali), da fenomeni di riverberazione (riverberazione di echi speculari, effetto pioggia, effetto specchio, *comet tail artifact*, *ring-down artifact*). Artefatti di minor importanza possono originare dalla larghezza, forma e spessore del fascio US e da fenomeni di rifrazione e variazione di velocità degli US nei tessuti.

**Asse acustico.** Definisce la direzione o asse di trasmissione del fascio centrale o *main lobe* ed è sempre perpendicolare alla superficie del trasduttore. L'asse acustico di trasmissione corrisponde all'asse di ricezione, cioè alla direzione principale lungo la quale gli echi riflessi ritornano al trasduttore.

**Assorbimento.** Definisce il fenomeno di trasformazione dell'energia acustica in energia termica che si verifica nei tessuti biologici a livello molecolare a causa della sollecitazione meccanica causata dalle onde di rarefazione e compressione. L'intensità del fascio US si riduce in modo esponenziale con l'aumentare della distanza a causa dell'assorbimento e dello *scattering*. L'attenuazione progres-

siva che il fascio US subisce con la profondità viene corretto con il guadagno differenziale o *Time Gain Compensation*.

**Attenuazione.** Riduzione dell'ampiezza e dell'intensità del fascio US causata in parte dall'assorbimento, in parte dalla riflessione ed in parte dalla dispersione attraverso il mezzo di propagazione.

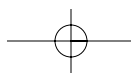
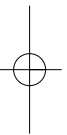
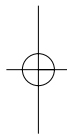
**Backscattering.** Definisce la quota di segnale che origina dai tessuti per dispersione semplice e viene raccolta dal trasduttore. L'analisi del segnale grezzo di *scattering*, non ancora processato dai circuiti di formazione dell'immagine, è alla base dell'*ecografia parametrica*.

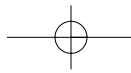
**Banda di frequenza.** Definisce l'estensione delle frequenze che compongono un impulso US o il *range* di frequenze che possono essere raccolte da un apparecchio elettronico senza *aliasing* o ambiguità di campionamento. La banda di frequenza di un trasduttore viene determinata con l'analisi spettrale del segnale. Quanto più breve è la durata dell'impulso emesso dal trasduttore, tanto più larga è la banda di frequenza, e viceversa.

**Banda di frequenza di un ricevitore.** Definisce il *range* di frequenze che un ricevitore può amplificare con il massimo guadagno.

**Beamformer.** È un dispositivo elettronico analogico o digitale che governa in *senso lato* ogni singolo elemento attivo del trasduttore controllando il profilo dei ritardi di fase con cui vengono eccitati i singoli cristalli sia in trasmissione che in ricezione. Il beamformer determina la frequenza centrale e l'ampiezza di banda della sonda, la focalizzazione del fascio US e l'apertura dinamica del campo. In pratica, funziona come una lente acustica dinamica che genera, indirizza e focalizza gli US in trasmissione e decodifica i segnali eco in ricezione secondo la fase e l'ampiezza. Più *beamformers* possono eseguire queste operazioni in parallelo.

**Bit.** Rappresenta la più piccola informazione che può essere memorizzata ed elaborata da un'apparecchiatura digitale. Da un punto di vista fisico, il bit può essere un impulso inviato ad un circuito, un livello definito di tensione elettrica, la magnetizzazione di una piccola parte di un disco magnetico. Gruppi di otto *bit* costituiscono i *byte*. La capacità di memoria di un computer si misura utilizzando i multipli del





*byte*: kilobyte (1024 byte), megabyte (1.048.576 byte), gigabyte (1.073.741.824 byte) e così via.

**B-Mode (Brightness Mode)**. È la più comune fra le modalità di rappresentazione del segnale eco. In ecografia B-Mode, tutti i segnali presenti sul piano assiale ed elevazionale vengono rappresentati come punti di brillantezza su un piano bidimensionale. Ciascun punto (pixel) ha una luminosità o brillantezza direttamente proporzionale all'intensità del segnale eco ed è graduata su una scala di grigi. La disposizione spaziale del punto nel piano di scansione corrisponde alla profondità ed alla sede del riflettore. Questa viene determinata dal sistema in base al tempo impiegato dal segnale per andare e tornare alla sonda (*time of flight*).

**Byte**. Gruppo di bit di un'apparecchiatura digitale. Il byte è costituito da 8 bit.

**Caliper digitali (calibratori digitali)**. È il sistema usato per misurare le distanze sulle immagini A-Mode, M-Mode o B-Mode. L'operatore posiziona i puntatori elettronici a livello delle strutture da misurare sul monitor e lo strumento calcola la distanza.

**Campo lontano (zona di Fraunhofer)**. È la zona più lontana del campo sonoro (rispetto alla zona focale), dove il fascio tende a divergere assumendo una configurazione ad imbuto. In questa "zona" la risoluzione laterale si riduce. Per un trasduttore circolare a singolo elemento con un raggio  $r$ , non focalizzato, il campo lontano si estende per una distanza pari a  $r^2/\lambda$ , dove  $\lambda$  è la lunghezza d'onda. La divergenza del campo lontano è sempre correlata alla lunghezza d'onda ed al diametro del trasduttore:  $\text{sen } \Theta = 0.612 \times \lambda/r$ .

**Campo vicino (zona di Fresnel)**. È la zona di campo sonoro più vicina alla sonda. In un trasduttore monoelemento circolare ha una conformazione cilindrica in quanto gli US in questo tratto di campo mostrano una progressione lineare. Nel campo vicino il fascio ha una maggiore capacità di risoluzione laterale. Questa diventa massima nella zona focale della sonda. L'estensione del campo vicino è direttamente proporzionale al diametro del cristallo o all'apertura della sonda,  $d$  ( $d^2/4 \lambda$ ) ed inversamente proporzionale alla frequenza.

**Caratterizzazione tessutale (analisi parametrica del tessuto)**. Lo *scattering* che origina dai tessuti pa-

renchimali può essere usato non solo per creare un'immagine morfologica, ma anche per valutare la struttura e le capacità funzionali del tessuto. Le tecniche di analisi parametrica vengono usate in ecocardiografia per migliorare la diagnosi dell'infarto e del rigetto e caratterizzare il tessuto cicatriziale di riparazione rispetto al tessuto sano. L'analisi parametrica viene eseguita *off-line* sul segnale di RF nativo e necessita di software dedicati per analizzare la distribuzione statistica delle ampiezze del segnale eco (istogramma dei livelli di grigio), la distribuzione quantitativa del contrasto (differenze di distribuzione del livello di grigio) o l'omogeneità (estensione del livello di grigio).

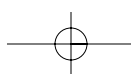
**Cicli (per impulso)**. Un impulso US tipico contiene da 1 a 3 cicli d'onda.

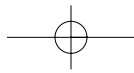
**Cavitazione**. Processo fisico che porta alla formazione di cavità microscopiche contenenti gas o vapore nei tessuti biologici insonati da un fascio di US. Questo fenomeno si manifesta solo con livelli di pressione ed intensità acustiche non consentite in ecografia diagnostica dalle convenzioni sanitarie. Si distinguono due forme di cavitazione: la *cavitazione stabile* e la *cavitazione transitoria, instabile o inerziale*. Nel primo caso la formazione di microbolle si accompagna ad un'oscillazione ciclica delle stesse che non porta al collasso; nel secondo caso le oscillazioni pressorie sono così intense da causare l'implosione delle microbolle. Il collasso delle microbolle libera localmente forti quantità d'energia che possono danneggiare la cellula, particelle subcellulari ed indurre fenomeni di ionizzazione con liberazione di radicali liberi.

**Coefficiente di ampiezza di riflessione ( $R_a$ )**. Rapporto fra l'ampiezza dell'energia acustica riflessa ( $P_r$ ) e l'energia incidente ( $P_i$ ).

**Coefficiente di attenuazione**. Espresso in dB/cm, definisce quantitativamente l'attenuazione (dB) che il fascio di US subisce per ogni unità di distanza percorsa (cm).

**Compensazione**. Definisce l'amplificazione selettiva del segnale di ritorno e compensa la perdita di intensità (cioè l'attenuazione) in funzione della profondità di campo o del tempo intercorso nel tragitto di andata e ritorno. Sul piano dei comandi dell'ecografo, il guadagno differenziale è rappresentato dalla scala TGC (*Time Gain Compensation*).





**Compressione logaritmica (dei segnali elettrici).** Tecnica usata per ridurre il *range* di ampiezza dei segnali eco, conservando inalterati i livelli differenziali. La compressione logaritmica del segnale di RF permette da un lato di rilevare ed amplificare i segnali più deboli che sono fuori dalla soglia minima di detezione, dall'altro di non amplificare in modo eccessivo i segnali più forti e sovrasaturare così il video.

**Congelamento dell'immagine (o *frame freeze*).** Funzione che interrompe transitoriamente l'aggiornamento della matrice di memoria dello *scan converter*, congelando gli ultimi dati. Questi vengono continuamente letti e rappresentati sul monitor per cui l'immagine appare ferma, congelata. In pratica, il congelamento ferma l'acquisizione di nuovi dati e consente di eseguire sull'immagine B-Mode, M-Mode, Doppler, o color flow congelata sul monitor calcoli e misurazioni, di stamparla su carta o registrarla su supporti digitali.

**Cono d'ombra parziale.** È un artefatto e consiste nella riduzione dell'ampiezza dei segnali eco che originano da strutture poste distalmente a formazioni solide o cristalline in cui l'attenuazione è maggiore rispetto a quella dei tessuti circostanti.

**Consolle.** È un termine generico usato per indicare il piano di comando dell'apparecchiatura ecografica con l'*hardware* ed il monitor.

**Contrasto.** Definisce la differenza di brillantezza e quindi di ecogenicità tra due pixel (riflettori) adiacenti sulla medesima immagine.

**Contrasto spontaneo.** È un termine che definisce l'interazione degli US con la massa eritrocitaria circolante rallentata in taluni settori venosi. Lo *scattering* che origina dal lume vasale crea sul monitor un effetto simile ad una "nubecola di sigaretta" e, talora, nelle scansioni trasversali del vaso riproduce il flusso laminare del sangue. In alcune circostanze, il contrasto spontaneo nei vasi venosi può indicare un forte rallentamento del flusso con rischio di trombosi.

**Convertitore analogico-digitale (ADC).** Il convertitore analogico-digitale (*Analogue to Digital Converter*, ADC) è un dispositivo elettronico capace di campionare, con una cadenza fissa stabilita, i valori di una grandezza analogica (che varia con continuità) e di convertirli in valori discreti, cioè nu-

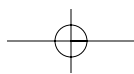
meri in codice binario (combinazioni di 0/1). Ne risulta un segnale digitale che può essere facilmente elaborato da un computer o altri sistemi di elaborazione o comunicazione digitale. In ecografia, l'ADC converte il segnale di RF nativo in una sequenza numerica digitale che può essere agevolmente processata dallo *scan converter*. L'accuratezza della conversione dipende dal numero di bit o "parole" che vengono usati: maggiore è il numero di bit, minore è lo scalino fra le singole variazioni numeriche.

**Convertitore digitale-analogico (*Digital to Analogue Converter*, DAC).** È un dispositivo capace di convertire una combinazione numerica digitale in un livello analogico di tensione o di corrente. I DAC, largamente impiegati nei lettori di compact disc, nei riproduttori di nastri o videocassette e, in generale, negli apparati per l'elaborazione digitale di segnali audio e video, in ecografia sono necessari per convertire il segnale digitale in uscita dallo *scan converter* in un'immagine in bianco e nero o a colori da rappresentare sul monitor, memorizzare su disco o stampare su carta.

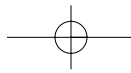
**Coseno (cos).** Per un angolo A, di un triangolo retto, rappresenta il rapporto tra il lato adiacente all'ipotenusa e l'ipotenusa stessa.

**Decibel (dB).** Unità di misura dell'intensità del suono, così come percepita dall'orecchio umano. Secondo una legge empirica dovuta al fisiologo tedesco Gustav Fechner, la relazione che lega l'intensità fisica di uno stimolo sonoro con la percezione fisiologica che l'organismo elabora non cresce in modo lineare ma secondo il logaritmo in base 10; questo significa che se lo stimolo fisico aumenta da 10 a 100 l'orecchio umano non percepisce un analogo aumento, ma un aumento pari al  $\text{Log}_{10} 100/10$ , vale a dire a 1.

Se  $I_0$  è l'intensità sonora di un suono di riferimento che in genere coincide con la soglia di udibilità dell'orecchio umano e  $I$  è l'intensità del suono che si vuole valutare, l'intensità sonora percepita dall'orecchio umano è pari a  $B = \text{Log}_{10} (I/I_0)$ . Se  $I$  è 10 volte  $I_0$ , B risulta pari a 1; se  $I$  è 100 volte  $I_0$ , B è pari a 2, e così via. La lettera B sta per Bel, l'unità di misura da cui deriva il decibel. Quest'ultimo, infatti, è solo un sottomultiplo del Bel, usato per comodità perché più adatto ad esprimere i suoni udibili dall'orecchio umano. Per essere ancora più precisi, 1 decibel = 1/10 bel, e quindi 1 decibel = 10







$\text{Log}_{10} (I/I_0)$ . Per avere un'idea del valore del decibel (simbolo dB), si consideri che se la soglia di udibilità corrisponde a 0 dB, l'intensità di un bisbiglio è di circa 10 dB, il rumore di una strada trafficata è di circa 80 dB e la soglia del dolore legato a suoni molto intensi è di circa 120 dB.

**Densità.** Massa per unità di volume. L'unità è data dai  $\text{g/cm}^3$ ,  $\text{Kg/m}^3$ , ecc.

**Diffrazione.** La diffrazione è un fenomeno che interessa qualunque fenomeno ondulatorio (suono, US, onde sismiche, luce o qualunque altro tipo di radiazione elettromagnetica). Quando un'onda attraversa una piccolissima fenditura o incrocia uno spigolo vivo di un corpo, anziché diffondere nella direzione iniziale si sparpaglia seguendo percorsi diversi. Perché la diffrazione sia evidente è necessario che le dimensioni della fenditura o dell'angolo siano paragonabili a quelle della lunghezza d'onda incidente. I bordi della fenditura o gli angoli vivi diventano, a loro volta, sorgenti di onde elementari e generano complessivamente un fronte d'onda sferico, fatto di numerose componenti elementari (diffrazione). La sovrapposizione di onde elementari dà luogo al fenomeno dell'interferenza: nei punti di sovrapposizione tra due creste d'onda l'intensità dell'onda si somma (interferenza costruttiva); nei punti di sovrapposizione tra una cresta e un ventre, invece, l'intensità dell'una cancella quella dell'altra (interferenza distruttiva).

**Digitale.** Procedimento per cui una grandezza analogica convertita in numeri binari viene immagazzinata, elaborata e letta in unità discrete o livelli.

**Dispersione o diffusione semplice di Rayleigh.** Il fenomeno, descritto da J.W. Strutt Lord Rayleigh (1842-1919), descrive l'interazione degli US con riflettori di dimensioni più piccole della lunghezza d'onda. Colpiti dagli US, questi bersagli si comportano come altrettante sorgenti puntiformi di US e determinano una dispersione a 360° dell'energia acustica. L'intensità della dispersione semplice o *scattering* è proporzionale alla quarta potenza della frequenza dell'onda incidente. Quindi, la dispersione o *scattering* generata da fasci di US ad alta frequenza è molto più forte rispetto a quella di frequenze più basse. La dispersione semplice è fondamentale sia nella formazione dell'immagine ecografica in B-Mode (*backscat-*

*tering*) che nella ricostruzione dell'immagine Doppler (i globuli rossi che circolano con flusso laminare nei vasi causano dispersione semplice).

**Distanza focale.** Rappresenta la distanza del fuoco dalla superficie del trasduttore ed è la zona in cui la risoluzione assiale e laterale è massima.

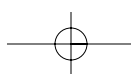
**Distanza focale in trasmissione.** È la distanza fra il trasduttore e la zona focale del fascio in funzione della regolazione dinamica del fuoco.

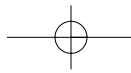
**Durata dell'impulso.** È il tempo che intercorre tra l'inizio e la fine dell'impulso, cioè il tempo di vibrazione degli elementi piezoelettrici del trasduttore ad ogni impulso. Da ricordare che più breve è la durata dell'impulso, più ampia è la banda di trasmissione e migliore è la risoluzione assiale.

**Duty factor.** Definisce la percentuale o misura frazionale del tempo in cui il trasduttore trasmette attivamente US. Nelle applicazioni comuni dell'ecografia è uguale o inferiore a 1% del tempo totale. Il valore più comune è di 5 ms con un range da 1 a 10 ms. Il *duty factor* è uguale alla frequenza di ripetizione dell'impulso (PRF) per la durata dell'impulso (PD), ossia:  $(PD \times PRF) / 1000 \text{ ms}$  o anche  $PD / (PRF \times 1000)$ .

**Dynamic range o gamma dinamica.** Definisce il rapporto tra il segnale più intenso e quello più debole identificabili da una apparecchiatura ecografica (risoluzione di contrasto). In genere viene misurato in decibel.

**Eco.** È la ripetizione sfalsata nel tempo di un segnale acustico ed è determinato dalla riflessione del segnale originario. L'eco viene percepito dall'orecchio come un suono ben distinto da quello emesso e questo lo differenzia dal rimbombo in cui suono emesso e suono riflesso tendono a sovrapporsi. Il fenomeno trova applicazione in ecografia, ma anche al di fuori dell'ambito medico. Ad esempio, le tecniche di ecoscandaglio, sviluppate durante la seconda guerra mondiale, vengono usate per misurare le profondità oceaniche o per calcolare la distanza in mare fra una nave in movimento ed eventuali ostacoli. L'ecoscandaglio impiega dei segnali acustici ad impulsi generati o dalla detonazione di polveri da scoppio (metodo classico) o, più recentemente, dalla sollecitazione di particolari ceramiche piezoelettriche. Lo strumento calcola il tempo che questi segnali impie-





gano per raggiungere il fondo o un ostacolo e ritornare alla nave. In questo modo, conoscendo la velocità del suono nell'acqua ed il tempo intercorso fra il lancio del suono ed il ritorno, diventa possibile determinare la profondità o la distanza dell'ostacolo. La maggior parte dei fondi oceanici è stata cartografata registrando con continuità, su un nastro di carta, i ritardi tra i segnali emessi e quelli ricevuti.

**Effetto piezoelettrico o piezoelettricità.** Fenomeno fisico osservato nel quarzo e nei Sali di Rochelle dai fratelli Pierre e Jacques Curie (1880). La piezoelettricità è una proprietà fisica che accomuna altri solidi cristallini quali il titanato di bario e la tormalina. Sottoponendo a sollecitazioni meccaniche una lamina di ceramica piezoelettrica si genera tra le sue due facce una differenza di potenziale (*effetto piezoelettrico diretto*). L'effetto si verifica anche in forma inversa: l'applicazione di una differenza di potenziale sulle due facce di un cristallo piezoelettrico genera una deformazione meccanica. L'*effetto piezoelettrico inverso* viene sfruttato per generare gli US: uno stimolo di corrente alternata viene applicato con due elettrodi metallizzati su ceramiche polarizzate (titanato zirconato di piombo o PZT). Le vibrazioni meccaniche della ceramica generano US con frequenza dell'ordine dei MHz. L'elemento piezoceramico entra in risonanza se il suo spessore è uguale alla metà della lunghezza d'onda dell'oscillazione eccitante.

**Elaborazione del segnale.** Fasi di processazione del segnale eco. La sequenza comprende vari momenti: 1) conversione del segnale eco in impulso RF di durata ed intensità proporzionale; 2) amplificazione uniforme del segnale (*gain* totale e TGC); 3) compressione logaritmica e demodulazione; 4) lettura e memorizzazione digitale del segnale in funzione delle coordinate tempo/intensità; 5) conversione digitale analogica delle sequenze numeriche digitali in segnale video; 6) rappresentazione del segnale sul video-display come immagine bidimensionale in scala di grigi o in scala colorimetrica.

**Energia.** Grandezza fisica che esprime la capacità di un sistema fisico di compiere lavoro. Nell'ambito puramente meccanico, l'energia cinetica posseduta da tutti i corpi in movimento è uguale al prodotto della massa del corpo per il quadrato della sua velocità. L'unità di misura è il Joule.

**Equazione temporale (o *time of flight*).** Esprime il rapporto fra la distanza da un riflettore ed il tempo che un impulso US impiega per arrivare al riflettore e ritornare al trasduttore.  $T = 2d/c$ .

**Fantoccio ecografico.** Materiali sintetici con proprietà fisiche ed impedenza simili a quelli dei tessuti biologici. Vari tipi di fantoccio vengono usati per simulare esami ecografici, per ricerca, per scopi illustrativi e confronti per il controllo di qualità. In ecografia, il modello più semplice è rappresentato da un contenitore d'acqua con dentro dei riflettori come cilindri, spirali e sfere.

**Fascio (di ultrasuoni).** Campo sonoro generato da un trasduttore ad US.

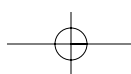
**Fase (dell'onda).** È l'angolo che compare nell'equazione dell'onda come argomento della funzione sinusoidale. Si dice che due onde vibrano in fase se nello stesso istante le relative funzioni sinusoidali hanno il medesimo argomento.

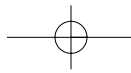
**Fattore di qualità (Q).** È definito come il rapporto tra la frequenza centrale e la relativa larghezza di banda (banda frazionale). Per una frequenza centrale fissa, più larga è la banda di frequenza, più basso sarà Q, e viceversa. In ecografia vengono usati trasduttori con Q molto bassi.

**Filtro rumore.** Dispositivo utilizzato nelle apparecchiature ecografiche per eliminare i *clutters* ed il rumore elettronico al di sotto di una certa soglia di intensità. Aumentando la taratura del filtro si perde progressivamente una parte del segnale.

**Finestra acustica.** Piano di scansione che attraversa strutture anatomiche a bassa impedenza acustica e per questo consente una buona trasmissione del fascio US in profondità. Ad esempio, gli spazi intercostali ed il fegato rappresentano una buona finestra acustica in ecografia transtoracica, mentre la vescica ripiena rappresenta una ottima finestra acustica per lo studio delle strutture dello scavo pelvico femminile e maschile.

**Frame (fotogramma).** Il termine definisce un'immagine singola e completa del piano di scansione. Per ottenere in *real time* una sequenza di immagini senza effetto di spazzolamento o fluttuazione è necessario un *frame rate* di almeno 15 fotogrammi al secondo. Ricordiamo che le immagini televisive scorrono, in





genere, con un *frame rate* di 25 immagini al secondo. Il *frame rate* delle apparecchiature digitali con funzione duplex (B-Mode ed analisi spettrale), o triplex (B-Mode, analisi spettrale, CD) è molto elevato.

**Frame rate.** È la velocità con cui le immagini vengono aggiornate sul monitor in un'apparecchiatura *real-time*.

**Fraunhofer, zona di.** Regione lontana di un campo sonoro. Deve il suo nome al fisico e matematico Joseph von Fraunhofer (1787-1826).

**Frequenza centrale.** Gli US generati da un trasduttore non sono rappresentati da una sola frequenza, ma contengono una serie di frequenze che nel loro insieme costituiscono lo spettro delle frequenze. La frequenza centrale o fondamentale può essere calcolata come media tra la frequenza più bassa e quella più alta dello spettro.

**Frequenza di risonanza (del trasduttore).** È la frequenza generata dai cristalli piezoelettrici con il migliore coefficiente elettro-acustico. In altri termini, rappresenta la frequenza che permette al trasduttore di convertire nel modo più efficace l'impulso elettrico in US.

**Focalizzazione dinamica.** Funzione che consente di regolare elettronicamente la distanza focale del fascio US.

**Focalizzazione (in ricezione).** Questa funzione controlla la sensibilità del trasduttore collimando il segnale di ritorno e migliorando la risoluzione laterale in un certo *range* di profondità. In ricezione, come in trasmissione, la distanza focale del trasduttore può variare in modo dinamico, a mano a mano che gli echi ritornano alla sonda lungo ciascuna linea del campo sonoro.

**Focalizzazione (in trasmissione).** Il principio alla base della focalizzazione dinamica del fascio US in trasmissione è il ritardo di fase, cioè la sequenza temporale o il ritardo con cui gruppi adiacenti (*clusters*) di elementi attivi vengono eccitati. Così, il fronte d'onda che emerge dal trasduttore per interferenza costruttiva è un fronte unico e collimato che converge verso la zona focale.

**Frequenza.** Definisce il numero di cicli o oscillazioni positive e negative che un evento periodico compie nell'intervallo di un secondo.

**Frequenza dinamica (impostazione).** Questa funzione varia in modo graduale la frequenza centrale dell'amplificatore in funzione del tempo di ritorno dell'eco dopo ogni impulso trasmesso. Viene frequentemente usata per ottimizzare in ricezione la sensibilità e farla combaciare con le frequenze degli echi emessi da strutture poste a diverse profondità.

**Frequenza di ripetizione dell'impulso o *Pulse repetition frequency (PRF)*.** Definisce la frequenza di ripetizione degli impulsi di un sistema ecografico ad emissione pulsata. Per il teorema del campionamento di Shannon, in ecografia possono essere adeguatamente rappresentate solo frequenze pari alla metà della PRF (limite di Nyquist). La PRF può essere facilmente calcolata in base alla equazione temporale:  $F = 2d/c$ . Questa grandezza, di scarsa importanza in ecografia B-Mode, è fondamentale in modalità Doppler perché una sua errata impostazione determina la comparsa di un artefatto di rappresentazione dello spettro noto come *aliasing*.

**Fresnel, zona di.** Definisce la regione vicina del campo sonoro. Prende il nome dal fisico e matematico Augustin Jean Fresnel (1788-1827).

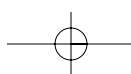
**Fuoco.** Rappresenta il punto focale del fascio (tra il campo vicino e lontano), cioè il punto in cui il fascio, lungo l'asse focale, diventa più ristretto. Nel punto focale la risoluzione laterale della sonda è massima.

**Geometria di scansione.** Il termine definisce la forma del campo sonoro generato dal trasduttore e dipende essenzialmente dalla disposizione geometrica degli elementi piezoelettrici.

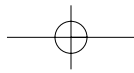
**Guadagno.** Misura la capacità di amplificazione di un amplificatore. Viene definito come il rapporto tra l'ampiezza del segnale in uscita e l'ampiezza del segnale in entrata e viene espresso in decibels.

**Grating lobes.** Lobi parassiti che riproducono la composizione del fascio US a 90° rispetto al fascio principale. Possono generare immagini artefattuali. Nei trasduttori *phased array* la riduzione degli spazi interposti fra i singoli elementi attivi a meno della metà della lunghezza d'onda elimina quasi completamente questi fasci parassiti.

**Grigi, scala dei.** In ecografia B-Mode, i segnali di ritorno vengono rappresentati sul monitor come punti di







brillanza graduati in modo lineare ed in rapporto alla loro intensità su una scala di grigi (64, 128, 256 livelli). Gli echi di maggiore intensità si avvicinano al colore bianco, mentre quelli di minore intensità alle tonalità del nero. Le apparecchiature attuali dispongono di una scala graduata su 256 valori di grigio. Tuttavia, bisogna ricordare che l'occhio umano può riconoscere solo 64 gradazioni di grigio per cui la modulazione non lineare può migliorare la definizione e l'interpretazione di un'immagine ecografica.

**Hertz.** È l'unità di misura della frequenza. 1 hertz equivale ad 1 ciclo al secondo.

**Idrofono.** È uno strumento comunemente usato per misurare la pressione acustica e per determinare l'intensità del campo US in diversi punti.

**Immagine biplanare.** Immagine B-Mode proposta su due piani differenti e di norma perpendicolari l'uno rispetto all'altro.

**Immagine B-Mode.** Immagine bidimensionale in scala di grigi che riproduce l'intensità e la sede dei riflettori e degli *scatterers* tessutali.

**Immagine ecografica, qualità.** La qualità dell'immagine è condizionata fondamentalmente dal rapporto segnale/rumore. La qualità del segnale può essere migliorata modificando o controllando in trasmissione alcuni parametri come la potenza, la frequenza, l'ampiezza dello spettro, la focalizzazione in profondità, l'angolo di settore, o migliorando la ricezione (applicazione di filtri, uso della seconda armonica). Tutte queste procedure vengono definite *pre-processing*. Peraltro, è possibile agire sul segnale anche dopo la sua acquisizione (compenso temporale, compensazione del *dumping*, aggiustamento della scala dei grigi, accentuazione dei margini *-scan correlation-*, soppressione del rumore). L'applicazione di queste procedure prende il nome di *post-processing*.

**Impedenza acustica:** è data dal prodotto fra la velocità del suono in un mezzo moltiplicata per la sua densità. Parte dell'energia di un fascio US viene riflessa a livello delle interfacce poste tra mezzi che hanno le stesse impedenze acustiche.

**Impulsatore (*pulser*).** Negli strumenti analogici era detto trasmettitore. È lo strumento che genera gli impulsi elettrici che andranno a sollecitare i singoli

elementi attivi del trasduttore. Nelle apparecchiature digitali è direttamente controllato dal *beamformer*.

**Indice meccanico (MI).** È un indicatore standard degli effetti potenziali di cavitazione causati dal picco di pressione negativa o di rarefazione del fascio di US. Nelle apparecchiature ecografiche viene di solito indicato quando è  $>0.4$ . Il limite internazionale del MI è di 1.9.

**Indice termico (*Thermal index, TI*).** Indicatore standard di potenza acustica e di rischio biologico da US. Nei modelli biologici un  $TI = 1$  corrisponde all'incremento di  $1^{\circ}\text{C}$  di temperatura. In altri termini,  $TI = 1$  stima che, per una determinata potenza di trasmissione, frequenza della sonda, area di scansione e tempo di esposizione (considerando le caratteristiche di attenuazione ed assorbimento delle strutture biologiche), la temperatura aumenta di 1 grado centigrado. Poiché il TI varia in funzione delle caratteristiche di densità della struttura, molte apparecchiature ecografiche riportano separatamente il valore di TI nei tessuti molli (TIS, ove S sta per *soft tissue*), nel tessuto osseo (TIB, ove B sta per *bone*) e nel tessuto osseo della teca cranica (TIC, ove C sta per *cranial bone*).

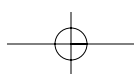
**Intensità.** Misura della potenza di un'onda sonora per unità di area. L'unità di misura è il milliwatt per centimetro quadrato ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ). Per lo più l'intensità è proporzionale al quadrato dell'ampiezza pressoria.

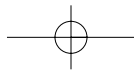
**Interfaccia.** Superficie che rappresenta il confine tra due mezzi con diverse proprietà acustiche e di impedenza.

**Interferenza.** Definisce le variazioni di ampiezza che un'onda sonora o altre perturbazioni meccaniche periodiche subiscono per sommazione incontrandosi fra loro in funzione della distanza o del tempo. Gli effetti della sommazione saranno diversi se una o più onde sono in fase, parzialmente in fase o controfase fra loro.

**Iperecogeno.** Aggettivo usato per descrivere una regione in cui l'intensità media dello *scattering* è maggiore rispetto a quella del mezzo circostante.

**Ipoecogeno.** Aggettivo contrario al precedente usato per descrivere una regione in cui la media delle am-





piezze dei segnali di *scattering* è minore rispetto a quella del mezzo circostante.

**Kilohertz.** 1000 Hertz, o  $10^3$  cicli/s.

**Larghezza effettiva del fascio US.** Dimensione del fascio US risultante dalla differenza tra la grandezza del fascio trasmesso e la sensibilità di ricezione dell'apparecchiatura ecografica. A volte, le caratteristiche del fascio in trasmissione e del fascio in ricezione (sensibilità in ricezione dell'apparecchiatura) possono essere molto diverse.

**Legge di Snell.** Legge fisica che stabilisce la relazione tra angolo di incidenza e di rifrazione, date le proprietà dei mezzi considerati. In termini matematici afferma che il rapporto tra il seno trigonometrico dell'angolo di incidenza e il seno dell'angolo di rifrazione è uguale al rapporto tra l'indice di rifrazione assoluto del secondo mezzo e quello del primo mezzo, due parametri che rendono conto delle proprietà fisiche di ciascuno dei mezzi considerati.

**Lente acustica.** Lente di materiale plastico usata per focalizzare il fascio US. Ha una sagomatura a disco concavo, spessore massimo sul margine e minimo al centro. La velocità del suono è più elevata nella plastica che nei tessuti biologici, per cui la lente ritarda la velocità degli ultrasuoni che originano dalla zona centrale dove la lente è meno spessa e focalizza il fascio che origina dalla porzione marginale.

**Lobi laterali.** Energia di un fascio US che cade fuori dal lobo principale o fascio principale.

**Lunghezza d'onda.** Rappresenta lo spazio percorso da un'oscillazione nell'intervallo di tempo di un periodo. Essa corrisponde al prodotto della velocità di trasmissione ( $V$ ) per il periodo.

**M-Mode (Motion Mode).** Detta anche *Time-Motion Mode*. È una modalità di rappresentazione del segnale eco che trova esclusiva applicazione in cardiologia, ove viene utilizzata per studiare i movimenti della parete e della valvole cardiache. Prevede l'acquisizione del segnale eco lungo una sola linea del campo di scansione. L'immagine risultante evidenzia sull'asse  $y$  la profondità del riflettore e sull'asse ortogonale  $x$  il tempo. Il tempo in questa situazione viene rappresentato nell'ordine

dei secondi e rappresenta le variazioni di posizione che il bersaglio riflettore viene ad acquisire nel tempo (sistole e diastole).

**Newton.** Unità di misura della forza.

**Numero binario.** Numero seriale in codice binario che rappresenta una quantità. Il sistema numerico binario, a differenza del sistema numerico decimale basato su una serie di 10 numeri, è composto da due cifre, 0/1. Il codice binario è il linguaggio della comunicazione digitale.

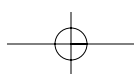
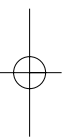
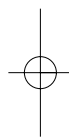
**Ombreggiatura o shadowing.** Nella rappresentazione grafica di una struttura sul monitor più numerosi sono i livelli di grigio più sfumato e verosimile è l'effetto. L'ombreggiatura è strettamente legata all'attenuazione degli US nei tessuti ed alle gradazioni della scala di grigi usata dall'apparecchiatura.

**Onda longitudinale.** Vibrazione meccanica in cui lo spostamento delle particelle del mezzo di trasmissione (compressione e decompressione) avviene lungo un'asse di propagazione parallelo alla direzione dell'onda.

**Onda trasversale.** Vibrazione meccanica in cui lo spostamento delle particelle del mezzo avviene lungo un'asse perpendicolare rispetto all'asse di propagazione dell'onda. Le onde trasversali non si propagano efficacemente nei tessuti molli.

**Oscilloscopio.** È uno strumento elettronico che registra e rappresenta le variazioni di tensione di un circuito elettrico o elettronico su uno schermo di un tubo a raggi catodici con una traccia luminosa. L'oscilloscopio è capace di captare e rappresentare variazioni di tensione dell'ordine di pochi milionesimi di secondo. Per questo è largamente impiegato nell'industria e nei laboratori scientifici per provare e regolare le strumentazioni elettroniche. Connettendo ad un oscilloscopio speciali convertitori si possono trasformare le vibrazioni meccaniche, le onde sonore ed altre forme di segnali oscillatori in impulsi elettrici e rappresentarli sullo schermo catodico.

**Pascal (Pa).** Unità di misura di pressione del Sistema Internazionale che deriva da un punto di vista etimologico dal nome del filosofo e scienziato francese *Blaise Pascal* (1623-1662). 1 Pascal è uguale alla pressione esercitata dalla forza di 1 newton che agisce perpendicolarmente su una superficie di  $1 \text{ m}^2$ .



