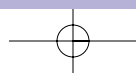
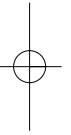
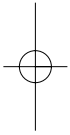
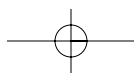
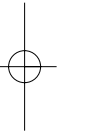
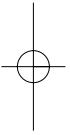
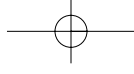


PARTE PRIMA

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

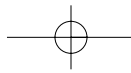
Focalizzazione dinamica in ricezione

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*⁽¹⁾:

- 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);

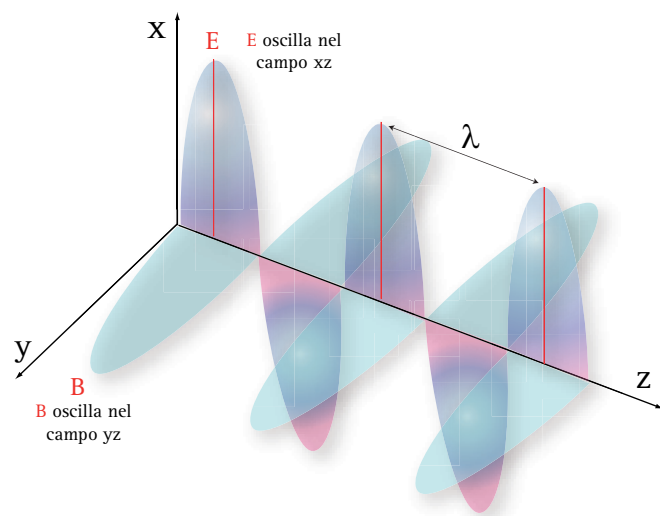


Fig. 1. RAPPRESENTAZIONE GRAFICA DI UN'ONDA ELETTROMAGNETICA. Il campo elettrico E oscilla nel piano xz , mentre B , il campo magnetico, nel piano yz . Il campo elettrico e il campo magnetico sono alternati, perpendicolari e in fase tra loro. La direzione di propagazione del campo avviene lungo la linea z . La lunghezza d'onda λ 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.

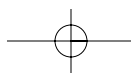
Lo spettro delle radiazioni elettromagnetiche è molto ampio (come il loro impiego nella vita quotidiana) e può essere diviso in diverse *regioni* o *bande*, in base alla lunghezza d'onda ed al *livello energetico* della radiazione: *raggi X, ultravioletto, visibile, infrarosso, microonde e radioonde*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



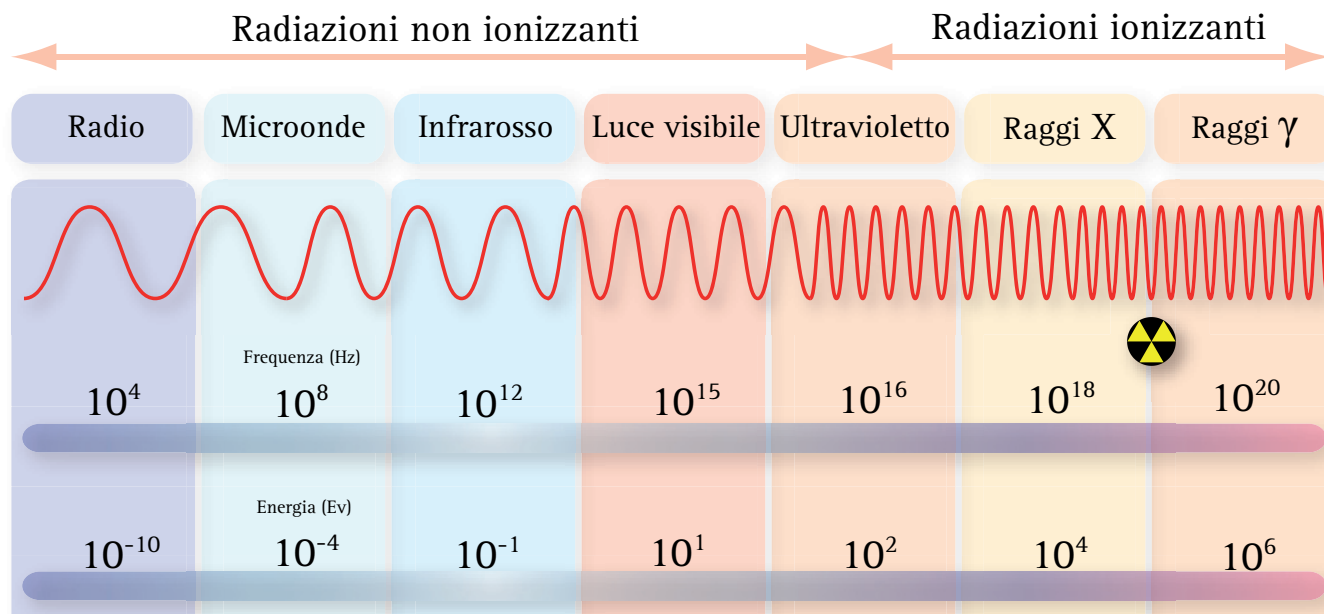
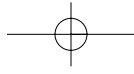


Fig. 2. SPETTRO DELLE RADIAZIONI ELETTROMAGNETICHE. La classificazione è basata sulla lunghezza d'onda λ , mentre la denominazione e la separazione dei singoli settori (*onde radio, microonde, infrarosso, luce visibile, ultravioletto, raggi X e raggi γ*) fanno riferimento alle comuni applicazioni tecnologiche 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.

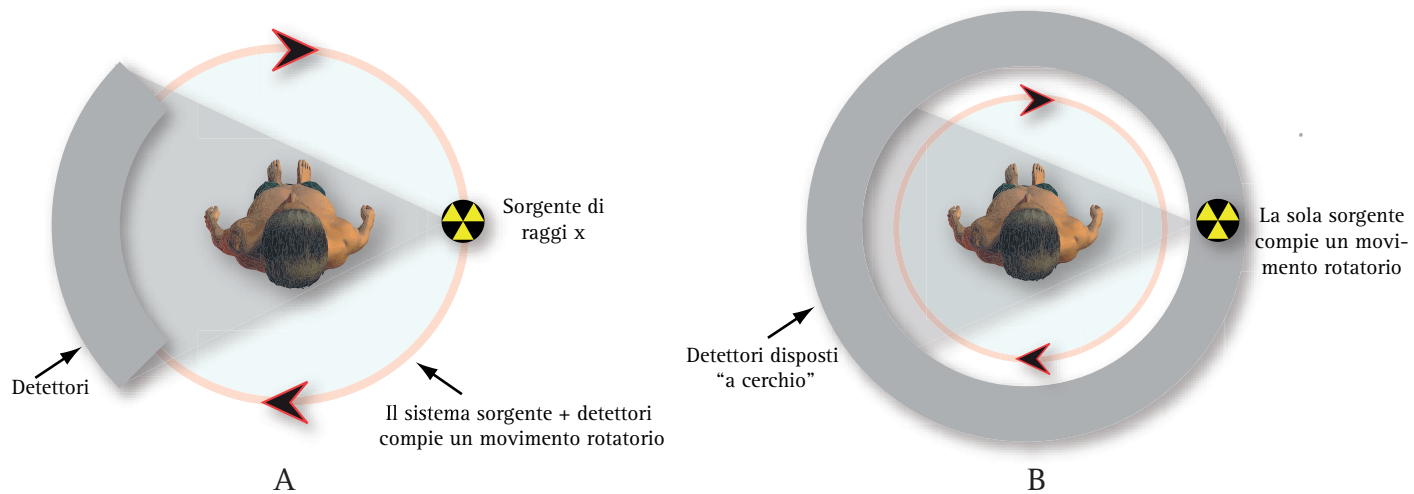
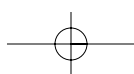


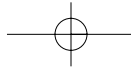
Fig. 3. APPARECCHIATURA TC DI TERZA E QUARTA GENERAZIONE. L'intensità del fascio emergente, attenuato dai tessuti e dagli organi attraversati, viene rilevata da una filiera di detettori che ruota simultaneamente con il tubo radiogeno (A) (TC di terza generazione), o è fissa e disposta in modo circolare 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 ⁽²⁾ (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-

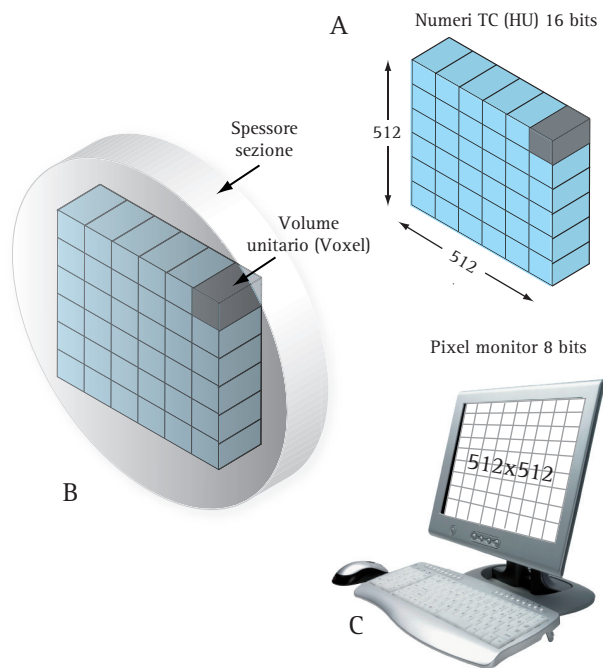


Fig. 4. MATRICE TC. La sezione corporea viene rappresentata come una matrice digitale che memorizza i numeri TC (A). Il singolo elemento di volume rappresentato nella matrice rappresenta un voxel o volume element. (B) L'informazione contenuta in ciascun voxel viene immagazzinata in una memoria digitale 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.

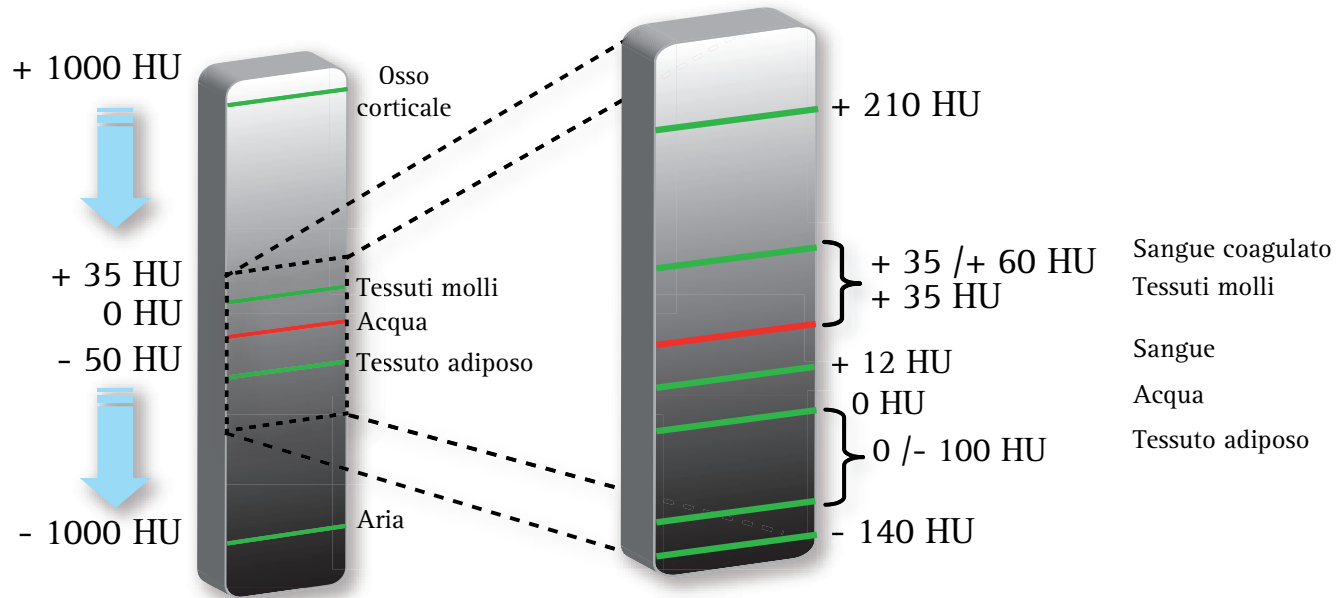
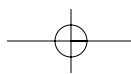
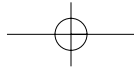


Fig. 5. SCALA HOUNSFIELD (HU). La media dell'attenuazione che i raggi X subiscono nel volume unitario o voxel viene graduata nel relativo pixel su una scala di grigi modulata sull'attenuazione che i raggi X subiscono quando attraversano l'acqua pura. A questo grado d'attenuazione è stato attribuito il 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-

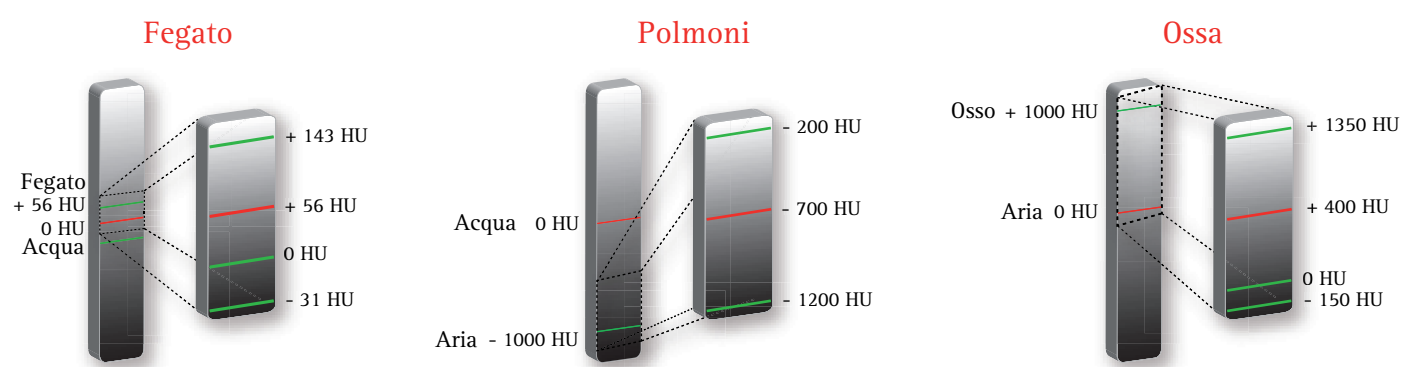


Fig. 6. APERTURA E LIVELLO DELLA SCALA HOUNSFIELD (HU). Il livello e l'ampiezza della finestra nella scala Hounsfield vengono scelti per visualizzare e stampare in scala di grigi le immagini digitali già acquisite. L'apertura della finestra viene impostata in funzione della regione da esplorare e del 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.

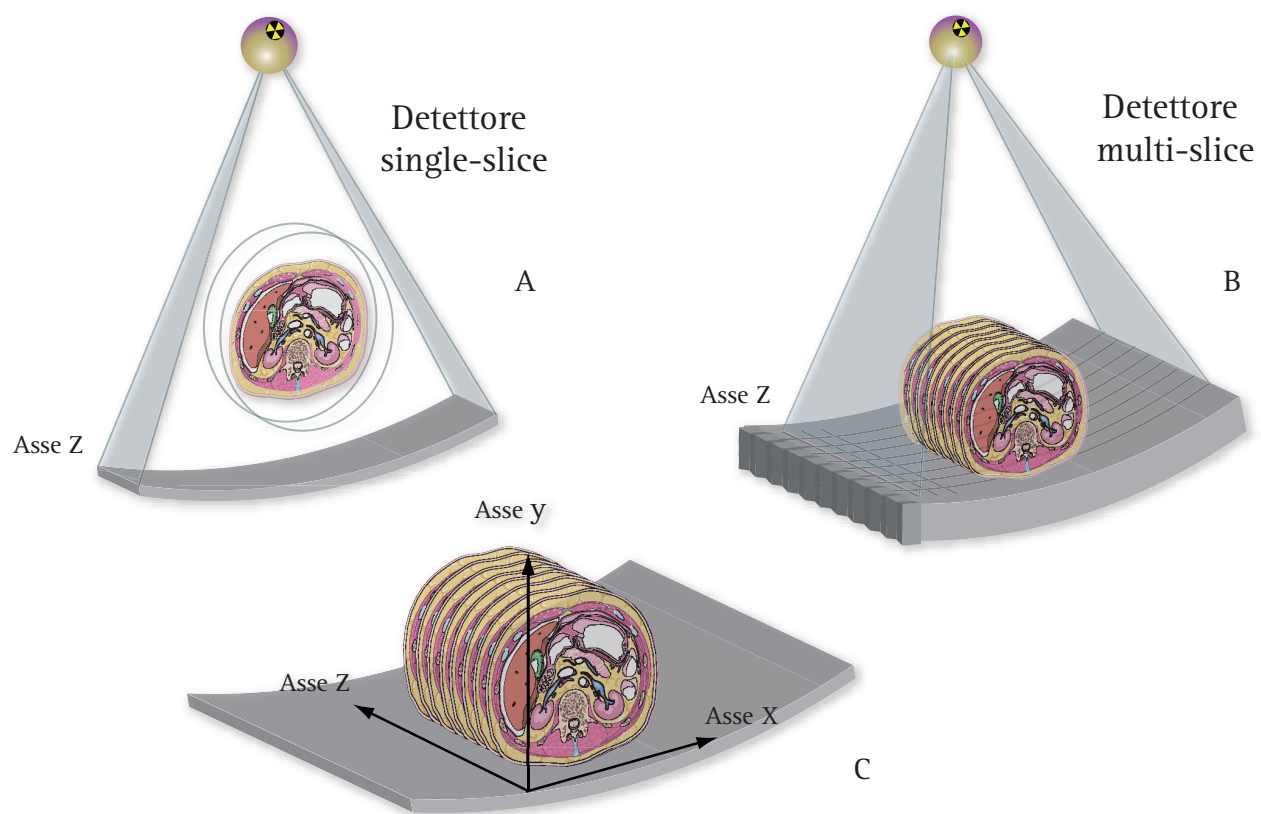
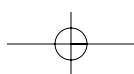


Fig. 7. TC SPIRALE. L'avanzamento tecnologico più recente della tomografia è la TC elicoidale o spirale multistrato (*multislices*), costruita con una serie variabile di detettori (da 2 a 128 o più) disposti in modo circolare. Nella figura (A) la geometria del fascio Rx di un sistema monodetettore viene 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*.

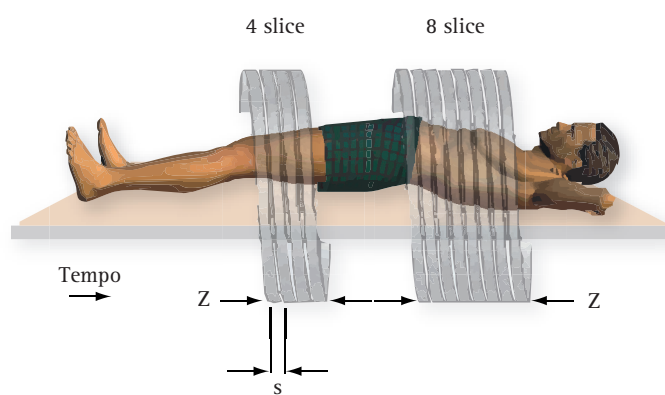
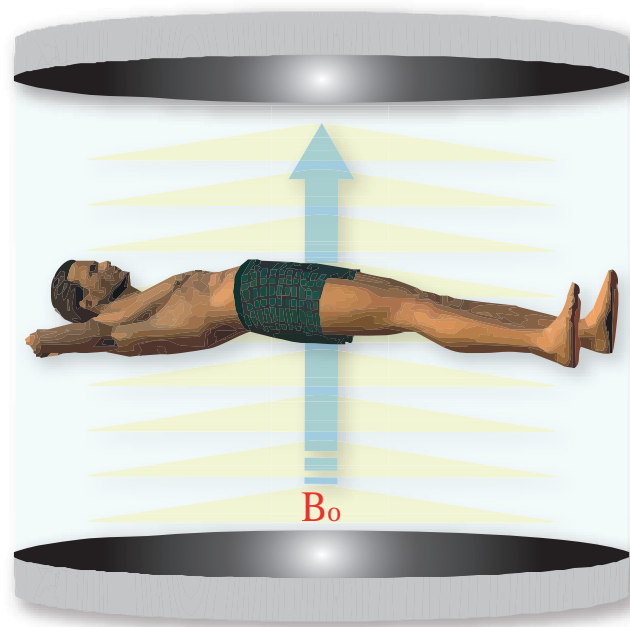
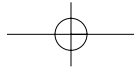


Fig. 8. ACQUISIZIONE DELL'IMMAGINE NELLA TC SPIRALE O ELICOIDALE. La TC spirale consente di acquisire immagini volumetriche continue con un movimento elicoidale o spirale del tubo radiogeno, mentre il corpo del paziente si muove attraverso il "gantry". Lo straordinario aumento della velocità di acquisizione 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-

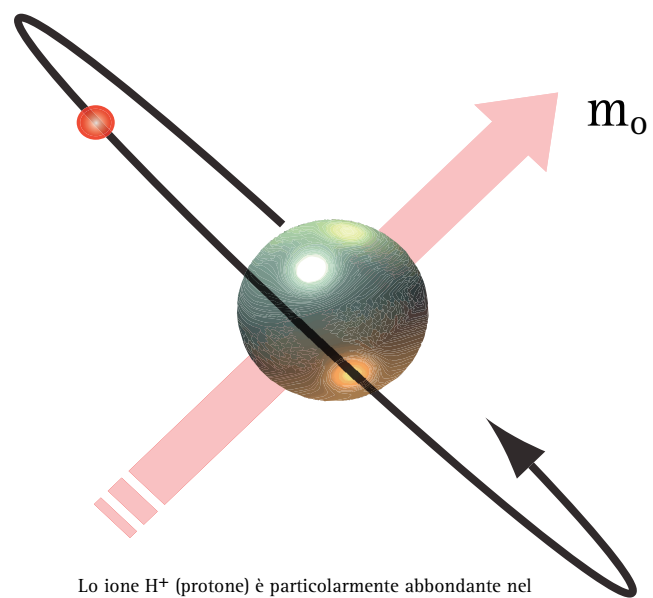


Campo magnetico principale B_0 , orientato lungo l'asse di un magnete permanente

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).

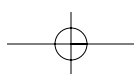
sità e con una direzione parallela all'orientamento del campo magnetico (Fig. 11). Nel corpo umano, i nuclei di idrogeno (protoni), di sodio e di fosforo hanno un comportamento *paramagnetico*, simile a quello dei metalli di transizione. Quando vengono sottoposti ad un campo magnetico esterno di intensità (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.



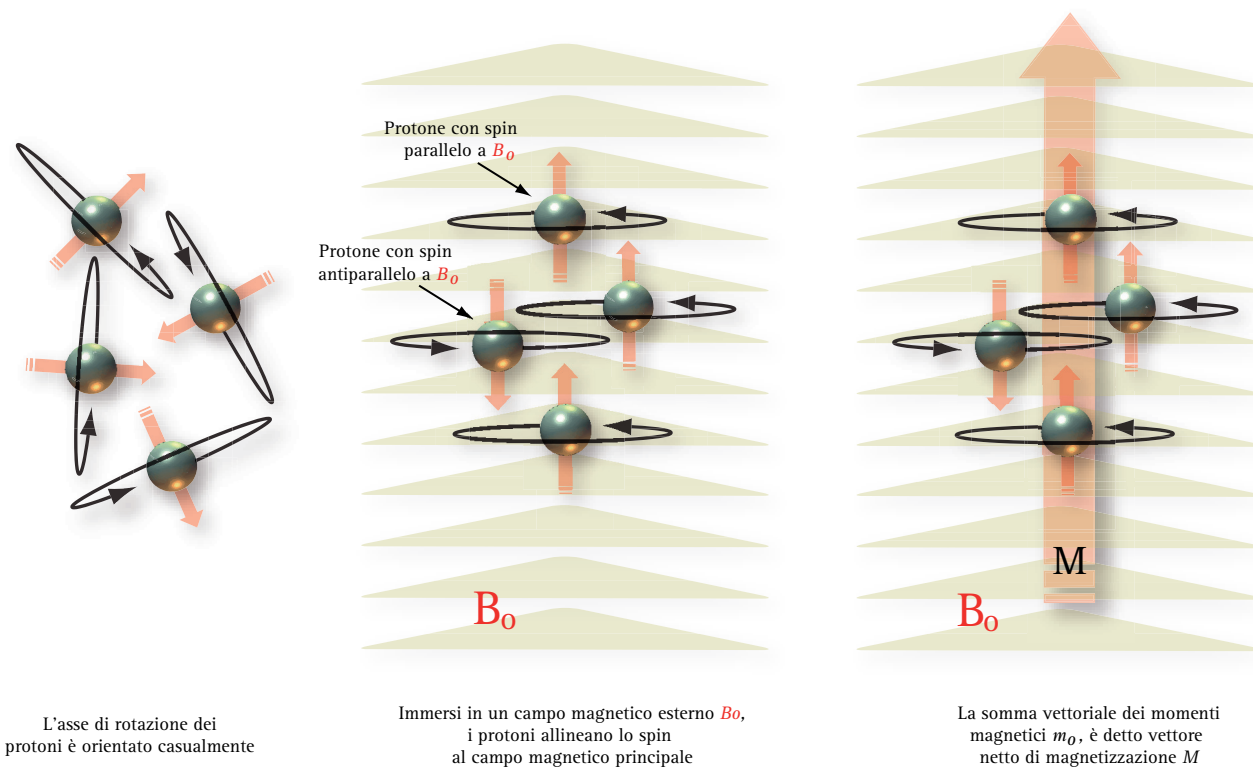
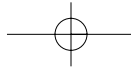


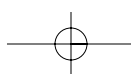
Fig. 12. VETTORE NETTO DI MAGNETIZZAZIONE. I materiali paramagnetici (metalli di transizione come il gadolinio o gli ioni H^+ presenti nei liquidi corporei) sono dotati di un momento magnetico proprio. In assenza di un campo magnetico esterno, i momenti magnetici dei singoli atomi sono orientati in modo 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 α 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



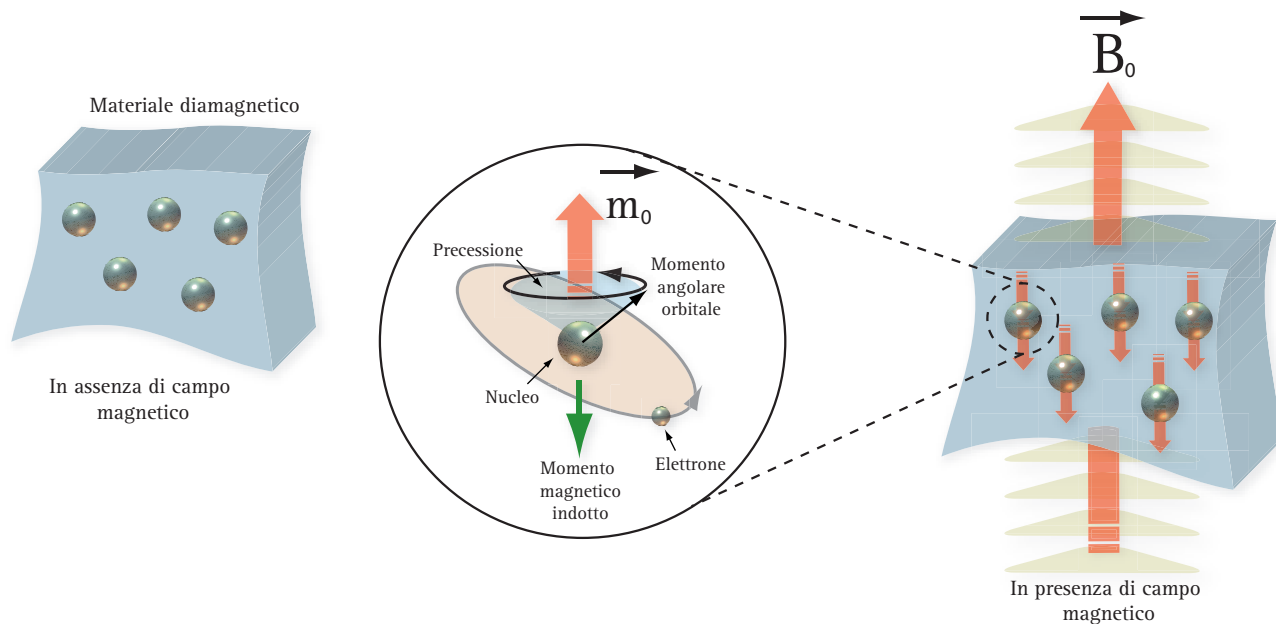
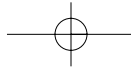


Fig. 13. PRESSIONE E MATERIALI DIAMAGNETICI. I Materiali diamagnetici reagiscono all'applicazione di un campo magnetico esterno con una piccola magnetizzazione che si oppone con il suo verso al campo esterno. Gli atomi di questi materiali sono privi di momento magnetico proprio, ma nel momento in cui 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.

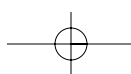
alterato. L'impulso di radiofrequenza deve avere una frequenza caratteristica pari al prodotto della frequenza del campo magnetico esterno per la costante giromagnetica. Ad esempio, nel caso dei protoni H^+ e di un campo magnetico di 0.5 T, la frequenza Larmor è data dal prodotto $0.5 \times 42.58 = 21.29$ 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° o a 180° 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° e quindi uno scostamento a 180° . In questa sequenza convenzionale, le immagini pesate in T_1 hanno brevi intervalli TR e TE, mentre le immagini pe-



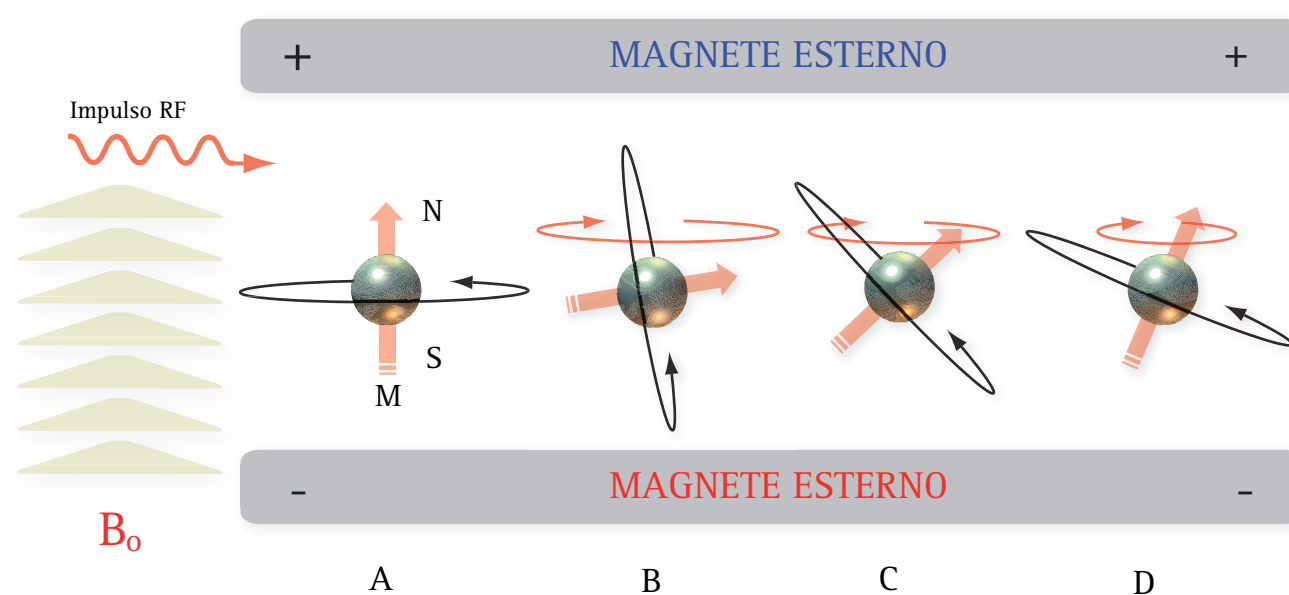


Fig. 14. SEQUENZA DI STIMOLAZIONE IN RADIOFREQUENZA (FREQUENZA LARMOR). Stimolando i protoni H^+ allineati con il campo magnetico esterno B_0 , con onde RF di frequenza caratteristica, generate da una bobina disposta intorno al paziente, l'allineamento dei protoni (H^+) viene alterato. Nel diagramma, un impulso di RF scosta il vettore netto di polarizzazione dei protoni di 90° 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 λ . 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.

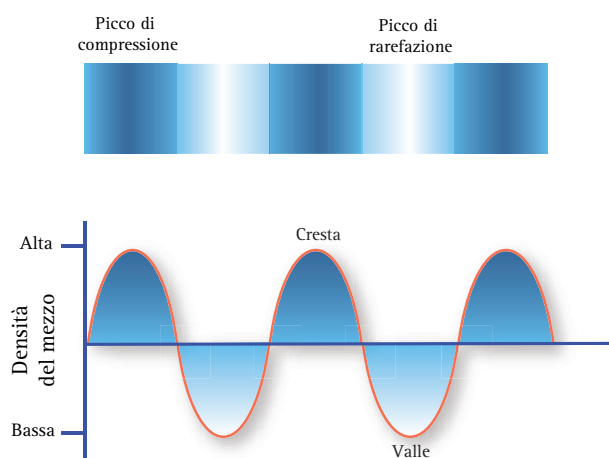


Fig. 16. ONDA SONORA. Rappresentazione grafica di un'onda sonora e raffigurazione delle aree di rarefazione e compressione del mezzo di trasmissione. L'ecografia genera l'immagine sfruttando le proprietà fisiche degli US che sono onde elastiche longitudinali che si propagano con velocità variabile in 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 γ , 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-

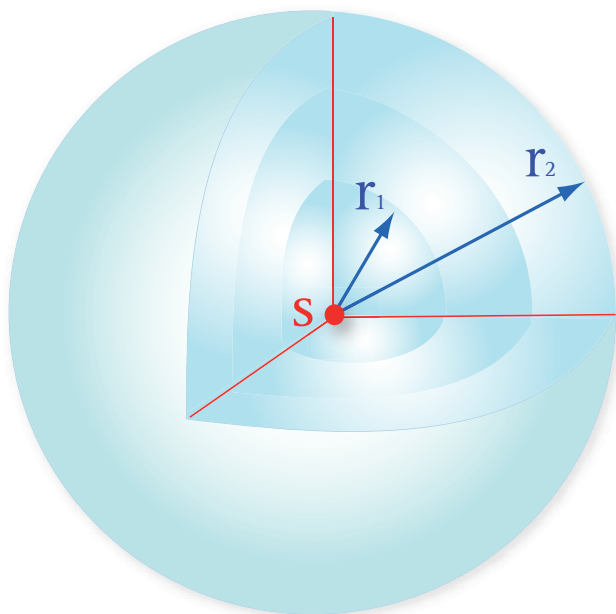


Fig. 17. ONDA SONORA. Il suono è una forma di energia meccanica che si trasmette in un mezzo fisico con onde di compressione e di rarefazione (nodi e ventri). Nella figura è schematizzata un'onda che si allontana dalla sorgente puntiforme (S), assumendo una forma sferica. Nel diagramma sono disegnate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

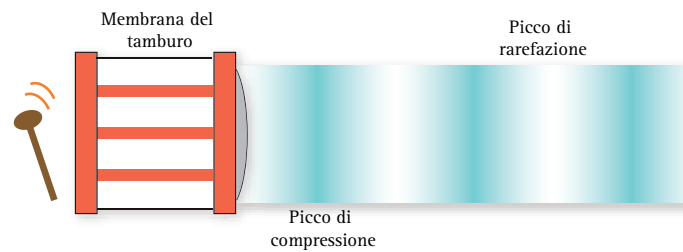


Fig. 18. PROPAGAZIONE DEL SUONO NELL'ARIA. L'energia sonora è una forma di energia meccanica poiché determina un movimento fisico di molecole e particelle all'interno di un mezzo. Questo comportamento distingue l'energia sonora da altre forme di energia ondulatoria come quella elettromagnetica. La membrana 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-

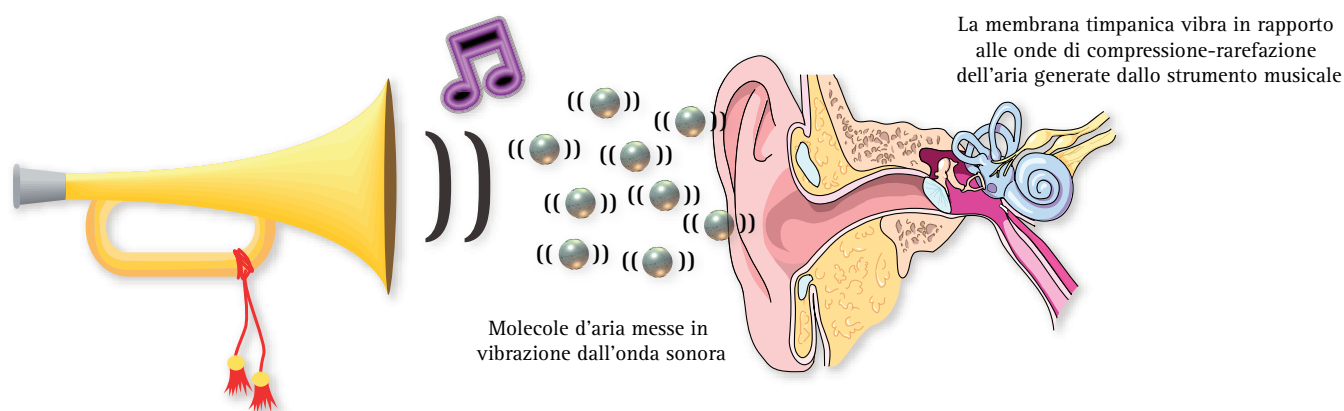


Fig. 19. PERCEZIONE DEL SUONO. Il suono prodotto da uno strumento musicale viene percepito come suono poiché le vibrazioni delle molecole d'aria generano un'onda meccanica che raggiunge l'orecchio, fa vibrare il timpano, la catena degli ossicini, il liquido del condotto uditivo ed i recettori ciliari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

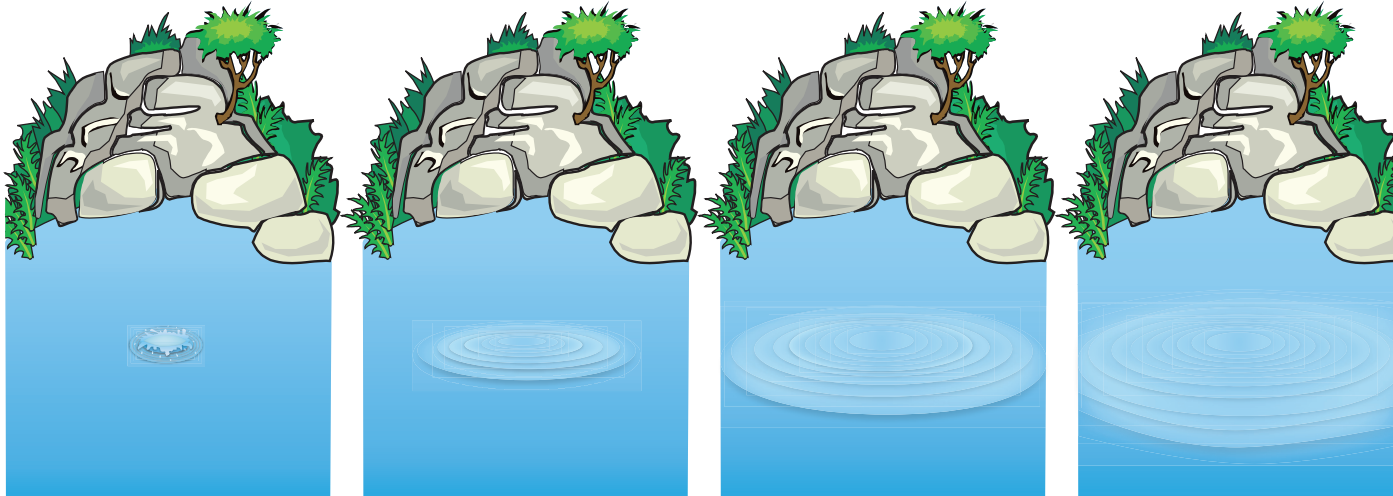
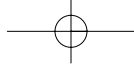


Fig. 20. PROPAGAZIONE DELLE ONDE NELL'ACQUA. Quando tiriamo un sasso in uno stagno, nel punto in cui esso colpisce l'acqua, si genera una serie di onde concentriche che si trasmettono in senso centrifugo, allargandosi sempre più fintanto che non incontrano un ostacolo.