**Picco di compressione (picco di pressione positiva).** Picco di pressione positiva che si verifica nel mezzo di trasmissione durante il passaggio di un'onda sonora. L'unità di misura è il Pascal o il megaPascal.

**Picco di rarefazione (picco di pressione negativa).** Picco di pressione negativa che si verifica nel mezzo di conduzione durante il passaggio di un'onda sonora. L'unità di misura è il Pascal o il megaPascal.

**Periodo.** È la durata di un singolo ciclo di un'onda. È uguale all'inverso della frequenza.

**Piombo zirconato titanato (PZT).** Materiale ceramico più usato per costruire gli elementi piezoelettrici dei trasduttori.

**Pixel** (forma contratta di *picture element*). L'elemento base di un'immagine digitale.

**Polarizzazione.** Processo fisico che consente di orientare le cariche elettriche di un materiale isolante quando questo viene sottoposto all'azione di un campo elettrico esterno. Il fenomeno riguarda soltanto materiali dielettrici, cioè materiali con proprietà isolanti tali da essere cattivi conduttori di elettricità. Il processo di polarizzazione viene usato nella costruzione dei trasduttori per polarizzare, cioè orientare la carica elettrica degli elementi piezoelettrici e migliorarne la sensibilità. Il processo di polarizzazione della ceramica PZT viene realizzato a temperature molto elevate e caratteristiche della ceramica (temperatura di Curie, 365°).

**Polivinilidene difluoride (PVF2).** Materiale piezoelettrico comunemente usato negli idrofoni e in alcuni trasduttori di recente costruzione.

**Postprocessing.** Definisce i processi di elaborazione del segnale e dell'immagine che vengono realizzati dopo la digitalizzazione e la memorizzazione nello *scan converter* e prima della visualizzazione sul monitor. Le tecniche in *postprocessing* vengono usate per modulare il rapporto tra la luminosità dell'immagine e l'ampiezza del segnale eco in memoria nello *scan converter*.

**Potenza acustica.** Definisce l'energia acustica del fascio US generato dal trasduttore di un'apparecchiatura ecografica.

**Preprocessing.** Definisce le fasi di elaborazione del segnale eco prima della memorizzazione nello *scan converter*.

**Profondità massima di visione.** Definisce la distanza massima a cui due o più bersagli puntiformi con determinate caratteristiche e disposti in un fantoccio vengono visualizzati sullo schermo. È un parametro di qualità della sonda e del sistema.

**Radiofrequenza (RF).** Termine generico usato per descrivere la gamma di frequenze elettriche in cui viene convertito il segnale eco di ritorno dalle strutture biologiche prima di essere analizzato ed elaborato.

**Range dinamico o gamma dinamica (vedere anche *dynamic range*).** Rapporto tra il segnale più intenso e quello meno intenso di un sistema elettronico o componente di esso che può essere rilevato senza alterarne le caratteristiche. In diagnostica ecografica il *range* dinamico viene espresso in dB.

**Rapporto segnale/rumore.** Il rumore elettronico, misurato in dB, rappresenta i segnali di bassa ampiezza e privi di informazioni diagnostiche che originano dalle varie componenti elettroniche del sistema. Il rumore elettronico è praticamente ineliminabile ed è un difetto intrinseco dell'imaging ecografico. Il *rapporto segnale/rumore* rappresenta il rapporto fra le ampiezze dei segnali voluti o quelli non voluti derivanti dalle interferenze. Maggiore è il rapporto segnale/rumore, migliore è la qualità e la sensibilità del sistema.

**Rayl.** Unità di misura dell'impedenza acustica: le relative unità fondamentali sono i kg/m<sup>2</sup>/s.

**Regola dei 3 dB.** Modo semplice per ricordare che se la potenza di un'apparecchiatura ecografica aumenta (o diminuisce) di 3 decibels, l'intensità acustica raddoppia (o si dimezza). Se l'intensità è di 20 mW e l'ecografo la riduce di 9 dB (tre incrementi di 3 dB), la regola dei 3 dB ci dice che la riduzione della potenza è pari a  $20 \text{ mW} \times \frac{1}{2} \times \frac{1}{2} \times \frac{1}{2}$ , ovvero 2.5 mW.

**Reject o funzione di filtro.** Funzione dei sistemi analogici derivata dalla tecnologia del radar e del sonar. Il *reject* consente di rigettare il rumore e gli echi di bassa intensità non rappresentabili e fonte di disturbo.



**Rettificazione.** È una tappa dell'elaborazione del segnale di RF che converte le oscillazioni negative sotto gli zero volts in segnali positivi rispettandone la sequenza temporale.

**Riflessione diffusa.** Fenomeno fisico che si realizza quando gli US colpiscono riflettori irregolari che si comportano a loro volta come sorgenti di US, causando una diffusione a 360° dell'energia acustica in tutte le direzioni. Le interfacce biologiche che causano la riflessione diffusa hanno una superficie irregolare e dimensioni simili o modestamente maggiori rispetto alla lunghezza d'onda del fascio US.

**Riflettore speculare.** È un'interfaccia liscia, regolare, con spessore superiore alla lunghezza d'onda del fascio incidente.

**Riflettori (o *scatterers*) di Rayleigh.** Il termine viene usato per definire i riflettori di dimensioni molto piccole (componente corpuscolata del sangue, sistema reticolare di sostegno, etc..) o, in ogni caso, molto più piccole della lunghezza d'onda degli US. La diffusione semplice di Rayleigh è angolo indipendente ed aumenta esponenzialmente in funzione della quarta potenza della frequenza.

**Rifrazione.** Fenomeno fisico che si verifica quando un'onda (una radiazione luminosa, un'onda meccanica o qualunque altra grandezza che si propaga in modo ondulatorio) si trova a superare la superficie di separazione tra due mezzi con proprietà acustiche diverse: l'onda non procede sul suo cammino in linea retta, ma viene deviata di un angolo che dipende dall'angolo di incidenza rispetto alla superficie e dalle proprietà acustiche dei mezzi in questione (velocità di propagazione).

**Risoluzione assiale.** È la distanza minima fra due riflettori disposti lungo l'asse di propagazione del fascio e rappresentati separatamente.

**Risoluzione di contrasto.** Rappresenta la più piccola differenza di intensità di segnale fra due riflettori che può essere rappresentata in scala di grigio.

**Risoluzione elevazionale.** Definisce la capacità di distinguere due bersagli vicini disposti lungo l'asse perpendicolare al piano di scansione o piano elevazionale.

**Risoluzione laterale.** Definisce la capacità di distinguer-

re e separare due bersagli vicini, ma disposti lungo assi paralleli a quello di propagazione del fascio US. Anche la risoluzione laterale è espressa in mm e rappresenta una distanza minima fra due strutture, sotto alla quale i due bersagli nell'immagine appaiono sovrapposti. La risoluzione laterale è strettamente correlata alla larghezza del fascio US del trasduttore.

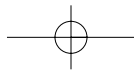
**Risoluzione spaziale.** Definisce la distanza minima che intercorre fra due riflettori rappresentati separatamente nell'immagine B-Mode. La risoluzione spaziale è legata alla risoluzione laterale, alla risoluzione assiale, alla risoluzione elevazionale ed alla risoluzione di contrasto.

**Riverberazione.** Riflessione multipla e ripetuta di un fascio US o parte di esso fra due forti riflettori (trasduttore/sottocute) o, a volte, fra una regione di dispersione ed un forte riflettore (diaframma/fegato).

**ROI (*region of interest* o regione di interesse).** È un'area anatomica di interesse su cui è possibile operare, ad esempio in B-Mode, una valutazione dell'istogramma delle gradazioni di grigio od un'analisi strutturale, mentre in modalità color Doppler rappresentare in scala colorimetrica i flussi in avvicinamento ed in allontanamento.

**Scala di grigi (*imaging in scala di grigi*).** Sequenza di sfumature di grigio che vanno dal nero al bianco. Il numero di toni di grigio che compone la scala dipende dal numero di bit impiegati per definire la luminosità di ogni punto elementare o pixel che compone l'immagine: maggiore è questo numero, più numerose sono le gradazioni possibili. Con due bit per pixel si possono rappresentare solo quattro gradazioni di grigio; ogni bit aggiuntivo permette di raddoppiare il numero di toni rappresentabili. Così, con 6 bit si hanno  $2^6 = 64$  livelli di grigio, con 8 bit  $2^8 = 256$  gradazioni, e così via. Al crescere del numero di bit per pixel aumenta anche la capacità di memoria necessaria per registrare un'immagine.

**Scan converter.** È la componente elettronica del sistema che riceve il segnale RF filtrato, lo formatta (digitalizza) e lo memorizza in una matrice di memoria. In sostanza, lo *scan converter* opera la conversione analogico-digitale del segnale RF, lo memorizza in una matrice di memoria e, dopo la



conversione digitale-analogica, ne consente la rappresentazione sul monitor. I dati memorizzati sulla matrice possono essere temporaneamente congelati (*frame freeze*) per eseguire calcoli, misurazioni o stampare l'immagine congelata su carta termica.

**Scansione lineare.** Scansione B-Mode usata nelle sonde lineari. La scansione o spazzolamento del campo sonoro avviene lungo ciascuna linea ortogonalmente rispetto al fascio US.

**Scansione e scanner manuale.** Termine arcaico usato per indicare le apparecchiature ed il tipo di scansione delle sonde monoelemento.

**Scansione e scanner meccanico.** Apparecchiatura ecografica dotata di uno o più trasduttori a scansione automatica. In questi sistemi la scansione convex o settoriale è governata da meccanismi meccanici e non di tipo elettronico.

**Scansione e scanner real-time.** Apparecchiatura ecografica a scansione automatica elettronica. La velocità di scansione dei singoli trasduttori è elevata (*frame rate* >30/s) per cui questi sistemi consentono di rappresentare in tempo reale strutture stazionarie come il fegato ed organi in movimento come il cuore.

**Scanner statico.** Nome arcaico usato per definire le apparecchiature ecografiche a scansione manuale.

**Scansione settoriale meccanica o elettronica.** Tipo di scansione usato per generare un'immagine B-Mode a geometria conica. Nella scansione settoriale meccanica, il trasduttore ed il fascio di US vengono ruotati con un angolo tale per cui il centro dell'arco di rotazione è disposto a ridosso o subito dietro il piano del trasduttore. Nella scansione settoriale elettronica lo *steering* del fascio US è governato elettronicamente dai ritardi di fase con cui vengono sollecitati i singoli cristalli.

**Scattering.** Dispersione semplice a 360° di un'onda US a livello di interfacce con dimensioni pari o inferiori alla lunghezza d'onda.

**Segnale di radiofrequenza (RF).** Segnale elettrico con frequenza compresa nella gamma delle radio onde. Il segnale eco di ritorno dai tessuti viene convertito dal trasduttore in segnale RF per cui tutte

le fasi di elaborazione ed anche la memorizzazione nello *scan converter* interessa segnali di RF.

**Sensibilità in ricezione.** Capacità di risposta di un trasduttore come rivelatore di segnali eco. Per un trasduttore monoelemento questa capacità corrisponde a quella dell'emissione del fascio. Per i trasduttori fasati multielemento la sensibilità in ricezione può essere abbastanza diversa da quella in trasmissione.

**Sensibilità massima (sistema ecografico).** Misurazione del livello minimo di segnale eco che può essere visualizzato e chiaramente distinto dal rumore acustico.

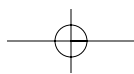
**Seno (sin).** Per un angolo A in un triangolo retto rappresenta il rapporto con il lato opposto all'ipotenusa.

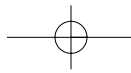
**Sensibilità.** Livello più basso di intensità di segnale eco che un sistema è capace di rilevare e di risolvere.

**Sonda anulare.** È una sonda composta da elementi piezoelettrici disposti circolarmente a costituire una filiera concentrica. Come nel trasduttore monoelemento, la sonda anulare genera fasci di US diretti esclusivamente lungo l'asse del trasduttore, per cui la scansione settoriale dell'area di interesse può essere attuata solo con un movimento meccanico del trasduttore (scansione meccanica).

**Sonda 1D, 1.5D, 2D.** Le sonde 1D (D = dimensione) sono le sonde convenzionali dove i cristalli, a forma di parallelepipedo, sono disposti lungo un'unica filiera. Le sonde 1.5D rappresentano il primo passo verso la sonda a matrice. In queste sonde il singolo cristallo viene suddiviso sul piano elevazionale in cinque o sette piccoli elementi. Diventa così possibile un controllo dei ritardi di fase non solo sull'asse *x, y*, ma anche sull'asse *z* (o piano elevazionale). Le sonde 2D o a due dimensioni sono le vere sonde a matrice volumetrica in cui il numero dei cristalli e di colonne si equivalgono (prototipi con matrice 50 x 50 e 2500 elementi di 300 mm di spessore; matrice 64x64 con 4096 elementi di 300 mm di spessore). Questo consente di acquisire e riprodurre un "volume" con una scansione in tempo reale senza muovere la sonda.

**Sonda convex.** Trasduttore con elementi attivi disposti lungo un arco di circonferenza. Il fascio di US





emesso dai singoli cristalli si dispone lungo linee radiali generando un'area di scansione di forma trapezoidale, a "tronco di cono".

**Sonda fasata o *phased array*.** Termine generico usato per indicare sia la disposizione geometrica dei cristalli lungo una filiera ordinata (*array* lineare, *convex* etc..) sia per indicare il controllo dinamico dei ritardi di fase con cui vengono sollecitati i singoli elementi per ottenere la focalizzazione dinamica o lo *steering* del fascio US.

**Sonda lineare.** È un trasduttore piezoelettrico costruito con barrette di ceramica rettangolari disposte ordinatamente in sequenza lineare. Generalmente le sonde lineari hanno una lunghezza variabile fra 2.5 e 10 cm e sono composte da un minimo di 128 fino a 500 o più elementi attivi.

**Speckle.** Lo *speckle* definisce la fine e diffusa granulosità delle immagini B-Mode. È un artefatto intrinseco che dipende dal rapporto segnale/rumore elettronico ed è legato alla dispersione degli US a livello delle strutture microscopiche che compongono i tessuti (<200  $\mu\text{m}$ ). Raggiunge la soglia di rappresentabilità a causa di complessi fenomeni di interferenza costruttiva.

**Spessore della scansione o spessore elevazionale.** Definisce lo spessore del fascio US sul piano elevazionale, cioè sul piano perpendicolare all'asse di propagazione. Nelle sonde 1D la focalizzazione sul piano elevazionale è fissa e viene ottenuta con uso di lenti acustiche (lente Hanafy). Nelle sonde 1.5D e 2D la focalizzazione sul piano elevazionale viene ottenuta con la suddivisione delle barrette dei cristalli che compongono la filiera di trasmissione e la loro disposizione a matrice geometrica. La matrice è parziale nelle sonde 1.5D (5 o 7 filiere di 124 o 258 elementi) e geometrica nelle sonde 2D (45x 45, 50x50). Nelle sonde a matrice ogni singolo cristallo è controllato dal *beamformer* per cui la tecnica di costruzione di queste sonde è complessa ed economicamente dispendiosa.

**Strato di accoppiamento (vedi anche accoppiamento).** È uno strato di materiale epossidico con impedenza acustica intermedia fra quella dei cristalli e quella dei tessuti. Lo strato di accoppiamento viene anteposto alla filiera dei cristalli per migliorare la trasmissione degli US nei tessuti biologici. Lo spesso-

re ottimale dello strato di accoppiamento deve essere pari ad un quarto della lunghezza d'onda ( $\lambda/4$ ). Gli strati di accoppiamento che possono essere anteposti ai cristalli possono variare da 1 a 3 in base alle scelte tecniche delle aziende costruttrici.

**Temperatura di Curie.** Definisce il valore di temperatura che un cristallo piezoelettrico deve raggiungere per essere depolarizzato o polarizzato.

**Tempo di "ring-down" o risonanza.** Tempo necessario affinché la vibrazione degli elementi del trasduttore dopo l'eccitazione si riduca sino a raggiungere un livello trascurabile. Questo intervallo di tempo viene detto tempo di risonanza o durata dall'impulso.

**Time gain compensation (TGC).** Scala di compenso del guadagno in funzione del tempo o della profondità di penetrazione degli US. Questa funzione serve per compensare selettivamente la perdita di intensità del segnale che origina dai piani profondi della scansione. La scala TGC viene presentata con una serie di levette a scorrimento orizzontale. Ciascuna levetta regola il guadagno differenziale di un settore di profondità (circa 2 cm).

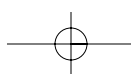
**Trasonico o anecogeno.** Aggettivo usato per descrivere una regione anatomica che attenua scarsamente gli US ed appare priva di echi.

**Trasduttore.** Termine generico usato per definire un dispositivo capace di convertire una forma di energia (in entrata) in una forma diversa di energia (in uscita).

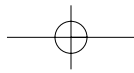
**Trasduttore ad ultrasuoni.** Trasduttore piezoelettrico capace di convertire impulsi elettrici in vibrazioni meccaniche ed US e, viceversa, impulsi di pressione ad alta frequenza in segnali elettrici.

**Vettore.** Entità matematica che rappresenta una grandezza dotata di un'intensità, una direzione ed un verso. Il vettore viene rappresentato con una freccia: la lunghezza è proporzionale all'intensità della grandezza associata, la direzione indica la retta di applicazione e la direzione indica il verso. La velocità, l'accelerazione, le forze meccaniche o elettriche sono esempi comuni di grandezze fisiche vettoriali.

**Watt.** Unità di misura della potenza del Sistema Internazionale. È definita come la quantità di energia

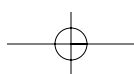
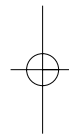
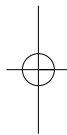


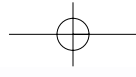




necessaria per compiere un lavoro di 1 joule nell'intervallo di tempo di 1 s. Indicata con il simbolo  $W$ , prende il nome dall'ingegnere britannico James Watt a cui si devono importanti contributi nella messa a punto della macchina a vapore.

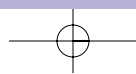
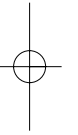
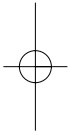
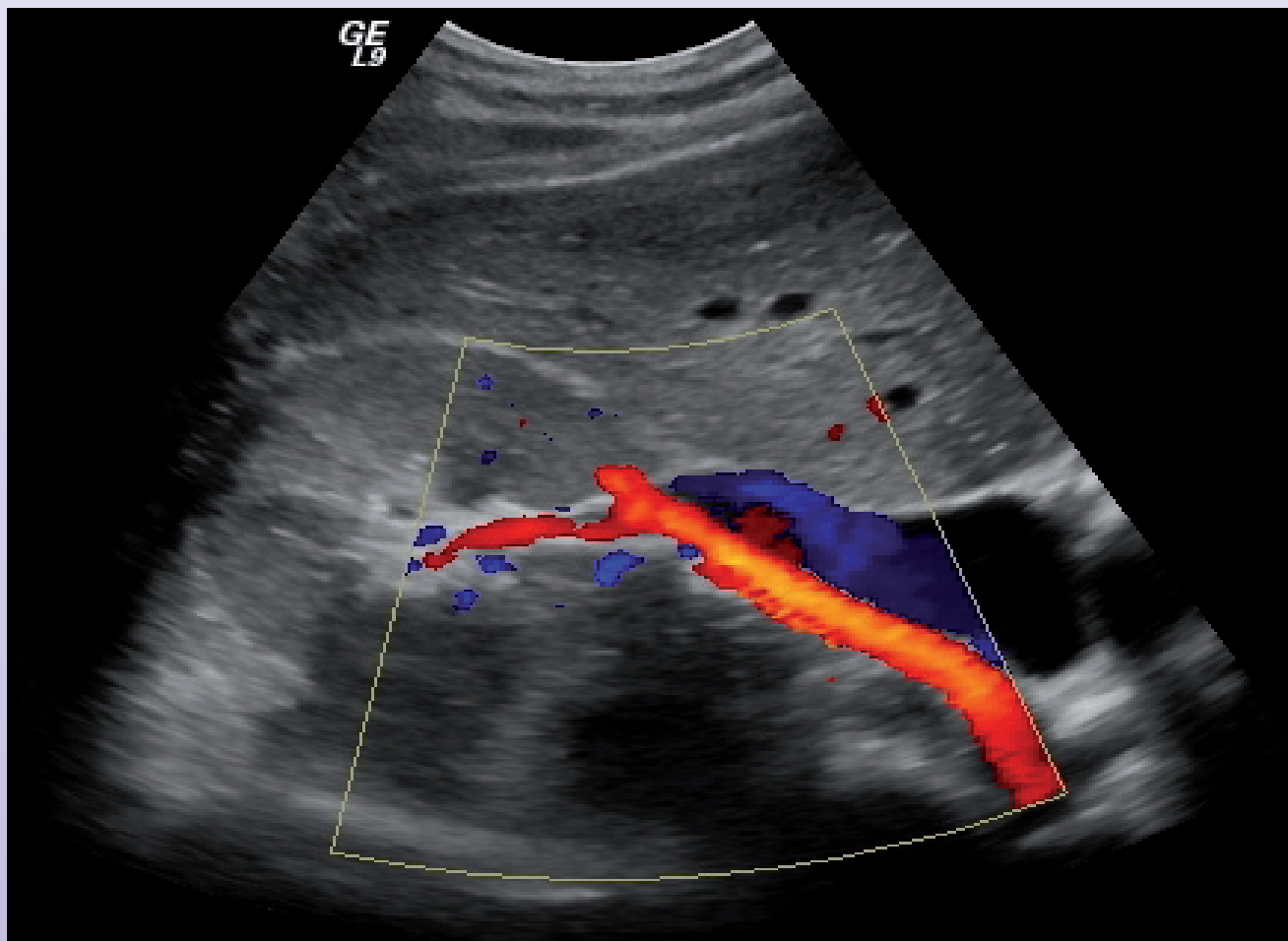
**Zona focale.** Indica il punto in cui si viene a focalizzare la massima parte dell'energia acustica. In tal punto il fascio presenta la minore larghezza ed il minore spessore elevazionale  $e$ , di conseguenza, la massima intensità acustica.

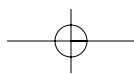
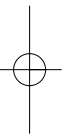
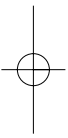
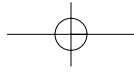




## PARTE SECONDA

# PRINCIPI ED APPLICAZIONI DEL DOPPLER









## PRINCIPI DI EMODINAMICA

### MECCANICA DEI FLUIDI

#### STATICA DEI FLUIDI

- Densità e peso specifico
- Pressione statica
- Legge di Stevino
- Galleggiamento e principio di Archimede

#### DINAMICA DEI FLUIDI: DA ARCHIMEDE ALLA TEORIA DELLO STRATO LIMITE

#### GRANDEZZE FISICHE, DEFINIZIONI E PRINCIPI BASILARI DELLA DINAMICA DEI FLUIDI

##### VISCOSITÀ DEL SANGUE

##### SHEAR STRESS VASCOLARE

- Endotelio e forze meccaniche
- Shear stress* e funzioni endoteliali
- Shear stress* e tono vasale

##### VELOCITÀ DI SCORRIMENTO DEL SANGUE

##### RELAZIONE FRA VELOCITÀ E PRESSIONE: PRINCIPIO DI BERNOULLI

#### FLUSSO LAMINARE STAZIONARIO

##### FLUSSO STAZIONARIO IN UN CONDOTTO RIGIDO

##### (FLUSSO DI POISEUILLE)

- Flusso di entrata
- Flusso vorticoso o turbolento. Legge di Reynolds

#### FLUSSO PULSATILE

- Sistema *Windkessel*
- Analisi di *Fourier*
- Velocità di propagazione dell'onda sfigmica

#### FLUSSO DISTURBATO:

##### EFFETTI DELLA GEOMETRIA VASCOLARE

- Teoria dello strato limite
- Dilatazione del condotto e regime di flusso
- Curvatura e regime di flusso
- Biforcazione e regime di flusso
- Ramificazione a "T" e regime di flusso

##### PROPRIETÀ REOLOGICHE DEL SANGUE

- Viscosità e variazioni di velocità
- Aggregazione e trombosi

#### RESISTENZE VASCOLARI

- Resistenza idraulica
- Resistenza elastica  
(*compliance*, distensibilità e *stiffness*)
- Resistenze muscolari

#### TENSIONE ELASTICA DI PARETE

- Pressione tessutale e transmurale

La circolazione del sangue nel sistema vascolare non segue in modo semplice le leggi fisiche che regolano la meccanica dei fluidi. Il sistema vascolare è alimentato dal cuore ed è costituito da due circuiti disposti in parallelo fra loro: il circolo sistemico ed il circolo polmonare. Il cuore è una complessa pompa di ricircolo che funziona in modo intermittente, modificando la sua attività come risposta ad una gran varietà di stimoli fisici e biumorali (Fig. 1). I vasi sanguigni non sono tubi rigidi, ma condotti elasto-muscolari multiramificati di vario calibro (Fig. 2). Il sangue, infine, non è un fluido semplice, omogeneo, ma una sospensione complessa dove globuli rossi, leucociti, piastrine, globuli di grasso ed altre macromolecole sono sospesi nel plasma, una soluzione colloidale proteica (Fig. 3). In altri termini, il sangue ha densità, viscosità e proprietà reologiche specifiche capaci di condizionare la velocità del flusso ematico, in particolare nei vasi sanguigni di minor calibro.

Nonostante le peculiarità biologiche del sistema circolatorio, la conoscenza dei principi elementari che regolano la meccanica dei fluidi stazionari (idrostatica) e

dei fluidi in movimento (idrodinamica) è indispensabile per comprendere le relazioni che intercorrono fra velocità, pressione e resistenze circolatorie. La conoscenza

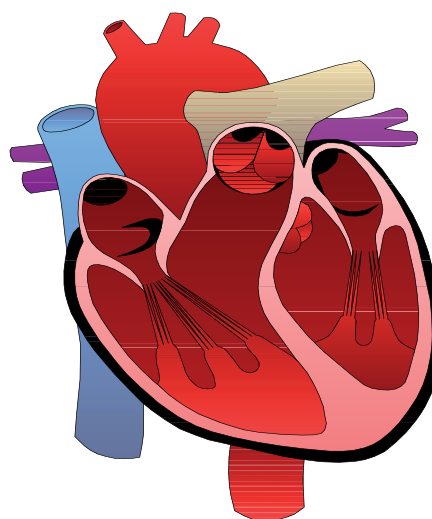


Fig. 1. IL CUORE: LA POMPA DEL SISTEMA VASCOLARE. È una pompa complessa, che funziona in modo intermittente. La sua azione può essere modificata da numerosi stimoli fisici ed umorali.

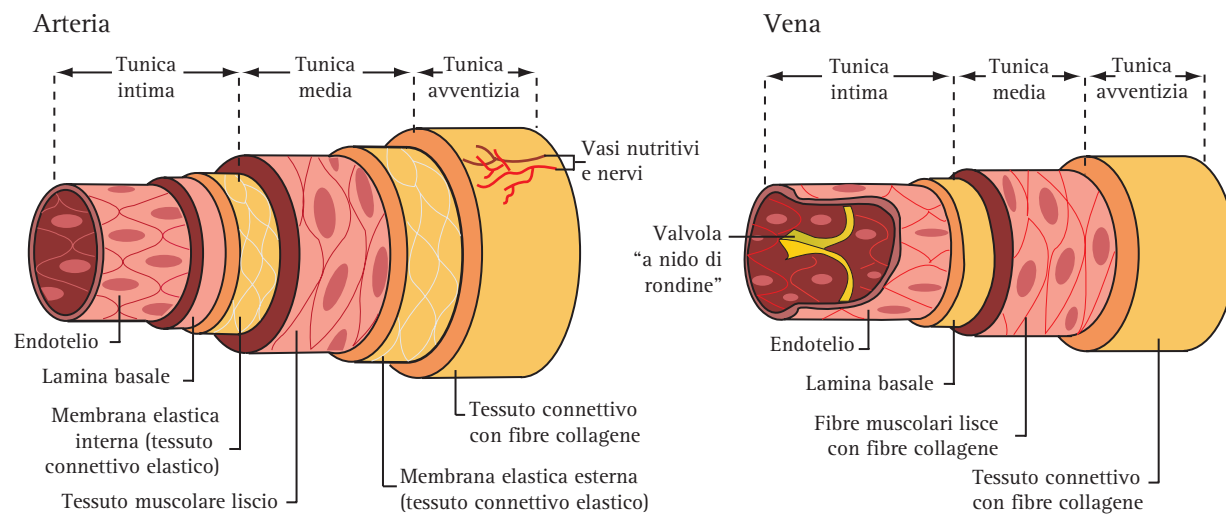


Fig. 2. I VASI SANGUIGNI: I CONDOTTI DEI SISTEMA. I vasi del grande e del piccolo circolo sono condotti elasto-muscolari di diametro variabile, multi-ramificati.

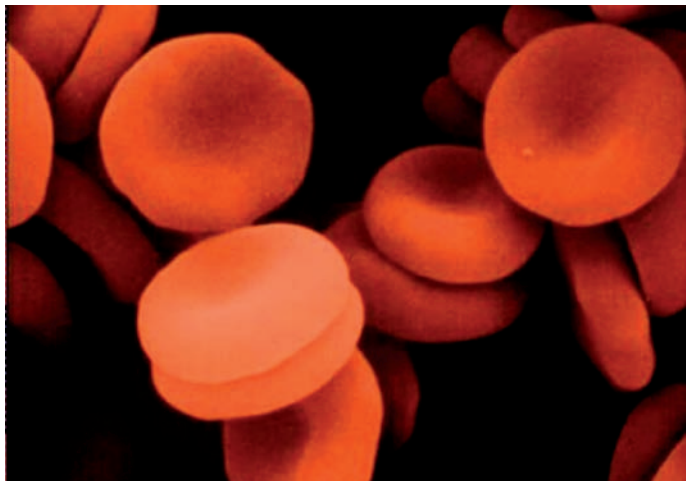


Fig. 3. IL SANGUE: IL FLUIDO CIRCOLANTE. Il sangue è una sospensione complessa costituita da una soluzione colloidale che mantiene in sospensione una componente corpuscolata.

za di questi principi è, peraltro, un prerequisito indispensabile per avvicinarsi correttamente alle metodiche Doppler usate nella valutazione morfofunzionale dei vasi superficiali e profondi. Le variazioni di velocità con cui il sangue scorre nei vasi sono alla base del segnale Doppler e danno una misura indiretta delle variazioni di flusso, di pressione e di resistenza che nel circolo sono grandezze strettamente correlate fra loro.

### Meccanica dei fluidi

È il settore della fisica che studia il comportamento statico e dinamico dei fluidi, ossia delle sostanze liquide e gassose. La *statica* dei fluidi studia la fisica ed il

comportamento dei fluidi in quiete o a riposo. La *dinamica* si occupa più propriamente dei principi fisici che regolano il movimento dei fluidi. L'idrodinamica studia specificamente il flusso dei liquidi incompressibili e dei gas che fluiscono a bassa velocità. L'*aerodinamica*, invece, studia il comportamento dei gas sottoposti a variazioni di pressione sufficientemente alte, quando gli effetti della comprimibilità non sono più trascurabili. Tra le numerose applicazioni pratiche della meccanica dei fluidi ricordiamo le pompe, le turbine, i compressori, i propulsori a getto. In ingegneria, lo sfruttamento delle variazioni di pressione dell'acqua e dell'olio è un argomento di competenza dell'*idraulica*.

### Statica dei fluidi

**Densità e peso specifico.** La densità è una grandezza fisica che esprime il rapporto tra la massa e il volume di un corpo, ossia:

$$\rho = \frac{M \text{ (massa)}}{V \text{ (volume)}}$$

ove  $\rho$  è la densità. Questa grandezza, detta anche *densità assoluta*, nel SI viene misurata in  $\text{Kg/m}^3$  o talora in  $\text{g/cm}^3$ . La *densità relativa* o *peso specifico*, invece, definisce il rapporto tra la densità assoluta del corpo e quella dell'acqua distillata alla temperatura di  $4^\circ \text{C}$ . Il *peso specifico* è pertanto un numero puro, una grandezza adimensionale. Poiché  $1 \text{ cm}^3$  d'acqua a  $4^\circ \text{C}$  pesa

esattamente 1 g, la densità relativa di una sostanza è numericamente uguale alla densità assoluta espressa in g/cm<sup>3</sup>. Per esempio, il peso specifico del piombo è 11.3, mentre quello dell'alcool è 0.79. La densità relativa può essere determinata in vari modi. I corpi solidi, che hanno densità maggiore di quella dell'acqua, vengono dapprima pesati in aria e quindi in acqua in completa immersione (principio di Archimede). La densità relativa si ottiene dividendo il peso in aria per la diminuzione di peso del corpo immerso. *La densità dei tessuti biologici è molto vicina a quella dell'acqua (circa 1)*. La densità relativa dei fluidi viene determinata utilizzando appositi strumenti o densitometri.

**Pressione statica.** Una delle caratteristiche fisiche fondamentali di un fluido in quiete è che la forza che esso esercita su ciascuna delle particelle che lo compongono ha uguale intensità in tutte le direzioni (Fig. 4).

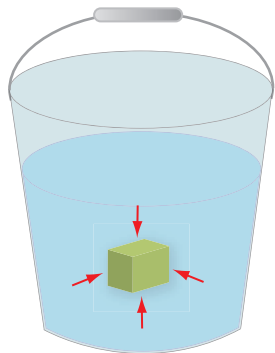


Fig. 4. **PRESSIONE STATICA.** Un fluido in quiete esercita una pressione uguale in tutte le direzioni, anche in profondità. La pressione statica del fluido esercita una forza perpendicolare su tutte le superfici con cui il liquido è in contatto.

Questa *forza per unità di superficie* viene definita *pressione statica P*, dove la forza *F*, si intende applicata perpendicolarmente alla superficie *A*:

$$P = \frac{F}{A}$$

Qualora le forze interne del fluido fossero diverse e, più specificamente, qualora fosse presente anche una componente di forza parallela alla superficie, ciascuna particella si muoverebbe nella direzione della risultante e il fluido non sarebbe più in quiete ma in movimento (Fig. 5). Come conseguenza, *la forza o pressione statica esercitata dal fluido contro le pareti di un qualsiasi recipiente che lo contiene è in ogni punto perpendicolare alle pareti stesse*. Questa proprietà dei fluidi in quiete è stata enunciata per la prima volta nel 1647, in forma più

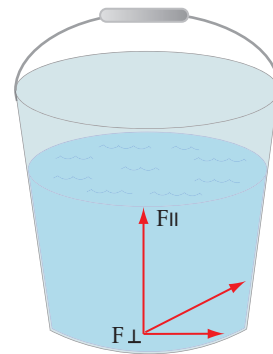


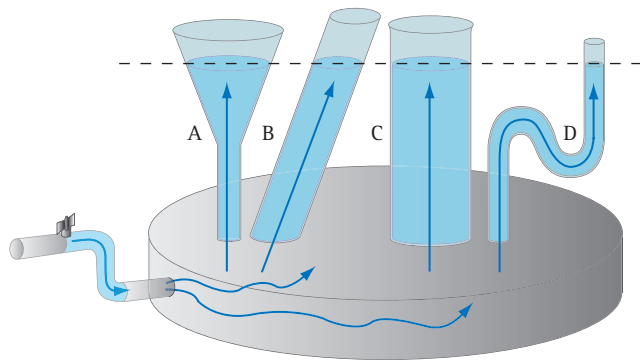
Fig. 5. **PRESSIONE STATICA.** Se ad un fluido in quiete viene applicata una forza ortogonale, lo stato del fluido sarà un movimento parallelo alla risultante della somma fra forza statica e forza applicata e quindi il fluido tenderà a scorrere secondo la direzione della risultante.

ampia, dal matematico e filosofo francese Blaise Pascal<sup>1</sup>. La *legge di Pascal* stabilisce che *la pressione applicata ad un fluido racchiuso in un recipiente si trasmette in uguale misura a tutto il fluido e fa aumentare della stessa quantità la pressione che il fluido esercita sulle pareti del contenitore in tutte le direzioni*, posto che possano essere trascurate le differenze di pressione dovute al peso del fluido (Fig. 6). Questa legge ha importantissime applicazioni in idraulica. Due esempi di applicazione pratica sono i freni idraulici delle auto ed il sollevatore o martinetto idraulico (Fig. 7).