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

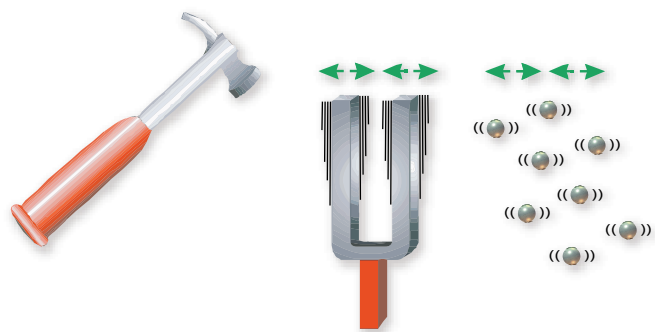
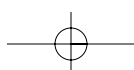
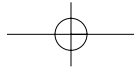


Fig. 22. GENERAZIONE DEL SUONO. Il diapason percosso dal martelletto è un esempio abusato per spiegare la generazione dei suoni. I rebbi in vibrazione trasmettono questa perturbazione alle molecole d'aria adiacenti che generano, a loro volta, un'onda di rarefazione e di compressione. Nell'aria il suono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

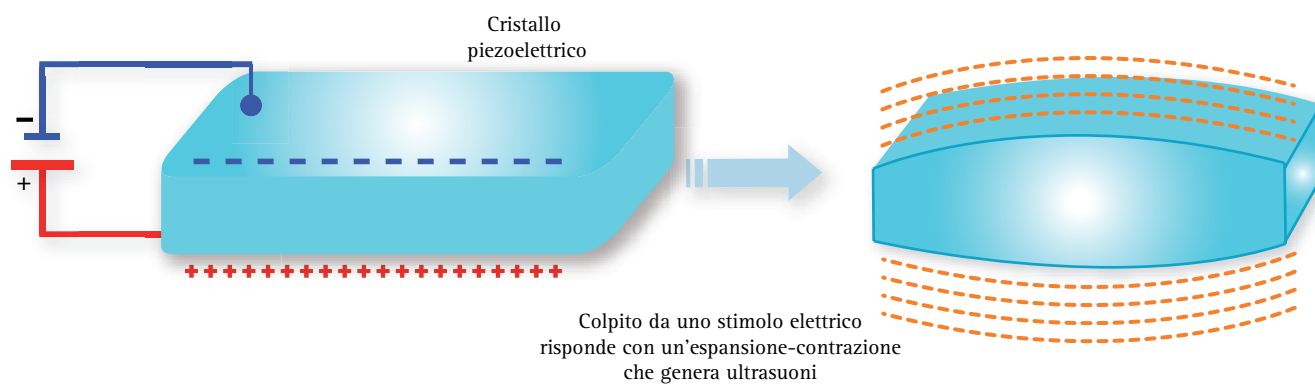


Fig. 23. SORGENTE DEGLI ULTRASUONI. In ecografia la sorgente degli US sono i cristalli piezoelettrici, che rispondono ad uno stimolo elettrico con un'espansione-contrazione che genera frequenze sonore non percepibili dall'orecchio umano.

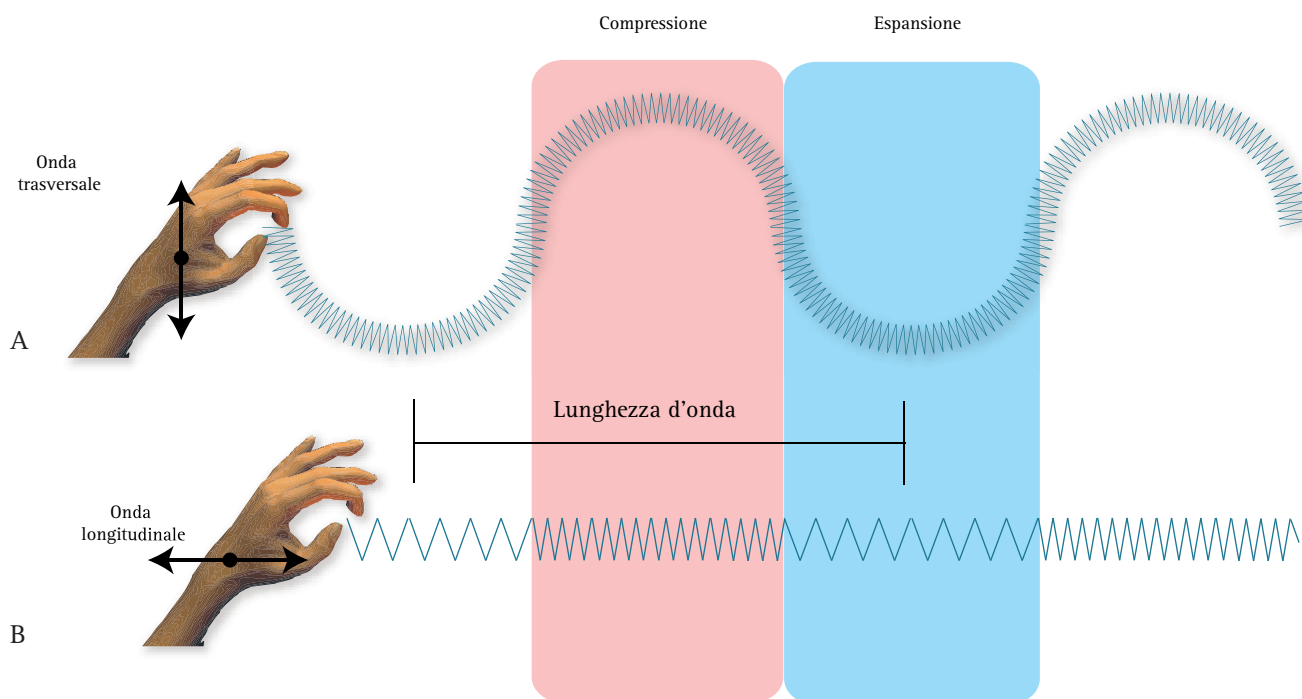
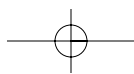


Fig. 24. PROPAGAZIONE DEGLI ULTRASUONI. La propagazione del suono o degli US si può realizzare con un movimento ondulatorio longitudinale o trasversale. Le onde trasversali propagano più facilmente nei materiali solidi come l'acciaio o l'osso, ma non si propagano nei tessuti molli. Gli US usati in ecografia 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 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 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

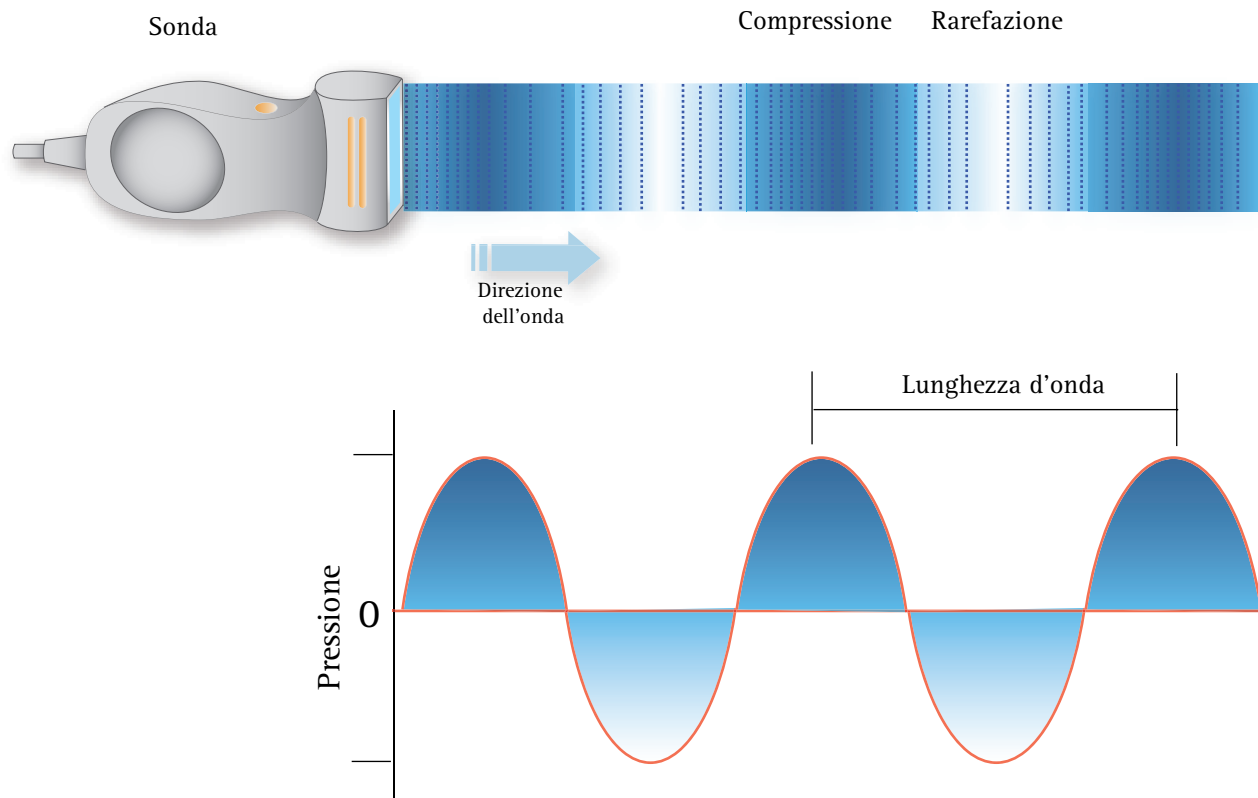


Fig. 25. ONDA DI RAREFAZIONE E COMPRESSIONE GENERATA DAGLI US. Le aree in cui le molecole vengono compresse le une verso le altre (regioni di compressione) hanno una densità (o massa per unità di volume, g/cm^3) leggermente superiore rispetto alle condizioni di riposo. Le aree in cui le molecole si allontanano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

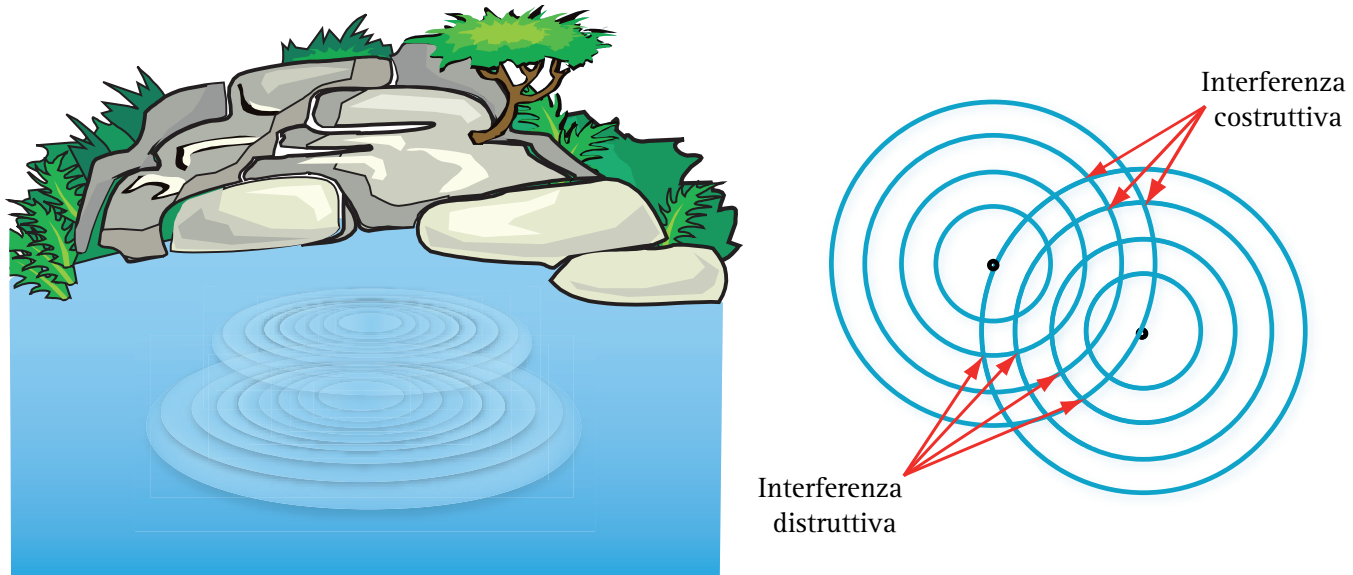


Fig. 26. INTERFERENZA DI ONDE D'ACQUA. Quando due pietre vengono gettate simultaneamente in uno stagno, i due insiemi di onde circolari che ciascuno di essi genera interferiscono fra loro in vario modo. In alcune aree di sovrapposizione, le creste di un'onda incontrano ripetutamente le creste dell'altra (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

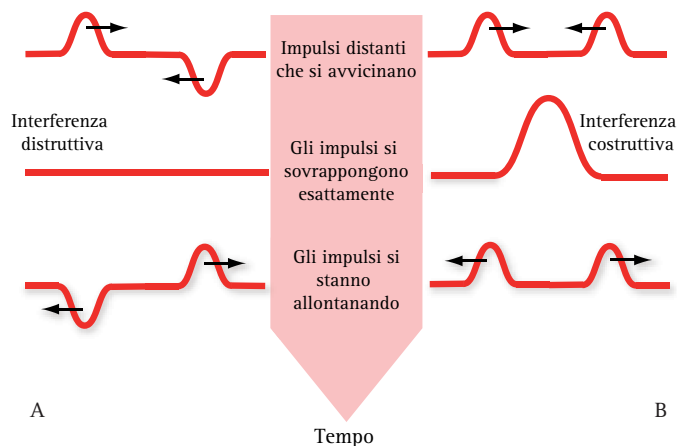


Fig. 27. INTERFERENZA DISTRUTTIVA E COSTRUTTIVA. Il fenomeno dell'interferenza si realizza nella parte di spazio in cui due onde s'incrociano e si sovrappongono in modo completo. L'incontro e la sovrapposizione di due onde in fase genera uno spostamento pari alla somma algebrica di entrambe (interferenza 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-

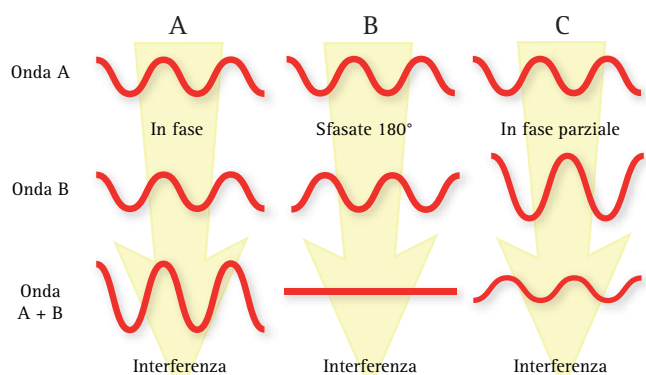


Fig. 28. INTERFERENZA E SOMMAZIONE DI ONDE. Il termine *fase* viene usato per descrivere la posizione relativa delle creste e delle valli di onde diverse. Quando le creste e le valli di due onde diverse sono perfettamente allineate fra loro le onde sono dette in fase (A). Quando, viceversa, le creste 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).

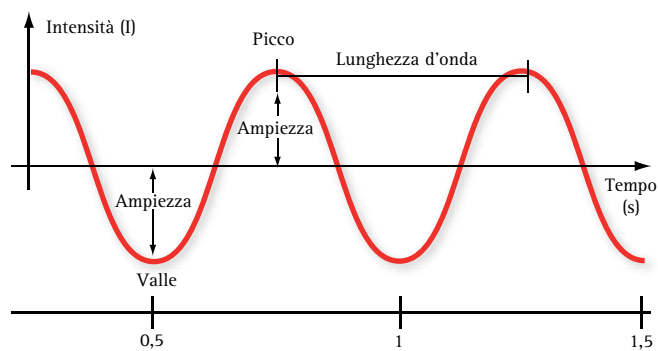
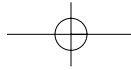


Fig. 29. CARATTERISTICHE DI ONDA SONORA. Da un punto di vista fisico, gli US sono caratterizzati dalle notazioni fondamentali della meccanica ondulatoria: frequenza, lunghezza d'onda (λ), intensità, velocità di trasmissione.

Frequenza. La frequenza ν , 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 hertz³⁾ 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*

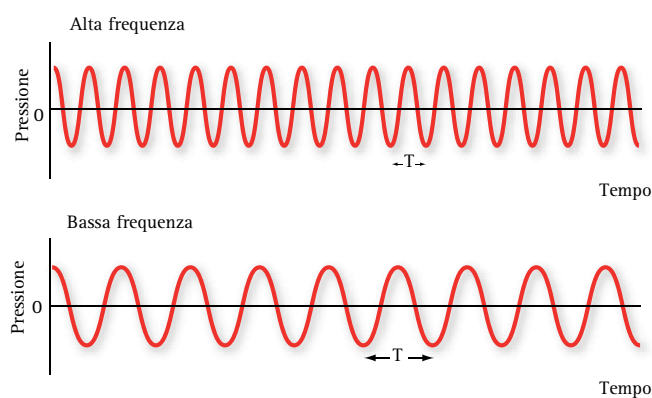


Fig. 30. ONDE DI FREQUENZA DIVERSA. L'onda con frequenza più elevata ha un periodo T , più breve.

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).

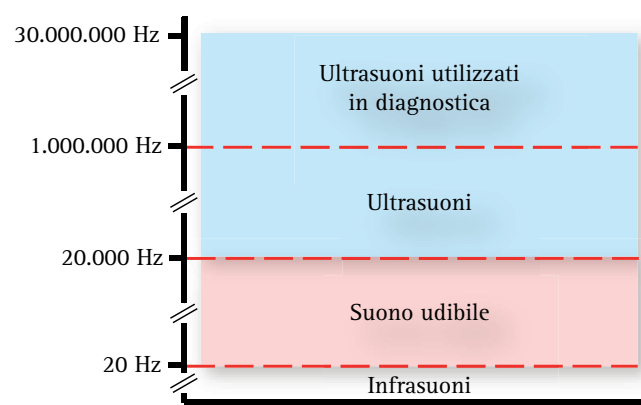


Fig. 31. CLASSIFICAZIONE DELLE ONDE SONORE. Le onde sonore vengono classificate in funzione della loro frequenza.

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

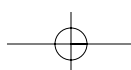
1. Esprime il numero di oscillazioni complete nell'unità di tempo.
2. Il periodo T , definisce la durata di un'oscillazione completa ed è misurato in secondi.
3. L'unità di misura è lo Hertz (1 hertz = 1 ciclo/sec). I multipli dello hertz sono il kilohertz (10^3 Hz) e il megahertz (10^6 Hz).
4. La frequenza 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 λ , 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 λ è espressa abitualmente in *mm* o μm . 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, λ , 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).

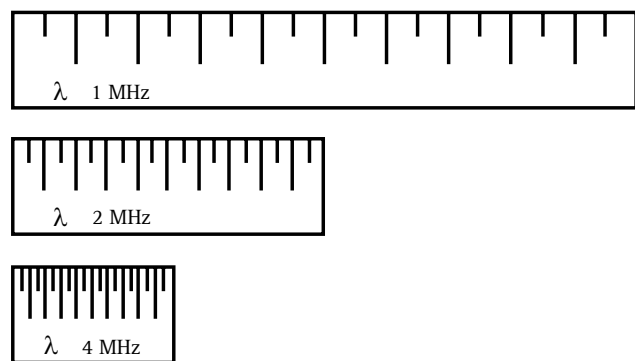


Fig. 32. COMPARAZIONE GRAFICA FRA LUNGHEZZA D'ONDA E SISTEMA METRICO DECIMALE. La lunghezza d'onda λ , è valutata abitualmente in mm o μm . Per frequenze da 1 a 10 MHz, λ varia da 1,54 a 0,15 mm.

La lunghezza d'onda λ , 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 μm . Per frequenze da 1 a 10 MHz λ , varia da 1.54 a 0.15 mm.
2. La lunghezza d'onda λ , condiziona il limite teorico di risoluzione della sonda (capacità di discriminare due bersagli distinti ma vicini).

Tabella 3. LA LUNGHEZZA D'ONDA λ , 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 W/cm^2 o mW/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 J/s o Watt/s. Il prodotto dell'intensità per il tempo di esposizione (in secondi) indica l'esposizione totale (J/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°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/cm² o mW/cm².
3. L'esposizione totale è il flusso di energia per unità di superficie nell'unità di tempo.
Unità di misura: W/cm²/s o mW/cm²/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*⁴, 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/m². 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/cm³ o in Kg/m³. 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 ⁻⁵)
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 (ρ) è espressa in Kg/m^3 , (V) è espressa in 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.

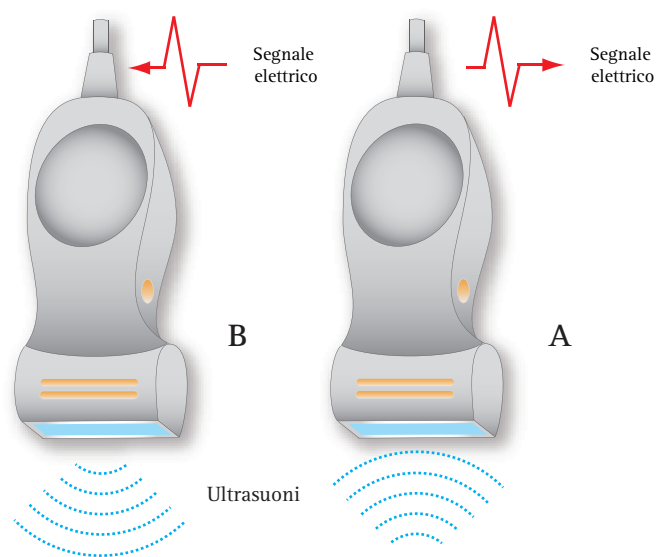


Fig. 34. IL TRASDUTTORE. Il trasduttore o sonda è l'unità che converte la corrente elettrica alternata di rete in ultrasuoni e viceversa, per effetto piezoelettrico diretto (B) ed inverso (A).

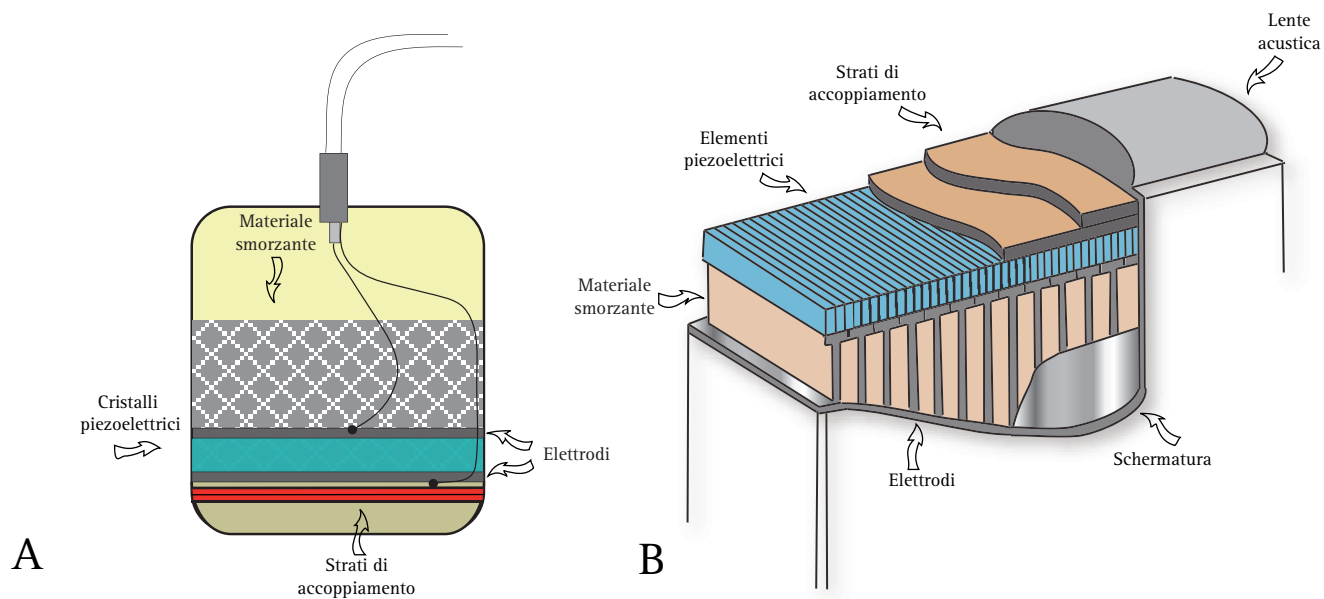


Fig. 35. IL TRASDUTTORE. Sezione (A) e particolare di un trasduttore piezoelettrico (B). Gli elementi essenziali del trasduttore sono i cristalli piezoelettrici o elementi attivi collegati agli elettrodi, lo strato di smorzamento (*Damping o Backing layer*) e lo strato di accoppiamento (*matching layer*).

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-

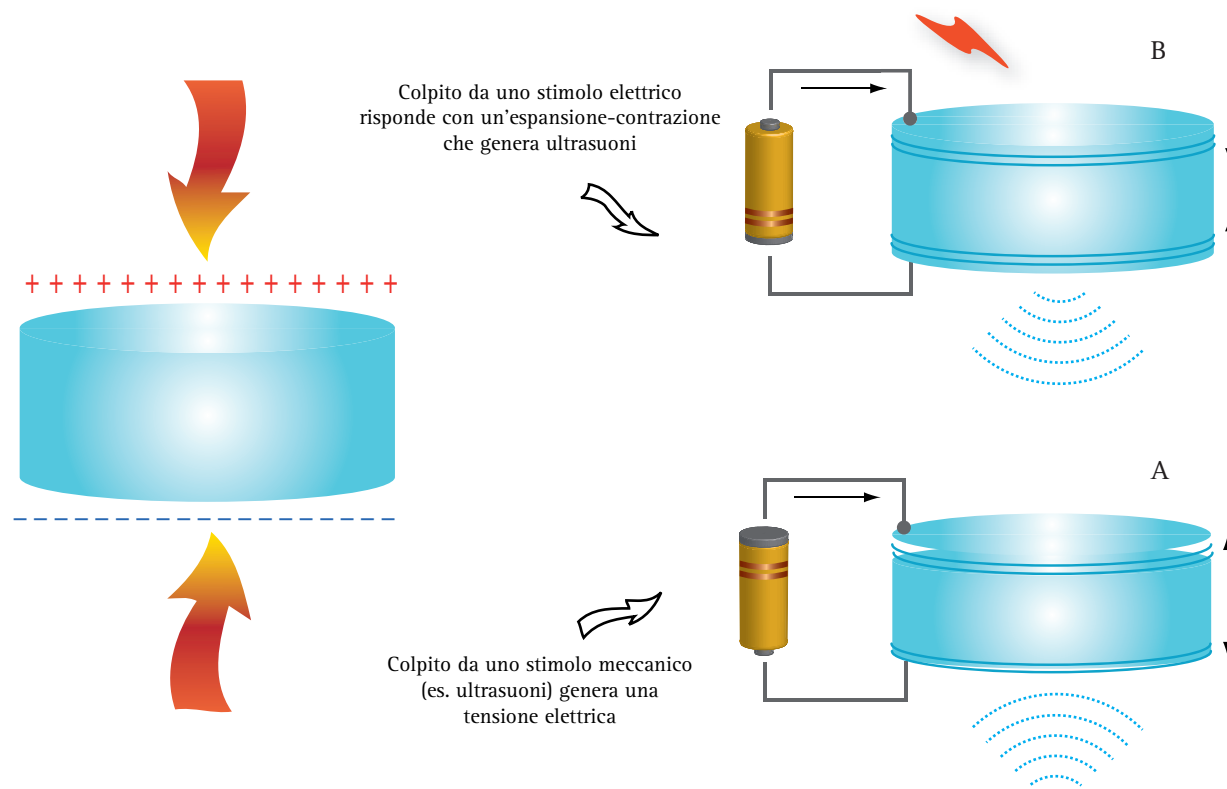


Fig. 36. EFFETTO PIEZOELETTRICO. Se su una lamina di cristallo di quarzo viene applicata una forza perpendicolare, sulle superfici della lamina si genera una differenza di potenziale che, opportunamente rilevata ed amplificata, può essere convertita in un segnale elettrico (effetto piezoelettrico diretto) (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.

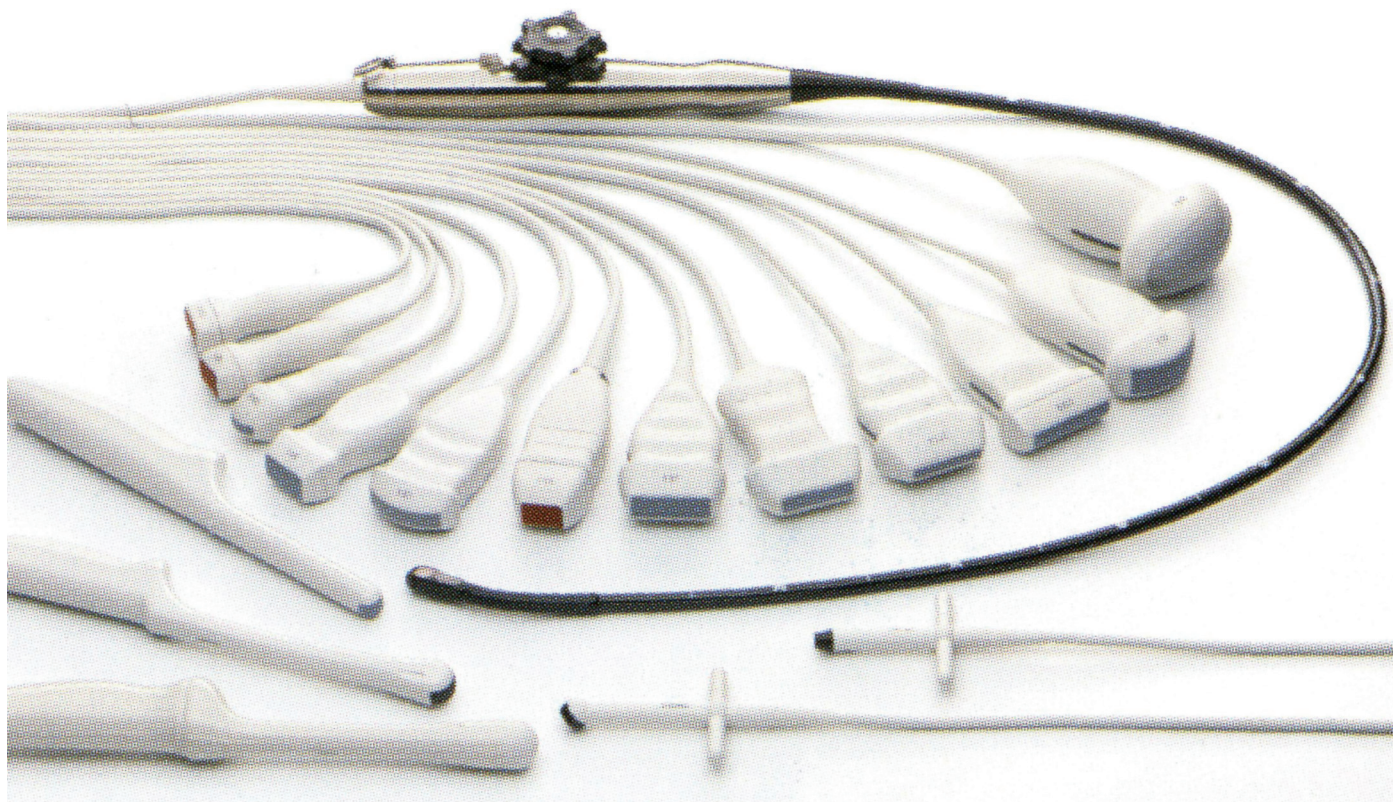
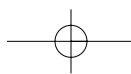


Fig. 37. TIPI DI SONDE. Le sonde disponibili in commercio hanno una geometria diversa in funzione dei campi di applicazione specialistica e delle necessità diagnostiche. La sonda lineare "small parts" e la sonda *convex* permettono l'esecuzione di gran parte degli esami richiesti nei Dipartimenti di 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"> • Addome superiore (fegato, colecisti, vie biliari, pancreas, milza) • Addome inferiore e vie urinarie (rene, vie escrettrici, vescica). • Aorta, vasi profondi, vasi portali, retroperitoneo, surreni.
convex, lineare 5.0-7.5 MHz	<ul style="list-style-type: none"> • Addome pediatrico, vasi profondi dell'addome, testicoli, tiroide.
lineare 7.5-10-12 MHz	<ul style="list-style-type: none"> • Tiroide, paratiroidi, tessuti superficiali. Vasi superficiali. • Ligamenti, articolazioni. Corpi estranei nei tessuti molli.
biplanare (side-fire, end-fire) lineare endocavitaria 7.5-10 MHz	<ul style="list-style-type: none"> • Transvaginale (utero, ovaie, scavo pelvico). • Transrettale (prostata, vescicole ed ampolle seminali).

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-

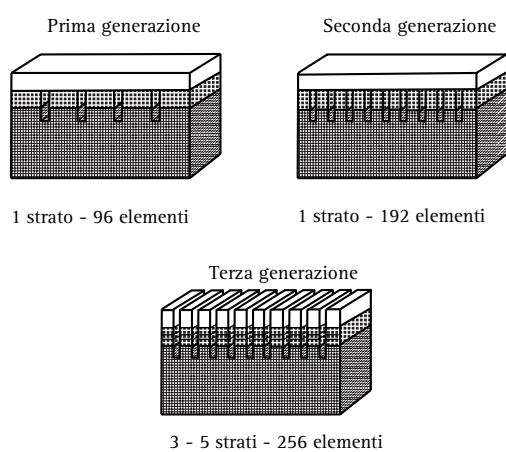
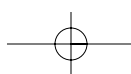


Fig. 38. STRUTTURA DI SONDA MULTIELEMENTO. Le sonde multielemento sono costruite con un numero variabile di barrette di ceramica piezoelettrica (da 64 a 128 a 256), ciascuna delle quali è saldata con un processo di metallizzazione a due elettrodi.



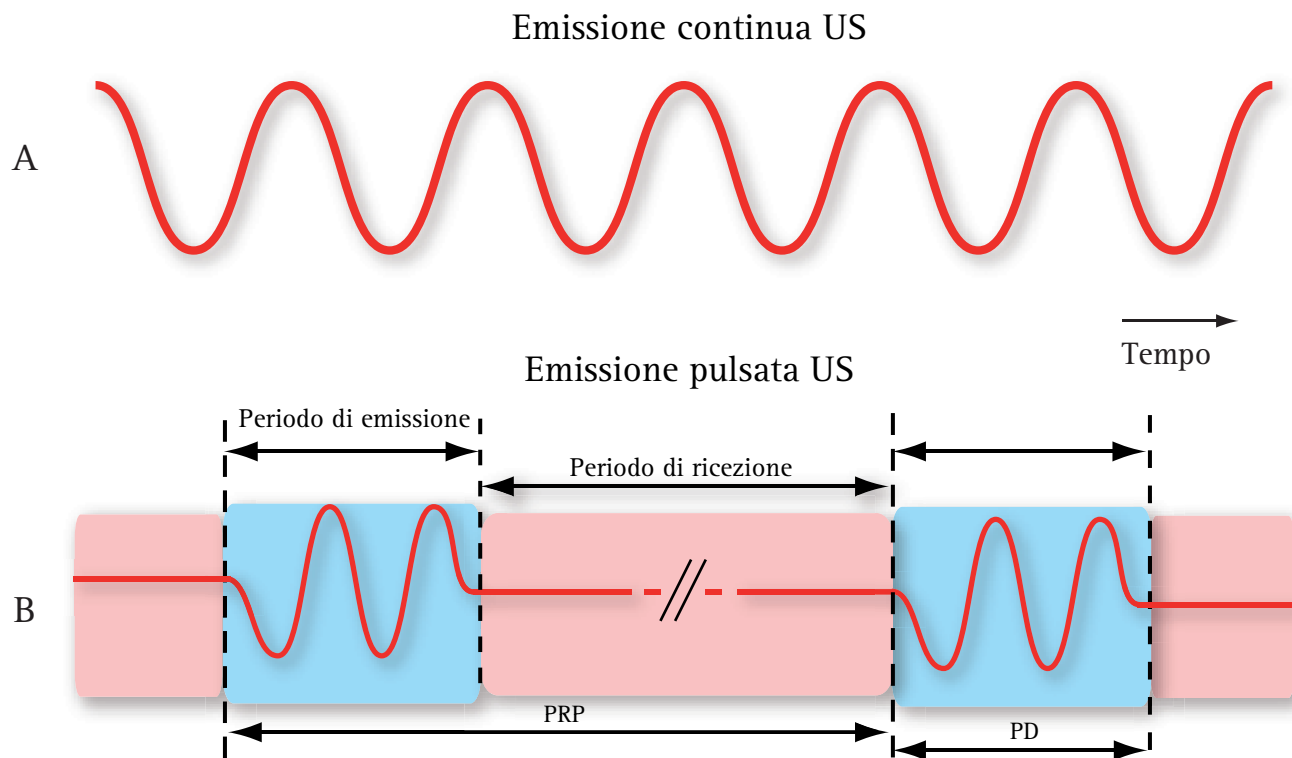
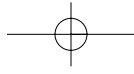


Fig. 39. EMISSIONE CONTINUA E DISCONTINUA DI US. I cristalli piezoelettrici possono essere sollecitati da una tensione elettrica continua ed emettere US in modo continuo (A) o con 1-2 cicli di impulsi di corrente alternata con conseguente emissione pulsata o discontinua di US (B). Tutte le apparecchiature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

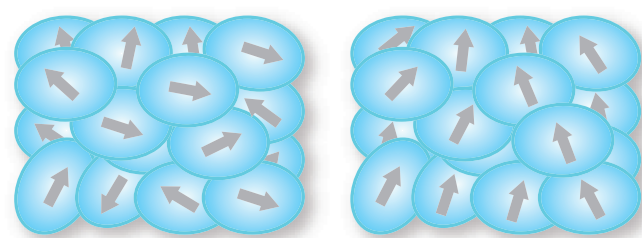


Fig. 40. POLARIZZAZIONE. La polarizzazione del PZT si ottiene ad alte temperature o temperature di Curie (365° per il PZT). A queste temperature i cristalli del reticolo si liberano e si muovono facilmente per cui applicando alla ceramica una corrente ad alto voltaggio si favorisce la polarizzazione 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.