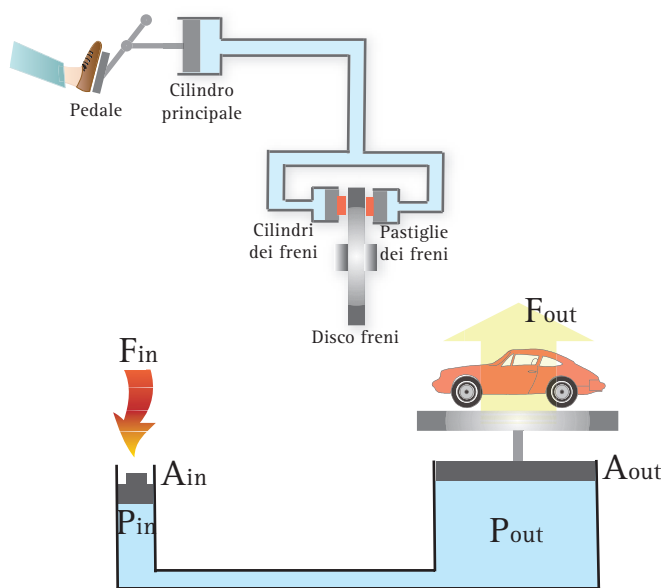
In sintesi, la superficie libera di un liquido in quiete in un recipiente aperto è sempre perpendicolare alla direzione della risultante delle forze che agiscono su di esso. Così, se l'unica forza applicata è quella di gravità la superficie è orizzontale, mentre se sulla superficie del liquido agiscono forze di diversa natura essa può assumere varie forme. Ad esempio, le forze che agiscono sull'acqua contenuta in un bicchiere che ruota rapidamente intorno all'asse verticale sono diverse: la gravità, la spinta centrifuga, la forza centripeta che le pareti del bicchiere esercitano sul liquido per trattenerlo al loro

1) Pascal, Blaise (Clermont 1623-Parigi 1662), filosofo, matematico e scienziato francese. Dimostrò sperimentalmente che il livello della colonna di mercurio in un barometro dipende dall'aumento o dalla diminuzione della pressione atmosferica circostante, confermando le ipotesi di Evangelista Torricelli sugli effetti della pressione atmosferica sui fluidi in equilibrio. In collaborazione con il matematico Pierre de Fermat, Pascal elaborò la teoria delle probabilità, divenuta poi fondamentale nella statistica e nella fisica teorica moderna. Fra gli altri contributi scientifici, ricordiamo anche le ricerche sul calcolo infinitesimale e la cosiddetta "legge di Pascal", secondo cui i fluidi esercitano la medesima pressione in tutte le direzioni. La metodologia scientifica di Pascal riflette l'importanza che egli attribuì alla sperimentazione empirica e alla evoluzione continua della scienza. Nel 1654 Pascal entrò nella comunità giansenista e condusse una vita rigorosamente ascetica fino alla morte. Fra le sue opere filosofiche ricordiamo le celebri *Lettere provinciali* in difesa del pensiero giansenista, ed i *Pensieri*, appunti preparatori per *L'Apologia del cristianesimo*, dove Pascal esalta la spiritualità di san Paolo e di sant'Agostino ed auspica l'abbandono della razionalità e del metodo per affrontare la fede: "Dio sente il cuore e non la ragione".





**Fig. 6. LEGGE DI PASCAL.** L'acqua introdotta sotto pressione in un contenitore di vetro s'innalza fino a raggiungere lo stesso livello in tutti gli sbocchi di quest'ultimo, quale sia la loro forma e dimensione. Il livello delle colonne di liquido è lo stesso a causa della pressione esercitata alla loro base. La pressione statica di un liquido, infatti, è uguale in tutti i punti di un determinato livello, e quindi la spinta verso l'alto esercitata dal liquido contenuto nel contenitore è uguale per unità di superficie in ciascuna colonna. Di conseguenza anche la spinta verso il basso esercitata da ciascuna colonna di liquido deve essere uguale, nonostante la diversa forma e dimensione. Per esempio, anche se la colonna C è larga e contiene una maggior quantità di liquido rispetto alle altre colonne, il peso del liquido viene distribuito su una superficie più ampia per cui la pressione esercitata sull'unità di superficie sarà la stessa. Anche se la colonna D contiene più acqua di B, parte del suo peso è sostenuta dal gomito, e quindi non influisce sulla pressione alla base. La parete obliqua del segmento conico di A sostiene parte del peso del liquido in più che contiene. Il risultato di questi complessi aggiustamenti di forze è che la spinta verso il basso esercitata da una colonna di liquido, a prescindere dalla complessità della sua forma, dipende unicamente dall'altezza in verticale della colonna.



**Fig. 7. LEGGE DI PASCAL E FISICA APPLICATA.** Freni idraulici e martinetto idraulico.

interno. In queste condizioni, la superficie libera dell'acqua non rimane piatta ma si inarca, assumendo un profilo parabolico perpendicolare alla direzione della risultante delle due forze centripeta e centrifuga.

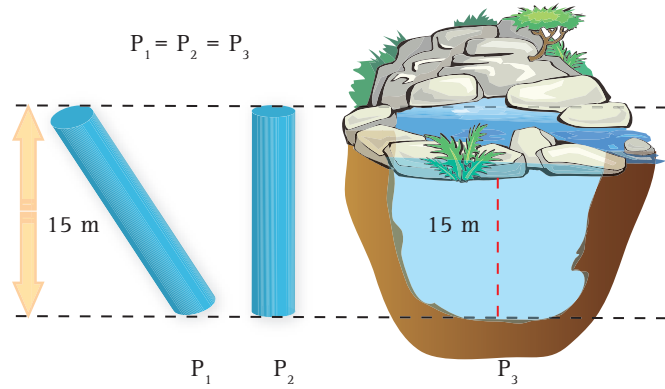
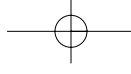
In un liquido omogeneo, incompressibile, a densità

uniforme, la pressione statica varia al variare della profondità e, in generale, rimane la stessa ad una determinata profondità. La pressione ad una profondità o altezza  $h$ , è determinata dal peso della colonna di liquido sovrastante, per cui la forza che agisce sull'area  $A$ , è uguale:  $F = mg = \rho Ahg$ , dove  $m$ , è la massa,  $Ahg$ , è il volume della colonna di liquido,  $\rho$ , la densità del liquido e  $g$ , l'accelerazione di gravità. La  $P$ , pertanto sarà:

$$P = \frac{F}{A} = \frac{\rho Ahg}{A} = \rho hg$$

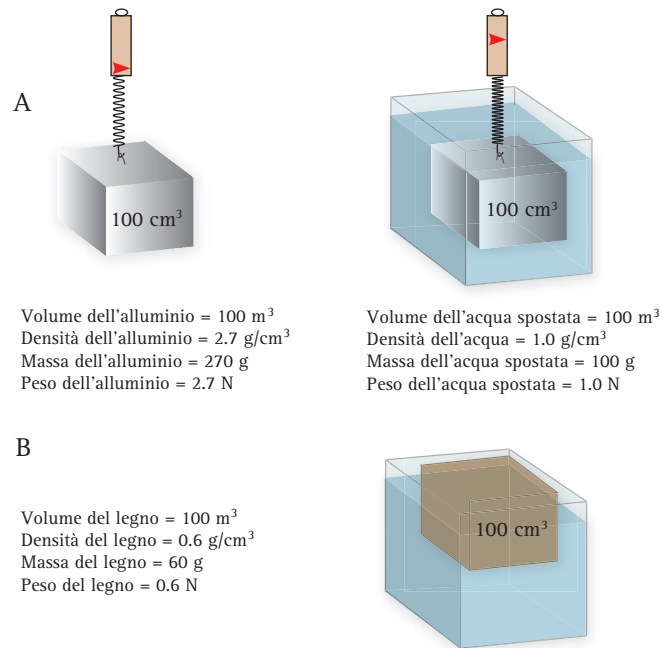
La pressione, quindi, è direttamente proporzionale alla densità ed alla profondità del liquido. L'unità di misura della pressione nel SI è il  $N/m^2$ , che equivale alla pressione esercitata perpendicolarmente dalla forza di un newton (N) su una superficie di  $1 m^2$ . Questa unità di misura prende il nome di **pascal**,  $Pa$ , in onore di Blaise Pascal; quindi  $1 Pa = 1 N/m^2$ . La pressione viene misurata anche con un'altra unità di misura: l'**atmosfera (atm)**, che equivale alla pressione esercitata da una colonna di mercurio liquido alta 760 mm. Un'atmosfera corrisponde a 101,325 kilopascal (kPa) ed è approssimativamente uguale al valore della pressione atmosferica al livello del mare.

**Legge di Stevino.** In un liquido sottoposto alla sola forza di gravità e contenuto in un recipiente aperto, la pressione in ogni punto interno al liquido è direttamente proporzionale al peso della colonna di liquido sovrastante (e quindi all'altezza di questa e alla densità del liquido) ma è totalmente indipendente dalle dimensioni o dalla forma del contenitore. Questo risultato, noto come legge di Stevino, permette di concludere che la pressione esercitata sul fondo di un tubo verticale pieno d'acqua, lungo 15 m e di diametro pari a 2,5 cm, è uguale a quella esistente sul fondale di un lago profondo 15 m (Fig. 8). Analogamente, se si riempie d'acqua un tubo verticale lungo 30 m in modo che la superficie libera del liquido si trovi solo a 15 m dal fondo, l'acqua esercita sul fondo del condotto esattamente la stessa pressione dell'esempio precedente. Il peso di una colonna di acqua alta 30 cm e con sezione di  $6,5 cm^2$  è 195 g: questo valore rappresenta la forza applicata al fondo di tale colonna d'acqua. Una colonna dello stesso liquido e della stessa altezza, ma di diametro 12 volte maggiore, occupa un volume 144 volte maggiore e ha un peso 144 volte maggiore, anche se la pressione, definita come la forza per unità di superficie, non cambia. La pressione esercitata sul fondo di una colonna di mercurio della stessa altezza è invece 13,6 volte maggiore, dal momento che la densità del mercurio supera di tale quantità quella dell'acqua.



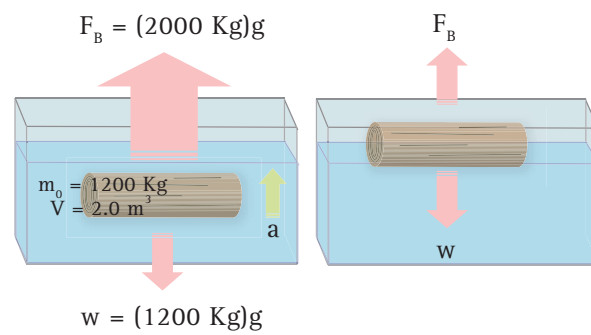
**Fig. 8.** LEGGE DI STEVINO. La pressione in uno stagno ad una certa profondità è uguale a quella esercitata dall'acqua contenuta in un tubo sottile o in un recipiente di qualunque altra forma e configurazione, purché di altezza pari a quella dello stagno.

**Galleggiamento e principio di Archimede.** Il secondo principio della fluidostatica fu scoperto dal matematico greco Archimede e afferma che *un corpo immerso in un fluido riceve una spinta idrostatica diretta dal basso verso l'alto di intensità pari al peso del volume di fluido spostato* (Fig. 9). Si può allora comprendere il motivo per cui alcuni corpi possono galleggiare. Il peso totale di una nave a pieno carico, ad esempio, eguaglia quello della quantità d'acqua spostata e il fatto che la risultante delle due forze sia nulla è sufficiente a garantirne l'equilibrio.

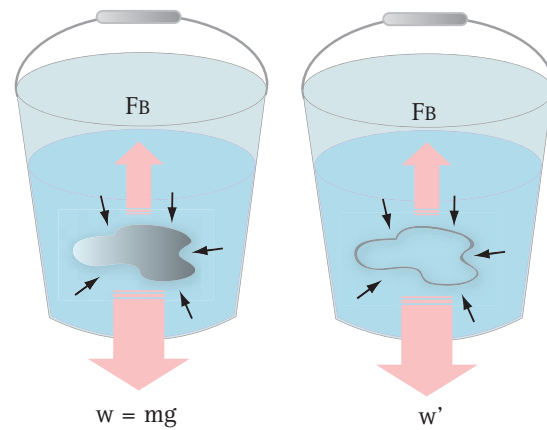


**Fig. 9.** PRINCIPIO DI ARCHIMEDE. Un corpo immerso in un fluido è sottoposto ad una spinta rivolta verso l'alto pari al peso del fluido spostato. Di conseguenza, il peso dell'alluminio in acqua è minore di quello misurato in aria, di una quantità pari al peso dell'acqua spostata (A). Essendo la densità del legno minore di quella dell'acqua, un blocchetto di legno subisce una spinta di intensità superiore al suo peso; esso quindi galleggia emergendo di una porzione tale che il peso dell'acqua spostata sia pari a quello del blocchetto intero in aria (B).

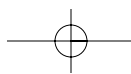
Si può pensare che la spinta idrostatica venga applicata ad un punto, detto centro di galleggiamento, che coincide con il centro di gravità della massa di liquido spostato. Il centro di galleggiamento di un corpo si trova esattamente sopra il suo baricentro: maggiore è la distanza tra i due punti, maggiore è la stabilità del corpo (Fig. 10). Una delle possibili applicazioni del principio di Archimede consiste nel determinare la densità di un oggetto di forma irregolare, del quale non sia possibile calcolare il volume per via geometrica (Fig. 11). Se si pesa

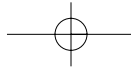


**Fig. 10.** GALLEGGIAMENTO E PRINCIPIO DI ARCHIMEDE. Il principio di Archimede si applica molto bene agli oggetti che galleggiano, come il legno. In generale, un oggetto galleggia in un fluido se la sua densità è minore di quella del fluido. All'equilibrio, ossia quando l'oggetto galleggia, la spinta verso l'alto ha lo stesso valore della forza peso dell'oggetto. Per esempio, un tronco di legno il cui peso specifico è 0.60 ed il cui volume è di 2.0 m<sup>3</sup>, ha una massa  $m_0 = r_0V = (0.60 \times 10^3 \text{ kg/m}^3)(2.0 \text{ m}^3) = 1200 \text{ Kg}$ . Se il tronco fosse completamente sommerso sposterebbe una massa d'acqua pari a  $m_f = r_fV = (1000 \text{ kg/m}^3)(2.0 \text{ m}^3) = 2000 \text{ Kg}$ . In altri termini la spinta verso l'alto sul tronco sarebbe maggiore del suo peso, ed esso si muoverebbe verso la superficie. Il tronco sarà all'equilibrio quando sposterà 1200 kg di acqua, il che significa quando 1.2 m<sup>3</sup> del suo volume saranno sommersi. All'equilibrio  $F_B = w = m_0g$  (1200kg)g, vengono quindi spostati complessivamente 1200 kg di acqua ossia 1.2 m<sup>3</sup>.  $F_B$  = spinta di Archimede,  $w$  = peso,  $m$  = massa,  $g$  = gravità.



**Fig. 11.** DENSITÀ RELATIVA E PRINCIPIO DI ARCHIMEDE. Una delle possibili applicazioni del principio di Archimede consiste nel determinare la densità di un oggetto di forma irregolare, del quale non sia possibile calcolare il volume per via geometrica. Se si pesa il corpo, prima in aria e poi in acqua, la differenza tra le due misure fornisce il peso del volume di acqua spostato, che è uguale al volume dell'oggetto. La densità si ottiene allora semplicemente dividendo la massa del corpo per il volume così determinato.





il corpo, prima in aria e poi in acqua, la differenza tra le due misure fornisce il peso del volume d'acqua spostato, che è uguale al volume dell'oggetto. La densità si ottiene dividendo semplicemente la massa del corpo per il volume così determinato. Nelle misure di peso ad altissima precisione si deve tenere conto anche della spinta dell'aria che, data la minor densità dell'aria rispetto all'acqua, risulta trascurabile nella maggior parte dei casi.

### Dinamica dei fluidi: da Archimede alla teoria dello strato limite

Le leggi che regolano il comportamento dei fluidi in movimento sono piuttosto complesse ed ancora oggi non completamente chiarite in alcuni aspetti. L'interesse per la dinamica dei fluidi è nata più di 2000 anni fa con le prime applicazioni di ingegneria idraulica e con la realizzazione di macchine che, sfruttando le proprietà dinamiche dei fluidi, erano capaci di svolgere diverse funzioni. Archimede ha sicuramente fornito il primo contributo in questo campo con l'invenzione della pompa a vite, un sistema utilizzato per estrarre l'acqua dai pozzi. In seguito, i romani non solo adottarono la vite di Archimede per l'irrigazione e per l'estrazione dell'acqua dai pozzi, ma costruirono nuovi sistemi idraulici, alcuni dei quali tuttora in uso. Nel corso del I secolo a.C., l'architetto ed ingegnere romano Vitruvio introdusse la ruota idraulica, una macchina che rivoluzionò il sistema di macinazione delle granaglie. Nei secoli successivi, nonostante le numerose applicazioni pratiche, lo sviluppo dell'idrodinamica è stato lentissimo per la mancanza di conoscenze sui principi teorici fondamentali. Dopo il contributo di Archimede, sono dovuti passare più di 1800 anni prima che venisse nuovamente compiuto un progresso significativo sulle conoscenze della dinamica dei fluidi. Nel 1643, Evangelista Torricelli<sup>2</sup>, matematico e fisico italiano, allievo di Galileo Galilei, inventò il barometro a mercurio e formulò un'importante legge, conosciuta tuttora con il suo

2) Torricelli, Evangelista (Faenza 1608 - Firenze 1647), matematico e fisico italiano. Studiò a Roma, presso il Collegio della Sapienza. Dopo la pubblicazione della sua prima opera sul moto dei pesi (*Del moto dei gravi che cadono secondo il moto naturale e dei proietti*, 1641), divenne segretario e aiutante di Galileo Galilei fino alla sua morte (1642), e gli successe come professore di matematica e filosofia naturale nello Studio fiorentino. Scienziato poliedrico, Torricelli si occupò di idrodinamica, di geometria (*Opera geometrica*, 1644) e di balistica. In fisica, dimostrò l'esistenza della pressione atmosferica e inventò il barometro (1643). Il *torr*, unità di misura usate nel SI per misurare i valori di densità atmosferica e di pressione barometrica in condizioni prossime al vuoto, è stato così chiamato in suo onore.

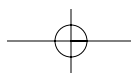
nome. La legge di Torricelli stabilisce la relazione esistente fra la *velocità di efflusso di un liquido da un foro praticato nel recipiente che lo contiene e l'altezza della colonna di liquido al di sopra del foro stesso*.

Progressi importanti sulla meccanica dei fluidi si ebbero, in seguito, anche per opera del matematico svizzero Leonhard Euler (o Eulero)<sup>3</sup> che, applicando allo studio dei fluidi i tre principi della dinamica enunciati da Isaac Newton<sup>4</sup>, scrisse le equazioni fondamentali sul moto dei fluidi ideali non viscosi. Eulero stesso, però, riconobbe che per enunciare leggi relativamente semplici sulla dinamica dei fluidi l'unica possibilità era quella di limitare lo studio ai fluidi incompressibili ed ideali, ossia ai fluidi privi di forze di attrito interne. Naturalmente i fluidi ideali non sono che un'approssimazione dei fluidi reali, per cui i risultati delle analisi di Eulero possono fornire solo una stima approssimativa del comportamento dei fluidi reali ed essere applicati solo ai fluidi con bassi valori di viscosità.

I fluidi incompressibili, non viscosi, ossia i fluidi newtoniani privi di forze di attrito interne, si comportano secondo il principio di Bernoulli. Enunciato dal matematico svizzero Daniel Bernoulli, questo principio afferma che *l'energia meccanica totale associata al flusso di un liquido ideale e incompressibile è costante lungo le linee di flusso*. Queste ultime sono linee ideali parallele in ogni punto alla direzione di flusso del liquido che, nel caso particolare in cui il moto sia stazionario, coincidono con le traiettorie seguite dalle sin-

3) Eulero, nome italianizzato di Leonhard Euler (Basilea 1707 - San Pietroburgo 1783), astronomo e filosofo svizzero. La sistematizzazione e la riformulazione dell'analisi che si trova nelle sue opere è alla base della matematica moderna e della teoria delle funzioni. Studiò all'Università di Basilea come allievo del matematico svizzero Johann Bernoulli. Nel 1727, su invito dell'imperatrice russa Caterina I, entrò a far parte dell'Accademia delle Scienze di San Pietroburgo dove fu nominato professore di fisica (1730) e poi di matematica (1733). Nel 1741 accolse la proposta del re di Prussia Federico il Grande e si trasferì all'Accademia delle Scienze di Berlino dove rimase fino al 1766, anno in cui fece ritorno a San Pietroburgo. Sebbene fosse affetto fin dall'età di trent'anni da una malattia che gli causò una progressiva perdita della vista, Eulero redasse un gran numero di importanti opere matematiche e centinaia di appunti che provano la sua straordinaria produttività scientifica.

4) Newton, Isaac (Woolsthorpe, Lincolnshire 1642 - Londra 1727), fisico e matematico inglese. Nel 1661 venne ammesso al Trinity College di Cambridge, dove non frequentò regolarmente i corsi, dedicandosi invece alla lettura dei trattati di filosofia, scienza naturale e matematica dei più eminenti pensatori e scienziati dell'epoca. Nel 1667 venne eletto "fellow" del Trinity College e nel 1669 divenne professore di matematica, succedendo al suo maestro, Isaac Barrow. Gli anni di Cambridge corrispondono all'apice della creatività di Newton, particolarmente prodiga di scoperte e invenzioni. Dal 1684 al 1686 si dedicò intensamente alla stesura dell'opera *Philosophiae naturalis principia mathematica* (Principi matematici di filosofia naturale), più nota come *Principia*, che venne pubblicata nel 1687. Nel 1671 fu accolto tra i membri della Royal Society di Londra; nel 1703 ne divenne presidente, carica a cui fu riconfermato annualmente per tutta la vita. La sua opera principale sulla teoria della luce, *Opticks*, venne pubblicata nel 1704.





gole particelle del fluido. Il principio di Bernoulli mette in relazione gli effetti della pressione con quelli della velocità e della gravità, ed evidenzia il fenomeno secondo cui la velocità di un fluido aumenta al diminuire della pressione e si è rivelato veramente utile nella progettazione degli effusori, nelle misure di flusso e negli studi di aerodinamica.

I primi esperimenti sul moto a bassa velocità di fluidi viscosi furono probabilmente condotti nel 1839 dal fisiologo **Jean-Louis-Marie Poiseuille**, interessato a determinare le proprietà della circolazione del sangue, e nel 1840 dall'ingegnere idraulico tedesco **Gotthilf Heinrich Ludwig Hagen**. I primi tentativi di includere gli effetti della viscosità nelle equazioni matematiche del moto dei fluidi si devono invece all'ingegnere francese **Claude-Louis-Marie Navier** e al matematico britannico **George Gabriel Stokes** il quale, nel 1845, formulò le equazioni fondamentali per i fluidi viscosi incompressibili. Note come **equazioni di Navier-Stokes**, esse sono talmente complesse da poter essere applicate solo a flussi semplici quali, ad esempio, quello di un fluido reale in un condotto rettilineo. In questo caso, il principio di Bernoulli non è applicabile, perché l'energia meccanica totale viene dissipata per effetto dell'attrito viscoso e si verifica una caduta di pressione lungo tutto il condotto. *Dalle equazioni di Navier-Stokes si può dedurre che il calo di pressione, per un determinato condotto e per un certo fluido, sarà proporzionale alla velocità di flusso.*

Gli esperimenti realizzati verso la metà del XIX secolo mostrarono che ciò è vero solo per bassi valori di velocità, mentre a velocità maggiori il calo di pressione dipende invece dal quadrato della velocità. Il problema non trovò soluzione fino al 1883, quando l'ingegnere britannico **Osborne Reynolds** distinse due diversi tipi di moto di un fluido viscoso all'interno di un condotto. Egli osservò che a basse velocità le particelle seguono le linee di flusso (**regime laminare di Poiseuille**), secondo le previsioni delle equazioni analitiche, mentre a più alte velocità il flusso si rompe in una serie di gorgi (**regime turbolento**) non perfettamente prevedibili neppure con le moderne teorie. Reynolds stabilì inoltre che *la transizione dal regime laminare a quello turbolento dipende da un solo parametro, un numero adimensionale chiamato in suo onore numero critico di Reynolds*, che può essere calcolato moltiplicando il prodotto della velocità e della densità del fluido per il diametro del condotto e dividendo il risultato ottenuto per la viscosità. Se per un certo sistema fluidodinamico il numero di Reynolds è  $< 2100$ , il flusso all'interno del condotto è di tipo laminare; per numeri di Reynolds più alti si instaura invece un regime di moto

turbolento. Lo studio dei moti turbolenti non può essere unicamente teorico, ma dipende da una sintesi tra dati sperimentali e modelli teorici tutt'ora in fase di perfezionamento. Il fenomeno della transizione da regime laminare a regime turbolento e la complessità di quest'ultimo possono essere osservati nella diffusione del fumo di una sigaretta in aria ferma. Dapprima il fumo sale verso l'alto dando luogo a un flusso di tipo laminare, ma dopo un certo percorso il flusso diventa instabile e si rompe in una serie di gorgi e circonvoluzioni.

Prima del 1860, l'interesse pratico nei confronti della meccanica dei fluidi si limitava quasi esclusivamente allo studio del moto dell'acqua. Lo sviluppo dell'industria chimica, che si verificò nella seconda metà del XIX secolo, spostò l'attenzione anche sul comportamento di altri liquidi e naturalmente dei gas. Gli studi di aerodinamica vennero inaugurati dall'ingegnere aeronautico **Otto Lilienthal**, e conobbero i maggiori successi dopo il primo volo a motore compiuto nel 1903 dai fratelli **Wilbur e Orville Wright**.

La complessità del comportamento dei fluidi viscosi, in modo particolare in regime di moto turbolento, rappresentò un serio ostacolo agli ulteriori progressi della fluidodinamica. Nel 1904, l'ingegnere tedesco **Ludwig Prandtl** riconobbe che, in un gran numero di casi, è possibile e conveniente suddividere un fluido in moto in due regioni distinte. Una regione prossima alla superficie del condotto, che consiste di un sottile strato limite in cui sono concentrati gli effetti della viscosità e nella quale il modello matematico può essere semplificato significativamente in virtù del suo sottile spessore, e una regione al di fuori di questo strato dove gli effetti della viscosità si possono trascurare e dove dunque è possibile adottare le semplici equazioni matematiche dei fluidi privi di attrito interno. È alla **teoria dello strato-limite** che si deve lo sviluppo delle più moderne applicazioni ingegneristiche nel campo della fluidodinamica, quali le ali dei velivoli, le turbine a gas e i compressori. Essa infatti non solo rese possibile una riformulazione semplificata delle equazioni di Navier-Stokes nella regione prossima alla superficie di un corpo immerso in un fluido in moto, ma portò anche a ulteriori sviluppi della teoria dei fluidi ideali, nelle applicazioni riguardanti la regione esterna allo strato limite. Gran parte delle conquiste della meccanica dei fluidi che seguirono l'introduzione del concetto di strato-limite si devono all'ingegnere aeronautico di origine ungherese **Theodore von Kármán**, al matematico tedesco **Richard von Mises** e al fisico e meteorologo britannico **Geoffrey Ingram Taylor**.

L'interesse per la dinamica dei fluidi comprimibili

scaturì dallo sviluppo delle turbine a vapore, dovuto all'inventore britannico Charles Algernon Parsons e all'ingegnere svedese Carl Gustaf Patrik de Laval, intorno al 1880. Un effettivo sviluppo dello studio del moto di vapore ad alta velocità all'interno di passaggi di flusso si ebbe però solo negli anni '30 del secolo scorso, motivato dai successi della turbina a gas e della propulsione a getto. Le prime ricerche sui flussi superficiali ad alta velocità vennero condotti nell'ambito degli studi di balistica, e in particolare del moto dei proiettili in aria. Gli sviluppi più rimarchevoli si ebbero verso la fine del XIX secolo e nel corso della seconda guerra mondiale, con la realizzazione di velivoli ad alta velocità e dei razzi.

Uno dei principi fondamentali del comportamento dei fluidi comprimibili prevede che la densità di un gas vari quando esso è sottoposto a notevoli variazioni di pressione e di velocità. Contemporaneamente, inoltre, si manifestano anche variazioni di temperatura, complicando l'analisi del sistema. Il comportamento di un fluido comprimibile in movimento dipende dalla velocità di flusso, e varia in modo sostanziale a seconda che questa sia maggiore o minore della velocità del suono. Come detto nel 1° capitolo, il suono consiste sostanzialmente nella propagazione di una piccola perturbazione o onda di pressione all'interno di un fluido, e si propaga con velocità proporzionale alla radice quadrata della temperatura assoluta. Ad esempio, nell'aria alla temperatura di 20 °C, pari a 293 gradi kelvin nella scala assoluta, il suono si propaga alla velocità di circa 344 m/s. Se un aereo vola a velocità minore di quella del suono (subsonica), le onde di pressione che si trasmettono attraverso il fluido si aggiustano in modo da scivolare uniformemente sulla superficie del velivolo. Se viceversa l'aereo si muove con velocità maggiore rispetto a quella del suono (volo supersonico), tali onde non riescono a circondare le superfici in movimento per riaggiustare il flusso del fluido. L'aria non riesce a impedire il disturbo improvviso provocato dall'aereo e si dirige istantaneamente e con forza verso le ali, nelle estreme vicinanze delle quali si ha la formazione di un'intensa compressione, o onda d'urto che viene percepita da un osservatore a terra sotto forma di bang sonico. Il rumore associato al passaggio di quest'onda d'urto è caratteristico degli aerei che volano a velocità supersonica. Il moto all'interno dei fluidi comprimibili si identifica solitamente con un parametro detto numero di Mach, pari al rapporto tra la velocità di flusso e la velocità del suono. I flussi supersonici sono quindi caratterizzati da un numero di Mach maggiore di 1.

## Grandezze fisiche, definizioni e principi basilari della dinamica dei fluidi

La circolazione del sangue genera nei vasi tre diverse forme di energia meccanica: lo *shear stress tangenziale* generato dall'azione del flusso sulle cellule endoteliali, lo *stress radiale o perpendicolare* generato dalla spinta radiale della pressione sanguigna e lo *stress da stiramento parietale* legato alla deformazione della parete arteriosa (Fig. 12, 13). In questo e nei prossimi paragrafi saranno considerati gli effetti dello *shear stress* sulla funzione endoteliale, la via finale comune del danno della parete vascolare e le relazioni fisiche che regolano il flusso del sangue, ossia la viscosità, la velocità, il volume di flusso, le variazioni di pressione e di flusso e le resistenze circolatorie.

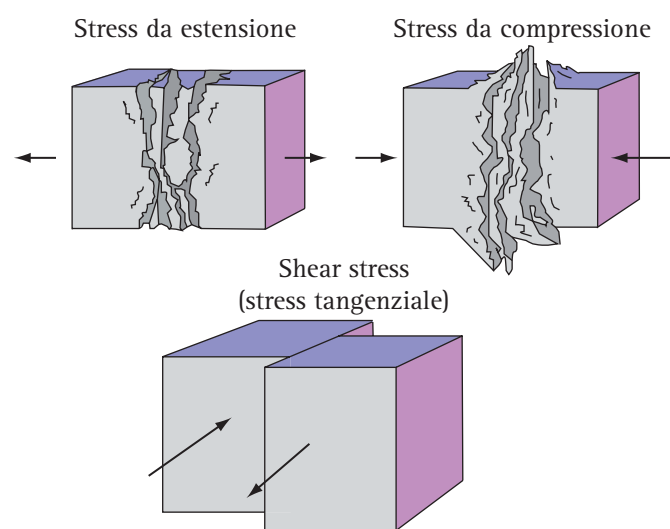


Fig. 12. FORME DI STRESS FISICO. Stress tensionale da compressione e da estensione, stress tangenziale.

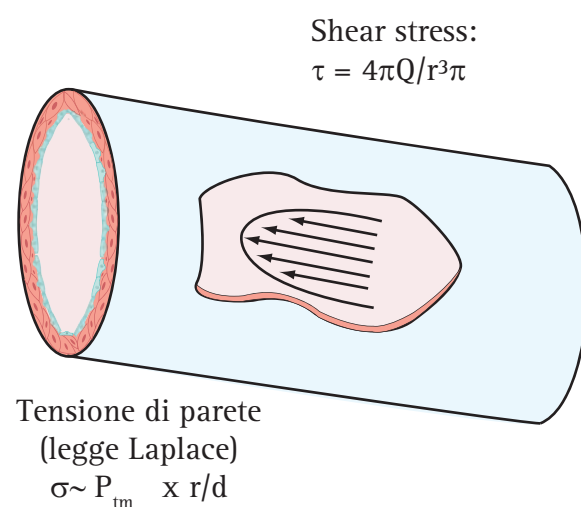


Fig. 13. FORZE EMOINAMICHE E CIRCOLAZIONE SANGUIGNA.

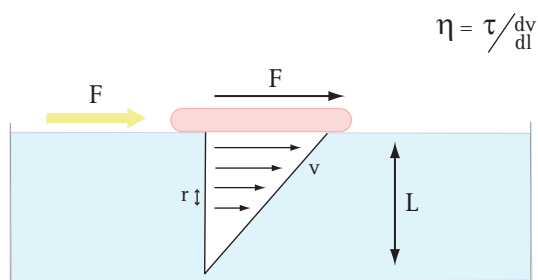
### VISCOSITÀ DEL SANGUE

La *viscosità* è una grandezza fisica che definisce l'attrito interno di un fluido, vale a dire le forze di frizione che si generano fra le singole lamine di fluido. La viscosità è una proprietà comune dei liquidi e dei gas anche se essa è specifica per ogni fluido. Lo sciroppo è più viscoso dell'acqua, il grasso è più viscoso dell'olio, i liquidi in genere sono più viscosi dei gas. Il *coefficiente di viscosità* di un fluido, indicato con la lettera greca  $\eta$ , è stato definito da Newton come il rapporto fra la *tensione di taglio* o *shear stress* e la *velocità di taglio* o *shear rate*. Per i fluidi Newtoniani, la viscosità  $\eta = \tau / \gamma$ , ove,  $\tau$  è lo *shear stress* e  $\gamma$ , lo *shear rate*.