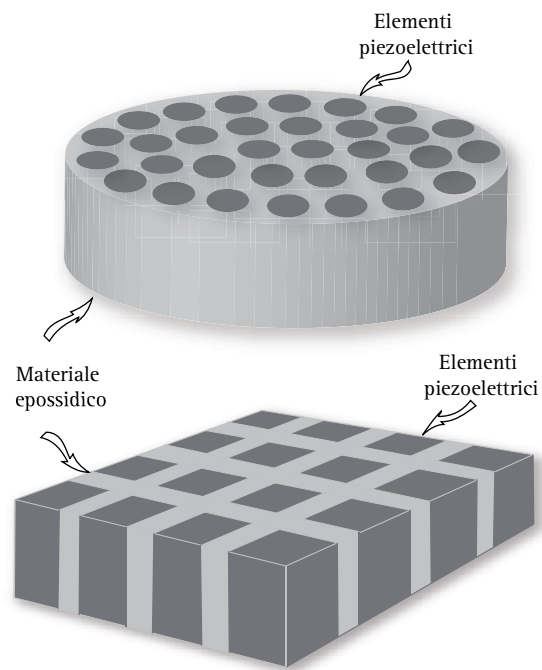
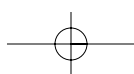


Fig. 41. PIASTRA DI MATERIALE COMPOSITO. Il cilindro o la barretta di ceramica composita viene strutturalmente inserito nelle scanalature di uno scheletro di materiale epossidico.



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-

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-

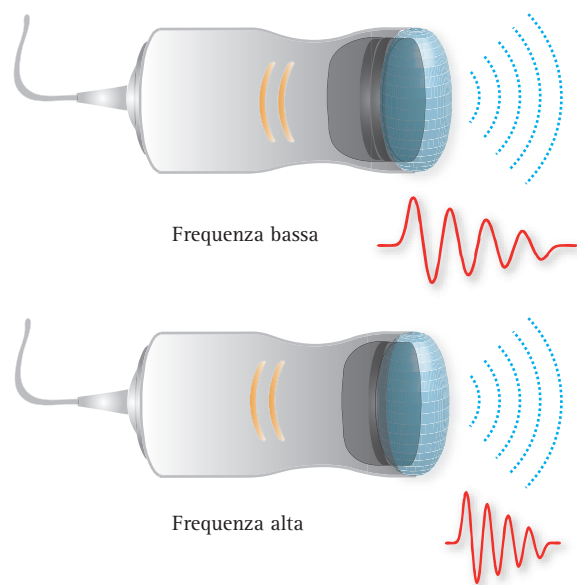


Fig. 42. SPESSORE ELEMENTO PIEZOELETTRICO E RISONANZA DEL TRASDUTTORE. Nel diagramma è rappresentata una sonda mono-elemento. Ogni trasduttore ha una frequenza di risonanza specifica che coincide con la massima efficienza elettroacustica. La frequenza degli US generati dal trasduttore è inversamente 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).

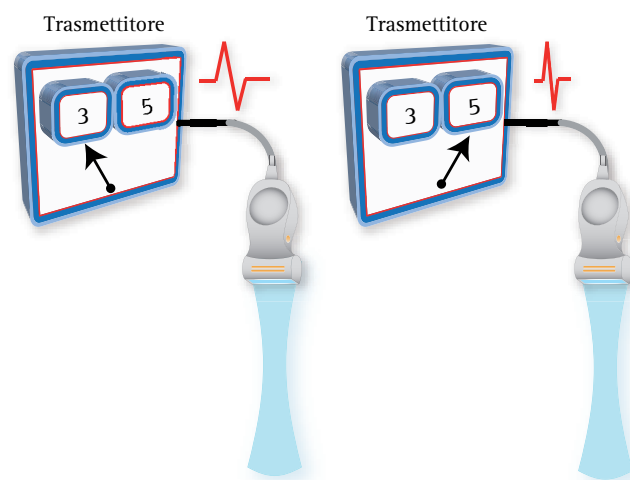


Fig. 43. REGOLAZIONE DELLA FREQUENZA DI TRASMISSIONE. I trasduttori a banda larga possono trasmettere più frequenze. La frequenza di trasmissione può essere liberamente determinata mutando la frequenza dello stimolo elettrico applicato ai cristalli. Nella figura il trasmettitore genera con uno switch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

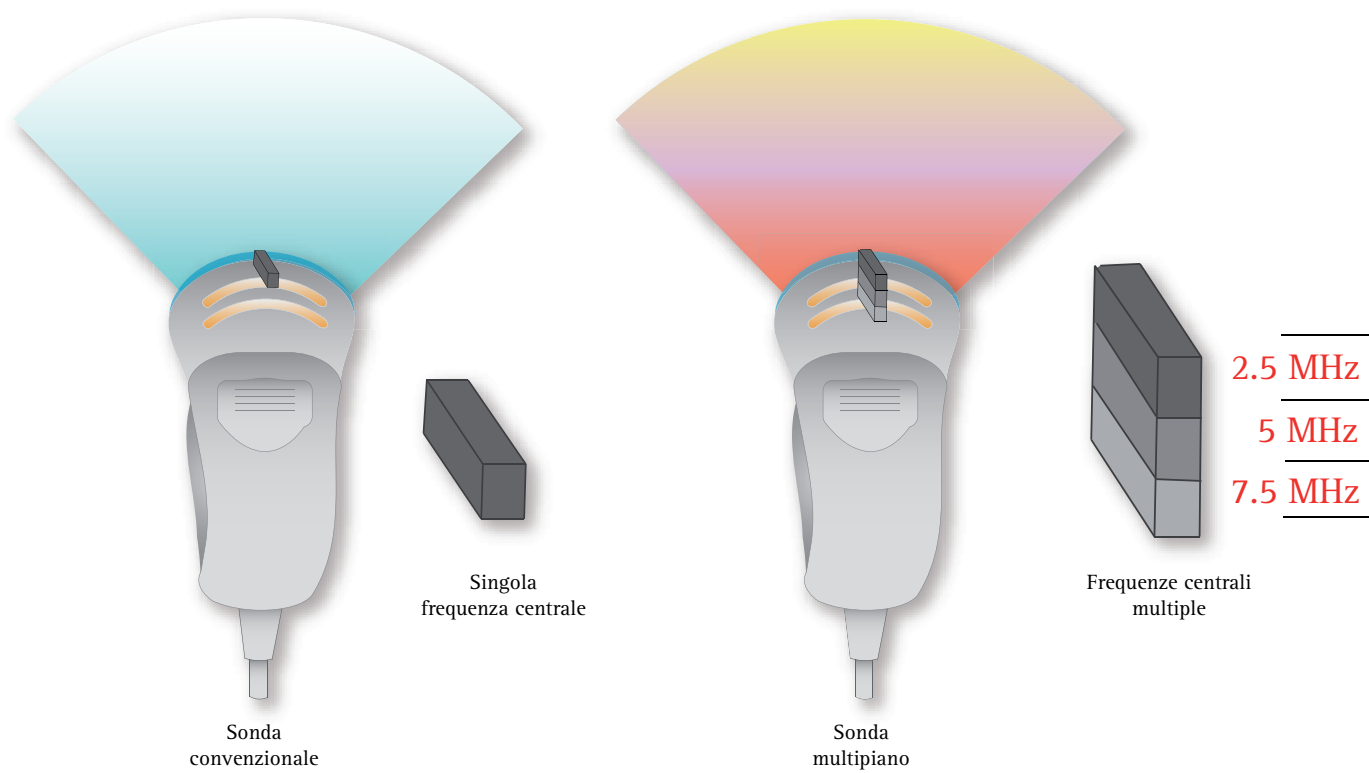
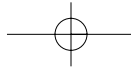


Fig. 44. SONDA MULTIFREQUENZA MULTIPIANO. Le sonde multipiano o a matrice verticale, introdotte in commercio da alcune aziende, rappresentano un'alternativa tecnica per operare in multifrequenza. Gli US con diversa frequenza vengono generati dalla sollecitazione di elementi attivi disposti su più piani (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.

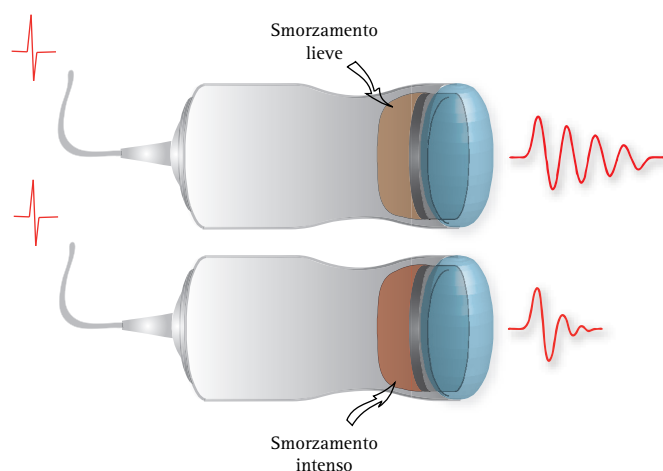


Fig. 45. BACKING LAYER O STRATO DI AMMORTAMENTO. La durata dell'impulso US generato dai cristalli piezoelettrici può essere rapidamente ridotta smorzando la vibrazione del trasduttore dopo ogni singola eccitazione elettrica. I materiali di smorzamento devono possedere un'impedenza acustica simile a quella 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

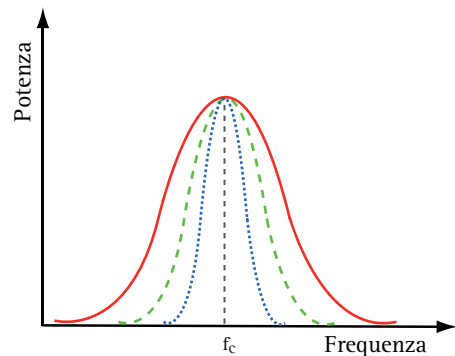


Fig. 46. MATCHING LAYER. Frequenza spettrale generata da un trasduttore privo di *matching layer* (linea punteggiata); con un singolo *matching layer* (linea tratteggiata) o con più *matching layers* (linea continua).

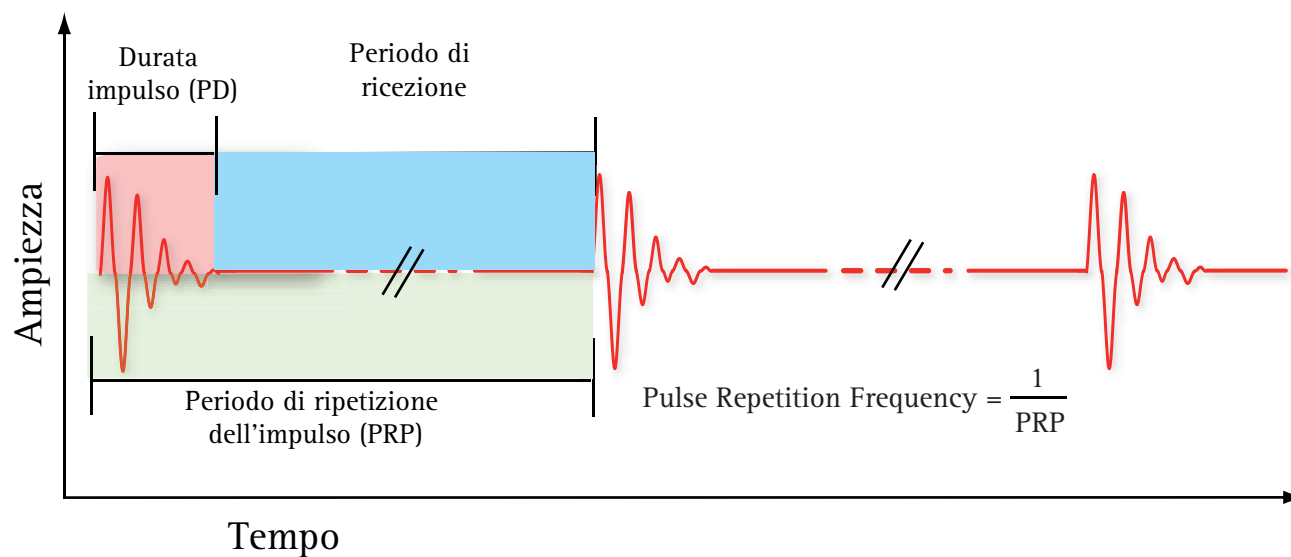


Fig. 47. PARAMETRI FUNZIONALI DI UNA SONDA AD EMISSIONE PULSATA. I parametri fondamentali da considerare sono: la durata o periodo di durata dell'impulso (PD), il periodo di ripetizione dell'impulso (*Period Repetition Pulse* o PRP), la frequenza di ripetizione degli impulsi (*Period Repetition Frequency*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

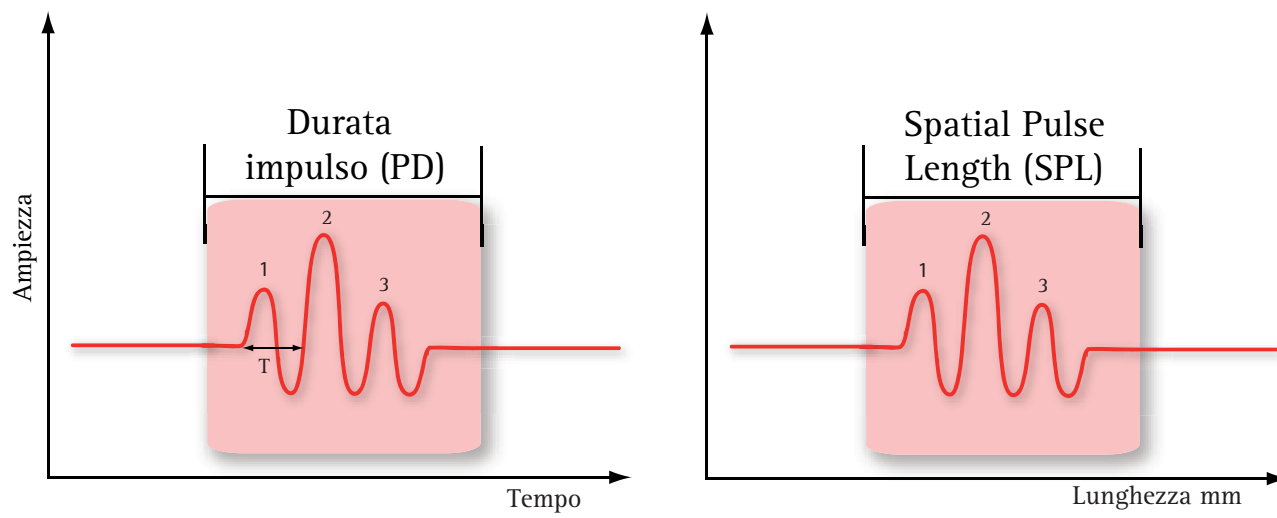


Fig. 48. DURATA DELL'IMPULSO US (*PULSE DURATION, PD*). La durata rappresenta semplicemente il tempo necessario perché il trasduttore "in risonanza" ritorni allo stato di riposo dopo ogni singola eccitazione. La durata dell'impulso dipende pertanto dalla frequenza di risonanza del cristallo e dal grado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

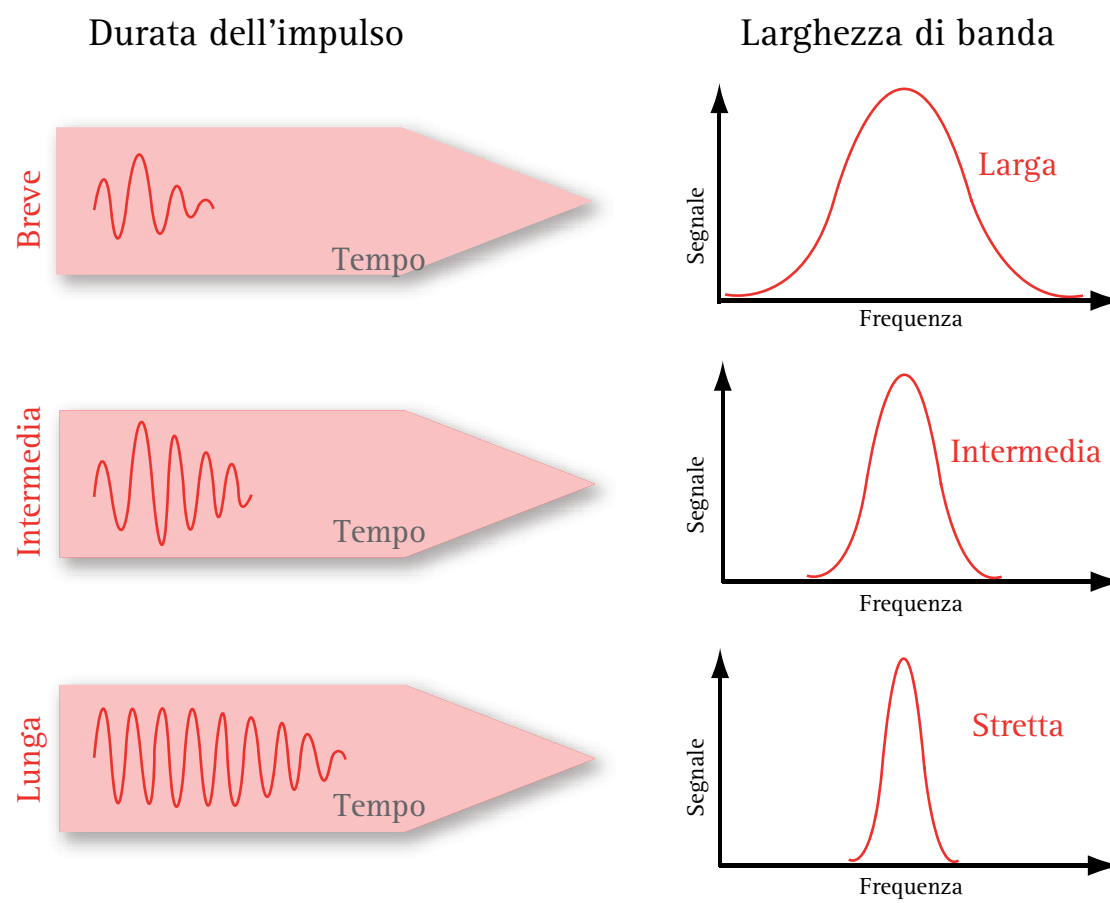


Fig. 49. BANDA DI FREQUENZA E DURATA DELL'IMPULSO. Uno stimolo di breve durata genera frequenze US ad ampia banda. Un impulso di lunga durata genera una banda di frequenza molto ristretta, prossima alla frequenza centrale o tono puro. Uno stimolo di durata intermedia genera un impulso US con caratteristiche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

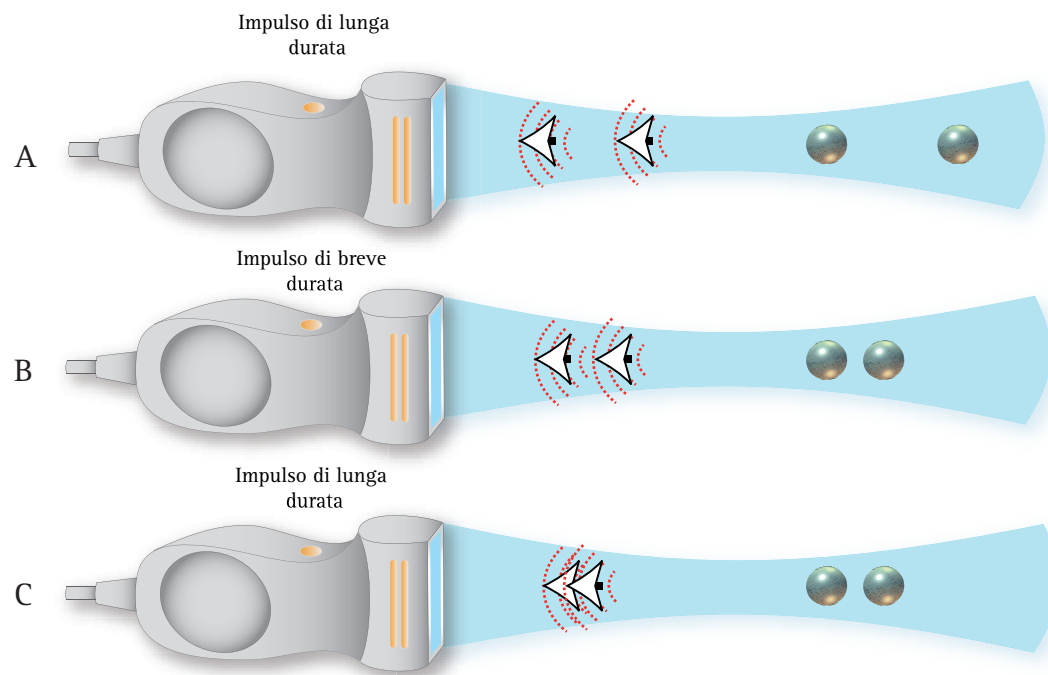
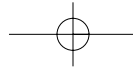


Fig. 50. RISOLUZIONE ASSIALE E DURATA DELL'IMPULSO. La durata dell'impulso condiziona fortemente la risoluzione assiale del fascio US. Se il gap temporale fra due segnali eco che originano da due diversi riflettori lungo l'asse del fascio US è più grande della durata dell'impulso, i due bersagli vengono 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 λ , 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.