Lo *shear stress* esprime il rapporto fra la forza applicata ad uno strato di fluido nella direzione di scorrimento e l'area dello stesso, ossia:  $\tau = F/A$ , ove  $F$ , è la forza ed  $A$  l'area della lamina di fluido. Lo *shear rate* rappresenta, invece, il rapporto fra la variazione di velocità  $dv$ , fra due strati adiacenti e la distanza che li separa  $dl$ , ossia:  $\gamma = dv/dl$ . Pertanto l'equazione che definisce la viscosità può essere scritta nel seguente modo:

$$\eta = \frac{\tau}{\gamma} = \frac{F/A}{dv/dl}$$

Per comprendere più facilmente lo *shear stress* e lo *shear rate* consideriamo un semplice esperimento. Poniamo che una sottile piastra di area  $A$ , sospinta da una forza  $F$ , scorra a velocità costante  $v$ , sulla superficie di un fluido omogeneo contenuto in un recipiente (Fig. 14). Lo strato di fluido a contatto diretto con la piastra scorre alla stessa velocità perché è legato a questa da una forza di adesione che si stabilisce fra le molecole del liquido e quelle del piatto. La velocità di scorrimento degli strati di fluido sottostanti tende a ridursi mano a mano che si



**Fig. 14.** Viscosità. Per un fluido Newtoniano, la viscosità  $\eta$  è definita dal rapporto tra tensione di taglio o *shear stress*  $\tau$ , e velocità di scorrimento tangenziale o *shear rate*  $\gamma$ . Per una lamina di una certa area  $A$ , che si muova sulla superficie di un liquido,  $\tau$  è uguale al rapporto fra la forza  $F$ , applicata in direzione del movimento e l'area di contatto  $A$ , mentre la velocità di scorrimento è data dal rapporto tra la velocità della lamina  $dv$  e la profondità del liquido  $dl$ . In un fluido omogeneo, il rapporto fra *shear stress* e *shear rate* è costante:  $\eta = \tau / \gamma$ .

procede verso il fondo della bacinella, dove il liquido a contatto con la parete forma uno strato stazionario. Per muovere la piastra è necessaria una certa forza, come si può verificare spostando un piatto sul piano di un tavolo bagnato da una macchia di sciroppo o di miele. Per un determinato fluido, la forza richiesta per lo spostamento della piastra  $F$ , è proporzionale all'area di contatto,  $A$ , e alla velocità,  $v$ , mentre è inversamente proporzionale alla distanza fra le due lamine, ossia:  $F \propto vA/L$ .

In pratica, più viscoso è il fluido, tanto maggiore è la forza richiesta. Nel sistema internazionale (SI), la viscosità si misura in  $N \cdot s/m^2$  o ancora come Pa·s, mentre nel sistema cgs viene espressa in  $dine \cdot s/cm^2$ . 1  $dine \cdot s/cm^2$  nel sistema cgs equivale ad 1 poise, in onore di Poiseuille. La viscosità dell'acqua a 20° C è circa 0.01 poise, in altre parole 1 centopoise (cP) ossia 0,00100  $N \cdot s/m^2$ ; alla temperatura di ebollizione (100°C), essa si riduce a 0,00028  $N \cdot s/m^2$ .

Nella maggior parte dei fluidi semplici Newtoniani la viscosità è indipendente dallo *shear rate*, ossia dalla velocità con cui strati adiacenti di fluido scorrono l'uno sull'altro, anche se molti fluidi manifestano una variazione della viscosità al variare dello *shear rate*. La *viscosità di un fluido diminuisce con la riduzione della densità e con l'aumento della temperatura*. In alcuni fluidi, tuttavia, l'aumento della velocità delle molecole bilancia perfettamente la diminuzione di densità. La viscosità degli olii di silicone, ad esempio, varia pochissimo al variare della temperatura, pertanto queste sostanze sono validi lubrificanti per macchinari soggetti a forti sbalzi di temperatura.

Il *sangue non è un fluido Newtoniano* privo di attrito, ma una sospensione complessa dove i globuli rossi e la parte corpuscolata sono immersi nel plasma, una soluzione colloidale. Il grado di viscosità del sangue è influenzato direttamente da due fattori: *l'ematocrito e la concentrazione delle macromolecole proteiche*. Entrambi questi fattori influenzano anche la velocità del sangue. A temperatura costante, più alto è l'ematocrito, maggiore è la viscosità e viceversa (Fig. 15). Se l'ematocrito è costante, un calo della temperatura corporea comporta un aumento della viscosità (situazione non compatibile con la vita) (Fig. 16). Nel sangue, il rapporto fra tensione e velocità di taglio non è costante come nei fluidi ideali. Ad esempio, nei vasi di minor calibro, ove la velocità si riduce notevolmente, i valori di viscosità non sono normali ed è solo per le proprietà reologiche che viene impedita la comparsa di trombosi (Fig. 17). Per questo, nei calcoli di emodinamica si fa comunemente riferimento a valori di viscosità ben definiti che corrispondono allo *shear rate* delle grandi arterie. La viscosità del sangue è circa 4 volte più alta di quella dell'acqua pura (cioè 4 Pa·s, 0.004 kg/m/s o 4 cp). Nelle equazioni che descrivono la dinamica dei flui-



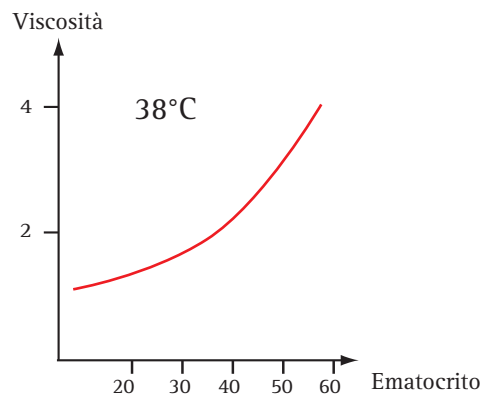


Fig. 15. VISCOSITÀ DEL SANGUE ED EMATOCRITO. La viscosità relativa del sangue aumenta con l'ematocrito (HCT).

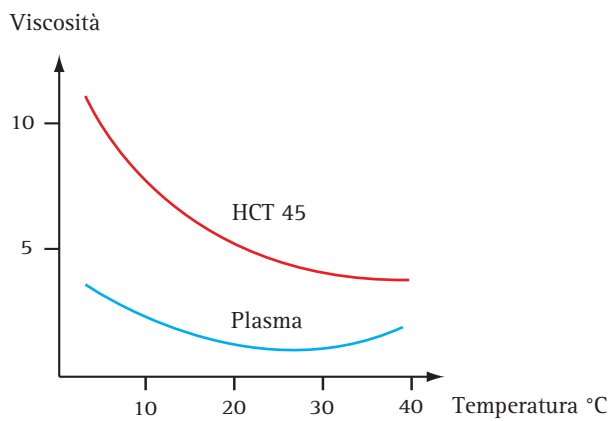


Fig. 16. VISCOSITÀ RELATIVA DEL SANGUE E TEMPERATURA. Se l'ematocrito è costante a 45%, l'aumento della temperatura determina una riduzione della viscosità relativa del sangue.

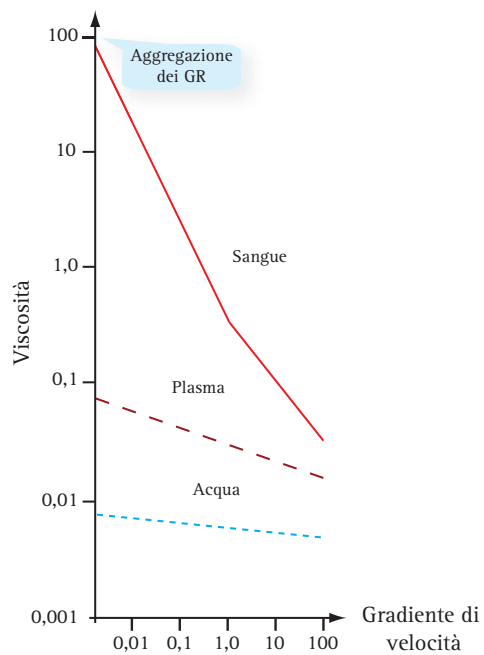


Fig. 17. VISCOSITÀ E VELOCITÀ DEL SANGUE. Nel sangue, per effetto dell'aggregazione dei globuli rossi, la viscosità tende ad aumentare con il diminuire della velocità di flusso e pertanto diventa massima a livello capillare.

di e del sangue, accanto alla viscosità “assoluta” o “dinamica” viene spesso utilizzata la viscosità “cinematica”, definita come il rapporto fra la viscosità assoluta e la densità o peso specifico relativo.

### SHEAR STRESS VASCOLARE

**Endotelio e forze meccaniche.** L'endotelio vasale è soggetto all'azione di tre diverse forze meccaniche: 1) la *pressione idrostatica* radiale generata dal sangue contenuto nei vasi sanguigni; 2) la *tensione murale* o *stretch circonferenziale* che rappresenta una sommatoria delle forze esercitate sull'endotelio in corso di vasodilatazione o vasocostrizione tramite le giunzioni intercellulari; 3) lo *shear stress* che rappresenta una misura della forza frizionale di taglio esercitata sulle cellule endoteliali dallo scorrimento laminare del sangue (Fig. 18). Di queste tre forze, lo *shear stress* è la più importante da un punto di vista emodinamico, poiché sostiene la funzione normale dell'endotelio ed interviene per normalizzare il tono vasale.

Nel flusso laminare stazionario con profilo parabolico, lo *shear stress* di parete è definito dalla relazione:  $\tau = 4\eta Q/\pi r^2$ ; ove  $\eta$  è la viscosità,  $Q$  è la portata di flusso ed  $r$  è il raggio del vaso. Secondo questa relazione lo *shear stress* dipende dalla viscosità del sangue e dalla portata di flusso mentre è inversamente proporzionale alla terza potenza del raggio del vaso. Da un punto di vista quantitativo, lo *shear stress* delle arterie di maggior calibro varia da 5 a 20 dine/cm<sup>2</sup>, con oscillazioni da 5 a 60 dine/cm<sup>2</sup> in sistole ed in diastole. La continua

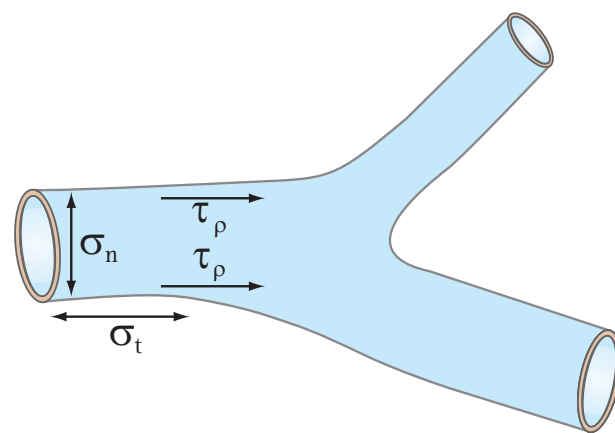


Fig. 18. FORZE EMODINAMICHE COINVOLTE NELLA MODULAZIONE DEL TONO E DELL'OMEOSTASI VASCOLARE. ( $\tau_p$ ) rappresenta lo *shear stress* di parete è deriva dal carico viscoso del sangue che fluisce attraverso la superficie delle cellule endoteliali. I livelli fisiologici di *shear stress* variano da 1-60 dine/cm<sup>2</sup>, con valori di shear stress più elevati nel settore arterioso che nel settore venoso.  $\sigma_n$  è la forza ortogonale che agisce sulla parete dei vasi e rappresenta la pressione radiale del sangue, e  $\sigma_t$  è la tensione di parete (forza di Laplace) legata alla vasodilatazione ed alla vasocostrizione dei vasi sanguigni.

esposizione allo *shear stress* rimodella l'endotelio ed il citoscheletro cellulare: le cellule tendono a disporre l'asse maggiore secondo le linee di flusso, in modo non dissimile dall'erba della prateria sollecitata da un vento continuo, unidirezionale. Nei segmenti vasali con decorso rettilineo, ove il flusso pulsatile è ordinato, laminare ed unidirezionale, le cellule endoteliali vengono stimolate a secernere sostanze antiinfiammatorie, antitrombotiche, anticoagulanti, profibrinolitiche ed antiapertrofiche (Fig. 19). Come vedremo in seguito, nelle arterie ove vige un regime di flusso laminare tipo Poiseuille, la stabilizzazione del flusso è governata dalla legge di Reynolds che rappresenta il rapporto fra il momento inerziale e le forze viscosse del sangue. Questa legge stabilisce il valore di un numero adimensionale, il cosiddetto *numero critico di Reynolds (Re)*, che è un parametro della stabilità del flusso laminare. Per valori di  $Re < 2100$  il flusso stazionario mantiene un regime laminare. Per valori di  $2100 \leq Re \leq 4000$  si realizza un regime di flusso detto di transizione e per valori  $\geq 4000$  il flusso diventa turbolento. In altri termini, quando le forze viscosse e le forze inerziali del sangue tendono a sovrapporsi, il flusso diventa vorticoso e compaiono flussi di separazione secondari come i vortici e altri fenomeni di flusso non assiale. Come vedremo in un successivo paragrafo, il flusso disordinato si sviluppa tipicamente a livello delle biforcazioni e delle ramificazioni vascolari, mentre il flusso turbolento si sviluppa tipicamente a valle di una stenosi o nell'aorta ed in gran parte delle arterie centrali durante la fase di picco sistolico o durante l'esercizio fisico intenso.

Nei punti dove i vasi descrivono una curva brusca

come, ad esempio, a livello della biforcazione carotidea, il flusso laminare si rompe e compaiono flussi di separazione (flusso disordinato). Nel caso specifico, la parete mediale del bulbo carotideo viene sottoposta ad un alto *shear stress* mentre la parete laterale è soggetta ad un valore medio oscillatorio di *shear stress* piuttosto basso a causa del flusso di ricircolo che si delinea in questa sede (Fig. 20). A causa del basso livello medio o di grandi oscillazioni dei valori istantanei di *shear stress* le cellule endoteliali in questa sede non si orientano secondo le linee di flusso. Se in termini di aterogenesi sia più critica l'esposizione ad ampi gradienti o sia più critico il valore medio temporale di *shear stress* è da definire. Certo è che l'importanza di queste variazioni è documentata dagli studi che correlano lo sviluppo delle lesioni aterosclerotiche della carotide (placche grasse e piccole placche ateromasiche) con un basso valore medio temporale di *shear stress* nei punti dove la parete vascolare è sottoposta ad un flusso di ricircolo. Le zone parietali della biforcazione che sopportano il flusso pulsatile e quindi un livello medio temporale più elevato di *shear stress* sono relativamente più protette dall'aterosclerosi.

Il meccanismo con cui lo *shear stress* di parete si traduce in segnali biologici utili alla cellula endoteliale non è ancora chiaro. Un'ipotesi avanzata da circa due decenni e tuttora considerata valida suggerisce che i processi di aterosclerosi vengano precipitati da un danno endoteliale (Fig. 21). Più recentemente questo concetto è stato modificato per includere anche le alterazioni della funzione endoteliale. Esiste, infatti, una forte correlazione fra disfunzione endoteliale, aree vascolari (come i punti di biforcazione) con flussi retrogradi e basso livello me-

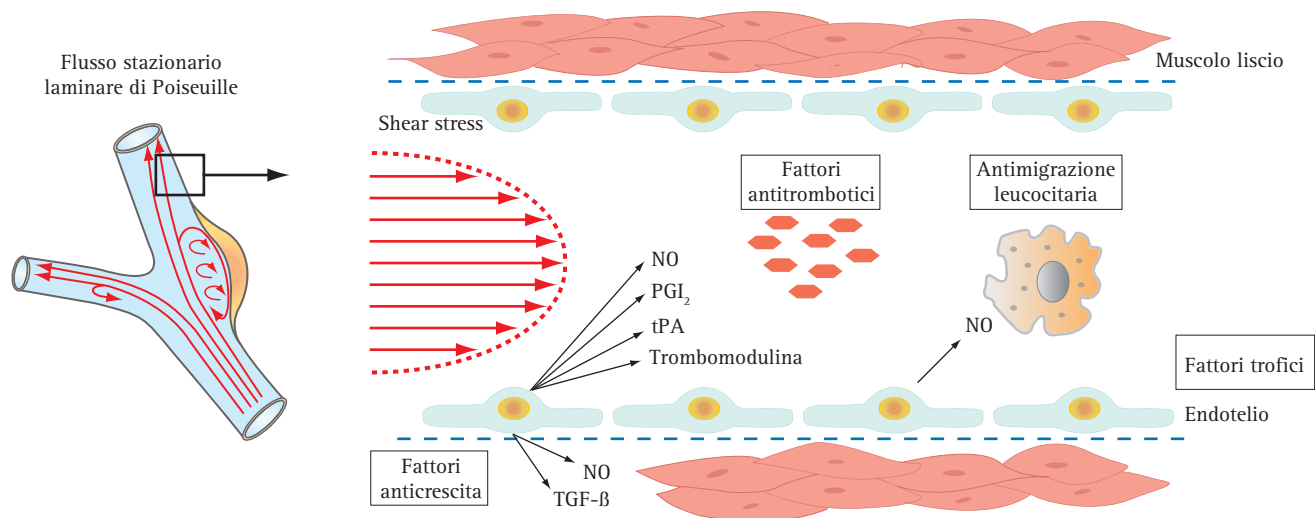
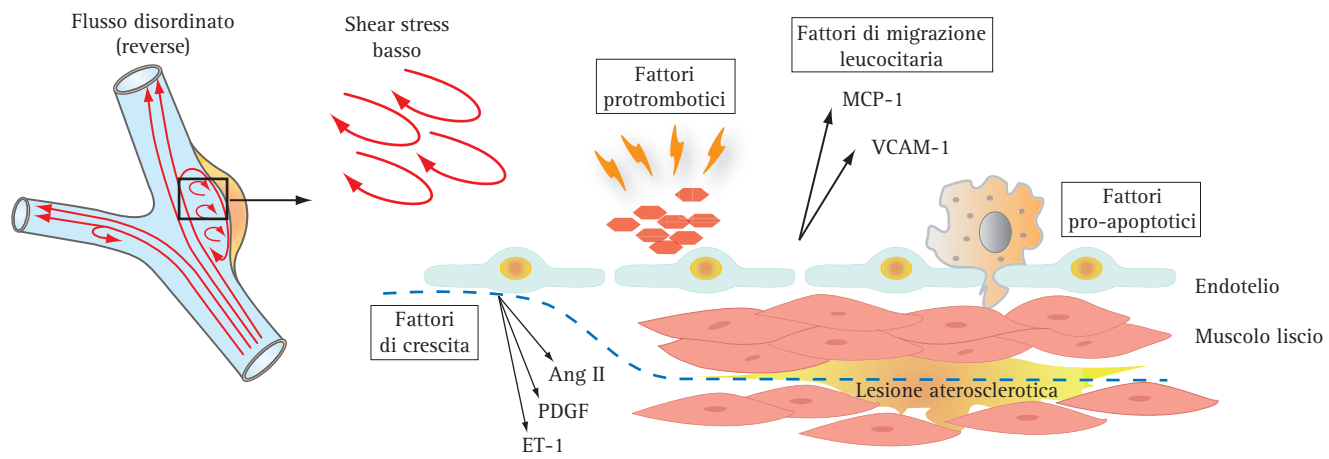
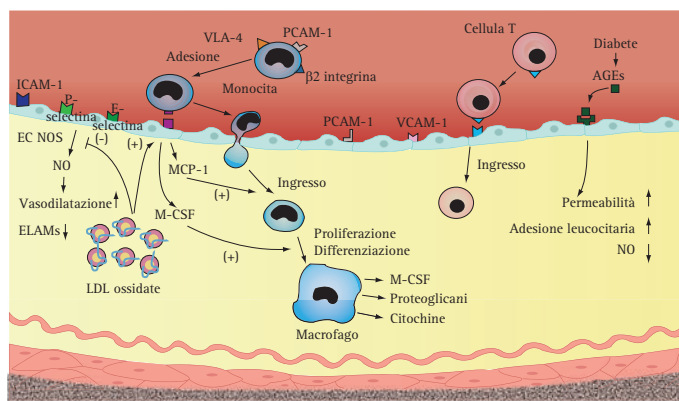


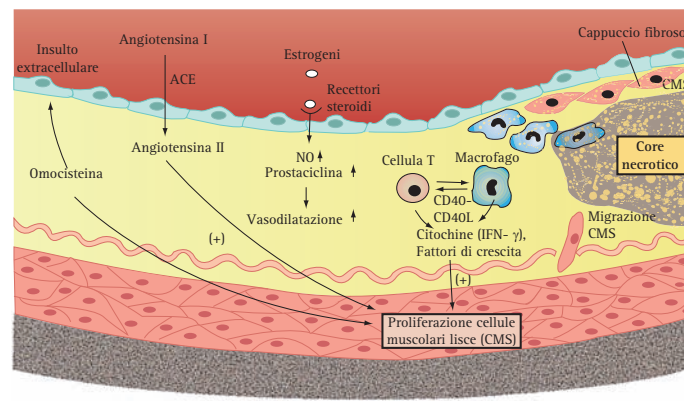
Fig. 19. BIOLOGIA DELLA CELLULA ENDOTELIALE E SHEAR STRESS. Lo *shear stress* nel flusso laminare stazionario di Poiseuille promuove il rilascio da parte delle cellule endoteliali di fattori paracrini ed endocrini, capaci di inibire la coagulazione, la migrazione dei leucociti, la proliferazione delle cellule muscolari lisce e simultaneamente, favorisce la sopravvivenza delle cellule endoteliali.  $PGI_2$  = prostaciclina; tPA, *tissue plasminogen activator*; TGF- $\beta$ , *transforming growth factor- $\beta$* .



**Fig. 20. BIOLOGIA DELLA CELLULA ENDOTELIALE E SHEAR STRESS.** Lo shear stress basso ed il flusso inverso mutano il profilo secretorio delle cellule endoteliali: le cellule esprimono molecole superficiali di adesione (VCAM-1, ICAM-1) e favoriscono gli eventi legati alla aterosclerosi. Ang II, angiotensina II; PDGF, *platelet-derived growth factor*; ICAM-1 *intracellular adhesion molecule*; MCP-1 *monocyte chemoattractant protein-1*; VCAM-1 *vascular cell adhesion molecule-1*.



**Fig. 21. ATEROSCLEROSI ED INFIAMMAZIONE.** L'ossidazione delle LDL stimola le cellule endoteliali sottostanti a produrre molecole di adesione, chemochine come la proteina chemotattica per i monociti (MCP-1) e fattori di crescita come il fattore stimolante la proliferazione dei macrofagi (M-CSF). Questo comporta il richiamo di monociti nel contesto della parete del vaso. L'ossidazione delle LDL comporta altri effetti, come l'inibizione della produzione di NO e l'espressione di molecole di adesione endoteliale dei leucociti (ELAMs). Altre molecole coinvolte nell'adesione endoteliale dei leucociti sono ICAM-1, P-selectina, E-selectina, PCAM-1 e VCAM-1 (modificato da Lusis AJ. *Atherosclerosis*. *Nature* 2000; 14: 233-241)



**Fig. 22. FORMAZIONE DELLA PLACCA FIBROSA.** Alcuni fattori di rischio come l'iperomocisteinemia e l'aumento di angiotensina II stimolano la migrazione e la proliferazione delle cellule muscolari lisce. Gli estrogeni, invece, esercitano un effetto benefico sui livelli plasmatici di lipoproteine e stimolano la produzione di NO e di prostaciclina. L'interazione fra CD40 ed il ligando per il CD40 stimola i linfociti T ed i macrofagi ad esprimere citochine come IFN che può, a sua volta, influenzare l'infiammazione e indurre la proliferazione di cellule muscolari lisce con deposizione di matrice extracellulare. Le miocellule intimali secernono matrice extracellulare e formano il cappuccio fibroso della placca.

dio di *shear stress*. In queste sedi aumenta sia la cattura delle lipoproteine e l'accumulo di lipidi e composti esterificati del colesterolo, sia l'espressività di molecole di adesione e transmigrazione leucocitaria. La secrezione di sostanze chemiotattiche e di fattori di crescita determina transmigrazione e proliferazione dei monociti/macrofagi e proliferazione delle cellule muscolari residenti che sintetizzano matrice connettivale (fibre elastiche, proteine, collagene e proteoglicani) (Fig. 22).

**Shear stress e funzioni endoteliali.** L'endotelio, considerato a lungo come un semplice rivestimento della parete vasale svolge, in risposta alle variazioni

dello *shear stress*, un'azione sulla parete vascolare ed un'azione sul sangue circolante. Modula il tono vasale, regola la struttura della parete e riveste un ruolo di primissimo piano nel rimodellamento eutrofico o distrofico che si osserva nell'aterosclerosi, nell'ipertensione, nella restenosi dopo angioplastica. A livello luminale, l'endotelio regola alcuni fattori fondamentali della coagulazione e modula una serie di interazioni con le piastrine, i granulociti ed i monociti. L'endotelio esercita la sua funzione elaborando una vastissima quantità di sostanze. Alcune di queste esercitano i loro effetti sulle cellule residenti (secrezione paracrina) e sulla parete vasale mentre altre, immesse in circolo, come ad esem-



pio l'ossido nitrico e l'endotelina, svolgono la loro azione a distanza (secrezione endocrina). Altre molecole, restando legate alla superficie della cellula endoteliale, agiscono *in situ* come fattori di adesione per i leucociti ed i macrofagi (Fig. 21, 22). Altre, infine, agiscono come fattori antitrombotici. Parte delle sostanze paracrine ed endocrine vengono prodotte in condizioni basali mentre altre, invece, vengono elaborate solo quando l'endotelio è attivato da stimoli specifici come l'infiammazione. Si parla di *disfunzione endoteliale* quando la capacità di elaborare le sostanze prodotte in condizioni fisiologiche viene alterata o persa. Si parla invece di *attivazione endoteliale* per definire le condizioni che stimolano la sintesi di molecole che non sono elaborate in condizioni fisiologiche.

L'endotelio interviene sulla coagulazione stimolando il rilascio di potenti agenti antitrombotici. La *prostaciclina* è stato il primo inibitore dell'aggregazione piastrinica che si è dimostrato derivare dalle cellule endoteliali esposte a *shear stress*. Numerosi autori hanno dimostrato che lo *shear stress* è anche uno dei più potenti stimoli per il rilascio di *ossido nitrico*, un potente vasodilatatore dotato anche di forti proprietà antiaggreganti e della *trombomodulina* che interagisce con la proteina C e la proteina S per inattivare alcuni fattori della coagulazione. Lo *shear stress* stimola anche l'espressione dell'*attivatore tissutale del plasminogeno* e riduce la secrezione dell'*inibitore dell'attivatore del plasminogeno tipo I*.

Le cellule endoteliali regolano l'*adesione* e la *transmigrazione dei leucociti e dei monociti* dal lume vascolare alla parete vasale con la secrezione di chemochine e l'espressione di molecole di adesione superficiali. *ICAM-1* lega le  $\beta_2$ -integrine delle cellule della serie bianca, mentre *VCAM-1* media l'adesione fra monociti e l'endotelio. *VCAM-1* è uno dei marcatori più precoci delle strie grasse ed è sottoespresso nelle aree di endotelio che circondano le placche aterosclerotiche. Diversi autori hanno dimostrato una relazione inversa fra espressione del *VCAM-1* e lo *shear stress*. Un altro fattore chiave nel richiamo dei monociti è il *peptide MCP-1*. In sintesi, sembra probabile che nei vasi di conduzione un alto *shear stress* inibisca l'adesione dei leucociti e l'espressione delle chemochine, mentre un basso *shear stress* ed il flusso *reverse* favoriscano il legame e la transmigrazione parietale dei leucociti.

La *proliferazione delle cellule muscolari lisce* è aumentata nelle lesioni aterosclerotiche e sembra chiaramente stimolata da fattori di crescita liberati dalle cellule endoteliali regolati dallo *shear stress*. In un modello sperimentale di FAV, nei punti ove il flusso era lento era presente il *PDGF* ed aumentava la proliferazione

delle cellule muscolari. *Endotelina-1*, il più potente mitogeno delle cellule muscolari lisce che agisce sinergicamente con *PDGF*, si riduce in modo drammatico quando l'endotelio viene esposto a *shear stress* del valore di 25 dine/cm<sup>2</sup>. L'*NO* ed il *TGF- $\beta$* , entrambi inibitori della crescita delle cellule muscolari lisce, sono secreti dalle cellule endoteliali in risposta allo *shear stress*. L'*angiotensina II* è un importante fattore di crescita delle cellule muscolari e può svolgere anche un'azione antiapoptotica. Lo *shear stress* regola i livelli tissutali di *angiotensina II* in virtù delle variazioni di espressività dell'enzima di conversione.

Il ruolo dello *shear stress* nel trasporto delle lipoproteine ed in particolare nel metabolismo delle LDL è poco definito. Qualche lavoro ha suggerito che la concentrazione delle LDL nei modelli sperimentali sia inversamente proporzionale allo *shear stress* di parete. Questa ipotesi è confermata dall'aumento dell'infiltrazione di LDL nelle aree esposte ad inversione del flusso o flusso disturbato. Da un punto di vista meccanico, sembra che la compromissione dell'integrità cellulare dell'endotelio e quindi l'aumento della permeabilità di parete alle macromolecole derivi da un alto gradiente di *shear stress* come quello che si realizza nei punti vascolari in cui è presente un flusso invertito.

Infine, lo *shear stress* svolge un ruolo critico nella sopravvivenza delle cellule endoteliali. I primi studi su questo argomento hanno dimostrato che il turnover delle cellule endoteliali nei settori vascolari ove si realizza un flusso turbolento è aumentato. Per questo si è ipotizzato che queste condizioni di flusso possano facilitare una alterazione dell'integrità dell'endotelio. Studi successivi hanno dimostrato che lo *shear stress* è indispensabile sia per la rigenerazione rapida dell'endotelio sia per l'arrangiamento delle cellule giovani, per cui attualmente si pensa che lo *shear stress* agisca con un fattore trofico più che come un fattore di crescita.

**Shear stress e tono vasale.** La pressione sanguigna è il fattore di regolazione del tono vasale. A flusso costante, in assenza di stimoli chimici e nervosi estrinseci, l'aumento della pressione arteriosa determina vaso-costrizione, mentre la caduta della pressione provoca vasodilatazione. L'endotelio, bersaglio dello *shear stress* e dei segnali neuro-ormonali, è al tempo stesso fonte di mediatori vasoattivi e svolge un ruolo fondamentale nel controllo del tono delle arterie e del microcircolo. Fra i mediatori vasoattivi secreti basalmente dall'endotelio il più importante è sicuramente l'*ossido nitrico* (NO), un potente vasodilatatore la cui sintesi è modulata da numerosi stimoli. Viceversa, l'*endotelina* (ET-1), la *prostaciclina* (PGI<sub>2</sub>) ed il *fattore attivante le piastrine*

(PAF) sono sintetizzati *de novo* in risposta a vari stimoli. Escludendo la pressione idrostatica del sangue, le principali forze meccaniche che normalmente vengono esercitate sulla parete vasale sono due: lo *shear stress* e lo *stress tensivo* o tensione parietale. Lo *shear stress* interessa esclusivamente le cellule endoteliali, mentre lo stress tensivo prodotto dalla pressione idrostatica all'interno del vaso e dalla pressione transmurale (vedere legge di Laplace) interessa l'intera parete vasale (endotelio, fibroblasti, cellule muscolari lisce). Lo *shear stress* attiva le cellule endoteliali e promuove la liberazione di vasodilatatori, lo stress tensivo stimola direttamente le cellule muscolari lisce, inducendone la contrazione, e causando uno stiramento delle cellule endoteliali. L'effetto netto sul tono vasale è il risultato dell'interazione tra contrazione miogena indotta dalla pressione e la dilatazione endotelio-dipendente indotta dal flusso.

Numerose condizioni patologiche (aterosclerosi, ipercolesterolemia, diabete, fumo, uremia, ecc.) possono danneggiare l'endotelio ed alterare le sue funzioni sul tono vasale. I test usati per studiare la funzione endoteliale (o vasodilatazione endotelio-dipendente) sono diversi: l'infusione endoarteriosa di acetilcolina, la vasodilatazione flusso-indotta, il *cold pressure test*, il *mental stress*, l'esercizio fisico ed il  *pacing cardiaco*. L'acetilcolina attiva le cellule endoteliali interagendo con il complesso recettore-proteine G, stimola la produzione di NO e causa vasodilatazione. Nei casi in cui è presente un danno funzionale dell'endotelio, prevale invece la stimolazione delle cellule muscolari lisce e la vasocostrizione. Nella *vasodilatazione flusso-indotta o iperemia reattiva post ischemica*, l'arteria viene compressa e chiusa per 5' con la pressione positiva di un bracciale da sfigmomanometro. La deflazione del bracciale causa un'inondazione ematica che attiva l'endotelio causando liberazione di NO e vasodilatazione. Nel *cold pressure test* (test di stimolazione da freddo) si stimola l'attivazione del simpatico facendo immergere la mano del paziente in acqua fredda a 4° C, per 3'. La *stimolazione del simpatico* può essere ottenuta anche con uno *stress mentale*, come ad esempio un calcolo matematico, con l'*esercizio fisico* o con il  *pacing cardiaco*.

#### VELOCITÀ DI SCORRIMENTO E PORTATA DI FLUSSO

Prima di descrivere le caratteristiche del flusso sanguigno nei diversi settori del circolo sistemico è essenziale distinguere con chiarezza la **velocità** dal **flusso** o **portata**. La prima grandezza, detta anche **velocità lineare**, misura la velocità di scorrimento del fluido in funzione del tempo per cui, essendo una distanza per

unità di tempo, viene espressa in **cm/s**. La seconda grandezza, il **volume di flusso** o **portata**, rappresenta invece il volume di liquido che attraversa una sezione del condotto per unità di tempo e viene misurata in **cm<sup>3</sup>/s**. In un condotto di sezione trasversa variabile, le grandezze **velocità**, **flusso** o **portata** e l'area di sezione trasversa sono in relazione fra loro:

$$v = Q/A$$

ove  $v$  è la velocità di scorrimento del fluido,  $Q$  è la portata di flusso ed  $A$  la sezione trasversa del lume del condotto. Il principio della conservazione di massa prevede che *il volume di flusso o portata di un fluido incompressibile in un condotto rigido che varia in ampiezza deve rimanere costante (principio di Leonardo o equazione di continuità)*. Pertanto, se nel condotto il flusso è costante nonostante le variazioni di ampiezza, bisogna che la velocità di scorrimento cambi in modo inversamente proporzionale con l'area di sezione, come mostrato nel sistema disegnato nella (Fig. 23). Se il volume di fluido che passa dalla sezione 1 alla sezione 2 del condotto in un secondo è costante, nonostante che l'area di sezione sia cinque volte maggiore, bisogna che la velocità di scorrimento del fluido si riduca ad un quinto del suo valore iniziale. Viceversa, quando il fluido procede dalla sezione 2 alla sezione 3, ove l'area di sezione è grande un decimo di quella della sezione 2, la velocità di ogni particella del fluido deve aumentare di dieci volte.

In realtà, come avremo modo di capire, la velocità in ogni punto del sistema dipende non solo dall'area di sezione del condotto ma anche dalla portata, che a sua volta dipende dal gradiente di pressione, dalle proprietà del fluido e dalle dimensioni dell'intero circuito idraulico.

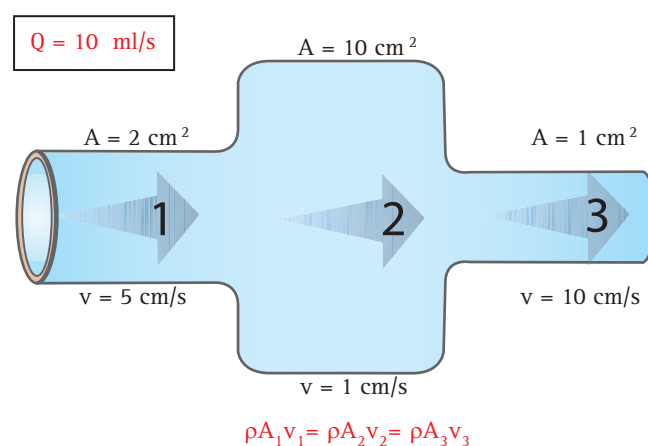


Fig. 23. EQUAZIONE DI CONTINUITÀ (PRINCIPIO DI LEONARDO). Per un fluido che scorre in un condotto la cui area di sezione trasversa è variabile  $A$ , la velocità lineare  $v$ , varia in modo inversamente proporzionale all'area di sezione trasversa. Se la viscosità del fluido è costante, l'equazione di continuità stabilisce che la portata nei settori  $A_1$ ,  $A_2$ , e  $A_3$  deve essere uguale.

co. Per un dato flusso, tuttavia, *il rapporto tra la velocità attraverso una sezione trasversa di un condotto e la velocità attraverso una seconda sezione trasversa è uguale al rapporto inverso delle rispettive aree di sezione*, cioè:

$$v_1/v_2 = A_1/A_2$$

L'equazione di continuità è valida indipendentemente dal fatto che una determinata area di sezione trasversa si riferisca ad un singolo condotto o a condotti più piccoli, ma disposti in parallelo. Questo significa che la portata circolatoria resta costante mano a mano che il sangue fluisce dall'aorta verso i principali collaterali, le ramificazioni secondarie, le arteriole, le microarteriole e le miriadi di capillari. Il progressivo aumento dell'area di sezione si tradurrà in una progressiva caduta della velocità che raggiunge il suo minimo valore a livello dei capillari. Quando il sangue poi passa nelle venule e confluisce in senso centripeto nel sistema delle vene cave, la velocità tende nuovamente e progressivamente ad aumentare. L'ecografia con color Doppler misura le variazioni della velocità di scorrimento del sangue in funzione del tempo e può misurare, sebbene in modo impreciso e spesso non ripetibile, anche la portata.

#### RELAZIONE FRA VELOCITÀ E PRESSIONE: PRINCIPIO DI BERNOULLI

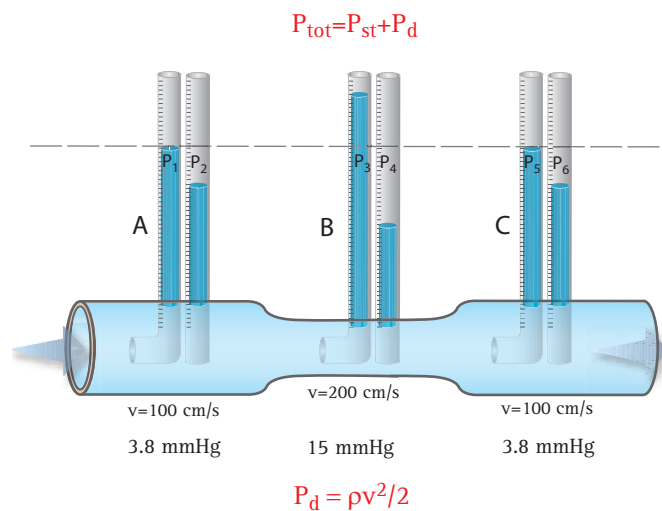
Se, per ipotesi, un fluido fosse privo di viscosità, esso potrebbe fluire attraverso un condotto orizzontale senza applicare nessun gradiente di pressione. I fluidi reali (acqua, olio, sangue, etc...) sono invece viscosi, per questo per ottenere un flusso costante in un condotto è necessario che alle due estremità, anche quando questi è orizzontale, venga applicata una differenza di pressione. È chiaro che se in una parte qualsiasi del sistema l'energia totale rimane virtualmente costante, bisogna che le variazioni di velocità siano necessariamente accompagnate da variazioni di pressione. Consideriamo, ad esempio, un sistema idraulico come quello rappresentato nella (Fig. 24). Nel sistema sono stati inseriti in vari punti tre *piezometri* (misuratori di pressione statica) e tre *tubi di Pitot* (misuratori di pressione dinamica). I tubi di Pitot hanno le aperture orientate verso la direzione del flusso, mentre i piezometri sono perpendicolari alla direzione del flusso. I primi misurano la **pressione o accelerazione assiale**, i secondi misurano invece la **pressione laterale o statica** all'interno del condotto. La **pressione totale** del sistema è data dalla sommatoria della pressione statica più la componente pressoria assiale, legata all'energia cinetica del liquido che si muove. La componente dinamica  $P_d$ , della pres-

sione totale può essere calcolata con la seguente equazione:

$$P_d = \frac{\rho v^2}{2}$$

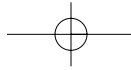
ove  $\rho$ , è la densità del liquido e  $v$ , è la velocità. Se i punti centrali dei segmenti A, B, C del sistema idraulico rappresentato sono allo stesso livello idrostatico, allora la pressione totale corrispondente sarà praticamente uguale, purché in questi settori la perdita di energia dovuta alla viscosità sia trascurabile (in altri termini, bisogna che il fluido abbia caratteristiche di un "fluido ideale"). Tuttavia, la variazione dell'area di sezione nei singoli segmenti comporterà una significativa variazione della velocità, cioè della componente dinamica della pressione totale. Per cui nel settore A, in base all'equazione ( $P_d = \rho v^2/2$ ) la pressione dinamica sarà solo 3.8 mmHg, nel settore B ove la sezione si restringe ed aumenta la velocità di scorrimento sarà 18 mmHg, e nel settore C, ove la sezione del condotto si allarga nuovamente, sarà di 3.8 mmHg.

Pertanto, *dove la velocità del fluido è alta la pressione è bassa e dove la velocità è bassa la pressione è alta*. Questo enunciato è il **principio di Bernoulli** che definisce la relazione esistente tra la velocità della corrente di un fluido in movimento e la sua pressione interna. Formulato nel 1738 dal matematico e fisico sviz-



**Fig. 24.** Legge di Bernoulli. In una sezione ristretta di un condotto (B), la velocità lineare  $v$ , e, quindi la componente dinamica della pressione,  $P_d = (\rho v^2/2)$ , sono maggiori nelle sezioni più ampie (A e C) dello stesso condotto. Se l'energia totale,  $P_{tot}$ , è virtualmente costante lungo tutto il condotto (cioè, se la perdita di energia dovuta alla viscosità è trascurabile) le pressioni  $P_1, P_2, P_3$ , non saranno diverse, ma la pressione laterale o statica  $P_{st}$ , nella sezione ristretta ( $P_4$ ) sarà inferiore alle pressioni laterali ( $P_2$  e  $P_6$ ) delle sezioni più ampie del condotto.





zero Daniel Bernoulli<sup>5</sup> ed ancor prima da Eulero, il principio non è altro che un'espressione della *legge di conservazione dell'energia in un fluido perfetto* e prevede che all'aumento della velocità corrisponda una diminuzione della pressione interna. Più precisamente, il *principio di Bernoulli* afferma che *in un fluido ideale, non viscoso, incompressibile e privo di vortici, l'energia totale si mantiene costante in qualunque punto del suo flusso* (l'energia totale è data in questo caso dalla somma dell'energia cinetica, dell'energia potenziale e dell'energia associata alla pressione statica). L'equazione di Bernoulli è la seguente:

$$P_1 + \frac{1}{2}(\rho v^2)_1 + (\rho g y)_1 = P_2 + \frac{1}{2}(\rho v^2)_2 + (\rho g y)_2$$

ove  $P_1$  e  $P_2$ , è la pressione nei punti  $y_1$  e  $y_2$ . In altri termini, poiché i punti 1 e 2 del condotto possono essere due punti qualsiasi, l'equazione può essere riscritta:

$P_1$	+	$\frac{1}{2}\rho v^2$	+	$\rho g y$	=	costante
Pressione totale		energia cinetica		energia potenziale gravitazionale		

ove  $P$ , è la pressione totale all'interno del condotto;  $\rho$ ,

la viscosità del fluido;  $v$ , la velocità di scorrimento,  $g$ , la forza di gravità ed  $y$ , l'altezza del centro del condotto al di sopra di un livello arbitrario di riferimento (Fig. 25). La validità del principio può essere estesa anche a fluidi che scorrono lungo superfici, come le ali degli aeroplani o le eliche delle navi ed è quindi fondamentale nel campo dell'aerodinamica.

Un'applicazione importante del principio di Bernoulli si ha nel **flussometro di Venturi**, un dispositivo che consente di determinare la velocità di un fluido, e quindi la sua portata, all'interno di un condotto in base alla misura della pressione in due punti di sezione diversa (Fig. 26). Il dispositivo è costituito da un tratto di tubo che si congiunge al condotto attraverso due tronchi di cono divergenti. Il fluido proveniente dal condotto viene convogliato nel punto più ristretto del tubo Venturi e va incontro ad una variazione di velocità. In base al principio di Bernoulli, alla variazione di velocità corrisponde una variazione inversa della pressione. La misura della pressione attraverso un manometro consente quindi di risalire alla velocità. Il tubo descritto è conosciuto come **tubo Venturi** e l'accelerazione delle velocità di scorrimento a livello della strozzatura come **effetto Venturi**.

Da questo esempio è possibile trarre due conclusioni

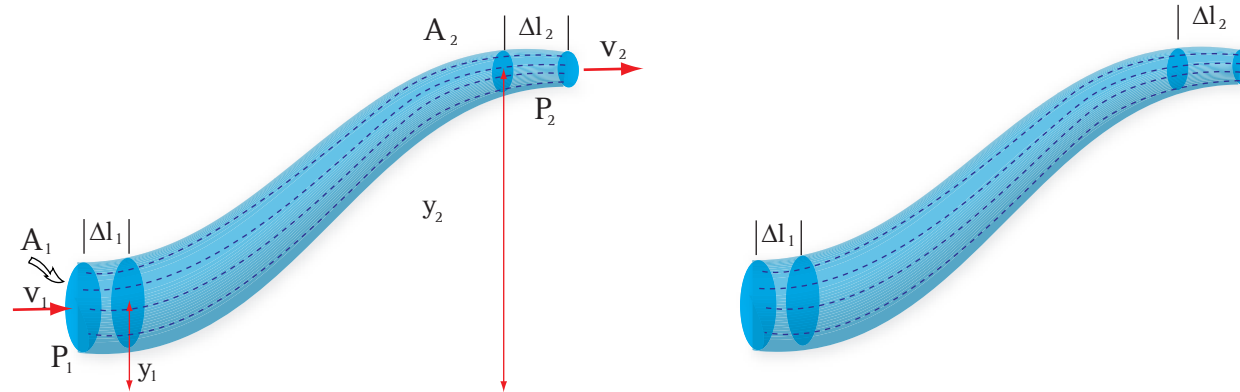


Fig. 25. LEGGE DI BERNOULLI. Flusso di un fluido in un condotto di sezione non uniforme la cui altezza varia rispetto ad un livello di riferimento. Parametri necessari per calcolare l'equazione di Bernoulli.

5) Bernoulli, Daniel (Groninga 1700 - Basilea 1782), scienziato svizzero. Figlio di Johann Bernoulli e nipote di Jakob Bernoulli, matematici entrambi, che contribuirono notevolmente alle prime ricerche sul calcolo infinitesimale e le sue applicazioni, scoprì i principi fondamentali dell'idrodinamica. Benché laureato in medicina (1721), ha sempre nutrito un particolare interesse per la matematica e nel 1725 divenne professore di matematica all'Accademia russa di San Pietroburgo, e successivamente docente di filosofia naturale, anatomia e botanica presso le università di Groninga e di Basilea. Fu tra i primi in Europa ad accettare la nuova fisica dello scienziato inglese Isaac Newton; inoltre approfondì gli studi di meccanica dei fluidi e formulò il principio secondo cui la pressione esercitata da un fluido è inversamente proporzionale alla sua velocità di scorrimento. Egli utilizzò concetti atomistici per elaborare la prima teoria cinetica dei gas, spiegando in termini probabilistici il loro comportamento in condizioni di pressione e temperatura variabili; questo studio, tuttavia, non ebbe molto seguito all'epoca.

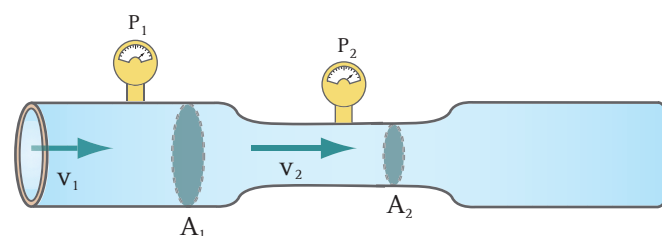
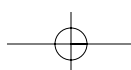


Fig. 26. EFFETTO VENTURI. Venturimetro.

valide per la circolazione sistemica. La prima è che *quando la velocità si riduce, la componente dinamica della pressione totale* (che si modifica con l'energia ci-



netica del fluido in movimento) *diventa una componente meno significativa della pressione totale*. Una seconda generalizzazione è che, *nelle sezioni più ristrette di un condotto, la componente dinamica aumenta in modo significativo*, perché la velocità del flusso è associata ad una elevata energia cinetica. A livello di una stenosi, l'elevata velocità del flusso trans-stenotico è associata ad un'elevata energia cinetica e, quindi, la componente dinamica della pressione può avere un valore notevole mentre la pressione laterale si riduce in misura corrispondente.

### Flusso laminare stazionario

Da un punto di vista fisico, nello scorrimento di un fluido si possono distinguere due tipi principali di flusso. Se il flusso è uniforme, scorrevole, tale che strati adiacenti del fluido scivolino l'uno sull'altro, il flusso è detto **laminare**. In questo tipo di flusso, ciascuna particella del fluido segue un percorso regolare e questo percorso non si interseca con altre linee di flusso. Al di sopra di una certa velocità, come avremo modo di vedere, il flusso diventa **turbolento**. Un flusso turbolento è caratterizzato da percorsi circolari erratici, piccoli e vorticosi, chiamati mulinelli. I mulinelli assorbono energia pressoria e, sebbene un certo grado di attrito legato alla viscosità sia presente anche nel flusso laminare, esso è molto maggiore quando il flusso diventa turbolento.

Nella letteratura vascolare, l'attributo "turbolento" viene spesso usato per descrivere qualsiasi forma di flusso non laminare ed anche i flussi di separazione (vortici) che si generano spontaneamente nel flusso laminare a livello di curvature e setti di biforcazione che rappresentano sorgenti di disturbo. Questo tipo di flusso deve essere definito in modo più appropriato **flusso disturbato**. Il flusso viene, infine, definito **stazionario** quando la velocità di scorrimento e la pressione in un dato punto del fluido restano costanti nel tempo, sebbene possano variare da punto a punto. Pertanto, teoricamente, un flusso turbolento non potrebbe mai essere descritto come un flusso stazionario, in quanto mostra continue fluttuazioni di velocità e pressione in ciascun punto del fluido. Tuttavia, la definizione di flusso stazionario viene comunemente estesa anche ai flussi dove le condizioni di fluttuazione, cioè le variazioni medie di velocità e di pressione, restano costanti. Infatti, il flusso stazionario di un fluido è definito anche **continuo**, mentre è definito **discontinuo** o **pulsatile** se la velocità e la pressione variano in funzione del tempo.

Il sangue scorre con un flusso laminare discontinuo o pulsatile nei vasi sanguigni di maggior calibro sino a livello delle arteriole. A valle di queste ultime, in ragione delle resistenze e della capacitance dei vasi, il flusso ematico diventa continuo. Nel circolo sistemico, i processi di trombosi sono espressione della complessa interazione che il flusso del sangue crea con la parete del vaso nativo o protesico. Per capire queste interazioni bisogna considerare il modo con cui avviene il trasporto di soluti e dei corpuscoli sospesi nel plasma da una sede all'altra del circolo. Da un punto di vista macroreologico, il flusso del sangue può essere assimilato a quello di una sospensione di globuli rossi deformabili, immersi in una soluzione acquosa di sali e proteine (soluzione colloidale) sottoposta ad un flusso pulsatile attraverso una rete di condotti elastomuscolari ramificati e di diametro variabile (da 30 mm dell'aorta a 0.005 mm dei capillari). La dinamica del sangue ed i regimi di flusso nelle arterie e vene principali, in cui la velocità media è superiore a 10 cm/s, differiscono sostanzialmente da quelli dei piccoli vasi, dove la velocità media è <0.5 cm/s, e della ricca rete di capillari ove la velocità media è circa 0.5 mm/s.

Il flusso stazionario di un fluido non Newtoniano in un condotto rigido è stato ben caratterizzato da un punto di vista fisico e rappresenta un buon modello per comprendere le leggi fondamentali che regolano il flusso del sangue nelle arterie. Questo modello è peraltro rilevante perché il flusso pulsatile delle arterie può essere considerato come somma di due componenti di flusso, una stazionaria e continua ed una seconda pulsatile, rappresentata da un certo numero di oscillazioni di pressione e velocità che interagiscono fra loro in modo lineare.

### FLUSSO STAZIONARIO IN UN CONDOTTO RIGIDO (FLUSSO DI POISEUILLE)

Il flusso stazionario laminare di un liquido viscoso lungo un condotto cilindrico rigido di raggio  $R$ , viene definito genericamente flusso di Poiseuille in onore del medico-fisiologo francese J. L. Poiseuille<sup>6</sup>. Questi ha derivato empiricamente la legge che governa il flusso stazionario usando come modello sperimentale capillari di

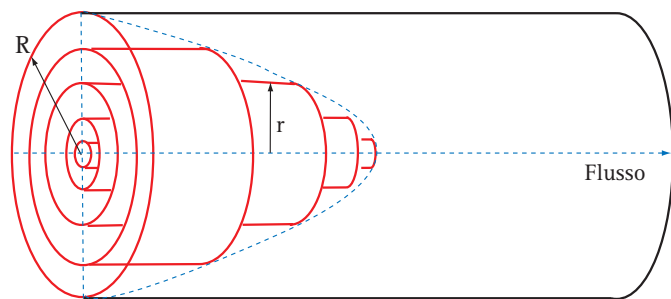
6) Poiseuille, Jean-Louis Marie (Parigi 1799-1869), medico e fisico francese, autore di vari lavori sul cuore e sulla circolazione del sangue nelle arterie e nelle vene. Poiseuille è noto in particolare per una serie di esperimenti molto precisi che gli permisero di fissare, nel 1844, le leggi del moto laminare dei fluidi viscosi nei tubi cilindrici di piccolo diametro. I risultati di queste ricerche sono contenuti nella sua opera principale: "Moto dei liquidi nei tubi di piccolo diametro" (1844).

vetro ed un fluido semplice ed omogeneo come l'acqua. Le sue intuizioni sono state così esatte da diventare una legge fisica nota come **legge di Poiseuille**. Questa è applicabile solo al flusso continuo e laminare di fluidi non Newtoniani, per cui non è in grado di spiegare in modo completo la dinamica del circolo ematico, sebbene rappresenti un ottimo punto di partenza per descrivere il flusso nei vasi sanguigni. Considerando, peraltro, l'enorme numero di cellule presenti nel flusso ematico, una descrizione quantitativa della dinamica è un obiettivo veramente formidabile, ma non ancora completamente chiarito. Il problema può essere aggirato ignorando la particolare natura del sangue e considerando un liquido omogeneo.

Un fluido che scorre con moto laminare (flusso di Poiseuille) in un condotto circolare simula lo scorrimento, l'uno sull'altro, dei cilindri di un cannocchiale a telescopio come illustrato nella (Fig. 27). Il sangue, con i suoi elementi corpuscolati, scorre nei vasi organizzandosi in una serie di lamelle concentriche secondo un profilo di velocità parabolico, dove la massima velocità è lungo l'asse centrale del condotto, mentre la lamina a ridosso della parete è ferma. In altri termini, mano a mano che dalla parete si procede verso l'asse centrale lungo la coordinata radiale  $R$ , gli strati o lamine adiacenti di sangue scorrono con una velocità lineare  $v$ , progressivamente maggiore in funzione di  $R$ . La velocità di scorrimento in funzione di  $r$  è data dalla relazione:

$$v_r = \frac{\Delta P}{4\eta L} (R^2 - r^2) \quad (1)$$

dove  $v_r$ , è la velocità di scorrimento di una lamina con



**Fig. 27.** FLUSSO LAMINARE DI POISEUILLE DI UN LIQUIDO VISCOSO. Il movimento di un fluido viscoso non newtoniano in un condotto rigido a sezione circolare è simile allo scorrimento dei cilindri di un telescopio che scorrono l'uno sull'altro. Lo strato di fluido a ridosso della parete del condotto è stazionario ( $V=0$ ), mentre la velocità  $V_{assiale}$  aumenta parabolicamente mano a mano che aumenta la distanza radiale  $r$ , e raggiunge la  $V_{max}$  nell'asse centrale del condotto. L'equazione di Poiseuille risolve una parabola che rappresenta il profilo di scorrimento del flusso.

distanza radiale  $r$ ,  $\Delta P$ , rappresenta la pressione differenziale o gradiente pressorio tra due punti separati dalla distanza  $L$ ,  $\eta$ , rappresenta la viscosità del liquido ed  $R$ , è il raggio del vaso. L'equazione sopracitata è quella di una parabola, come dimostrato dalla linea tratteggiata nella (Fig. 27). Normalizzando la velocità locale,  $v_r$ , con la velocità massima al centro del tubo,  $V_{max} = v_0 = \Delta P R^2 / 4\eta L$ , viene ottenuta la seguente espressione semplificata per la distribuzione delle velocità:

$$v_r / v_0 = 1 - (r/R)^2$$

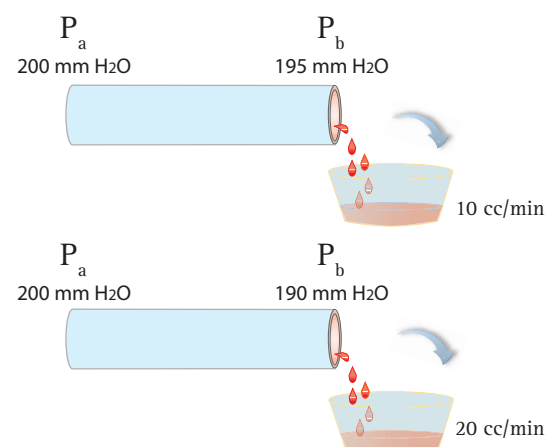
L'integrale dell'equazione (1) sull'intera sezione del condotto dà la seguente relazione di pressione/flusso conosciuto come **legge di Hagen-Poiseuille**:

$$Q = \frac{\pi (\Delta P) R^4}{8L\eta}$$

ove  $Q$ , è la portata;  $\Delta P$ , il gradiente di pressione all'ingresso ed all'uscita del condotto;  $R$ , il raggio del condotto;  $L$ , la lunghezza del condotto;  $\eta$ , viscosità del fluido,  $\pi/8$  è una costante di proporzionalità. La pressione è uno dei principali fattori che determinano la velocità del flusso. Ricordiamo che la pressione  $P$ , per convenzione, è espressa semplicemente in termini di altezza,  $h$ , di una colonna di liquido al di sopra di un certo punto arbitrario. In realtà, essa viene espressa in dine per  $cm^2$  ed è data dall'equazione:

$$P = h\rho g$$

ove  $\rho$ , è la densità del fluido e  $g$ , la forza di gravità. Nella legge di Poiseuille, il flusso è direttamente proporzionale



**Fig. 28.** FLUSSO LAMINARE DI POISEUILLE. Il flusso è direttamente proporzionale alla differenza fra pressione d'ingresso e pressione di uscita.



porzionale alla differenza fra pressione d'ingresso e pressione di uscita (Fig. 28). È altrettanto chiaro che per ogni data differenza di pressione ai due estremi del condotto, il flusso dipenderà dalla quarta potenza del raggio di sezione del condotto stesso (Fig. 29). Viceversa, il flusso è inversamente proporzionale alla lunghezza del condotto (Fig. 30). Infine, per una data differenza di pressione e per un condotto cilindrico di una determinata dimensione, il flusso varierà in modo inversamente proporzionale con la viscosità del fluido stesso. In definitiva, *il flusso continuo e laminare di un fluido non Newtoniano attraverso un condotto cilindrico varia in modo direttamente proporzionale alla differenza di pressione, alla quarta potenza del raggio del condotto ed alla viscosità del fluido*, o, più semplicemente, la portata di un fluido in un condotto a sezione circolare dipende dalla viscosità del fluido, dalla differenza di pressione e dalla lunghezza del condotto.

Mentre la velocità lineare locale del fluido  $v_r$ , si ri-

duce con andamento parabolico con l'incremento di  $r$ , il gradiente di velocità, o *shear rate*,  $\gamma_r$ , aumenta linearmente con l'incremento di  $r$ , essendo uguale a 0 lungo l'asse centrale del tubo e massimo a livello della parete del condotto:

$$\gamma_r = \Delta v / \Delta r = (\Delta P / 4\eta L)r = (4Q / \pi R^4)r$$

A causa del gradiente di velocità trasversale, bisogna eseguire del lavoro per superare l'attrito fra strati adiacenti di fluido che scorrono l'uno sull'altro. Una misura di questo lavoro è data dallo *shear stress* locale del fluido,  $\tau_r$ , definito come forza tangenziale per unità di area esercitata nella direzione del flusso su uno strato di fluido a distanza radiale  $r$  ed a distanza radiale  $r + \Delta r$ . Nel caso di un fluido che obbedisca alla seconda legge di Newton, lo *shear stress* è direttamente proporzionale allo *shear rate*, e la costante di proporzionalità è la viscosità,  $\eta$ , o coefficiente di attrito interno:

$$\tau_r = \eta \gamma_r$$

Così la viscosità è la forza richiesta per mantenere un gradiente unitario di velocità per unità di area.

**Flusso di entrata.** Quando un fluido viene spinto in un condotto da un gradiente pressorio, bisogna che percorra un certo tratto di quest'ultimo prima di raggiungere un profilo stazionario di velocità. Infatti, all'ingresso tutti gli elementi di un fluido hanno una velocità lineare uniforme e non esiste alcun gradiente di velocità trasversale. A mano a mano che il fluido scorre nel condotto, gli strati più esterni che aderiscono alla parete tendono a rallentare le lamine adiacenti per il carico viscoso. Questo aumenta progressivamente la regione di *shear stress* o *strato limite* dalla parete verso la parte centrale del condotto. Questa sequenza di eventi è schematizzata nella (Fig. 31). Inizialmente, quindi, solo lo strato di fluido immediatamente a ridosso della parete è stazionario ed a questo livello è presente un elevato gradiente di velocità trasversale. Questo gradiente tende progressivamente a ridursi a mano a mano che, per defluire, i vari strati devono superare la forza d'attrito rispetto allo strato stazionario adiacente. Quando il volume di flusso attraverso l'area di sezione si è stabilizzato, nell'area centrale del condotto il fluido deve accelerare per compensare la decelerazione che subisce in periferia. In altri termini, più ci si avvicina all'asse centrale del vaso più gli strati o lamine acquistano una velocità maggiore. Il profilo dello *strato limite* può essere calcolato così come la distanza richiesta perché il profi-

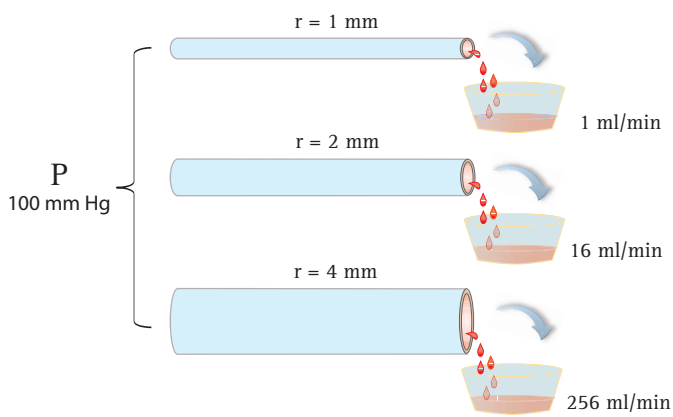


Fig. 29. FLUSSO LAMINARE DI POISEUILLE. Per ogni data differenza di pressione ai due estremi del condotto, il flusso dipenderà dalla quarta potenza del raggio di sezione del condotto stesso.

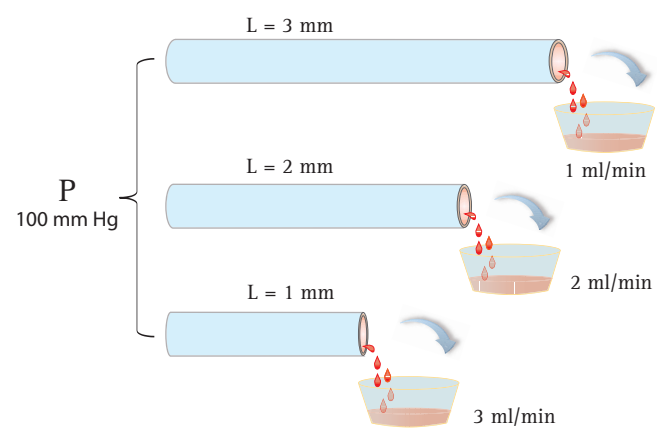
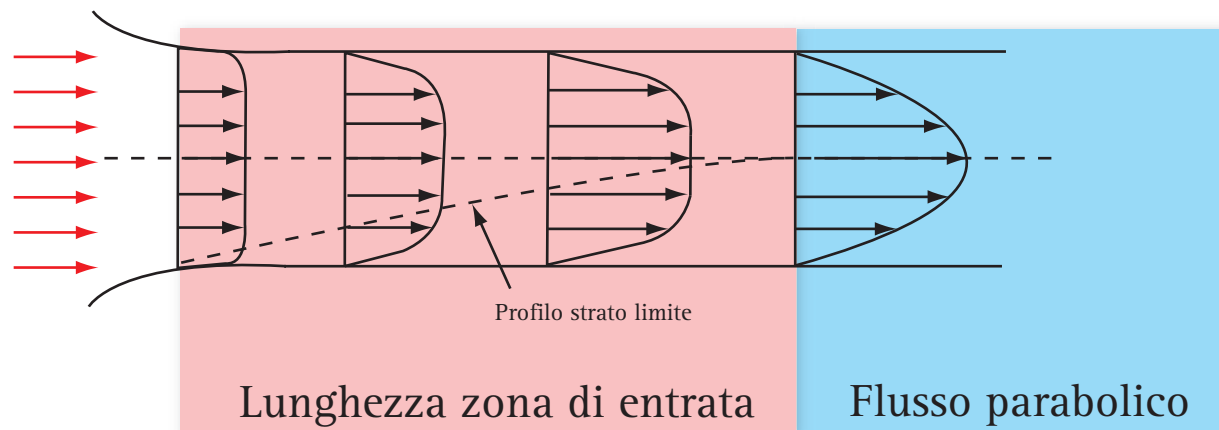


Fig. 30. FLUSSO LAMINARE DI POISEUILLE. Il flusso è inversamente proporzionale alla lunghezza del condotto.



**Fig. 31. FLUSSO DI ENTRATA.** Rappresenta la lunghezza del vaso necessaria perché il sangue, sospinto dall'azione di pompa intermittente del cuore, possa stabilire un flusso parabolico di Poiseuille sviluppando uno strato limite idrodinamico (ovvero il profilo lungo la velocità aumenta progressivamente da zero in prossimità della parete sino al 99% nell'asse centrale).

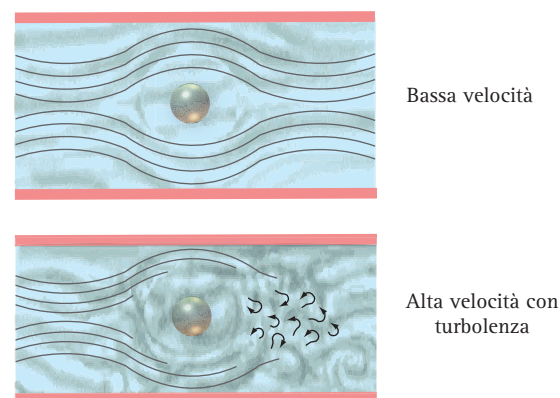
lo di scorrimento divenga stazionario e parabolico. La *lunghezza di entrata*,  $L$ , di un fluido in regime di Poiseuille viene calcolata sperimentalmente in base alla relazione:

$$L = 0.03 D(Re)$$

ove  $D$ , è il diametro del vaso e  $(Re)$ , il numero di Reynolds. A causa dell'energia addizionale richiesta per stabilire il regime di flusso stazionario nella zona di entrata, il gradiente di pressione in questo tratto è maggiore rispetto a quello necessario per un regime di flusso stazionario. Questo significa che in aorta, con un  $D$ , approssimativo di 26 mm ed un numero di Reynolds medio  $>3000$ , la lunghezza della zona di entrata del flusso è  $>0.26$  m, cioè supera abbondantemente la lunghezza disponibile prima dell'emergenza dei primi collateral. Bisogna anche sottolineare che il gradiente di velocità in prossimità della parete nella regione di entrata è più alto rispetto a quello del flusso a valle. Così, nella regione di entrata, tanto la parete del vaso quanto le cellule ematiche che scorrono in prossimità della parete sono soggette ad uno *shear stress* maggiore rispetto ad un tratto di vaso a valle dove si è già completamente instaurato un flusso laminare stazionario. Nel regime di flusso pulsatile vigente nel sistema dei grandi vasi arteriosi, la lunghezza della zona di entrata è minore e viene calcolata in base alla formula:  $L = 0.69 D(Re)^{1/4}$ .

**Flusso vorticoso o turbolento. Legge di Reynolds.** Ad alte velocità, il flusso laminare diventa progressivamente instabile e ad un certo punto si trasforma in flusso turbolento (Fig. 32). Il punto di transizione fra i due regimi di flusso non può essere predetto con esattezza assoluta, ma può essere determinato con buona appros-

simazione calcolando un numero adimensionale detto **numero di Reynolds**<sup>7</sup>. Nei grandi vasi, dove la velocità media è elevata durante il ciclo cardiaco, per accelerare e decelerare il sangue e vincere così la resistenza inerziale che esso oppone al cambiamento del proprio stato di moto è necessaria energia o lavoro inerziale. L'importanza relativa dell'attrito e dell'inerzia del fluido in un vaso è data dal numero Reynolds. Il valore



**Fig. 32. FLUSSO LAMINARE E FLUSSO TURBOLENTO.** A basse velocità il moto di un fluido è detto laminare ed è caratterizzato dalla regolarità delle traiettorie ideali, dette linee di flusso, descritte dalle particelle che lo compongono. Nei fluidi in moto all'interno dei condotti, in opportune condizioni, può avvenire la transizione da moto laminare a moto turbolento. Aumentando il diametro del condotto, aumentano la velocità e la densità del fluido, e diventa minore la viscosità: in tali condizioni è più alta la probabilità che si verifichi un moto turbolento.

<sup>7)</sup> Reynolds, Osborne (Belfast 1842 - Watchet 1912) fisico ed ingegnere inglese. Insegnò ingegneria all'Owen College di Londra e fu membro della Royal Society. Reynolds è noto principalmente per i suoi lavori sui regimi di scorrimento dei liquidi e dei fluidi viscosi. In questo campo pervenne alla dimostrazione di un rapporto che segna il passaggio dal moto laminare al moto turbolento dei fluidi e noto come Numero di Reynolds. Enunciò anche una teoria sulla lubrificazione, apportò miglioramenti alle turbine idrauliche, perfezionò il freno idraulico e determinò i diagrammi delle macchine ad espansione multipla.

della forza inerziale è proporzionale all'energia cinetica per unità di volume,  $mV_m^2/volume = V_m\rho^2$ , dove  $V_m$  è la velocità media ( $= Q/\pi R^2$ ) e  $\rho$ , è la densità del liquido. Il valore della forza legata alla viscosità è proporzionale allo *shear stress*,  $\eta\gamma$ , dove  $\gamma$  rappresenta lo *shear rate* nel condotto ed è uguale ad  $V_m/2R$ . Il numero di Reynolds in un condotto ( $Re$ ) può essere calcolato dalla seguente relazione:

$$Re = \rho V_m^2 (\eta V_m / 2R) = 2R V_m \rho / \eta$$

In altri termini, il numero di Reynolds si ottiene moltiplicando il prodotto della velocità  $V_m$  e della densità del fluido  $\rho$ , per il diametro del condotto  $D$  ( $2R$ ), e dividendo il risultato ottenuto per la viscosità  $\eta$ , o, ancor più semplicemente, moltiplicando la velocità media  $V_m$ , del flusso lungo l'area sezionale per il diametro del condotto  $D$ , e dividendo per la viscosità cinematica  $\eta_c$  (uguale al rapporto fra  $\eta/\rho$ ), ossia:

$$Re = V_m D / \eta_c$$

Il numero di Reynolds raggiunge più facilmente un valore critico nei punti ove il vaso subisce improvvise variazioni di calibro (dilatazione) e di decorso (curve, biforcazioni) o presenta irregolarità di parete. In genere, tutte le condizioni che comportano un aumento della velocità di scorrimento del sangue o della sua densità o che comportano una riduzione della viscosità tendono a far variare il numero di Reynolds verso un valore critico. Il numero di Reynolds può variare fra 2.000 e 50.000. Per valori  $<2.000$  è in pratica impossibile che il flusso in un condotto rettilineo con superfici lisce possa rimanere o diventare turbolento. Per valori  $>10.000$ , il flusso è spontaneamente instabile: in queste condizioni è sufficiente un minimo disturbo per convertire immediatamente il flusso laminare in turbolento. La geometria del vaso influenza in modo determinante il numero  $Re$  che tende ad essere più alto nei vasi convergenti e più basso nei vasi curvi, divergenti e con pareti irregolari, dove può essere inferiore a 1.000.