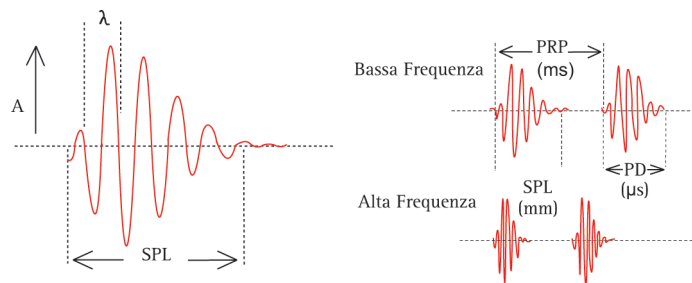


Fig. 51. LUNGHEZZA SPAZIALE DELL'IMPULSO O SPATIAL PULSE LENGTH. In sequenza viene mostrato un impulso US di 3 cicli con la sua lunghezza d'onda λ , ed un'ampiezza A , ed una SPL. Nella parte destra del diagramma si osserva come aumentando la frequenza si riduce la SPL.

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:

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

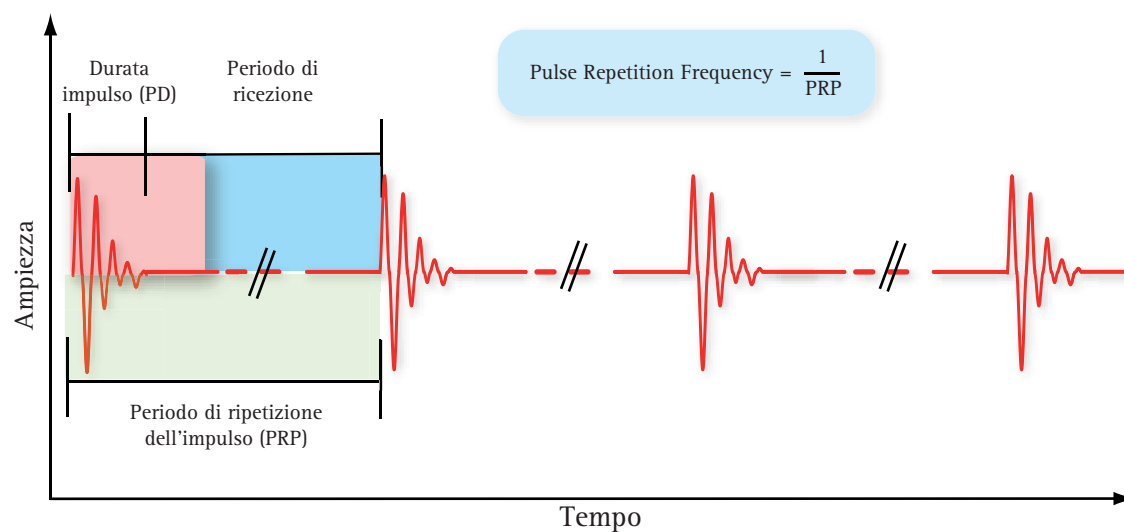
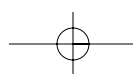


Fig. 52. La PRF è la grandezza che indica quanti impulsi vengono generati ed inviati dalla sonda in un secondo.



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, risona 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.

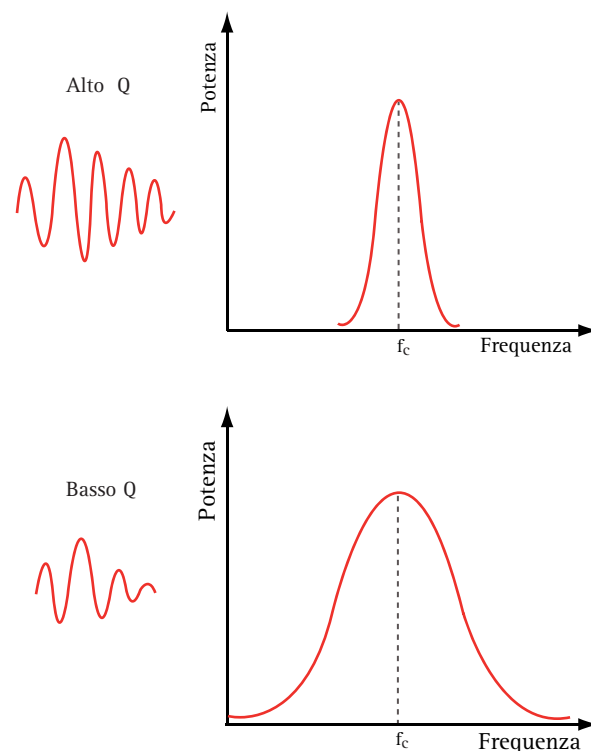
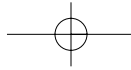


Fig. 53. RELAZIONE FRA FATTORE "Q", LUNGHEZZA DELL'IMPULSO E FREQUENZA SPETTRALE. Un trasduttore con alto fattore "Q" genera impulsi di frequenza pura e di lunga durata, mentre un trasduttore a basso fattore "Q" genera impulsi di ampia frequenza e di breve durata. Nella parte superiore del diagramma 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 Δf , 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: $\Delta f \sim 1/PD$ (μs). 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-

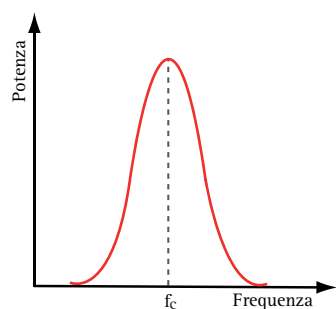
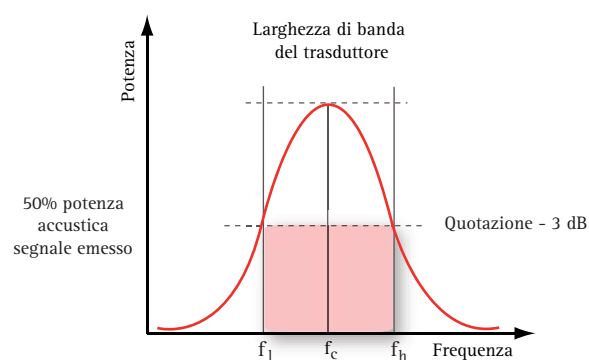


Fig. 54. FREQUENZA CENTRALE. La frequenza centrale f_c , è la frequenza fondamentale o frequenza di risonanza del trasduttore.

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.

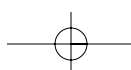
Risoluzione spaziale dei trasduttori. La risoluzione spaziale è uno dei più importanti requisiti per stabilire la qualità di un trasduttore. In un'immagine ecografica bidimensionale vi sono due assi di risoluzione: la **risoluzione laterale** che descrive la capacità di risoluzione del sistema su un'asse 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-

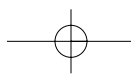


$$\text{Fattore di qualità } Q = \frac{\text{Frequenza di risonanza}}{\text{Larghezza di banda}}$$

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

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 λ è uguale a V/ν . 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.

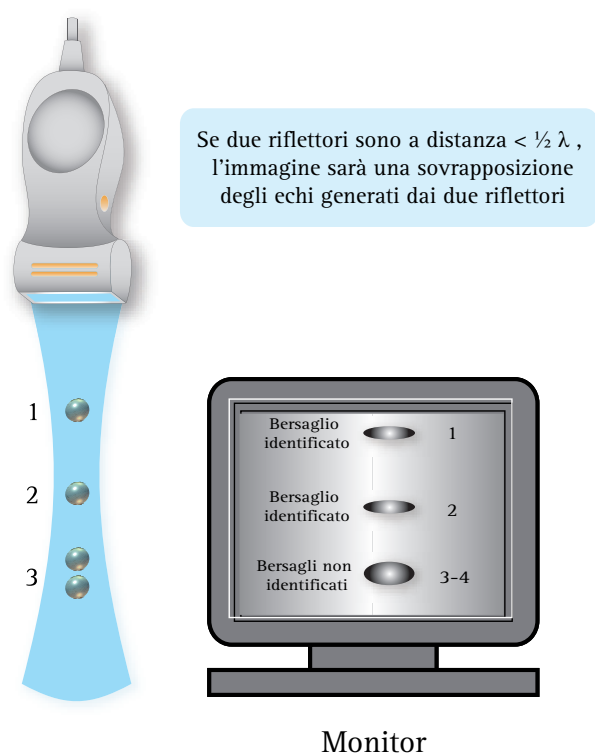
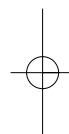
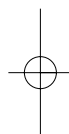


Fig. 56. RISOLUZIONE ASSIALE. La risoluzione assiale definisce la proprietà di distinguere due interfacce riflettenti disposte lungo l'asse del fascio US. La risoluzione assiale di un trasduttore viene espressa in mm. Nello schema i due riflettori più vicini alla sonda vengono distinti e ben rappresentati,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

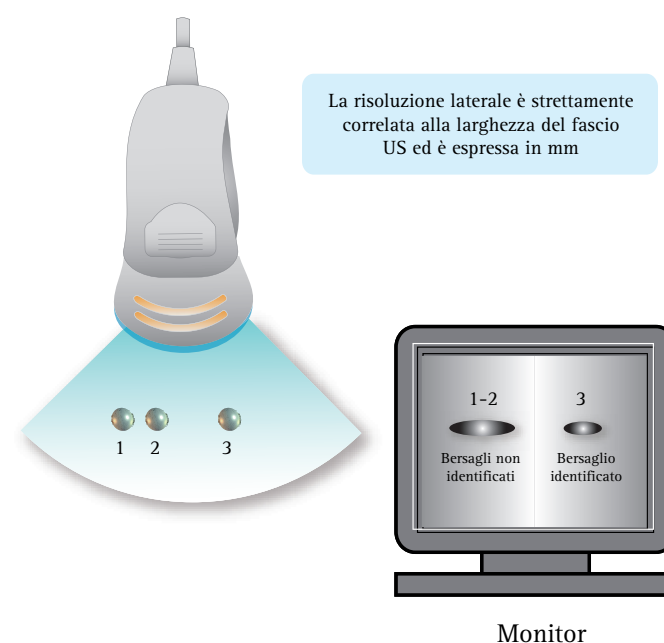
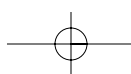
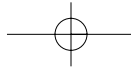


Fig. 57. RISOLUZIONE LATERALE. La risoluzione laterale definisce la proprietà di distinguere due bersagli vicini, ma disposti lungo un asse perpendicolare all'asse del fascio US. La risoluzione laterale è strettamente correlata alla larghezza del fascio US del trasduttore ed è espressa in mm. Nello schema 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⁽⁵⁾ e rappresenta la somma algebrica dei singoli fronti d'onda (Fig. 58). Un fascio US

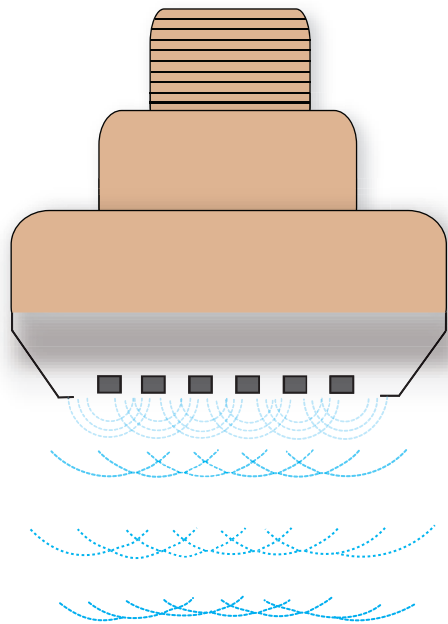


Fig. 58. CAMPO SONORO DELLE SONDE MULTIELEMENTO. Nei trasduttori multielemento, ogni singolo elemento attivo si comporta come una piccola sorgente puntiforme di US generando un piccolo fronte d'onda che si propaga in senso radiale. In accordo con il principio di Huygens enunciato per spiegare la diffrazione 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.

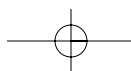
non focalizzato è in pratica inutilizzabile in diagnostica, poiché tende a divergere progressivamente e a perdere in risoluzione laterale.

Nel *campo sonoro*, o *piano di scansione* generato da un trasduttore, si possono individuare due diverse regioni: il **campo vicino (zona di Fresnel⁽⁶⁾)** ed il **campo lontano (zona di Fraunhofer⁽⁷⁾)** (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 λ , (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.



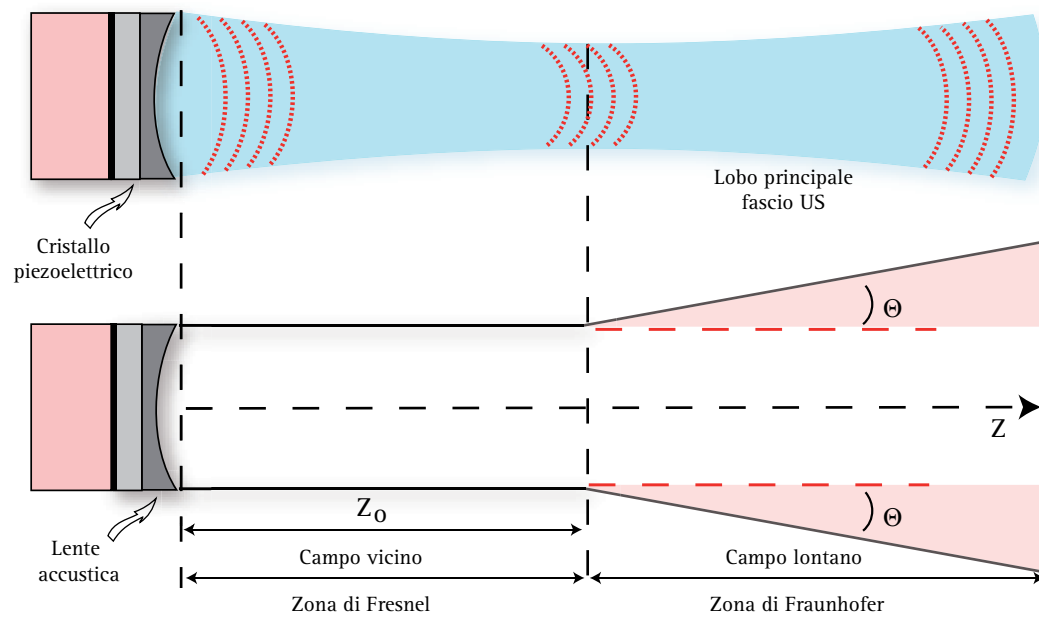


Fig. 59. REGIONI DEL CAMPO SONORO. Nel campo sonoro generato da un trasduttore possono essere individuate due diverse regioni: il campo vicino (zona di Fresnel) ed il campo lontano (zona di Fraunhofer). Z = asse focale; Z_0 = lunghezza del campo vicino; Θ = angolo di divergenza.

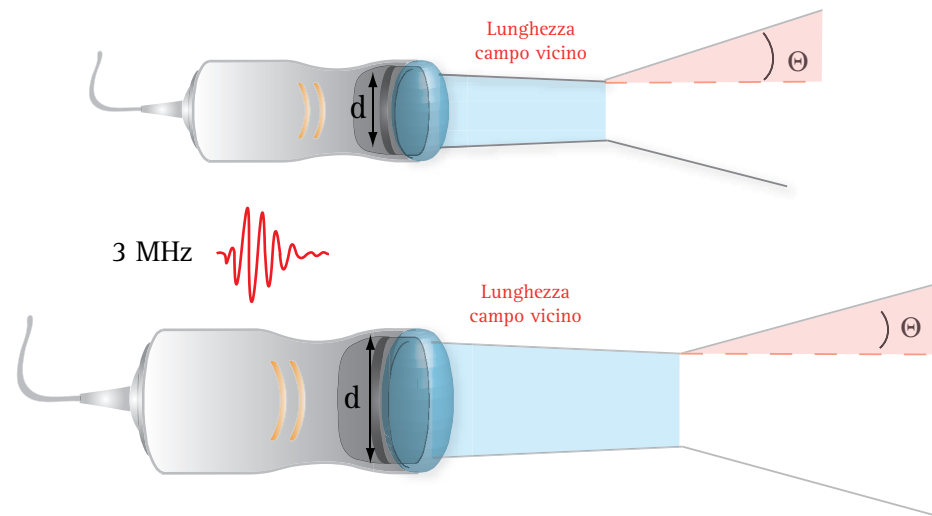


Fig. 60. VARIAZIONI DEL CAMPO SONORO. A parità di frequenza, l'estensione del campo vicino varia in modo direttamente proporzionale al diametro del trasduttore mentre l'angolo di divergenza varia ancora in modo inversamente proporzionale.

le e direzione del fascio divergente θ , dipende dalla lunghezza d'onda λ , del trasduttore secondo la relazione:

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

dove λ , 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-

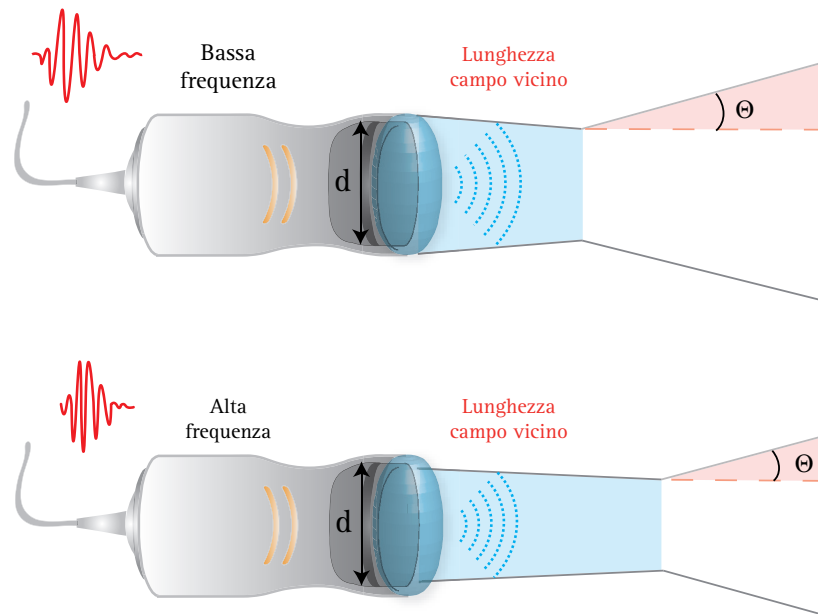
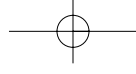
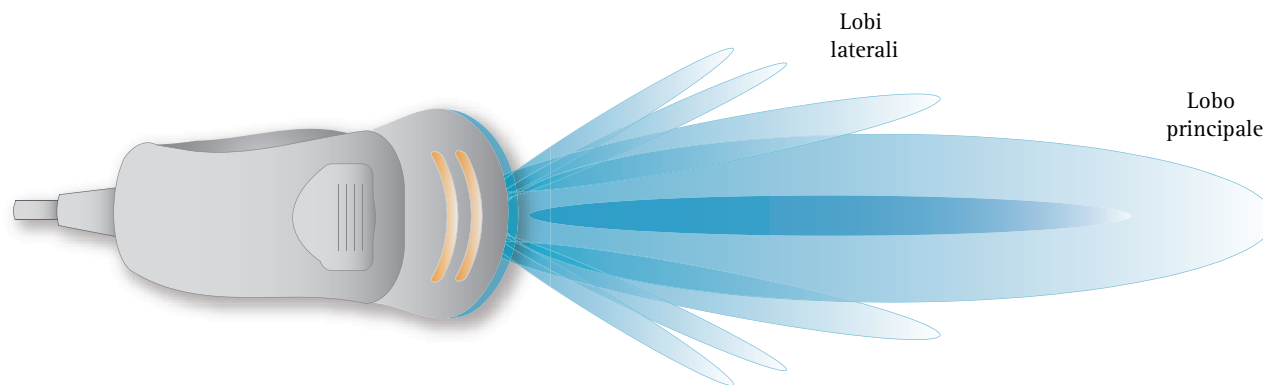
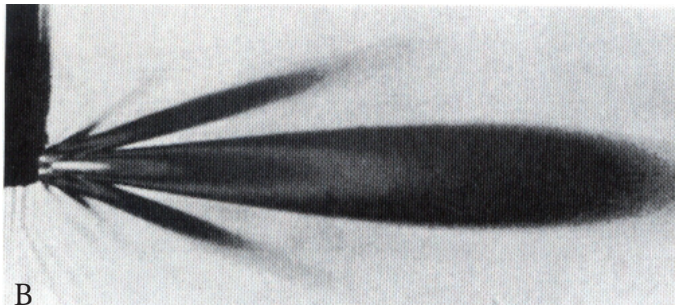