Nel circolo ematico viene comunemente considerato critico un numero,  $Re_{crit}$ , compreso fra 2.000 e 2.500 (Fig. 33). Conoscendo il diametro e la portata dei vasi dei singoli settori, è possibile calcolare il numero di Reynolds nei vari tratti del circolo sistemico. Poiché durante il ciclo cardiaco le velocità medie lineari nel circolo variano da 800 mm/s a meno di 1 mm/s, il valore medio del  $Re$  varia da 6.000 a meno di  $10^{-3}$ , partendo dal cuore per arrivare al microcircolo, dove gli effetti della viscosità predominano su quelli del flusso. Naturalmente, il profilo della  $V_m$  e del gradiente pressorio in un

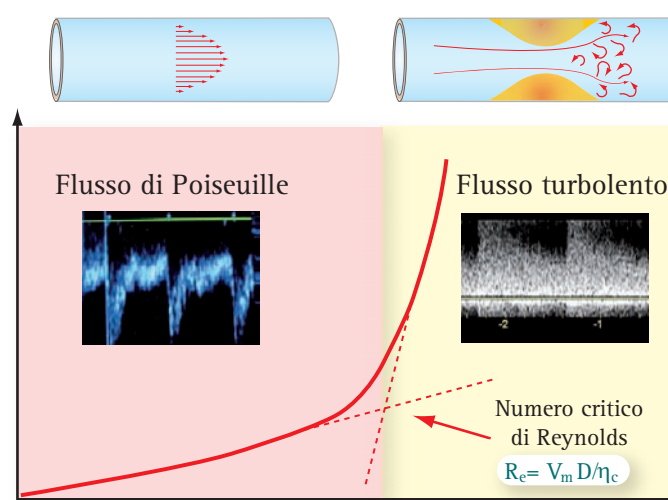


Fig. 33. NUMERO CRITICO DI REYNOLDS. Il punto di transizione fra regime di flusso laminare di Poiseuille e flusso turbolento di Reynolds non può essere predetto con esattezza assoluta, ma può essere calcolato un numero adimensionale detto numero critico di Reynolds. Il numero di  $Re$  viene calcolato moltiplicando la velocità media  $V_m$ , del flusso lungo l'area sezionale per il diametro del condotto  $D$ , e dividendo per la viscosità cinematica  $\eta_c$  e può essere determinato in ciascuno dei settori del circolo sistemico. Nel circolo ematico viene considerato comunemente critico un numero compreso fra 2.000 e 2.500.

fluido con moto turbolento differiscono da quello di un fluido in un regime di flusso laminare. Il profilo della velocità media è più piatto ed omogeneo nel flusso turbolento rispetto al flusso laminare, per questo la  $V_{max}$  al centro del vaso è più alta di un 20% rispetto alla  $V_m$ , mentre nel flusso laminare la differenza è di circa il 99%. La caduta di pressione, viceversa, è approssimativamente proporzionale al quadrato della velocità nel flusso turbolento, mentre nel flusso laminare è proporzionale alla velocità. Fortunatamente, nell'analisi del segnale Doppler, la turbolenza (dispersione spettrale delle velocità) si riscontra solo raramente (ad esempio, nel tratto prossimale dell'aorta o immediatamente a valle di una stenosi emodinamicamente critica).

#### FLUSSO PULSATILE

Lo studio matematico dei rapporti tra pressione e flusso in aorta e nelle grandi arterie è estremamente difficoltoso per la necessità di dover considerare sia le caratteristiche reologiche del sangue (viscosità, plasticità, densità) sia le caratteristiche del flusso (flusso laminare, turbolento, ecc) sia le caratteristiche delle pareti arteriose (elasticità variabile lungo i vari distretti vascolari, diramazioni, ramificazioni). Le formulazioni matematiche proposte per valutare il rapporto fra pressione e flusso sono in ordine di tempo: il *modello Windkessel* proposto da Frank ed il *modello delle oscillazioni permanenti* di Womersley.



Il *modello Windkessel* considera l'albero arterioso come una singola camera elastica in cui le variazioni di pressione e di flusso avvengono simultaneamente in tutti i distretti in cui il sangue viene pompato e dove il passaggio dalla camera centrale al settore di distribuzione converte il flusso da pulsatile in continuo a causa delle resistenze delle arteriole e dei capillari. Questo modello non considera la massa del sangue ed il fenomeno della propagazione dell'onda di parete e dell'onda di flusso lungo le arterie. Queste ultime sono caratteristiche della circolazione talmente importanti che è diventato indispensabile adottare un modello diverso per descrivere la propagazione delle onde di pressione e di flusso lungo l'asse longitudinale dei vasi.

Il *modello delle oscillazioni permanenti* formulato da Womersley è il più idoneo in quanto considera le pulsazioni di pressione e di flusso come onde periodiche e regolari che possono essere quantitativamente analizzate con l'analisi di Fourier. In questa formulazione la frequenza cardiaca viene considerata stabile per intervalli di tempo sufficientemente lunghi, ma vengono considerate trascurabili le irregolarità dell'albero vascolare, l'elasticità non lineare della parete arteriosa e la viscosità apparente del sangue. Nonostante queste semplificazioni, i risultati ottenuti con questa teoria coincidono sufficientemente con i risultati sperimentali.

**Sistema Windkessel.** Nei grandi vasi del circolo sistemico il flusso stazionario non è continuo ma pulsatile, discontinuo, e tale rimane sino a livello delle arteriole. A volte nei capillari è ancora possibile registrare pulsazioni marginali residue. Ad ogni gittata sistolica, il ventricolo sinistro immette in aorta un volume di sangue di circa 70 ml con una pressione di eiezione di 120 mmHg. Gran parte di questo volume/pressione (circa l'80%) viene proiettato secondo l'asse longitudinale e spinge in avanti la colonna ematica già presente in aorta (*componente assiale del flusso*) (Fig. 34). Parte di questa energia (circa il 20%), invece, viene trasmessa in senso radiale (*componente radiale del flusso*) e determina una dilatazione temporanea della parete aortica, ricca di fibre elastiche. La componente radiale del flusso viene così a costituire una riserva transitoria di energia elastica potenziale che viene restituita in diastole come energia pressoria. La spinta radiale sistolica genera in aorta un'onda di parete detta *onda sfigmica* (*pulse wave, PW* della letteratura anglosassone) che si propaga verso la periferia con una velocità di diversi metri al secondo.

Il significato fisiologico fondamentale del "sistema Windkessel" è quello di *convertire il flusso discontinuo rappresentato dalla gittata sistolica in un flusso quasi*

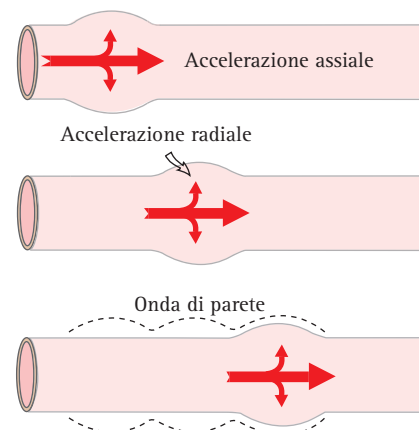


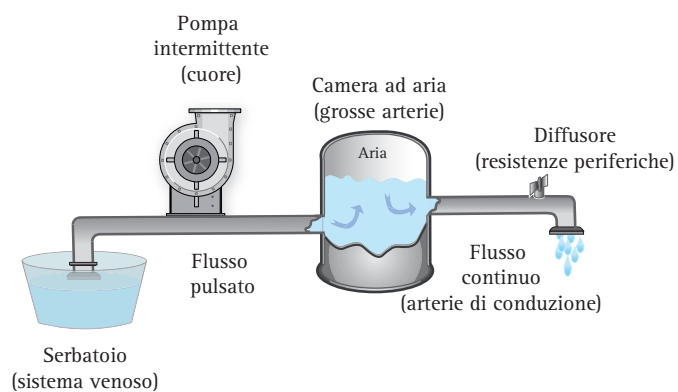
Fig. 34. FLUSSO PULSATILE NELLA CIRCOLAZIONE UMANA. Ad ogni gittata sistolica, il ventricolo sinistro immette in aorta un volume di sangue di circa 70 ml (gittata sistolica) con una pressione di eiezione di 120 mmHg. Gran parte di questo volume/pressione (circa l'80%) viene proiettato secondo l'asse longitudinale e spinge in avanti la colonna ematica già presente in aorta (componente assiale del flusso).

*continuo a livello arteriolo-capillare.* Le grandi arterie elastiche sono state così definite per analogia con il "windkessel" o "cassone ad aria" dei pompieri di fine ottocento. Questo dispositivo meccanico consentiva di ottenere, a partire dal pompaggio manuale e discontinuo di acqua in un cassone chiuso ripieno di aria, un getto d'acqua continuo ed a pressione che veniva indirizzato con una manichetta verso la base del fuoco. Il principio del cassone ad aria è molto semplice: a rubinetto chiuso, due persone pompano acqua nel cassone (Fig. 35). Mano a mano che il livello dell'acqua aumenta l'aria viene sempre più compressa. L'aria compressa rappresenta la forza di spinta che all'apertura del rubinetto consente la fuoriuscita di un getto di acqua continuo ed a pressione (Fig. 36).

**Analisi di Fourier.** In pratica, da un punto di vista fisico, il regime di flusso discontinuo e pulsatile vigente nel sistema delle grandi arterie, al pari di altri fenomeni con andamento periodico, può essere considerato ed



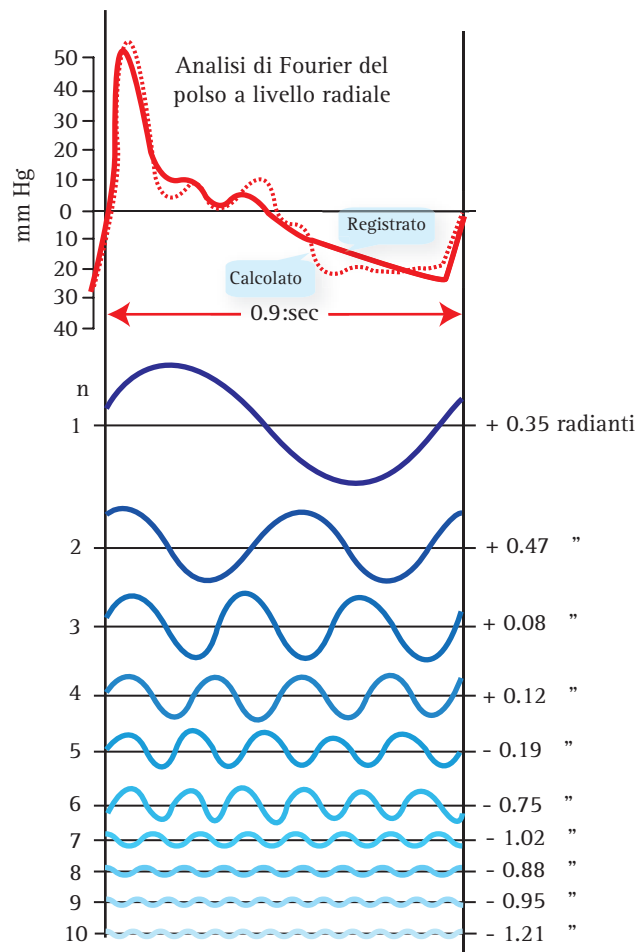
Fig. 35. CASSONE AD ARIA DELL'INIZIO '900.



**Fig. 36.** SCHEMA DEL SISTEMA WINDKESSEL. Questo dispositivo meccanico consentiva di ottenere, a partenza da un pompaggio manuale discontinuo dell'acqua, un flusso continuo ed a pressione da indirizzare con una manichetta verso la base del fucolo. Il principio del sistema è molto semplice: a rubinetto chiuso, due persone pompano acqua in un cassone chiuso. Mano a mano che aumenta il livello dell'acqua l'aria viene compressa: l'apertura del rubinetto consente la fuoriuscita di un getto di acqua a pressione e con un flusso continuo.

analizzato come un flusso stazionario continuo, scomponendo il flusso per rappresentarlo in parte come un fenomeno continuo, ed in parte come una serie di oscillazioni sinusoidali di pressione e di flusso in funzione del ciclo cardiaco. In base al teorema di Fourier, qualsiasi fenomeno periodico (è detto periodico un fenomeno fisico in cui le componenti sinusoidali tendono a passare per il medesimo punto ad ogni ciclo) può essere scomposto e ricomposto in una serie di onde sinusoidali con frequenza che è il multiplo integrale della frequenza del fenomeno fondamentale (**Fig. 37**). Pertanto, per una determinata oscillazione fondamentale, l'ampiezza e la fase (tempo) delle componenti armoniche possono essere semplicemente calcolate.

La ragione per cui l'analisi di Fourier è così importante in emodinamica è che la risposta della maggior parte dei sistemi fisici ad una singola frequenza di segnale è praticamente indipendente dalla presenza e dall'ampiezza di altre frequenze. Questo tipo di comportamento consente di definire il sistema come *lineare*, cioè un sistema in cui una variazione del segnale in entrata si traduce in ogni caso in una variazione proporzionale del segnale in uscita. Ora, se ad esempio la relazione fra il gradiente pressorio ed il flusso quantitativo è lineare (come possiamo desumere dal comportamento delle arterie periferiche normali), conoscendo la relazione fra gradiente pressorio e flusso ad una determinata frequenza, possiamo predire il regime di flusso legato ad un determinato regime pressorio in tre semplici fasi. In primo luogo, il gradiente pressorio viene scomposto nelle sue componenti sinusoidali (analisi di Fourier); quindi le componenti del flusso (fase ed ampiezza) per ciascuna frequenza vengono calcolate a partire dal gra-



**Fig. 37.** ANALISI DI FOURIER. Calcolo e scomposizione del polso radiale (frequenza principale ed armoniche) in base al teorema di Fourier.

diente pressorio ad una stessa frequenza ed infine, le componenti di flusso così derivate vengono sommate per comporre l'onda di flusso completa. È opportuno per tutti, per le competenze di chi scrive e di chi legge, risparmiarci la descrizione dei processi matematici che sono alla base dell'analisi di Fourier e limitarci a ricordare, nella **Tabella 1**, alcuni dei parametri emodinamici più importanti della circolazione umana che possono essere calcolati o derivati sperimentalmente.

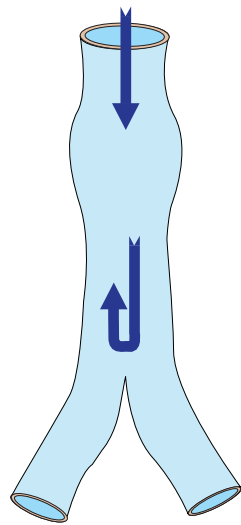
**Velocità di propagazione dell'onda sfigmica.** La velocità di propagazione dell'onda arteriosa è strettamente legata alle proprietà della tonaca media ed al modulo elastico di parete. Pertanto, nel soggetto giovane dove la componente elastica è prevalente, la velocità di propagazione dell'onda è più lenta rispetto ai soggetti anziani, ove il danno di parete da arteriosclerosi, spesso accelerata ed aggravata da malattie come il diabete e l'insufficienza renale cronica, rende le pareti arteriose più dure, fibrose e meno elastiche. L'onda di polso si propaga nell'aorta con una velocità di circa 5 m/s. Que-

VASO	DIAMETRO (mm)	FLUSSO (ml/min)	VELOCITÀ MEDIA (cm/s)	NUMERO DI REYNOLDS	LUNGHEZZA D'ENTRATA (cm)
Aorta ascendente	31	6400	18	1500	260
Aorta addominale	18	2000	14	640	34
Carotide comune	5.9	387	14	217	3,8
A. renale	6.2	725	40	700	13
A. iliaca esterna	8.2	380	12	260	5
A. femorale superficiale	6.4	150	12	200	3,8
A. tibiale posteriore	3.8	10	3,5	35	0,4

**Tabella 1.** PARAMETRI EMOdinAMICI CARATTERISTICI DELLE GRANDI ARTERIE ELASTICHE E DELLE PRINCIPALI ARTERIE DI DISTRIBUZIONE. I valori sono stati misurati direttamente o calcolati.

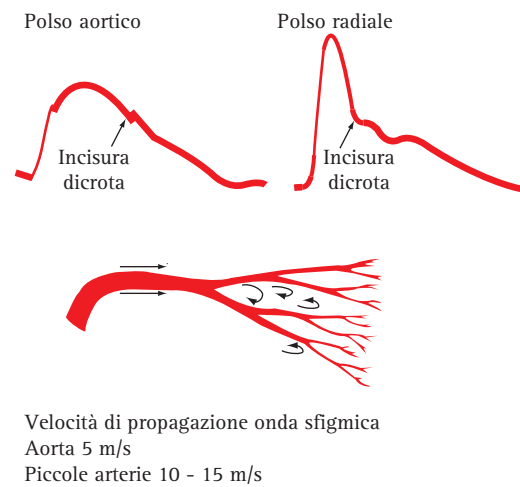
sto valore di velocità è di gran lunga superiore al valore della velocità media di flusso (accelerazione assiale del sangue) che varia da 25 a 50 cm/s. La velocità del polso arterioso aumenta progressivamente nelle piccole arterie fino a 10-15 m/s.

L'onda sfigmica, propagandosi in periferia, subisce una distorsione variamente interpretata da un punto di vista fisiologico. La teoria più seguita è la *teoria dell'onda stazionaria* che ascrive i cambiamenti di forma dell'onda sfigmica agli effetti della riflessione dell'onda di pressione parietale. Quando l'onda sfigmica raggiunge i rami addominali dell'aorta e le ramificazioni periferiche viene riflessa in senso centripeto (Fig. 38). L'onda riflessa si combina con l'onda incidente e, per un complesso gioco di interferenza, genera un'onda stazionaria e determina la comparsa di un'incisura caratteristica, detta *incisura dicrota*,

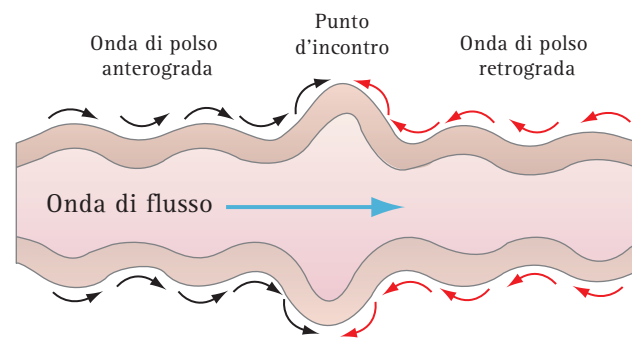


**Fig. 38.** ONDA ARTERIOSA DI PARETE O ONDA SFIGMICA. L'onda sfigmica viene riflessa in senso centripeto a livello delle biforcazioni, delle diramazioni secondarie e delle biforcazioni arteriolarie periferiche.

che si iscrive sul versante discendente dell'onda sistolica (Fig. 39, 40). In effetti, un'onda di pressione che si propaga in un tubo elastico viene riflessa dai



**Fig. 39.** ONDA ARTERIOSA DI PARETE. L'onda arteriosa si propaga ad una velocità di alcuni metri al secondo ed accelera man mano che si spinge in periferia nelle arterie muscolari.

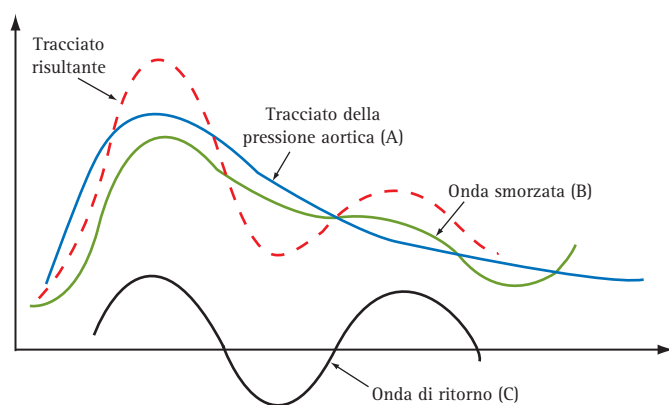


**Fig. 40.** TEORIA DELL'ONDA STAZIONARIA. L'onda riflessa si combina con l'onda incidente e per interferenza genera un'onda stazionaria che si iscrive sul tracciato pressorio generando l'incisura dicrota che si iscrive sul versante discendente dell'onda sistolica.



punti di ramificazione, di angolazione, di occlusione, sia in direzione prossimale (verso l'arco aortico) sia in direzione distale. Queste onde di pressione riflesse si combinano per interferenza con l'onda di polso sommandosi o sottraendosi in funzione della fase (Fig. 41). Ne consegue che l'onda di pressione che emerge dall'aorta (curva A della Fig. 41), solo minimamente smorzata per la perdita di carico lungo l'arteria (curva B) va a sommarsi con l'onda di pressione riflessa (curva C) dalle regioni periferiche. L'incisura dicota rappresenta appunto la riflessione dell'onda di parete smorzata dall'onda di ritorno (*colpo di ariete*). Sommando gli effetti dell'onda fondamentale e dell'onda riflessa (tracciato risultante della Fig. 41) il valore massimo della pressione femorale supera, nonostante gli smorzamenti, il valore dell'onda nell'aorta toracica, mentre nell'arteria radiale questi due valori si eguagliano.

La velocità di propagazione dell'onda arteriosa e la velocità lineare di scorrimento della colonna ematica sono due parametri assolutamente distinti. L'onda arteriosa si propaga ad una velocità di alcuni metri al secondo ed accelera man mano che si spinge in periferia nelle arterie muscolari. La velocità della colonna ematica, viceversa, è di quasi 40 cm/s a livello dell'aorta discendente, di qualche decina di centimetri nelle grosse arterie (60-100 cm/s in arteria renale, 100-120 cm/s in arteria iliaca), di 10-15 cm/s nelle piccole arterie e, per finire, di qualche mm/s a livello dei capillari. L'elasti-



**Fig. 41.** PROPAGAZIONE DELL'ONDA DI PRESSIONE. Un'onda di pressione che si propaga in un tubo elastico viene riflessa dai punti di ramificazione, di angolazione, di occlusione, sia in direzione prossimale (verso l'arco aortico) sia in direzione distale. Queste onde di pressione riflesse si combinano per interferenza con l'onda di polso sommandosi o sottraendosi in funzione della fase. Ne consegue che l'onda di pressione che emerge dall'aorta (curva A), solo minimamente smorzata per la perdita di carico lungo l'arteria (curva B) va a sommarsi con l'onda di pressione riflessa (curva C) dalle regioni periferiche. L'incisura dicota rappresenta appunto la riflessione dell'onda di parete smorzata dall'onda di ritorno (*colpo di ariete*). Sommando gli effetti dell'onda fondamentale e dell'onda riflessa il valore massimo della pressione femorale supera, nonostante gli smorzamenti, il valore dell'onda nell'aorta toracica, mentre nell'arteria radiale questi due valori si eguagliano.

cità delle arterie centrali che costituiscono il sistema Windkessel (aorta, tronco dell'aorta, aorta discendente, tratto prossimale della succlavia e prime diramazioni dell'aorta discendente) è sicuramente maggiore rispetto alle arterie muscolari o arterie di distribuzione (brachiali, femorali, poplitee etc.) in cui viene proporzionalmente a predominare nella tunica media la componente muscolare rispetto alla componente elastica. Di conseguenza, l'onda arteriosa tende ad aumentare progressivamente la sua velocità in senso centrifugo.

Quale è esattamente il significato fisiologico dell'onda sfigmica? L'onda di parete è un indice della distensibilità (*compliance*) e delle proprietà visco-elastiche della parete arteriosa. Le proprietà meccaniche della parete delle grandi arterie dipendono dalle proprie caratteristiche visco-elastiche ed influenzano sia le oscillazioni della pressione arteriosa sistolica e diastolica intorno ai valori della pressione media, sia il tipo di flusso nelle arterie di grosso calibro. Quando la normale struttura muscolo-elastica di parete viene alterata da processi distrofici/infiammatori (come accade tipicamente nell'atero/arteriosclerosi per proliferazione di fibroblasti e deposizione di lipidi e/o di calcio), le proprietà viscoelastiche (*compliance*) vengono in parte perse ed i vasi diventano rigidi. Una prima conseguenza di questo cambiamento è che il sistema delle grandi arterie diventa meno efficiente nelle sue funzioni di "ammortizzatore" delle oscillazioni pressorie sisto-distoliche e nella sua capacità di convertire il flusso da pulsatile in continuo. In queste condizioni lo svuotamento del ventricolo sinistro viene ad essere ostacolato dall'aumento dell'impedenza arteriosa e del post-carico. Ne consegue un aumento del lavoro cardiaco con rimodellamento ed ipertrofia del ventricolo sinistro. Le alterazioni delle proprietà visco-elastiche di parete modificano anche la capacità di conduzione dell'onda sfigmica generata dalla sistole ventricolare. Quando i grandi vasi arteriosi si irrigidiscono la velocità di propagazione dell'onda sfigmica aumenta significativamente ed altrettanto significativamente aumenta la velocità di propagazione dell'onda riflessa a livello delle biforcazioni e che ritorna in senso centripeto verso il cuore. Succede così che l'onda riflessa dalla periferia verso il cuore incontra l'onda di polso in fase sistolica e non più diastolica. L'onda stazionaria che ne consegue per interferenza coglie il cuore ancora in fase di svuotamento e, causando una contropulsazione, ostacola la fase di eiezione favorendo lo sviluppo dell'ipertrofia ventricolare sinistra. Le proprietà visco-elastiche e la distensibilità, infine, condizionano la tensione trasmurale e consentono la stimolazione e l'inibizione dei barocettori. L'irrigidimento della parete dei grossi vasi, in particolare del-

l'arco aortico e delle carotidi, altera il riflesso dei barocettori ed è responsabile di disordini del controllo pressorio come, ad esempio, l'ipotensione ortostatica dell'anziano. La stretta relazione esistente tra capacità di distensione della parete arteriosa, pressione intravascolare e lavoro cardiaco rende ragione del consistente interesse nei confronti della funzione della parete arteriosa. Questo interesse è rafforzato dalla considerevole mole di dati che dimostra come due dei fattori strettamente correlati e dipendenti dalla distensibilità (pressione differenziale e velocità dell'onda sfigmica) siano da considerare come fattori indipendenti di rischio cardiovascolare. Per quanto concerne la pressione differenziale, il suo incremento è infatti il risultato di un incremento della pressione sistolica, di una riduzione della pressione diastolica o di una combinazione dei due eventi (situazione tipica dell'ipertensione isolata, del diabete e dell'insufficienza renale cronica).

Per questo, negli ultimi anni è diventato sempre più comune misurare la *Pulse Wave Velocity (PWV)* come indice di rigidità di parete. La PWV attualmente si misura a partire dalla base dell'onda sistolica, cioè dal punto in cui inizia a inscrivere il fronte ascendente dell'onda sistolica. Questo punto è facile da identificare ed è meno influenzato dalle riflessioni dell'onda e dai fenomeni di interferenza. L'equazione che consente di calcolare la PWV in un condotto con pareti elastiche ripieno di liquido incomprimibile e non viscoso è stata derivata, circa un secolo fa, da due fisici tedeschi ed è nota come equazione di Moens-Korteweg. La velocità dell'onda arteriosa di parete,  $v_0$  è uguale:

$$v_0 = (Es/\rho D)^{1/2}$$

dove  $E$ , è il modulo elastico di Young della parete del condotto,  $s$  è lo spessore della parete,  $\rho$  è la densità del liquido e  $D$  il diametro del condotto. Da questa sono state derivate altre equazioni ancor più complicate e capaci di considerare nel calcolo della PWV anche la viscosità del fluido. Queste equazioni danno valori teorici di PWV che variano di circa il 15% rispetto ai valori ottenuti sperimentalmente. Un punto di particolare interesse nei sistemi elastici è che la PWV è proporzionale alla radice quadrata del modulo elastico di Young.

La PWV può essere misurata utilizzando una tecnica Doppler e può diventare utile per seguire nel tempo le variazioni di elasticità della parete arteriosa. Poiché l'elasticità di parete è a sua volta condizionata dai valori di pressione arteriosa massima e minima, *la misurazione della PWV può essere usata per monitorare le variazioni di pressione ed il danno di parete indotto dall'ipertensione.* Per rimuovere il fattore di confusione

introdotto dalla pressione arteriosa, alcuni autori hanno suggerito di usare negli studi di valutazione dell'elasticità di parete una grandezza definita *distensibilità intrinseca* della parete arteriosa, che viene calcolata a partire dalla PWV, dalla densità del sangue e dal valore della pressione sistolica e diastolica.

### Flusso disturbato: effetti della geometria vascolare

Tutte le variazioni della geometria vascolare (in particolare le curvature, le dilatazioni, le biforcazioni) impongono al sangue improvvise variazioni di direzione/velocità e generano flussi secondari che disturbano in modo grossolano il flusso laminare. Il *flusso disturbato* definisce esattamente un regime di scorrimento con separazione di flussi e comparsa di movimenti vorticosi secondari che interessano grosse quantità di fluido. Chiaramente, questo regime di flusso deve essere distinto da quello turbolento, ove i movimenti vorticosi ed erratici tendono ad interessare ed a sconvolgere l'intero profilo di scorrimento del fluido. In emodinamica, il flusso disturbato ha una notevole importanza. In primo luogo può favorire la trombosi e facilitare l'insorgenza e l'aggravamento di lesioni aterosclerotiche. In secondo luogo questo regime di flusso non si realizza nei vasi di calibro uniforme ove il flusso è tipicamente laminare con linee di scorrimento parallele alla parete, ma nei tratti dove i vasi si ramificano o presentano un diametro non uniforme. A questo livello, il flusso laminare subisce un forte disturbo necessario per riassetare le linee di scorrimento sulla geometria del vaso. I movimenti di fluido abnormi, secondari (vortici e zone di ricircolo), al di fuori del flusso primario, alterano i valori parietali di *shear stress* a livello locale facilitando la comparsa di lesioni degenerativo-infiammatorie.

**Teoria dello strato limite.** Da un punto di vista fisico il flusso disturbato può essere analizzato più che con il flusso stazionario di Poiseuille con la **teoria dello strato limite**. Come detto in precedenza, in idrodinamica un fluido viene definito ideale se nel suo scorrimento non mostra un gradiente tangenziale di *shear stress*, ovvero non ha attrito interno o viscosità ( $\eta = 0$ ). Di conseguenza, un fluido ideale sarebbe in grado di scorrere in un condotto circolare mantenendo una velocità costante in tutti i suoi punti, anche a livello dell'interfaccia liquido/superficie. Il sangue, come i fluidi reali, mostra un attrito interno più o meno elevato, per cui

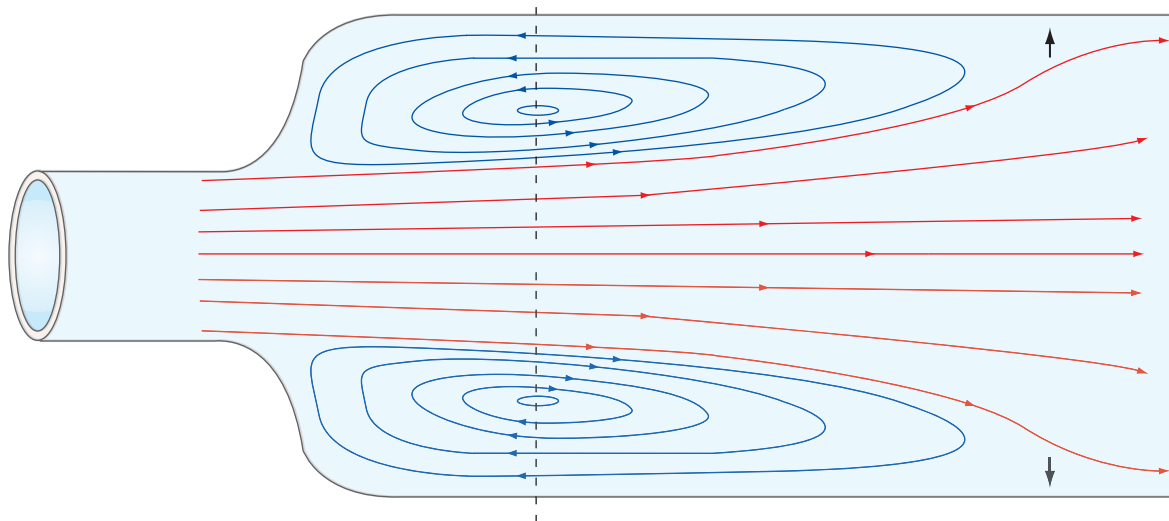
nei vasi non può scorrere in modo lineare e costante. Quando un fluido a bassa viscosità scorre con velocità elevate (alto numero di Reynolds) a contatto con una superficie solida (o con la parete di un condotto), il flusso si organizza in due zone diverse di scorrimento. La **prima zona di scorrimento**, rappresentata da un esile strato di fluido, è confinata a ridosso della parete dove la viscosità e le forze di attrito ritardano lo scorrimento (strato stazionario). La **seconda zona di scorrimento**, estesa a gran parte del flusso centrale, può essere considerata come un fluido ideale Newtoniano privo di attrito, in cui non vi è gradiente di velocità trasversale. La prima zona di scorrimento è conosciuta come **strato limite** (*boundary layer*), ed il suo spessore è inversamente proporzionale alla radice quadrata del numero di Reynolds. Questo modello di flusso, strettamente applicabile ai gas e ai liquidi con bassa viscosità cinematica che scorrono lungo linee di flusso a ridosso di corpi solidi (ad esempio le ali di un aereo), potrebbe essere estesa anche al flusso del sangue nei tratti ove il numero di Reynolds è elevato. In ogni caso, il concetto di strato limite è utile per spiegare la separazione dei flussi che si realizza nei punti di biforcazione o nei settori ove la geometria vasale altera il calibro uniforme di un vaso.

**Dilatazione del condotto e regime di flusso.** Consideriamo, ad esempio, cosa accade al flusso laminare quando un vaso si espande improvvisamente in una

**sacca di dilatazione** come quella rappresentata nella (Fig. 42). Il fluido che scorre lungo il condotto in direzione assiale a pressione costante (flusso stazionario) viene improvvisamente decelerato quando entra nella sacca aneurismatica, a causa dell'improvviso aumento dell'area di sezione vascolare. Assumendo che il flusso centrale sia quello di un fluido ideale, noi possiamo applicare l'equazione di Bernoulli che correla la pressione,  $P$ , alla velocità lineare,  $V$ , di un fluido ideale:

$$(P/\rho) + gh + \frac{1}{2}V^2 = \text{costante}$$

dove  $h$ , rappresenta l'altezza del fluido rispetto ad un livello di riferimento. Se il condotto è orizzontale ( $h$  è costante), l'equazione, in funzione del percorso  $x$ , diventa  $(1/\rho)(\Delta P/\Delta x) + V(\Delta V/\Delta x) = 0$ . In base al teorema di Bernoulli, nella fase di decelerazione, all'ingresso nella parte espansa del condotto, il gradiente di flusso si riduce ( $\Delta v/\Delta x < 0$ ), per cui il gradiente di pressione ( $\Delta P/\Delta x$ ) deve necessariamente aumentare per soddisfare i termini dell'equazione. Questo significa che nel condotto si crea un gradiente di pressione inverso che tende a spingere il fluido nella direzione opposta a quella di scorrimento. Nelle linee di flusso centrale, prive di attrito, l'energia cinetica delle singole lamine è sufficientemente alta per superare questo gradiente di pressione inverso mentre, al contrario, nelle linee di flusso dello strato limite, dove il fluido risponde al medesimo regime pressorio, l'energia cinetica molto più



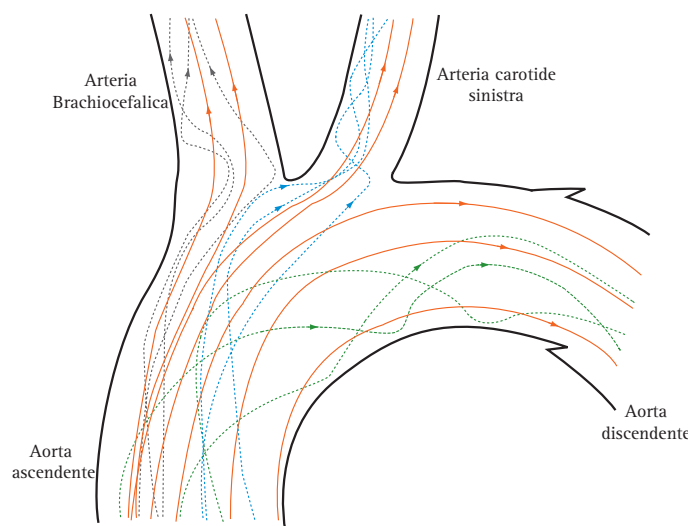
**Fig. 42.** VARIAZIONI DEL PROFILO DI FLUSSO LAMINARE. L'immagine mostra le variazioni delle linee di flusso di una sospensione di globuli rossi nel passaggio improvviso da un condotto di sezione circolare in una sacca con dilatazione del lume da 150 a 500 mm. Il flusso in entrata nella sacca aneurismatica viene rapidamente decelerato e genera un gradiente di pressione inverso alla direzione del flusso. La sospensione, in vicinanza della parete, non è in grado di superare il gradiente di pressione ed è costretta ad un flusso stazionario e ad un flusso retrogrado che porta alla formazione di un grossolano vortice di parete. Il flusso centrale, lontano dalla parete, scorre separato dal vortice dall'inizio della sacca aneurismatica sino ad un punto (freccie nere) dove riacquista il normale profilo. L'area di separazione dei flussi delinea un vortice anulare, la cui grandezza dipende dal valore del numero di Reynolds in entrata e dal grado di dilatazione del lume vascolare. [Riprodotta e modificata da Karino T., Goldsmith HL. Flow behaviour of blood cells and rigid spheres in an annular vortex. Phil Trans Roy Soc (London), 1977; B279: 413.]



bassa si esaurisce rapidamente, prima che il fluido possa defluire distalmente. Anzi, lo strato limite viene forzato dalla pressione inversa ad arrestarsi e ad invertire la direzione del flusso. Mano a mano che il fluido arriva nella sacca subisce il medesimo ritardo: lo strato limite fortemente decelerato va ad incrementare il flusso di ricircolo accelerando, oltretutto, con il suo movimento il flusso centrale. In altri termini, si viene a creare una chiara separazione dei flussi: il flusso assiale scorre lungo le sue linee di flusso, accelerato in parte anche dal movimento di ricircolo dello strato limite; lo strato limite è molto decelerato e perde velocità formando un ricircolo spiraliforme e vortici grossolani.

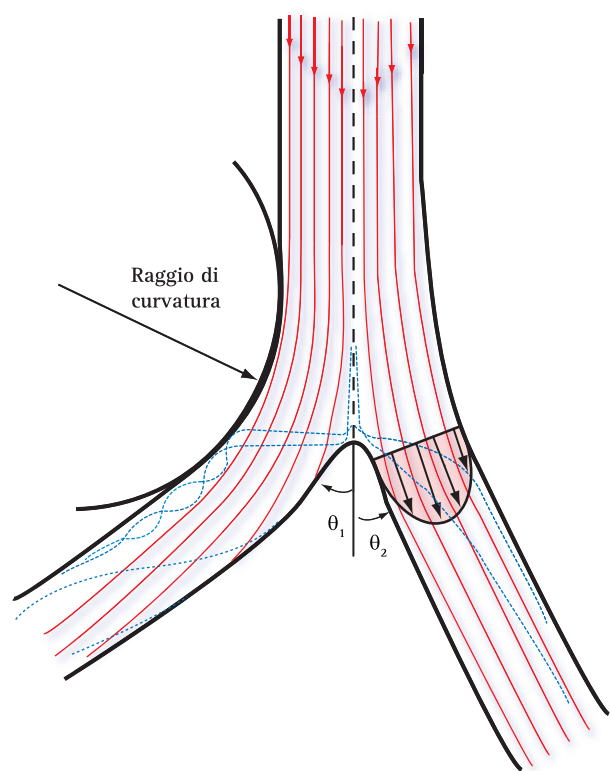
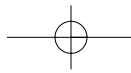
**Curvatura e regime di flusso.** Quando il flusso cambia improvvisamente direzione, come ad esempio a livello di una curvatura, il sangue viene sottoposto ad un gradiente di pressione trasversale o forza centrifuga che è direttamente proporzionale al quadrato della velocità ed inversamente proporzionale al raggio della curvatura. Le variazioni del regime flussimetrico dipendono dal profilo di velocità esistente prima dell'ingresso in curva. Se il profilo di velocità è parabolico, il flusso assiale con maggiore energia cinetica subirà i maggiori effetti delle forza centrifuga e tenderà a muoversi verso la parete esterna del vaso. Questo significa che il profilo di scorrimento diventa obliquo verso l'esterno e che gli elementi del sangue con maggiore energia cinetica si spostano verso la parete esterna della curva. Si creerà così un gradiente di pressione trasversale fra versante esterno ed interno della curva, cioè fra le linee di flusso con maggiore e minore energia cinetica. Poiché l'energia totale delle linee non può variare, ne consegue un'accelerazione delle lamine di sangue che nell'entrata in curva erano a ridosso della parete interna. Questa redistribuzione delle velocità genera qualche linea di flusso secondario, spiraliforme. Studi sperimentali hanno dimostrato come nell'arco aortico del cane (Fig. 43), il flusso principale si muove verso la parte esterna della curva, mentre nella parte interna dell'arco si genera un flusso secondario con andamento spirale, ma senza zone di ricircolo.

**Biforcazione e regime di flusso.** Il sistema vascolare arterioso si biforca ripetutamente. Ogni singola biforcazione rappresenta una sorgente di disturbo del flusso e può causare variazioni della velocità media, del numero di Reynolds e del gradiente pressorio. Gli effetti della biforcazione sul profilo di flusso dipendono strettamente dalla geometria della giunzione e saranno diversi nelle confluenze, nelle biforcazioni simmetriche, nelle ramificazioni collaterali ad angolo acuto o retto. Nel



**Fig. 43.** FLUSSO DISTURBATO IN UN SEGMENTO VASCOLARE RICURVO. Nella figura viene mostrato in dettaglio il pattern flussimetrico che si realizza nell'arco aortico di cane con un numero di Reynolds in entrata di 1500. Il modello è stato realizzato usando un arco aortico di cane reso trasparente e comprendente il cuore in toto, l'arco aortico e l'aorta discendente. Nel segmento vascolare rappresentato, le linee di flusso del sangue sono state tracciate analizzando le linee di flusso in una sequenza cine ottenuta iniettando il sistema con una sospensione oleosa contenente sfere di polistirene di diametro variabile 200-250  $\mu\text{m}$ . Nel segmento vascolare ricurvo rappresentato esistono tre componenti maggiori di flusso: un flusso indisturbato, pressoché parallelo, localizzato a ridosso del piano mediano dell'aorta ascendente e due flussi collaterali (linee continue), uno con andamento elicoidale spiraliforme in senso orario a ridosso della periferia ventrale dell'arco aortico e delle sue branche (linee discontinue) ed uno generato a livello dei setti divisorii dei rami collaterali. [Riprodotta e modificata da Karino T., Goldsmith HL. Flow behaviour of blood cells and rigid spheres in an annular vortex. Phil Trans Roy Soc (London), 1977; B279: 413.]

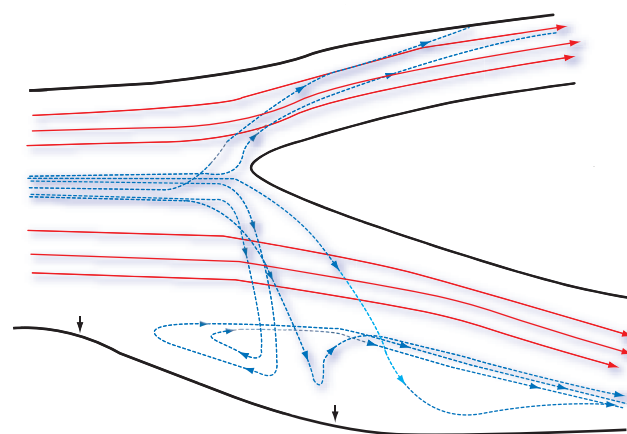
caso di una **biforcazione simmetrica** (come ad esempio la biforcazione aortica) il flusso centrale va ad incrociare il setto divisorio e viene deviato obliquamente verso i due vasi collaterali. In altri termini, le linee di flusso centrali ove il fluido scorre a velocità elevata procedono verso le ramificazioni secondarie senza subire apprezzabili cambiamenti di direzione. Al tempo stesso, poiché ciascuno dei due vasi di ramificazione forma una curva, per i motivi già detti nel precedente paragrafo, si formeranno dei flussi secondari spiraliformi che dal setto divisorio si dirigeranno obliquamente verso la parete esterna dei due vasi secondari (Fig. 44). Le variazioni di velocità, del numero di Reynolds e del profilo flussimetrico dipendono in gran parte dalla geometria della biforcazione ed, in particolar modo, dall'angolo di biforcazione  $\theta$ , dal rapporto fra area di sezione del vaso principale e somma delle aree di sezione dei vasi di biforcazione ed, infine, dal raggio di curvatura dei collaterali. *Nelle biforcazioni arteriose l'angolo di biforcazione  $\theta$ , varia da 30° fino a 120° gradi (nelle arterie renali da 35° a 45° gradi).* Questi angoli si accompagnano comunemente a raggi di curvatura



**Fig. 44.** RAPPRESENTAZIONE SCHEMATICA DEL FLUSSO IN UNA BIFORCAZIONE. Le linee di scorrimento del flusso principale nel piano mediano (linee continue) si muovono in basso verso la parete interna dei due vasi collaterali, generando un flusso secondario a bassa velocità (linee discontinue). Il flusso secondario nei vasi collaterali genera una doppia linea di flusso elicoidale in prossimità della parete esterna. Il largo raggio di curvatura delle pareti esterne della biforcazione è quello tipico che si riscontra nel circolo arterioso (biforcazione aortica). L'entità del flusso secondario aumenta con l'aumento del numero di Reynolds in entrata, con l'aumento dell'angolo di biforcazione e con il rapporto fra area sezionale del condotto principale ed area sezionale dei vasi collaterali. Nel diagramma viene anche mostrato il profilo della velocità sul piano mediano di uno dei due vasi collaterali. [Riprodotta e modificata da Karino T., Goldsmith HL. Flow behaviour of blood cells and rigid spheres in an annular vortex. *Phil Trans Roy Soc (London)*, 1977; B279: 413.]

molto ampi e ad un andamento molto dolce della curva. Inoltre, l'area sezionale dei vasi di biforcazione supera comunemente quella del vaso principale (rapporto  $<1.25$ ) per cui sia la velocità media che il numero di Reynolds si riducono nei vasi di ramificazione e questo porta ad una maggiore stabilità del flusso.

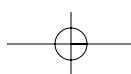
Nel sistema circolatorio umano esiste però un'importante eccezione a questa regola: la biforcazione carotidea. A livello del seno carotideo si formano flussi secondari dovuti in gran parte all'improvviso incremento dell'area di sezione del vaso. Le variazioni flussimetriche che si realizzano a livello della biforcazione carotidea sono state ben studiate in un modello sperimentale di carotide umana prelevata da cadavere. Il modello è stato iniettato ad alta pressione con un fluido a base di olio in cui erano contenute microsfe

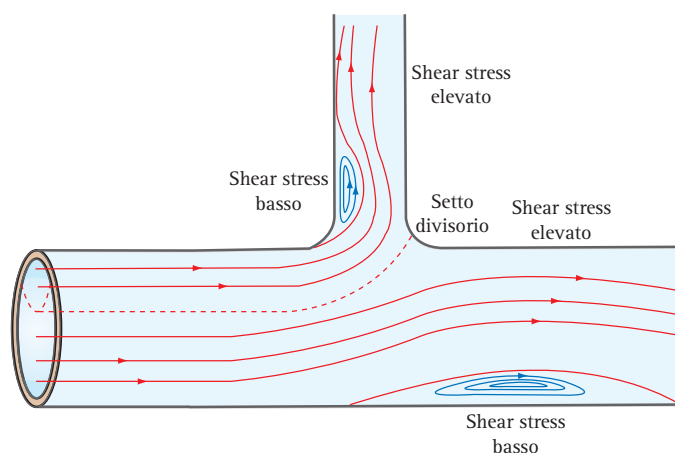


**Fig. 45.** PATTERN FLUSSIMETRICO A LIVELLO DELLA BIFORCAZIONE CAROTIDEA. Flusso laminare continuo, numero di Reynolds 592 e rapporto flussimetrico fra carotide interna e carotide comune 0.61. Le linee di flusso sono state costruite analizzando in una sequenza cine il flusso di una sospensione oleosa con microsfe

polistirene di diametro variabile da 15-32 fino a 100  $\mu\text{m}$ . Come mostra la (Fig. 45), il setto divisorio genera flussi secondari con linee di flusso caratteristiche. Il flusso centrale della carotide comune viene deviato dal setto verso la parete esterna della carotide interna e della carotide esterna. In questo movimento si generano flussi secondari con andamento spiraliforme che incrociano l'area sezionale per raggiungere la parete esterna della carotide interna ed esterna. Contemporaneamente, a causa della dilatazione del seno, sul profilo esterno si genera anche un flusso secondario di ricircolo che assume dapprima un andamento antidromico e quindi si riallinea alle linee di flusso lungo la parete esterna della carotide interna.

**Ramificazione a T e regime di flusso.** La variabilità delle ramificazioni non consente in ogni modo generalizzazioni o semplificazioni assolute. Le variazioni flussimetriche che si realizzano a livello delle ramificazioni a T (come ad esempio a livello del tripode celiaco e dell'arteria mesenterica superiore), cioè nelle derivazioni ad angolo retto, sono state studiate in un modello sperimentale di vetro (Fig. 46). Nelle derivazioni ad angolo retto si realizzano due zone di ricircolo o vortici. Il vortice di maggior importanza interessa il vaso principale subito a valle della biforcazione ed è determinato dalla brusca caduta delle velocità assiali per la parziale deviazione del flusso ematico verso il vaso collaterale. Un secondo vortice, di minor importanza, interessa la regione angolare dell'ostio del collaterale ed è





**Fig. 46.** PATTERN FLUSSIMETRICO IN UN MODELLO VASCOLARE DI VETRO DI 3  $\mu\text{m}$  DI DIAMETRO CON UNA DERIVAZIONE A T. Il pattern è stato ottenuto utilizzando una soluzione acquosa di glicerolo contenente microsferi di polistirene di 50  $\mu\text{m}$  di diametro.

dovuto al movimento di intersezione del sangue verso la parte esterna della curva di biforcazione. Questo vortice tende a disabilitare la regione angolare interna che viene riempita da flussi secondari. Nelle derivazioni aortiche a T, in ogni modo, come dimostrato da lavori su segmenti trasparenti di aorta discendente di cane, la curva opposta al setto divisorio del flusso è dolce, cosicché non si creano vortici angolari e l'angolo a livello del setto divisorio risulta stretto. Questo tende a ridurre i vortici principali.

### Proprietà reologiche del sangue

Il sangue non è un fluido Newtoniano e la sua viscosità cinematica (cioè il rapporto fra la viscosità assoluta e la densità o peso specifico relativo) non è costante, ma si riduce a mano a mano che aumenta lo *shear rate*. Per questo la *viscosità del sangue è detta apparente*.

Le proprietà non Newtoniane del sangue sono legate alle proprietà specifiche dei globuli rossi in sospensione: 1) capacità di formare dei piccoli aggregati lineari o ramificati, detti *rouleaux*, con la formazione di ponti di fibrinogeno fra le superfici cellulari; 2) capacità di deformarsi plasticamente se sottoposti alle forze di frizione del flusso laminare. In realtà, il sangue si comporta in modo diverso in funzione della velocità di scorrimento del flusso. Nelle arterie di grosso e medio calibro ha un comportamento di liquido viscoso (viscosità pari a 2-20 volte quello dell'acqua), mentre nelle piccole arterie ed arteriole di diametro  $<100 \mu$ , il sangue si comporta come un fluido

plastico (viscosità da 100 a 10.000 volte superiore a quello dell'acqua). I fattori che modificano la viscosità del sangue sono l'ematocrito, la concentrazione delle proteine plasmatiche (albumine, globuline e fibrinogeno), il diametro del vaso, la velocità di flusso ed infine la temperatura.

**Viscosità e variazioni di velocità.** Gli studi di microfotografia hanno documentato che nei vasi sanguigni di piccolo calibro (microcircolazione, venule, vene) il sangue cessa di scorrere sino ad arrestarsi per brevi periodi di tempo ad ogni ciclo cardiaco. In queste condizioni, quando i valori di *shear rate* sono  $< 50 \text{ s}^{-1}$ , i globuli rossi tendono ad aggregarsi e formare dei *rouleaux*. Questa tendenza all'aggregazione diventa massima quando il flusso si arresta, mentre il movimento determina la rottura dei ponti di fibrinogeno fra i globuli rossi e la loro separazione. In queste condizioni la viscosità apparente del sangue varia in modo significativo. Nelle fasi intervallari, quando la velocità del flusso non è elevata, una considerevole quantità di energia cinetica viene impiegata per separare i *rouleaux* che si formano e si separano continuamente.

Dopo ogni arresto momentaneo, per vincere l'inerzia del sangue, ossia la tendenza a deformarsi senza muoversi (elasticità), è necessario un supplemento di pressione per vincere sia l'inerzia che l'aumento di viscosità. Il *surplus* di energia pressoria necessario per muovere il sangue nel microcircolo prende il nome di *forza di spunto* e rappresenta la forza necessaria per rompere gli aggregati di globuli rossi che si sono formati nel sangue. A basse velocità di flusso (come nella microcircolazione) la forza di spunto rappresenta una frazione non trascurabile della resistenza periferica al flusso sanguigno. In conclusione, a basse velocità il sangue stenta a mettersi in movimento ed oppone una crescente resistenza ai primi incrementi della velocità di flusso (forza di spunto) sia per l'aggregazione dei globuli rossi sia per l'inerzia specifica. Raggiunta una certa velocità, e quindi valori più elevati di *shear rate*, le proprietà reologiche cambiano nuovamente, per cui la viscosità dapprima diminuisce e quindi si stabilizza su un valore costante che non dipende più dalla velocità. Naturalmente, mano a mano che la velocità di scorrimento aumenta, la frazione di energia pressoria che viene usata come forza di spunto diventa sempre minore finché, ad alte velocità di scorrimento, il valore relativo della forza di spunto diventa assolutamente trascurabile. Infatti, l'aggregazione dei globuli rossi è reversibile e quando la velocità del flusso sanguigno aumenta gli aggregati vengono rimossi e



dispersi. A velocità  $>100$  cm/s, la frazione di forza necessaria per la disgregazione dei *rouleaux* è piccolissima e la viscosità del sangue diventa quella di un fluido Newtoniano. Ai regimi di alto flusso, la riduzione della viscosità apparente è dovuta alla deformabilità dei globuli rossi ed al loro allineamento lungo l'asse centrale del vaso nella direzione del flusso.

**Aggregazione e trombosi.** Nel circolo sistemico i valori dello *shear rate* di parete, calcolati sul flusso lineare medio di un singolo ciclo cardiaco, assumendo che il flusso del sangue sia di tipo laminare, aumentano da circa  $300$   $s^{-1}$  nelle grandi arterie sino ad un massimo  $>10^3$   $s^{-1}$  nelle arteriole. Lo *shear rate* di parete si riduce nel letto capillare raggiungendo nelle venule post-capillari valori compresi tra  $500$  e  $800$   $s^{-1}$ . Lo *shear rate* si riduce ulteriormente fino a  $200$   $s^{-1}$  nelle vene di maggior calibro. Questi valori sono stati ottenuti sperimentalmente nel circolo mesenterico del gatto. Lo *shear rate* varia anche lungo la sezione trasversale dei vasi, passando da un valore 0 nella parte centrale del vaso ad un valore massimo a livello del flusso stazionario di parete. Così, quando il sangue è soggetto ad un flusso laminare lento attraverso un vaso rettilineo di sezione circolare, i globuli rossi formano aggregati in prossimità dell'asse centrale del vaso e si muovono come un nucleo solido in un flusso parabolico, con un appiattimento delle velocità sul piano trasversale. Questo tipo di profilo velocimetrico si manifesta anche nel circolo venoso dove, in condizioni normali, si può ritenere che non esistano disordini che favoriscono la trombosi.

Vi sono comunque situazioni in cui l'aumento della viscosità locale del sangue può portare ad un arresto del flusso con trombosi ed ischemia. Queste condizioni ricorrono nello shock ove la brusca caduta della pressione arteriosa e del flusso porta alla formazione di aggregati di globuli rossi. Questo comporta un aumento della viscosità del sangue e delle resistenze con stasi nelle piccole arterie e nel letto microcircolatorio a livello miocardico ed in altri tessuti. L'aggregazione dei globuli rossi rende molto più difficile la riperfusione dei vasi ed il recupero funzionale del cuore e del sistema circolatorio, poiché per ripristinare le condizioni normali di flusso e rompere gli aggregati di globuli rossi è necessaria una maggiore pressione cinetica (forza di spunto). Le variazioni di flusso locale possono favorire la formazione di aggregati di globuli rossi in varie aree del circolo, come ad esempio a valle di stenosi severe, di valvole venose e all'ostio di rami di biforcazione parzialmente o totalmente ostruiti per la presenza di placche aterosclerotiche.

## Resistenza Vascolare

Il concetto di resistenza, così come appare nell'equazione di Poiseuille, non è completamente applicabile nella circolazione umana dove le variazioni di pressione e di flusso sono discontinue. Infatti, la resistenza, definita come rapporto fra gradiente di pressione e di flusso, rappresenta solo una delle componenti della resistenza totale nel concetto più generale di *impedenza vascolare*. Il concetto di "impedenza" viene usato in emodinamica per analogia con le resistenze di un circuito elettrico induttivo o capacitativo attraversato da una corrente alternata per descrivere l'influenza della frequenza cardiaca sulla relazione fra pressione e velocità di flusso. Nella definizione della resistenza vascolare, infatti, non si può prescindere dalle specifiche peculiarità della circolazione umana. Nell'uomo, un flusso discontinuo e pulsatile (la gittata sistolica) viene immesso sotto pressione in un sistema di condotti elastici che smorzano il picco di pressione e di flusso dilatandosi (*compliance-capacitanza*) (Fig. 47). In questo sistema diventa pertanto più utile parlare di *impedenza totale* più che di resistenza totale. In aorta, l'accelerazione assiale della colonna ematica deve vincere anche uno stato inerziale di moto (*inerzia-induttanza*) e raggiungere la periferia arteriolo-capillare ove il flusso da pulsatile diventa continuo per il prevalere delle *resistenze muscolari*. Oltretutto, in condizioni patologiche, come abbiamo avuto modo di sottolineare in un precedente paragrafo, la perdita delle proprietà visco-elastiche della parete arteriosa introduce un'ulteriore resistenza rappresentata dalla *contropulsazione di parete* che si genera in sistole per la somministrazione dell'onda sfigmica centrifuga e dell'onda di parete riflessa dalle ramificazioni arteriose.

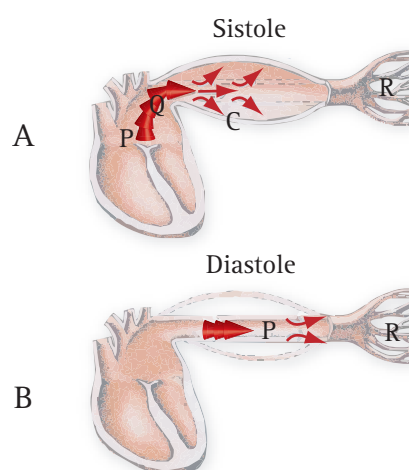


Fig. 47. CAPACITANZA DELLE GRANDI ARTERIE. Nell'uomo, un flusso discontinuo e pulsatile (la gittata sistolica) viene immesso sotto pressione in un sistema di condotti elastici che smorzano il picco di pressione e di flusso dilatandosi (*compliance-capacitanza*). P = pressione; C = compliance; R = resistenza.

In conclusione, l'impedenza vascolare totale rappresenta una sommatoria delle *resistenze muscolari*, della *resistenza inerziale del sangue* e della *resistenza elastica di parete*. La viscosità e la geometria vascolare si oppongono al flusso, lo stato inerziale di moto si oppone ai cambiamenti di flusso e la *compliance* si oppone alle variazioni di volume arterioso. Da quanto detto, il sistema elettrico che meglio riproduce l'impedenza vascolare o resistenza totale al flusso (Fig. 48) non è quindi un circuito elettrico semplice, ma un circuito elettrico complesso in cui sia rappresentata anche una riserva di energia (condensatore-capacitanza) e la possibilità di restituire questa energia di accumulo vincendo lo stato inerziale del sistema (inerzia-induttanza).

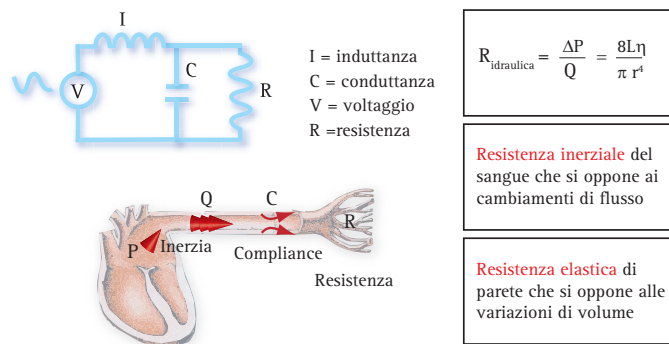


Fig. 48. IMPEDENZA VASCOLARE TOTALE. L'impedenza vascolare totale rappresenta una sommatoria delle resistenze muscolari, della resistenza inerziale del sangue e della resistenza elastica di parete.

**Resistenza idraulica.** Nel flusso stazionario continuo di Poiseuille, le grandezze che governano il flusso laminare del sangue sono il gradiente di pressione e la resistenza vascolare. In questo modello, la resistenza idraulica può essere comparata ad una resistenza elettrica

semplice. Nella teoria sui circuiti elettrici la prima legge di Ohm stabilisce che la resistenza elettrica  $R$ , è data dal rapporto tra la caduta di voltaggio,  $\Delta V$ , ed il flusso di corrente,  $I$  (Fig. 49). In analogia, nella meccanica dei fluidi la *resistenza idraulica*,  $R$  viene definita dal rapporto tra la caduta di pressione,  $\Delta P$ , ed il flusso  $Q$ . La resistenza idraulica può essere calcolata risolvendo l'equazione di Poiseuille:

$$R = \frac{(\Delta P)}{Q} = \frac{8L\eta}{\pi r^4}$$

In altri termini, nel flusso stazionario continuo di Poiseuille, la resistenza vascolare dipende solo dalla viscosità del sangue e dalle dimensioni (lunghezza e diametro) dei vasi (Fig. 50). Poiché la lunghezza del sistema vascolare e la viscosità del sangue possono essere

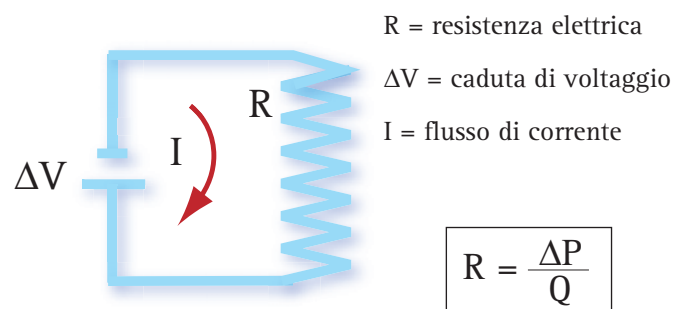


Fig. 49. RESISTENZA IDRAULICA. Nella teoria sui circuiti elettrici la prima legge di Ohm stabilisce che la resistenza elettrica  $R$ , è data dal rapporto tra la caduta di voltaggio  $\Delta V$ , ed il flusso di corrente,  $I$ . In analogia, nella meccanica dei fluidi la *resistenza idraulica*,  $R$  viene definita dal rapporto tra la caduta di pressione,  $\Delta P$ , ed il flusso,  $Q$ .

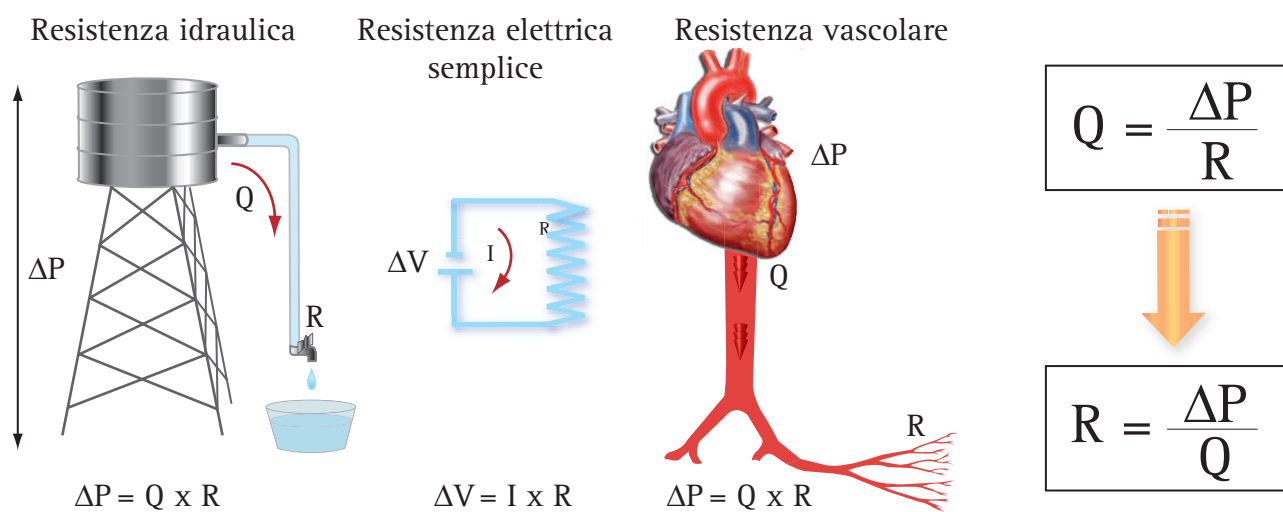


Fig. 50. RESISTENZA IDRAULICA. Nel flusso stazionario continuo di Poiseuille, la resistenza vascolare dipende solo dalla viscosità del sangue e dalle dimensioni (lunghezza e diametro) dei vasi.

considerate costanti nella maggior parte dei casi, o almeno nel singolo individuo, è evidente che in un regime di flusso di Poiseuille la resistenza vascolare è legata principalmente al diametro dei vasi. Da un punto di vista fisiologico, questo modello applicato alla circolazione umana indica che la portata cardiaca dipende solo dalla pressione arteriosa e dalle resistenze periferiche e che la maggior parte della resistenza vascolare totale deriva dal settore arteriolo-capillare (l'arteriola è un vaso precapillare con una tonaca muscolare molto sviluppata ed un diametro inferiore a 200  $\mu\text{m}$ ).

**Resistenza elastica (compliance, distensibilità di parete e Stiffness).** La capacità delle arterie di adattarsi al volume dipende dalle proprietà visco-elastiche della parete. Queste proprietà sono descritte in termini di *compliance*, *distensibilità* e *stiffness*. La *compliance* definisce le proprietà di capacità dell'albero arterioso. La funzione primaria della *compliance* è di smorzare le oscillazioni di pressione e di volume causate dall'azione discontinua del ventricolo sinistro. La funzione secondaria è invece quella di accumulare una parte dell'energia pulsatile per restituirla al sistema in diastole. Com'è stato detto in precedenza, durante la sistole, una frazione variabile della pressione/volume di eiezione sistolica (circa l'80%) viene usata per spingere il sangue verso i tessuti periferici, mentre la restante quota (circa il 20%) viene immagazzinata come energia elastica potenziale nel sistema delle grandi arterie elastiche. Durante la diastole, gran parte dell'energia accumulata ritorna in aorta e sprema la colonna ematica verso la periferia assicurando in questo modo una perfusione continua dei tessuti.

La *compliance*  $C$ , è definita come una variazione di volume ( $\Delta V$ ) legata alla variazione di pressione interna  $\Delta P$ :

$$C = \Delta V / \Delta P$$

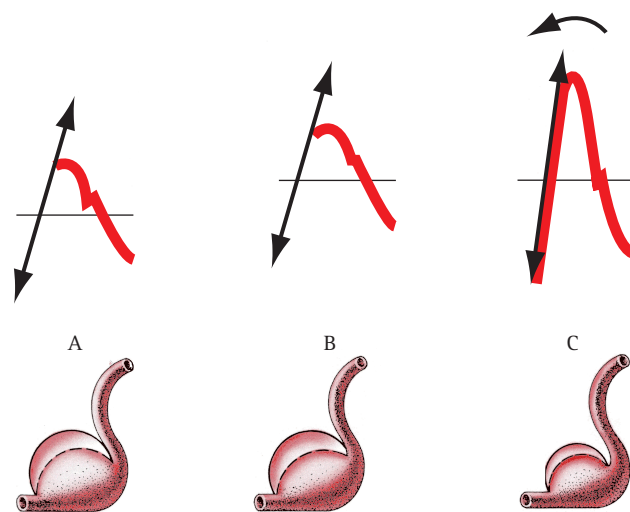
La *distensibilità*  $D$ , viene definita come la variazione di volume ( $\Delta V$ ) legata alla variazione di pressione ( $\Delta P$ ) in funzione del volume iniziale del vaso:

$$D = \Delta V / (\Delta P \times V)$$

ove  $V$ , è il volume iniziale del vaso. La *stiffness* è il valore reciproco della *distensibilità*. Tutti questi parametri sono pressione-dipendenti. Nello studio delle proprietà meccaniche di parete viene usato anche un parametro, conosciuto come modulo elastico incrementale ( $E_{inc}$ ), che caratterizza le proprietà elastiche delle componenti strutturali indipendentemente dalla geometria del vaso.

La *distensibilità della parete arteriosa può essere valutata misurando con un sistema Doppler la velocità dell'onda arteriosa di parete o onda sfigmica*. Questa tende ad aumentare significativamente in tutte le condizioni che determinano un irrigidimento della parete arteriosa. Come ricordato in precedenza, la rigidità della parete arteriosa aumenta il post-carico del ventricolo sinistro ed altera la perfusione coronarica. Da un punto di vista fisiopatologico, per consentire l'eiezione del volume sistolico in un sistema arterioso più rigido è necessario generare una pressione arteriosa sistolica più elevata (Fig. 51). In secondo luogo, in un sistema arterioso più rigido, la velocità di propagazione e la riflessione dell'onda arteriosa di parete aumentano notevolmente.