Fig. 61. VARIAZIONI DEL CAMPO SONORO. L'estensione del campo vicino in senso radiale varia in funzione del diametro del cristallo e della sua frequenza di risonanza. A parità di diametro del cristallo piezoelettrico, l'estensione del campo vicino varia in modo direttamente proporzionale alla frequenza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



A

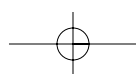


B

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



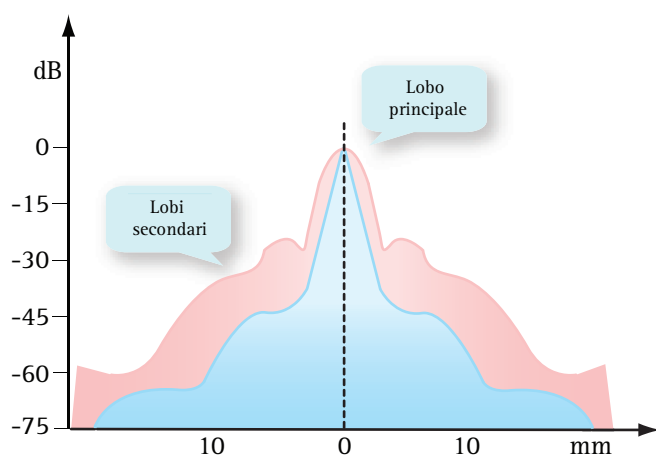


Fig. 63. APODIZZAZIONE. Lo schema dimostra come l'intensità relativa di due fasci US varia da un punto all'altro. Il picco più ampio di energia acustica corrisponde al *main lobe* e coincide con l'asse centrale. Con l'apodizzazione del trasduttore, l'energia dei lobi laterali e dei *grating lobes* viene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

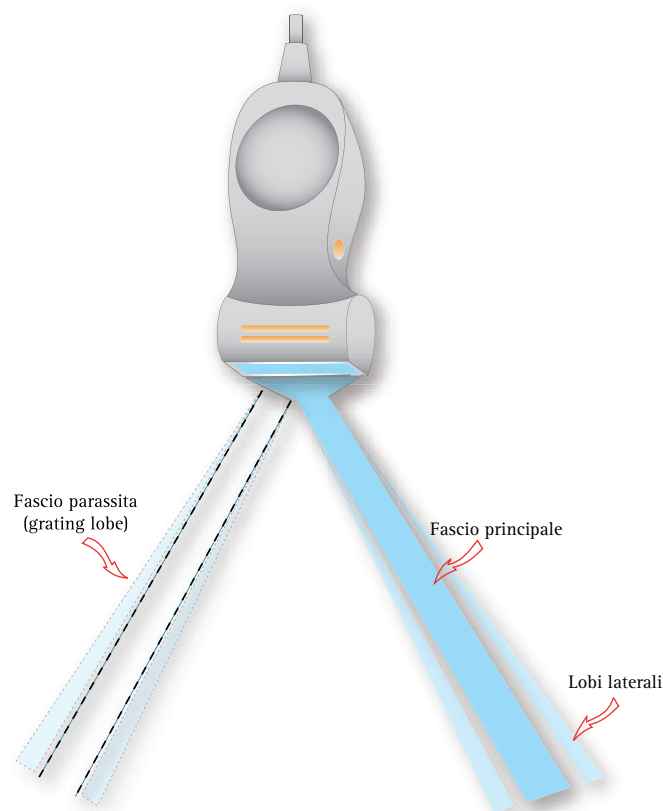


Fig. 64. GRATING LOBES. Sono una ripetizione speculare a bassa intensità del fascio principale e dei lobi laterali. I *grating lobes* originano dai profili laterali dei cristalli e sono legati alla distanza fra i singoli elementi attivi della filiera. Sono comunemente disposti a 90° rispetto al fascio 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.

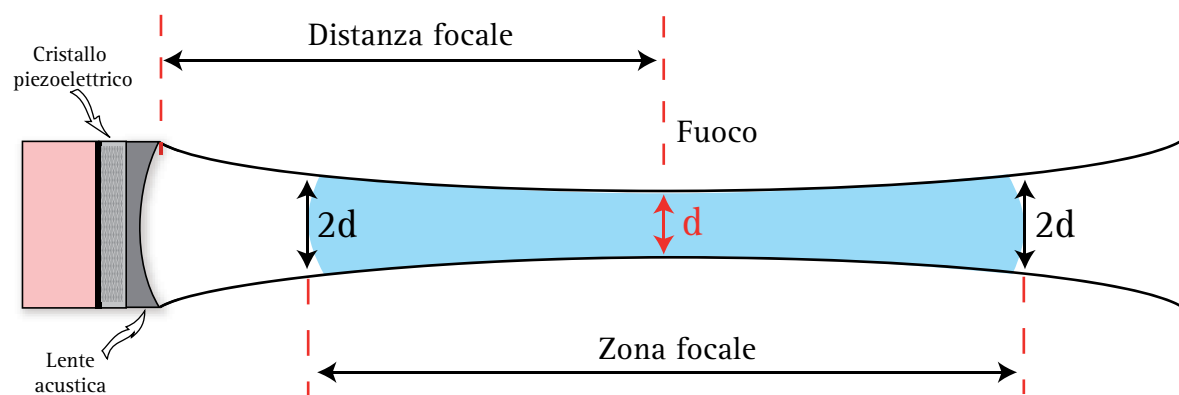
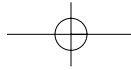


Fig. 65. FOCALIZZAZIONE MECCANICA DEL FASCIO US. La zona focale è delimitata dai punti in cui il diametro del fascio US raggiunge una dimensione doppia ($2d$) rispetto a quella che ha nel punto focale (d). La distanza focale rappresenta la distanza del fuoco dalla superficie del trasduttore ed è la zona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

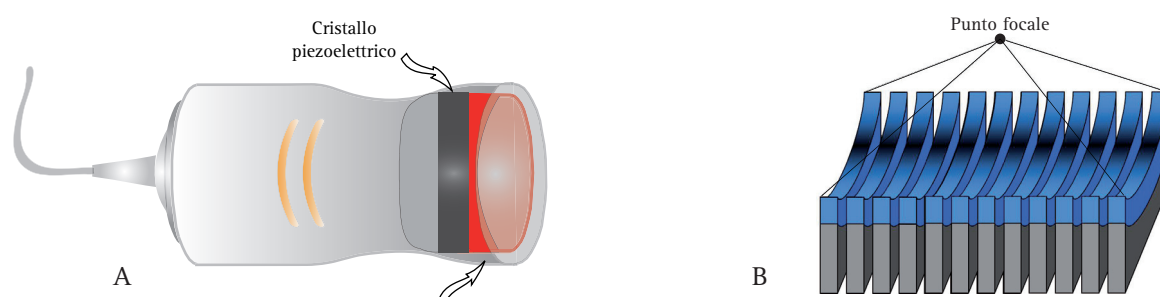
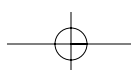


Fig. 66. FOCALIZZAZIONE MECCANICA. Le lenti acustiche (polistirene, nylon, alluminio) hanno forma di disco concavo e si comportano come una lente ottica che fa convergere il fascio US in un punto focale coincidente con il fuoco della lente stessa (A). Un risultato simile può essere ottenuto usando cristalli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



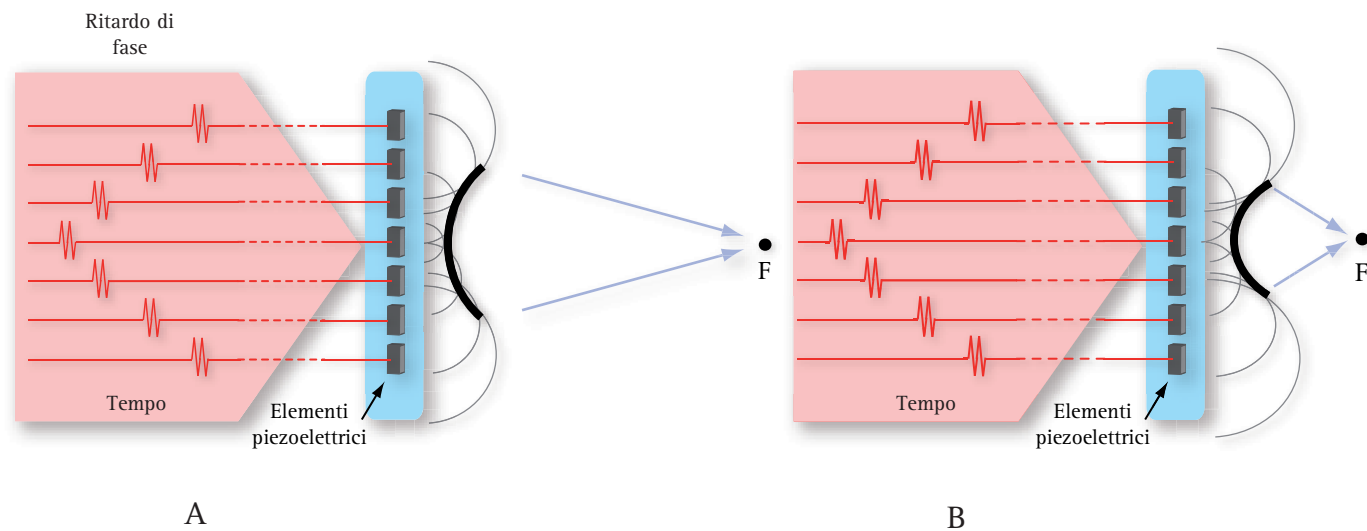


Fig. 67. FOCALIZZAZIONE ELETTRONICA. Nello schema è rappresentato un piccolo gruppo di elementi attivi del trasduttore con il diagramma temporale del ritardo di fase con cui vengono sollecitati i singoli elementi. Gli elementi più esterni sono i primi ad essere eccitati. I fronte d'onda che originano da questi hanno un tempo più lungo per propagarsi rispetto ai fronte 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-

vox), 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.

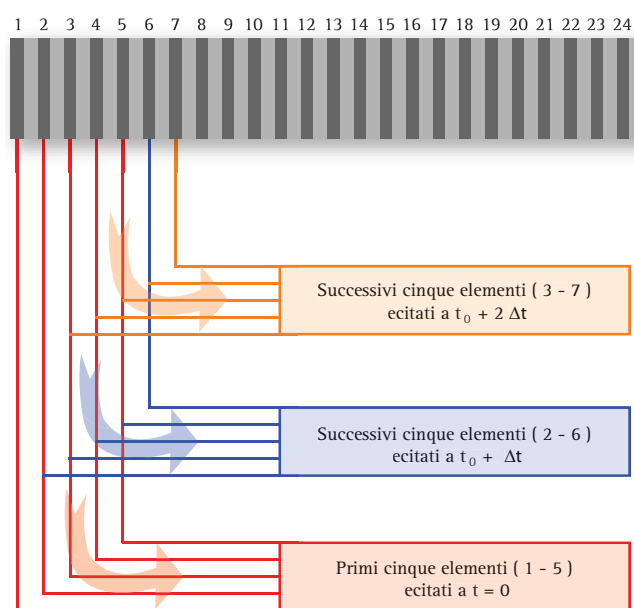


Fig. 69. ATTIVAZIONE SEQUENZIALE DEGLI ELEMENTI ATTIVI. L'attivazione sequenziale prevede l'eccitazione progressiva dei singoli elementi o di segmenti dell'*array* (da 5 a 20 elementi). Nell'attivazione sequenziale scalare i gruppi di cristalli vengono sollecitati progressivamente con scarto progressivo 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 endocavitari, sono costruite con una morfologia mista lineare e settoriale. (**Fig. 73**).

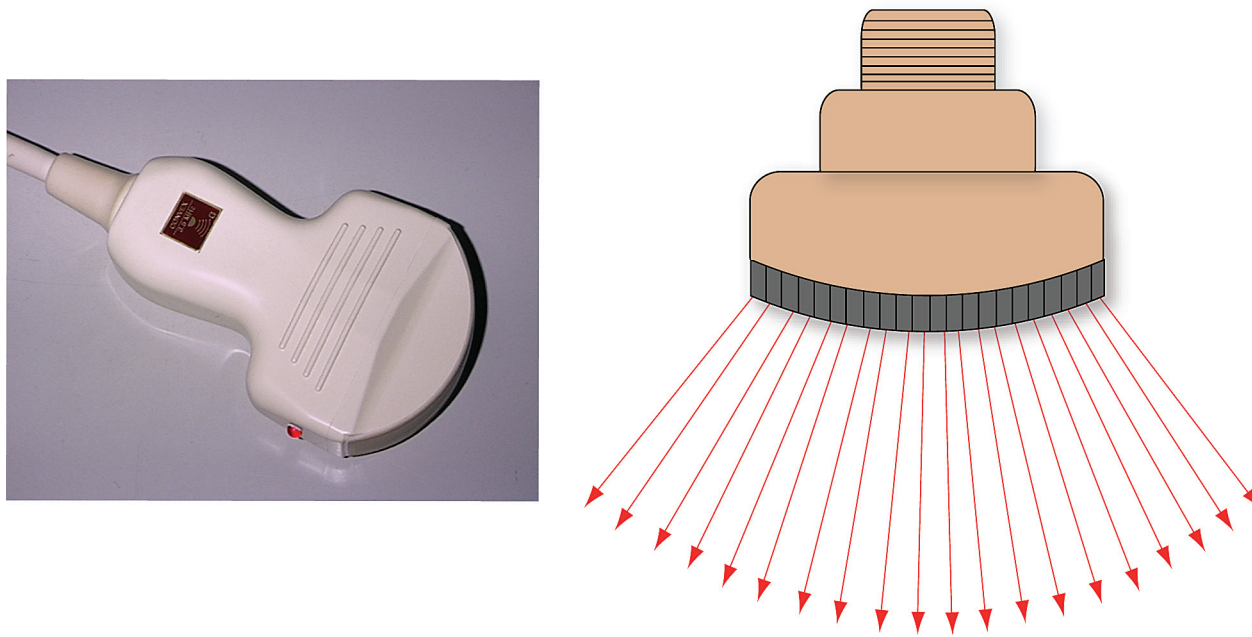


Fig. 70. SONDA CONVEX E MICROCONVEX. Gli elementi attivi sono disposti in modo sequenziale lungo un arco di circonferenza con raggio di curvatura compreso tra 15 e 80 mm.

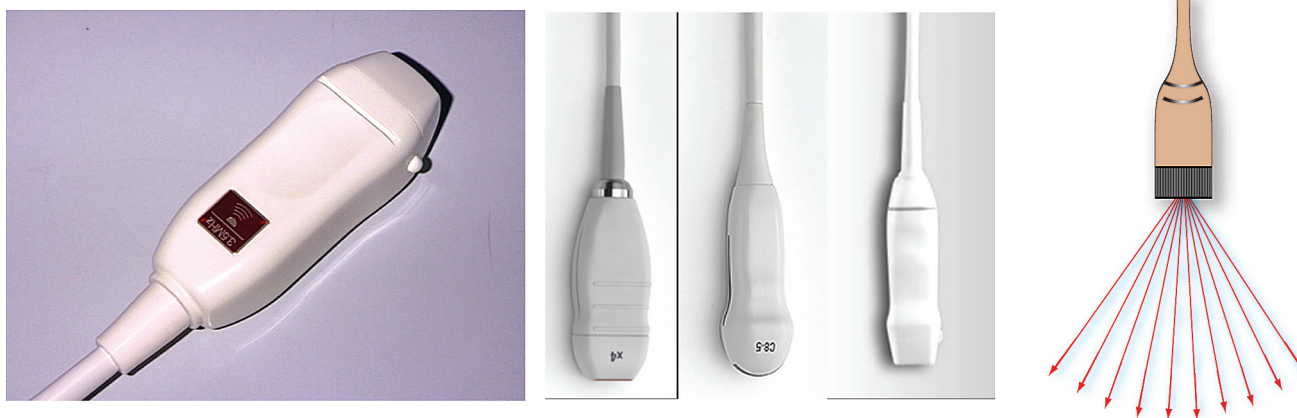


Fig. 71. SONDA SETTORIALE. Sono costituite da un numero variabile (fino a 120) di elementi attivi rettangolari. Sono comunemente più piccole rispetto alle sonde lineari e *convex*. Gli impulsi generati possono essere inclinati in varie direzioni (*steering*) agendo sui ritardi di attivazione dei cristalli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

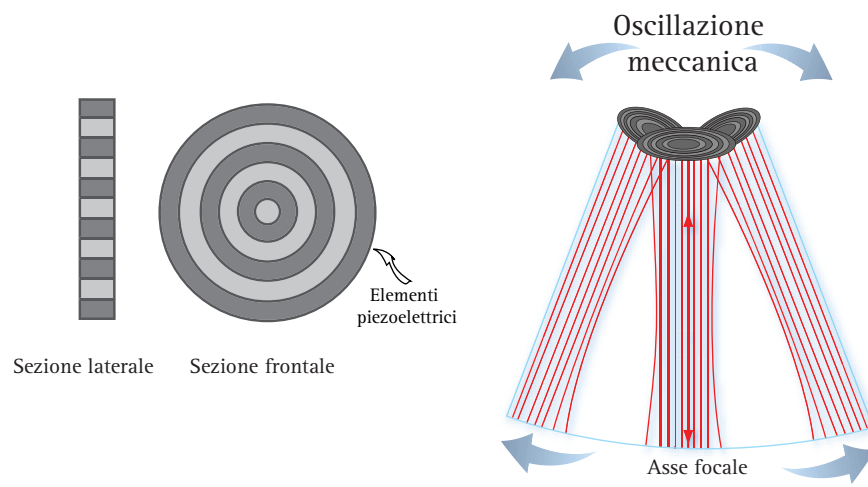
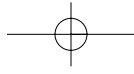


Fig. 72. SONDA ANULARE. È costituita da una serie di elementi piezoelettrici disposti in modo circolare a realizzare una filiera concentrica. Il trasduttore è immerso in un bagno d'olio e la scansione del campo sonoro viene ottenuta con lo spostamento meccanico della testa del trasduttore.