I meccanismi che portano all'aumento del post-carico del ventricolo sinistro sono complessi. In condizioni normali, l'onda sfigmica incidente viene riflessa in periferia a livello di ciascun punto di discontinuità e di biforcazione dell'albero arterioso generando un'onda arteriosa di parete che viaggia in senso inverso (centripeto) dalla periferia verso l'aorta ascendente. L'onda sfigmica incidente e l'onda riflessa si incontrano ed interagiscono costantemente. Il risultato finale di questa interferenza, in termini di fase, forma, ampiezza e di in-



**Fig. 51.** EFFETTO DELLA RIDOTTA DISTENSIBILITÀ SULLA PULSATILITÀ E SULLA PRESSIONE MEDIA. A: distensibilità e resistenze vascolari normali. B: distensibilità normale e resistenze elevate. L'aumento della  $PA_m$  altera la curva pressione/volume. Se per espellere la normale gittata sistolica è necessario un aumento di pressione di circa 40 mmHg (120 mmHg/ 80 mmHg), un aumento della  $PA_m$  per aumento delle resistenze periferiche determina un aumento del postcarico e della pressione di eiezione ventricolare. C: distensibilità ridotta e resistenze elevate. In queste condizioni, a parità di  $PA_m$ , aumenta il polso pressorio. La ridotta compliance arteriosa si associa ad un aumento della pressione di eiezione sistolica. L'aumento cronico del postcarico determina IVS con progressiva riduzione del volume di eiezione.



fluenza sulla onda di pressione dipende esclusivamente dal momento e dalla sede in cui si verifica la sovrapposizione (*timing* di incontro). Questo *timing* dipende a sua volta sia dalla velocità di propagazione dell'onda sfigmica sia dalla distanza dell'onda di pressione, cioè dal sito ove viene misurata nell'albero arterioso. Nei soggetti normali con bassa velocità dell'onda sfigmica, le onde riflesse impattano con l'onda ortodromica in aorta ascendente, durante la diastole, subito dopo il completamento della fase di eiezione del ventricolo sinistro. Da un punto di vista emodinamico questo è il momento più utile, in quanto l'onda stazionaria che deriva per interferenza in primo luogo non influenza la pressione arteriosa sistolica, in secondo luogo determina un aumento della pressione diastolica con un effetto di spinta sulla perfusione coronarica. Se la velocità di propagazione dell'onda arteriosa aumenta, l'impatto fra onda incidente e riflessa si realizza in aorta ascendente durante la sistole. Questo da un lato comporta un aumento della pressione di eiezione sistolica del ventricolo sinistro e dall'altro causa un aumento di consumo di ossigeno del miocardio per la minor pressione di perfusione diastolica delle arterie coronarie.

La funzione di smorzamento del "sistema Windkessel" viene alterata dalle condizioni cliniche che determinano un aumento del contenuto di collagene e di matrice extracellulare nella parete arteriosa, come avviene classicamente nell'invecchiamento, nel diabete, nella malattia cronica del rene e nell'ipertensione arteriosa. Nell'ipertensione essenziale e nel diabete le variazioni della *compliance* arteriosa sono associate ad un ispessimento mediointimale e ad una *riduzione del rapporto fra spessore di parete e lume pervio delle arterie e delle arteriole*. L'ipertrofia di parete è sostenuta dall'iperplasia delle cellule muscolari lisce ed in parallelo dalle variazioni di rapporto fra contenuto di collagene ed elastina. Nella malattia cronica del rene le variazioni strutturali di parete sono diverse in quanto lo spessore mediointimale è aumentato ma, in parallelo, il rapporto fra spessore di parete e lume pervio è nel range normale. *L'aumento della rigidità di parete nell'insufficienza renale cronica è causato prevalentemente dalle alterazioni delle componenti strutturali della parete* com'è stato possibile dimostrare con la determinazione del modulo elastico che appare nettamente aumentato. L'aumento della *stiffness* nell'uremico si associa ad una calcinosi della tunica media che diventa particolarmente grave nei pazienti con iperfosforemia ed iperparatiroidismo severo. Oltre all'aumento della rigidità di parete, la riflessione dell'onda sfigmica rappresenta il principale determinante dell'aumento del postcarico e della compromissione della perfusione del circolo coro-

narico. La riflessione dell'onda arteriosa di parete è spesso aumentata nell'ipertensione, mentre è costantemente aumentata nell'insufficienza renale cronica. La *stiffness* è un fattore predittivo indipendente di rischio cardiovascolare sia nella popolazione generale che nei pazienti con malattia renale cronica terminale.

**Resistenze muscolari.** Gli studi di fisiologia sperimentale dimostrano che la maggiore caduta di pressione nel sistema vascolare si verifica a livello delle *piccole arterie e delle arteriole*. Poiché il flusso totale attraverso ciascun settore del circolo sistemico (aorta, arterie di ramificazione, arterie di distribuzione, arteriole, microarteriole e capillari) è costante per la legge della continuità di flusso, ne consegue che la principale resistenza si concretizza a livello delle piccole arterie e delle arteriole. Se, per esempio,  $R_a$ , rappresenta la resistenza dei piccoli vasi arteriosi ed  $R_x$ , quella di ogni altro settore del circolo sistemico disposto in serie con  $R_a$ , in base alla definizione della resistenza idraulica, la resistenza di tutti i piccoli vasi arteriosi è  $R_a = DP_a / Q_a$ . Ugualmente, la resistenza di tutti gli altri settori del circolo sarà  $R_x = DP_x / Q_x$ . All'equilibrio, il *flusso*  $Q_a$ , *attraverso tutti i piccoli vasi arteriosi disposti in serie deve essere uguale a*  $Q_x$ , attraverso ciascuno dei singoli settori di vasi disposti in serie con le arteriole. Poiché quindi  $Q_a = Q_x$ , dividendo le due equazioni si ottiene la relazione fra le relative resistenze e la relativa caduta di pressione:

$$R_a/R_x = \Delta P_a/\Delta P_x$$

Questa equazione sta ad indicare che il rapporto fra la caduta di pressione attraverso le arteriole e la caduta di pressione attraverso ogni altro settore del sistema vascolare disposto in serie con le arteriole, è uguale al rapporto fra le resistenze idrauliche di queste due componenti vascolari.

Per quanto riguarda i singoli distretti vascolari, i capillari che hanno un diametro di circa  $7 \mu\text{m}$  rappresentano il distretto che offre maggior resistenza al flusso sanguigno. Tuttavia, sono le arteriole e non i capillari che danno il maggior contributo alla resistenza totale. Questo apparente paradosso si spiega in base al numero relativo di capillari e di arteriole disposte in parallelo. Il numero dei capillari è enormemente maggiore rispetto a quello delle arteriole e la resistenza totale attraverso i numerosissimi capillari è notevolmente inferiore rispetto alla resistenza totale attraverso le arteriole. Queste sono infatti rivestite da una spessa tonaca muscolare liscia capace di indurre grosse variazioni di calibro del lume. Dalla relazione che esprime la resistenza idraulica, ove

$R$ , varia inversamente con  $r^4$ , è evidente che anche piccole variazioni di raggio determineranno variazioni relativamente elevate della resistenza.

Nel circolo sistemico, in base al calibro ed alla struttura della parete vasale si possono distinguere diversi settori o distretti vascolari in serie fra loro: 1) le arterie del sistema Windkessel, 2) le arterie di distribuzione, 3) le arteriole e le microrarteriole, 4) i vasi capillari, 5) le vene (Fig. 52). Da un punto di vista idraulico, i settori vascolari rappresentano un *continuum* anatomico ed una sequenza di resistenze disposte in serie. I vasi che compongono un settore vascolare, ad esempio il microcircolo (arteriole, microarteriole, capillari), costituiscono una serie di resistenze in parallelo.

Nelle *resistenze disposte in serie* la caduta di pressione attraverso l'intero sistema, ossia il gradiente di pressione all'inizio ed alla fine del sistema, è dato dalla somma della caduta di pressione che si realizza in ciascun singolo settore. Dalla definizione di resistenza idraulica appare altrettanto chiaro che la resistenza totale dell'intero sistema è uguale alla somma delle singole resistenze. Viceversa, per l'equazione di continuità, in un regime di flusso stazionario la portata sarà identica in ciascun settore. Nelle *resistenze disposte in parallelo* il gradiente pressorio fra l'ingresso e l'uscita sarà il medesimo in tutti i vasi, mentre il reciproco della resistenza totale ( $1/R_t$ ), è uguale alla somma dei valori reciproci della resistenza offerta dai singoli condotti paralleli. La portata totale in regime di flusso stazionario è, invece, uguale alla somma delle portate attraverso i singoli elementi disposti in parallelo. Un modo molto semplice di esprimere questa relazione è quella di

utilizzare, in analogia con i circuiti elettrici, il termine di *conduttanza idraulica* che può essere definito come il reciproco della resistenza. È pertanto evidente che, per condotti disposti in parallelo, la conduttanza totale è la somma delle singole conduttanze.

Considerando alcuni semplici esempi, talune proprietà fondamentali dei sistemi idraulici in parallelo appariranno più chiare. Poniamo, per esempio, che le resistenze di tre elementi disposti in parallelo siano tutte uguali fra loro, ossia  $R_1 = R_2 = R_3$ . Poiché il reciproco della resistenza totale ( $1/R_t$ ), è uguale alla somma dei valori reciproci delle singole resistenze, l'equazione può essere scritta come:  $1/R_t = 3/R_1$  ed uguagliando i reciproci di questi termini,  $R_t = R_1/3$ . La resistenza totale è quindi inferiore ad ognuna delle singole resistenze. In altri termini, *per ogni disposizione in parallelo la resistenza totale deve essere inferiore alla resistenza di ogni singolo componente*. Consideriamo ancora un sistema in cui un condotto ad alta resistenza sia combinato in un sistema parallelo con un condotto a bassa resistenza. La resistenza totale deve essere inferiore a quella della componente a bassa resistenza, poiché la componente ad alta resistenza offre un'ulteriore via o conduttanza al flusso del fluido.

Per illustrare come questi principi possano essere applicati alla fisiologia del circolo, si consideri la relazione fra *resistenza periferica totale (RPT)* dell'intero albero vascolare e la resistenza distrettuale di un organo come ad esempio quella offerta dai vasi di un singolo rene. La RPT è il rapporto fra la differenza ( $\Delta P$ ) di pressione artero-venosa ed il flusso vascolare attraverso l'intero letto vascolare (ossia la portata cardiaca,  $Q$ ).

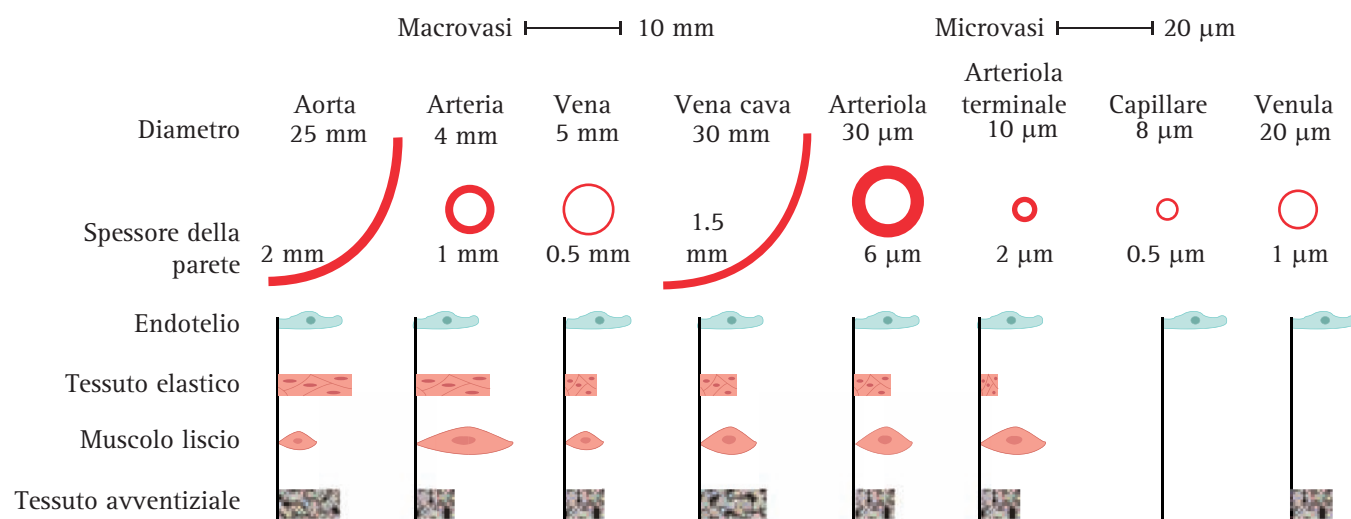
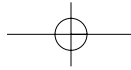


Fig. 52. SETTORI VASCOLARI DEL CIRCOLO SISTEMICO. Diametro interno, spessore di parete e quantità relative dei vari costituenti della parete nei distretti vascolari che compongono il sistema circolatorio. Le sezioni trasversali dei vasi non sono riportate in scala a causa del notevole divario tra le dimensioni dell'aorta e delle vene cave e quelle dei capillari.



La resistenza vascolare totale distrettuale di un singolo rene è parimenti data dal rapporto fra la differenza di pressione artero-venosa ed il flusso ematico renale. In un soggetto normale sano con pressione arteriosa media di 100 mmHg, pressione venosa periferica prossima a 0 mmHg e portata cardiaca di 5000 mL/min, la RPT sarà di 0.02 mmHg/mL/min ovvero 0.02 URP (Unità di Resistenza Periferica). Normalmente, il flusso ematico renale è di circa 600 mL/min. La resistenza vascolare totale di un singolo rene dovrebbe essere quindi 100 mmHg /600 mL/min ossia 0.17 URP, ossia un valore di ben 8.5 volte superiore al valore della RPT dell'intero circolo sistemico. È chiaro che può apparire sorprendente che un singolo rene, che rappresenta solo l'1% del peso corporeo totale, possa avere una resistenza vascolare enormemente superiore a quella dell'intero sistema circolatorio. Nel caso specifico bisogna considerare che l'intero sistema circolatorio possiede una miriade di vie alternative di deflusso, a differenza del rene che ha un circolo terminale. Non deve quindi sorprendere che la resistenza vascolare totale del rene sia superiore a quello a dell'intero circolo sistemico.

La (Fig. 53) riporta i valori di caduta della pressione arteriosa media derivati sperimentalmente lungo il sistema vascolare del criceto. Dalla figura emerge un apparente paradosso, ossia che la resistenza offerta dalle arteriole e dimostrata dalla caduta di pressione fra l'estremità arteriosa e capillare di questi vasi sia notevolmente maggiore rispetto alla resistenza offerta da altri settori vascolari, come le grosse arterie, nonostante che l'area di sezione trasversa delle arteriole sia superiore a quella delle altre componenti vascolari considerate. Nella (Fig. 54) la resistenza al flusso in un condotto ampio di area di sezione trasversa  $A_a$  è paragonata alla resistenza attraverso quattro condotti in parallelo, ciascuno dei quali ha un'area trasversa più piccola, pari a  $A_n$ . Supponiamo che l'area trasversa totale

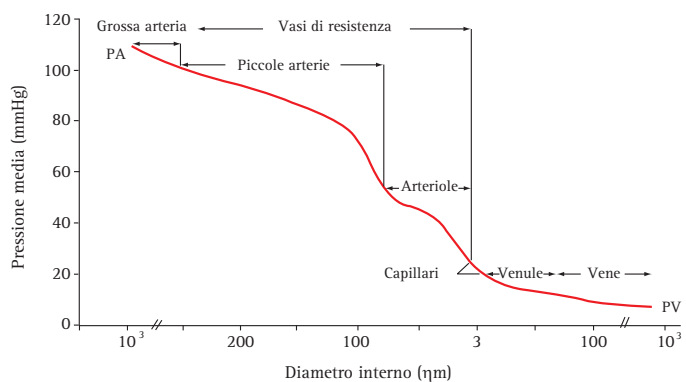


Fig. 53. CADUTA DI PRESSIONE LUNGO IL SISTEMA VASCOLARE. I dati sono stati derivati sperimentalmente nel circolo del criceto. PA = pressione arteriosa media; PV = pressione venosa.

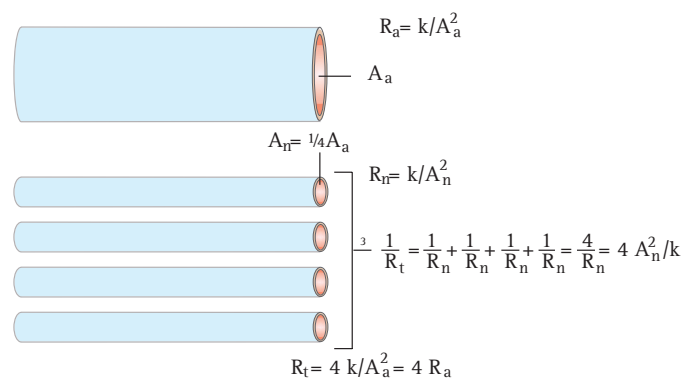
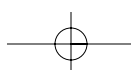


Fig. 54. RESISTENZE IN PARALLELO E CADUTA DI PRESSIONE NELLE ARTERIOLE E NEI CAPILLARI. Quando quattro condotti ristretti, ciascuno con area  $A_n$ , sono posti in parallelo, l'area totale della sezione trasversa è uguale all'area  $A_a$  di un condotto la cui area di sezione trasversa è tale che  $A_a = 4A_n$ . Sebbene le aree totali siano uguali, la resistenza totale  $R_t$ , attraverso i condotti in parallelo è 4 volte maggiore della resistenza  $R_a$  del singolo condotto ampio.

dei quattro condotti in parallelo sia uguale all'area del condotto più ampio e cioè  $A_a = 4A_n$ . Risolvendo l'equazione risulta che la resistenza totale  $R_t = 4k/A_a^2 = 4R_a$  di quattro condotti in parallelo è quattro volte maggiore della resistenza di un singolo condotto ampio la cui area di sezione trasversa è uguale alla somma delle aree dei quattro condotti. La costante di proporzionalità  $k$ , è in relazione alla lunghezza del condotto ed alla viscosità del fluido, due parametri che restano costanti in questo esempio. Se viene eseguito il calcolo per otto condotti in parallelo, ciascuno dei quali ha un'area di sezione trasversa pari ad un quarto della sezione di un singolo condotto ampio si troverà che la resistenza totale al flusso attraverso otto condotti ristretti disposti in parallelo è doppia rispetto a quella del condotto ampio. Questa situazione è un'analogia con quanto si verifica a livello arteriolare e capillare. La resistenza attraverso un singolo capillare è superiore a quella di una singola arteriola. Tuttavia il numero di capillari è molto maggiore rispetto a quello delle arteriole, come risulta dalla differenza calcolata delle loro aree di sezione trasversa riportata in (Fig. 52). Pertanto, la caduta di pressione attraverso le arteriole è notevolmente superiore alla caduta di pressione nei capillari (Fig. 53).

## Tensione elastica di parete

Prima di affrontare il significato funzionale della *pressione trasmurale*, è opportuno chiarire alcuni concetti sulla tensione della parete vascolare. La tensione





di parete è la forza che contrasta in modo diretto la pressione intravascolare e viene misurata in unità di forza per la lunghezza secondo la formula di Laplace, che lega fra loro tensione di parete  $T$ , con la pressione intravascolare  $P$ , ed il raggio  $r$ , del vaso:

$$T = P \times r$$

Conoscendo il raggio e la pressione è possibile risalire alla tensione di parete. In effetti, per poter determinare con esattezza la tensione parietale bisognerebbe conoscere non solo il valore effettivo della pressione intravascolare ma anche quello della pressione trasmurale. Infatti, la pressione esercitata sulla parete di un vaso è data dalla differenza fra la pressione intraluminale e la pressione esterna o tessutale. Pertanto, solo se la pressione tessutale è trascurabile, la pressione trasmurale corrisponde alla pressione intraluminale (Fig. 55).

La tensione di parete varia da 200.000 dine-cm (circa 200 g-cm) a livello dell'aorta a solo 16 dine-cm (14 mg-cm) a livello dei capillari. Per avere un'idea chiara delle forze in gioco, la tensione parietale dell'aorta è capace di reggere una pressione intraluminale 3 volte superiore a quella normale ( $PA_m$  di 100 mmHg), mentre la tensione nei vasi capillari è in grado di reggere una pressione di ben 30 mmHg, pari a circa  $1/3$  di quella vigente in aorta. La sottile parete del capillare è in grado di resistere ad un tale carico pressorio grazie al raggio estremamente piccolo. Dai capillari alle vene la pressione sanguigna diminuisce, ma aumenta il raggio e di conseguenza anche la tensione parietale. La legge di Laplace non spiega solo come i capillari siano in grado di sostenere una tensione intravascolare così elevata, ma altresì sottolinea come nei vasi dilatati la ten-

sione parietale aumenti anche quando la pressione intraluminale rimane costante. Questo si verifica soprattutto negli aneurismi ed è il fattore più importante di rottura del vaso. Un altro fenomeno interpretabile in base alla legge di Laplace è la *pressione critica di chiusura*. Questo termine definisce il valore critico di pressione di perfusione al di là del quale si determina una improvvisa chiusura del vaso. La pressione di chiusura nelle arterie è di circa 30 mmHg. Quando questo accade, la tensione sviluppata dalla parete (tono vasomotorio) non è più controbilanciata da una forza intravascolare equivalente che lo distenda e pertanto il vaso tende al collasso.

**Pressione tessutale e pressione trasmurale.** I vasi sono circondati da tessuti la cui pressione può essere superiore o inferiore alla pressione atmosferica. Per misurare la pressione tessutale vengono comunemente utilizzati dei manometri ad acqua. Gli effetti della pressione positiva o negativa esercitata sul lume vasale varia nel settore arterioso e venoso. Nelle vene la pressione intravascolare è generalmente molto bassa e le pareti sono sottili e facilmente comprimibili per cui si può giungere facilmente al collasso. Nelle arterie dove invece la pressione intraluminale è generalmente elevata e le pareti più rigide e spesse, gli effetti della pressione trasmurale diventano apprezzabili e significativi solo nel circolo coronarico. L'effetto di un aumento della pressione tessutale o extravascolare è quello di ridurre il calibro di un vaso e contenere le espansioni sistoliche legate alla discontinuità di pompa ed alla vasomotilità. Ad esempio, a livello endocranico, qualsiasi aumento della pressione di origine extravascolare sarà trasmesso egualmente sui vasi sanguigni arteriosi e venosi e gli effetti saranno più evidenti sul settore venoso rispetto a quelli sul sistema arterioso. Nel circolo polmonare gli effetti della pressione trasmurale sul flusso del microcircolo sono molto complessi a causa della collassabilità dei vasi. La pressione intravascolare (idrostatica ed idrodinamica) ed extravascolare sono infatti dello stesso ordine di grandezza. Oltretutto, per la compliance del circolo alveolare, esiste anche la possibilità di una conversione significativa di energia cinetica in energia potenziale e viceversa. Nell'adulto sano, in posizione eretta, i vasi dell'apice polmonare sono disposti circa 15 cm sopra il livello dell'arteria polmonare e quelli alla base ad eguale distanza al disotto di essa. Poiché le pressioni idrostatiche sono quindi dello stesso ordine della pressione arteriosa polmonare, i capillari degli apici dovrebbero essere appena aperti in posizione eretta, mentre quelli delle basi dovrebbero risultare congesti. Le misurazioni del flusso regionale

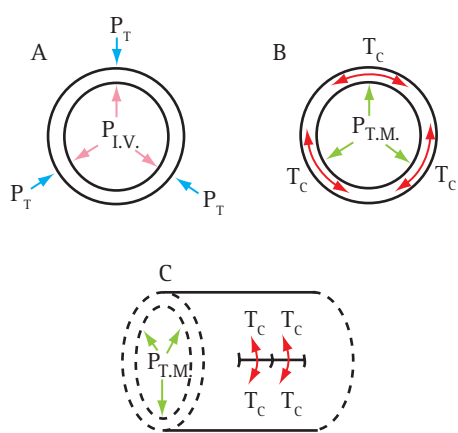


Fig. 55. LEGGE DI LAPLACE. La tensione di parete è la forza che contrasta in modo diretto la pressione intravascolare e viene misurata in unità di forza per la lunghezza secondo la formula di Laplace, che lega fra loro tensione di parete  $T$ , con la pressione intravascolare  $P$ , ed il raggio  $r$ , del vaso:  $T = P \times r$ .

polmonare dimostrano che, in effetti, le cose stanno in questi termini. Va però considerato che in realtà il volume dei polmoni è molto inferiore alla capacità della gabbia toracica e che nello spazio pleurico vige normalmente una pressione negativa. La pressione intratoracica peraltro fluttua durante la normale attività respiratoria da  $-4$ - $5$  a circa  $+10$ - $11$  cmH<sub>2</sub>O. Le modificazioni delle pressioni intratoraciche ed intraaddominali associate ai movimenti del diaframma e dei muscoli intercostali generano un movimento di pompa che facilita la risalita del sangue attraverso la vena cava inferiore dall'addome al torace. La pressione extra capillare nel sottile tessuto che separa la parete capillare dallo spazio aereo è molto vicina alla pressione intraalveolare che oscilla da  $+3$  a  $-3$  mmHg ad ogni respirazione. Quindi, concludendo, il circolo polmonare è sottoposto ad un'enorme variabilità delle pressioni extracapillari ed extravascolari o tessutali che sono in grado di influenzare significativamente il gradiente transmurale.

Gli effetti più imponenti della pressione transmurale si osservano nel circolo coronarico dove il flusso è prevalentemente diastolico a causa della contrazione e della compressione che i vasi subiscono durante la sistole ventricolare.

A livello renale la pressione idrostatica interstiziale è sostanzialmente sovrapponibile alla pressione atmosferica.

La pressione transmurale, ossia la pressione effettivamente esercitata sul vaso, è il gradiente differenziale fra pressione intraluminale o intravascolare e la pressione extravascolare o tessutale, ossia:

$$P_t = P_i - P_e$$

Dove  $P_t$  è la pressione transmurale,  $P_i$  è la pressione intraluminale e  $P_e$  la pressione extravascolare o interstiziale. La grandezza del lume nei vasi distendibili dipende prevalentemente dalla pressione transmurale, per cui questa diventa caratteristica in particolare a livello delle arteriole che offrono la maggiore resistenza al flusso.

Il valore assoluto delle resistenze vascolari, oltre che dalle proprietà tenso-elastiche di parete, può dipendere anche dalla pressione transmurale. Un esempio di come l'incremento della pressione transmurale possa condizionare la vasomotilità è rappresentato dalle variazioni emodinamiche che il microcircolo renale subisce nell'idronefrosi sperimentale. In condizioni normali, quando la  $P_e$  del rene è uguale alla pressione atmosferica, in sistole le arteriole si dilatano per l'accelerazione assiale e radiale della colonna ematica, mentre in diastole ritornano al calibro iniziale. L'idronefrosi aumenta significativamente la pressione transmurale (fino a 60 mmHg) e,

nonostante la normalità strutturale della parete, riduce significativamente la *compliance* sistolo-diastolica delle arteriole a causa della elevata pressione transmurale che limita l'escursione sistolo-diastolica dei vasi. La conseguenza emodinamica è rappresentata da un marcato aumento dei valori di resistenza vascolare (Fig. 56).

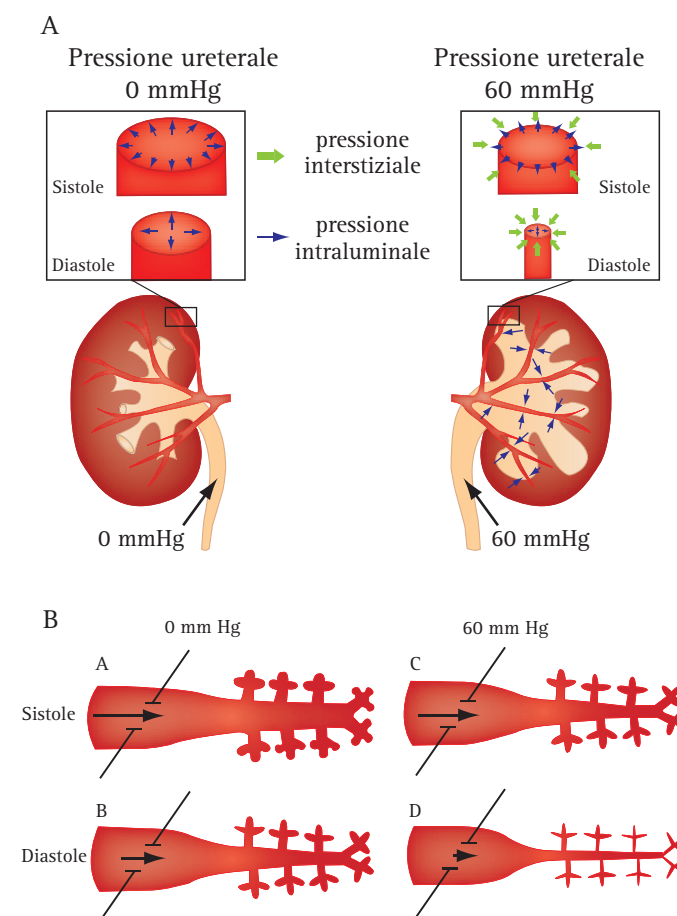
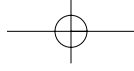


Fig. 56a, b. PRESSIONE TRANSMURALE ED IDRONEFROSI. La pressione transmurale condiziona pesantemente la compliance delle arteriole renali. In condizioni normali (A e B della figura B) la  $P$  interstiziale è = 0. In sistole l'accelerazione assiale della colonna ematica distende l'arteriola, mentre in diastole il vaso tende a ridurre il suo calibro. L'idronefrosi sperimentale aumenta significativamente la  $P$  transmurale sino a 60mmHg. In queste condizioni, la compliance sistolo-diastolica delle arteriole si riduce significativamente rispetto alle condizioni normali (C e D della figura B). [Tratta e modificata da Tublin ME, et al. Am J Roentgenol 2003; 180: 885-892].

## Bibliografia

- Batten JR, Neren RM. *Model study of flow in curved and planar arterial bifurcations*. Cardiovasc Res 1982; 16:178-186.
- Berne RM, Levy MN. *Physiology*. 4th Ed. Mosby Inc, 1998. *Emodinamica*. Ed. Italiana Casa editrice Ambrosiana. 2000; pp 422-437.
- Caro CG, Pedley TJ, Schroter RC, Seed WA. *The Mechanics of the Circulation*. Oxford University Press, Oxford: 1978; 322-43.
- Dautat M. *Bases de l'interprétation des signaux Doppler*. In: *Ultrasonographie vasculaire diagnostique. Théorie et pratique*. Ed. Vigot, Paris: 1991; pp 52-68.
- Davies PF. *Flow-mediated endothelial mechanotransduction*. *Physiol Rev* 1995; 75: 519-560.
- Evans HD, McDicken WN. *Blood flow*. In: *Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing*. 2nd edition. Wiley & Sons LTD Ed, London, UK: 2000; pp 5-26.
- Forsberg F, Morvay Z, Rawool NM, Deane CR, Needleman L. *Shear rate estimation in stenotic vessels using a clinical ultrasound scanner*. In: Levy M, Schneider SC, McAvoy BR (Eds) *Proc. 1996 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1225-1228. IEEE, Piscataway.
- Giancoli DC. *Physics: principles with application*. 5th Ed. Edizione Italiana 2000; CEA Milano 2000.
- Hessevik I, Matre K, Kvitting P, Segadal L. *Intraluminal recording of cross-sectional blood velocity distribution of human ascending aorta by ultrasound Doppler technique*. *Med Biol Eng Comput* 1994; 32: S171-S177.
- Hoskins PR. *Peak velocity estimation in arterial stenosis models using colour vector Doppler*. *Ultrasound Med Biol* 1997; 23: 889-897.
- Hughes PE, How TV. *Quantitative measurement of wall shear rate by pulsed Doppler ultrasound*. *J Med Eng Technol* 1993; 17: 58-64.
- Karino T., Goldsmith HL. *Flow behaviour of blood cells and rigid spheres in an annular vortex*. *Phil Trans Roy Soc (London)*, 1977; B279: 413.
- Ku DN, Giddens DP, Phillips DJ, Strandness DE. *Hemodynamics of the normal human carotid bifurcation: in vitro and in vivo studies*. *Ultrasound Med Biol* 1985; 11: 13-26.
- Lehmann ED, Gosling RG, Parker JR, deSilva T, Taylor MG. *A blood pressure independent index of aortic distensibility*. *Br J Radiol* 1993; 66: 126-131.
- Lusic AJ. *Atherosclerosis*. *Nature*. 2000; 14 (407): 233-41.
- Milnor, W. R. *Hemodynamics*. Williams & Wilkins Ed, Baltimore, 1989; pp 1-408.
- Nichols WW, O'Rourke MF. *McDonald's Blood Flow in Arteries*, 3rd Edn. Edward Arnold Ed, London: 1990.
- Nichols WW, O'Rourke MF. *McDonald's Blood Flow in Arteries*. Lea and Febiger: Philadelphia, 1990.
- Oxford McDonald DA. *Blood Flow in Arteries*, 2<sup>nd</sup> edition. Edward Arnold Ed, London: 1974.
- Paszkowiak JJ, Dardik A. *Arterial wall shear stress: observations from the bench to the bedside*. *Vasc Endovascular Surg*. 2003; 37: 47-57.
- Perktold K, Peter RO, Resch M, Langs G. *Pulsatile non-Newtonian blood flow in three-dimensional carotid bifurcation models: a numerical study of flow phenomena under different bifurcation angles*. *J Biomed Eng* 1991; 13: 507-515.
- Pozzi L, Calabrò F, Manetti A. *Elementi di emodinamica*. La Medicina Internazionale. 1972; 15.
- Reneman RS, Arts T, Hoeks APG. *Wall Shear Stress – an Important Determinant of Endothelial Cell Function and Structure –in the Arterial System in vivo. Discrepancies with Theory*. *J Vasc Res* 2006; 43: 251-269.
- Ross, J. M., Alevriadou, B. R., McIntire L. V., "Rheology", *Thrombosis and hemorrhage*, 2nd edition, Eds. Loscalzo, J., and Schafer, A. I. Williams and Wilkins: New York, 1998.
- Rubanyi GM. *The role of endothelium in cardiovascular homeostasis and diseases*. *J Cardiovasc Pharmacol*. 1993; 4:S1-S14.
- Strandness DE, Sumner DS. *Hemodynamics for Surgeons*. Grune and Stratton Ed, New York: 1975; pp. 209-289.





- 
- Tublin Me, Bude RO, Platt JF. *Review: the resistive index in renal Doppler sonography. Where do we stand?* Am J Roentgenol 2003; 180: 885-892.
  - Turitto VT, Goldsmith HL. *Rheology, transport and thrombosis in the circulation*. In: Textbook of Vascular Medicine (2nd Ed), J. Loscalzo, M. Creager, V. Dzau (Eds.) Little Brown & Co., New York, 2nd Edition, 1996; pp 141-184.
  - Vanhoutte PM. *Endothelium and control of vascular function: State of the Art lecture*. Hypertension. 1989; 13:658-667.
  - Whitmore RL. *Rheology of the Circulation*. Pergamon Press Ed, Oxford: 1968.
  - Wong PKC, Johnston KW, Ethier CR, Cobbold RSC. *Computer simulation of blood flow patterns in arteries of various geometries*. J Vasc Surg 1991; 14: 658-667.