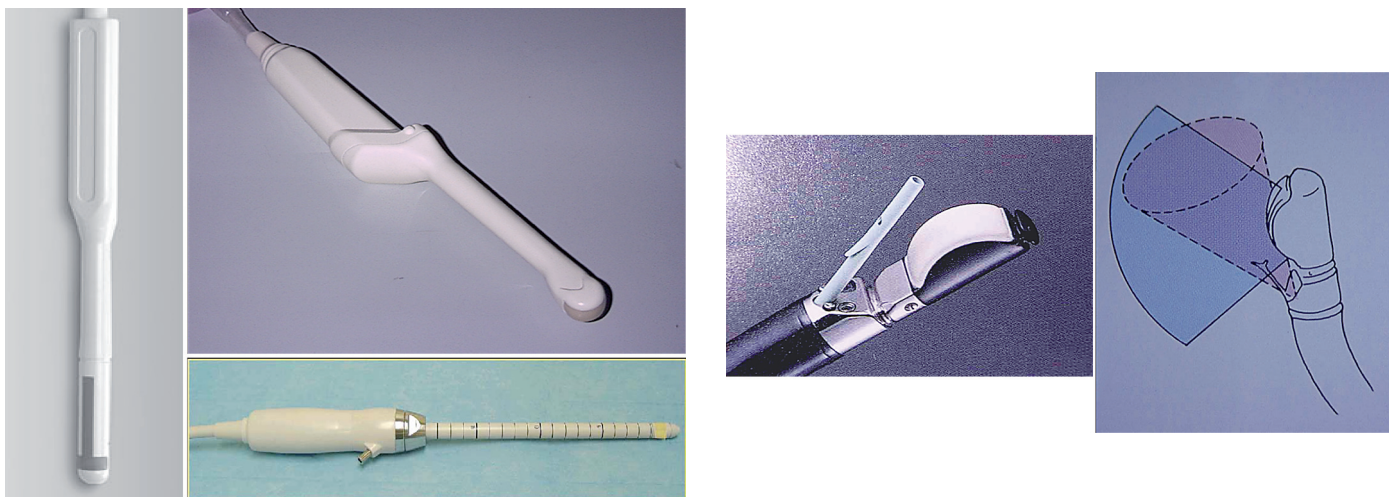


Fig. 73. SONDA BIPLANARE ENDOCAVITARIA. Le sonde biplanari sono comunemente usate per le applicazioni endocavitare.

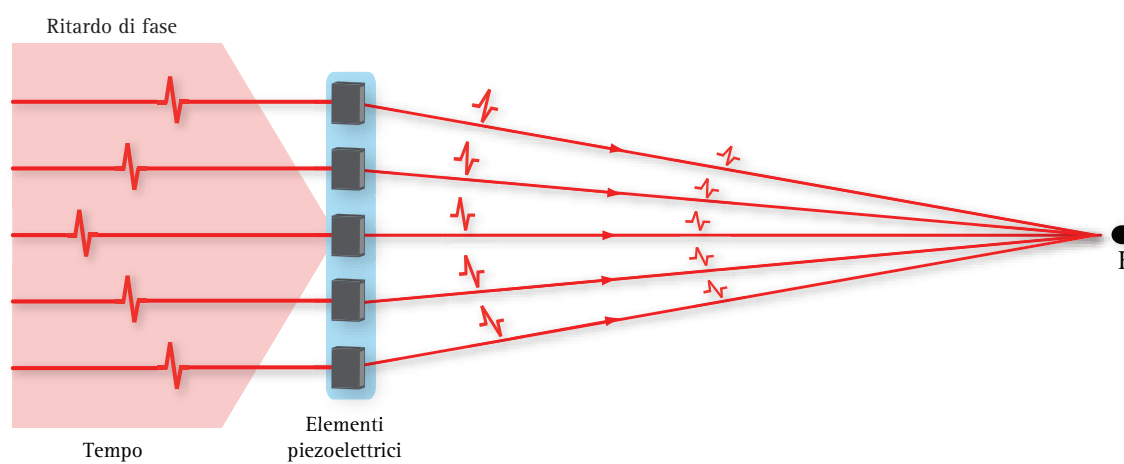
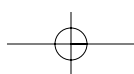


Fig. 74. FIGURA 74. FOCALIZZAZIONE DINAMICA O ELETTRONICA. Il principio alla base della focalizzazione elettronica è il ritardo di fase, ossia il controllo dell'attivazione sequenziale degli elementi attivi del trasduttore. La focalizzazione viene ottenuta regolando il ritardo di tempo infinitesimo (alcune 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

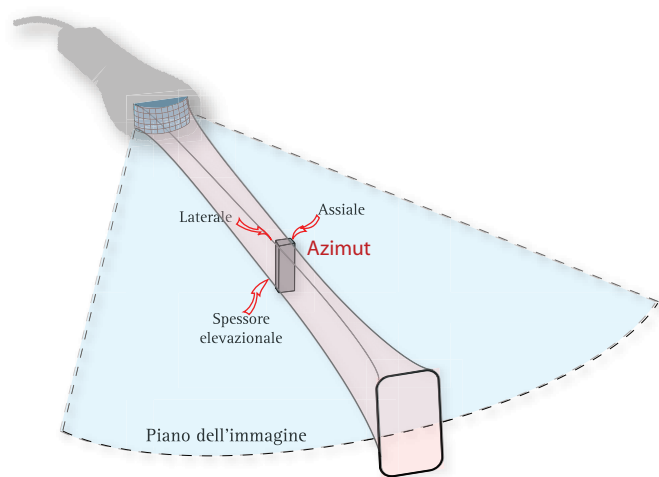


Fig. 75. LARGHEZZA E SPESSORE DEL FASCIO NEL PIANO DI SCANSIONE. È importante ricordare che nelle sonde lineari e *convex* la focalizzazione elettronica viene realizzata solo sul piano di scansione (piano assiale), mentre sul piano elevazionale (piano corto) la focalizzazione è fissa e dipende dalla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

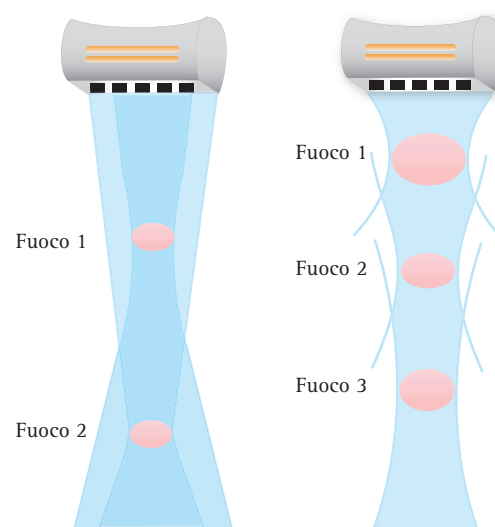


Fig. 76. APERTURA DINAMICA. L'apertura dinamica in trasmissione viene realizzata o usando un numero diverso di elementi o agendo sui ritardi di fase degli impulsi.

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

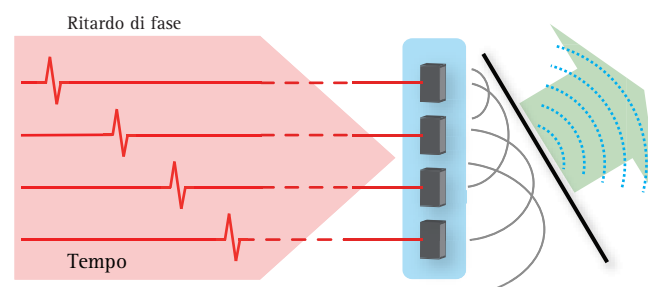


Fig. 77. DEVIAZIONE ELETTRONICA DEL FASCIO O *STEERING*. Nella figura, la *phased array* è rappresentata da pochi elementi con il diagramma temporale del ritardo di eccitazione di ciascuno di essi. Gli US generati dagli elementi più in basso hanno un maggior tempo per propagarsi rispetto a quelli originati 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.

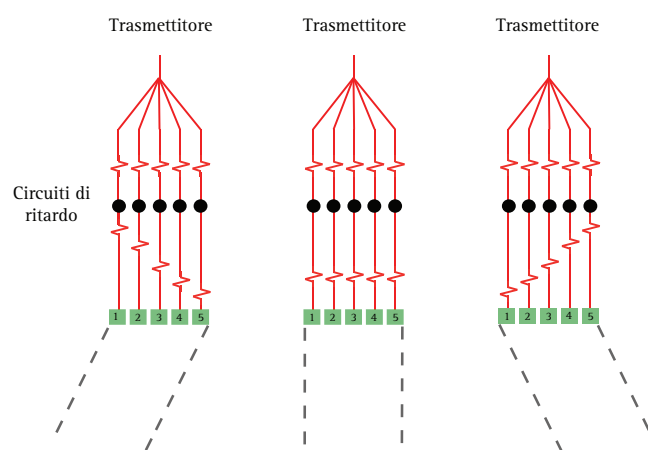
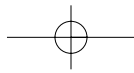


Fig. 78. STEERING. Il meccanismo di deviazione del fascio US con applicazione dei ritardi di fase è conosciuto con il termine di *beam-steering*. Questa funzione, di scarsa importanza nell'imaging B-Mode con sonda *convex*, si rivela di grande versatilità ed utilità nelle *phased arrays* di uso cardiologico; 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 sviscerano 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

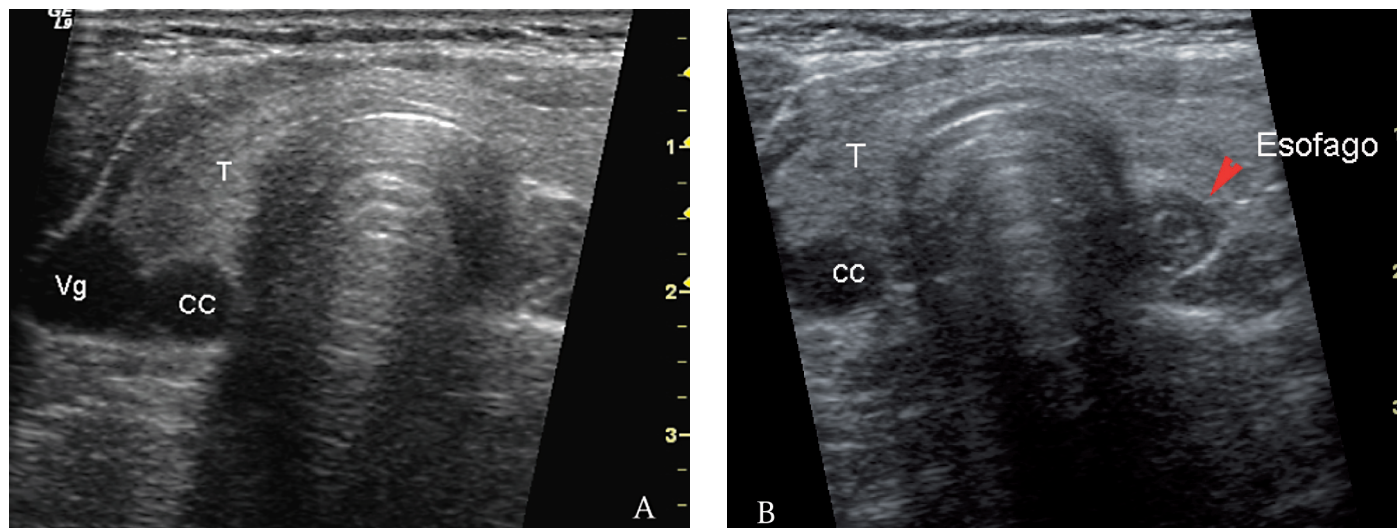
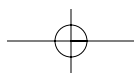


Fig. 79. STEERING B-MODE. Scansione trasversale mesocervicale. (A) Il fascio è obliquo da sinistra verso destra per insonare la porzione posteriore del lobo destro della tiroide. (B) Il fascio US è obliquo da destra a sinistra per insonare il lobo sinistro della tiroide e l'esofago. Vg = vena giugulare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



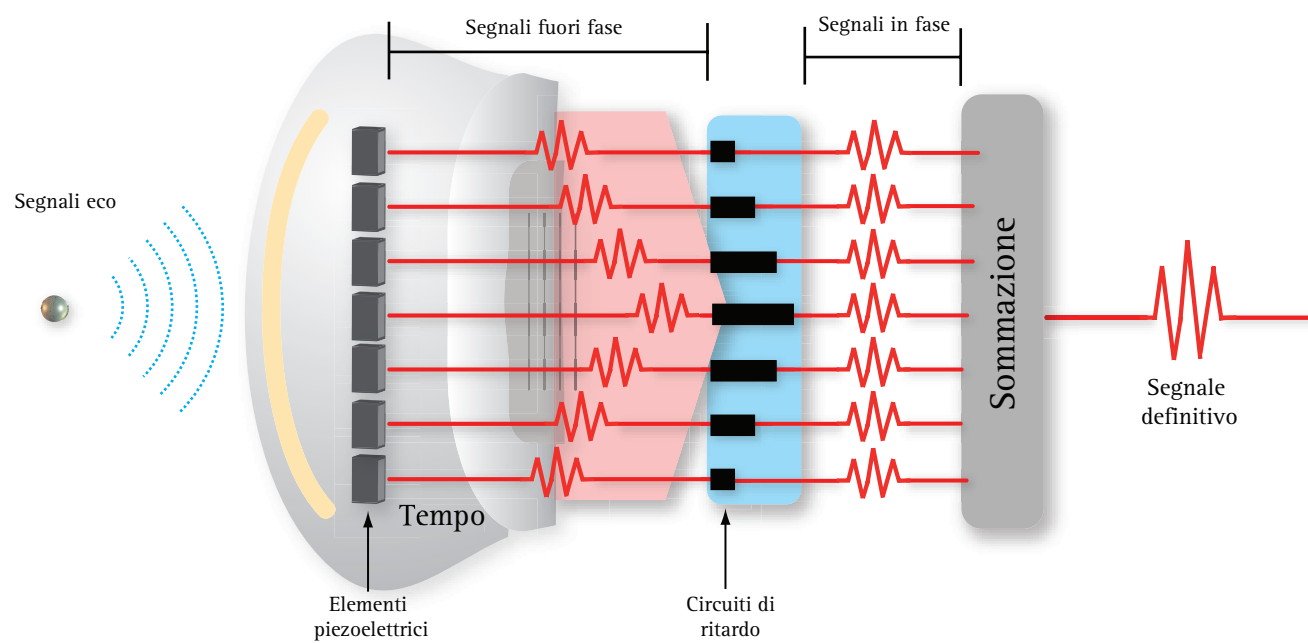


Fig. 80. FOCALIZZAZIONE DINAMICA IN RICEZIONE. Il diagramma mostra i principi su cui poggia la focalizzazione dinamica in ricezione. Gli echi riflessi da una interfaccia acustica raggiungono i vari elementi del trasduttore con lievi differenze temporali, proporzionali alla distanza geometrica che devono 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-

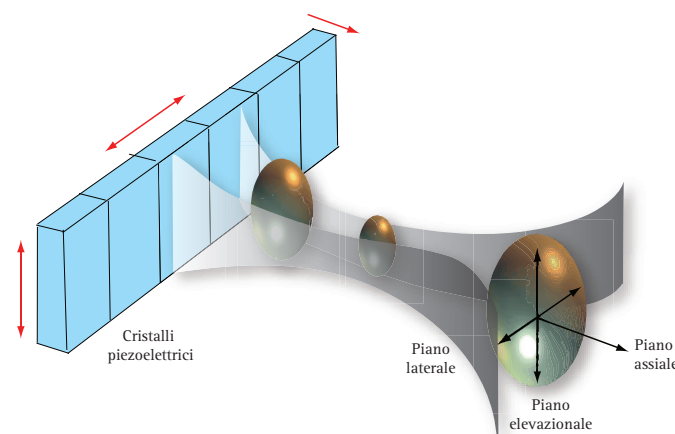
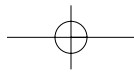


Fig. 81. RISOLUZIONE ELEVAZIONALE. Le sonde convenzionali vengono chiamate in gergo tecnico sonde 1D (Dimensione), in ragione della disposizione geometrica lineare e singola dei cristalli. Nelle sonde 1D la *slice thickness*, o risoluzione elevazionale, è regolata da una lente acustica a fuoco fisso,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

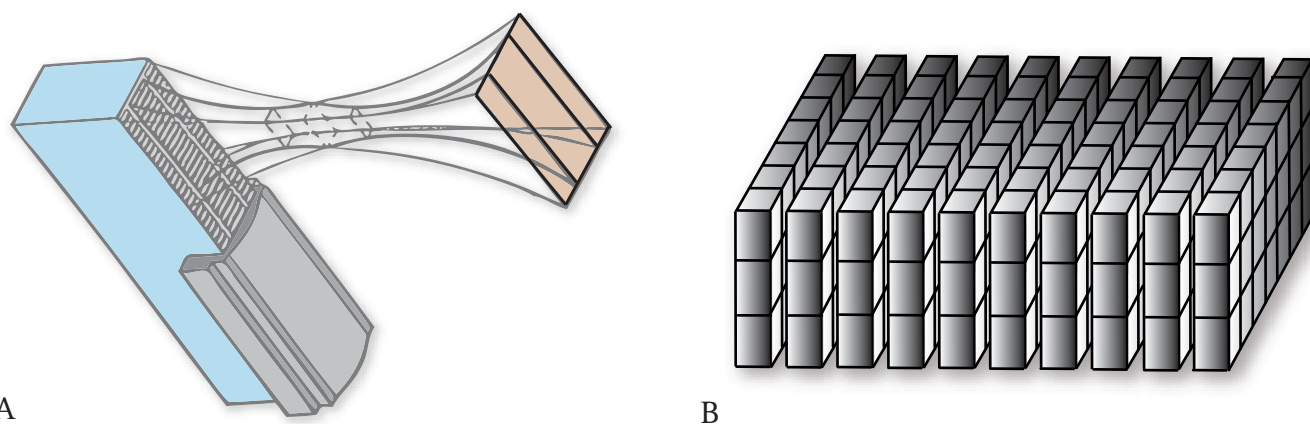
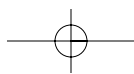


Fig. 82. SONDE A MATRICE 1.5D. Le sonde 1.5D a matrice sono già disponibili in commercio e per caratteristiche sono paragonabili alle migliori sonde 1D. Per migliorare la risoluzione elevazionale, nelle sonde 1.5D il singolo cristallo della filiera viene suddiviso in cinque o sette piccoli elementi (ad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



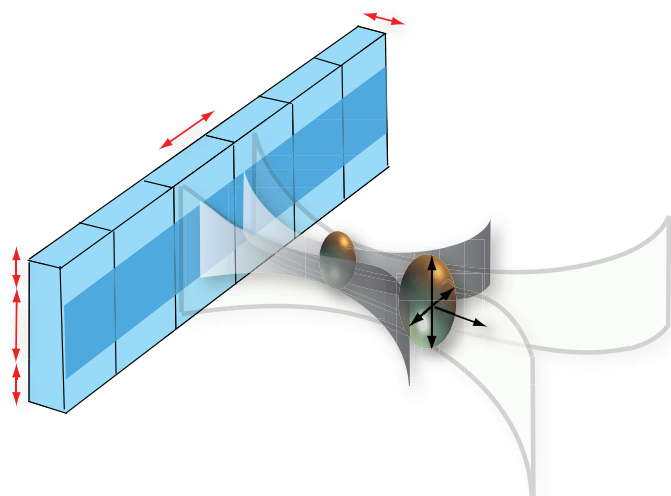
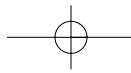


Fig. 83. SONDE A MATRICE 1.5D. La suddivisione della barretta piezoelettrica sul piano ortogonale consente di ridurre la divergenza, di migliorare la collimazione e la focalizzazione del fascio sul piano elevazionale, di ridurre gli artefatti e di migliorare la risoluzione di contrasto, la qualità e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

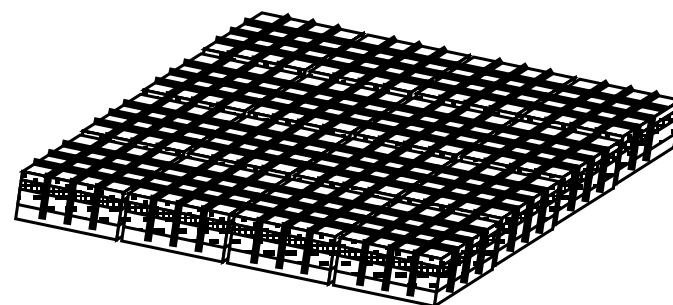
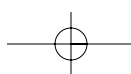


Fig. 84. SONDE A MATRICE 2D (MATRICE BIDIMENSIONALE). Sono costituite da una vera e propria matrice attiva, in cui il numero di colonne e di file di cristalli sono uguali. Attualmente sono in fase di studio ed il costo dei prototipi con matrice 50x50 elementi (2500 elementi di 300 µm ciascuno) e 64x64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