



FORMAZIONE DELL'IMMAGINE INTERAZIONE BIOLOGICA DEGLI US APPARECCHIATURE ECOGRAFICHE

PROPAGAZIONE DEGLI US

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

ATTENUAZIONE DEGLI US NEI TESSUTI

Assorbimento degli US
Coefficiente di attenuazione

POTENZA ACUSTICA ED EFFETTI BIOLOGICI DEGLI US

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

EMISSIONE PULSATA DEGLI US ED EQUAZIONE TEMPORALE

COMPONENTI FONDAMENTALI DELL'APPARECCHIATURA ECOGRAFICA

TRASMETTITORE O IMPULSATORE
RICEVITORE
Circuito di preamplificazione

Compensazione del guadagno

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

SCAN CONVERTER

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

FRAME RATE E VELOCITÀ DI SCANSIONE

PARAMETRI E REGOLAZIONE DEL PROCESSING DELL'IMMAGINE B-MODE

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

MONITOR A RAGGI CATODICI E A CRISTALLI LIQUIDI

MODALITÀ DI PRESENTAZIONE DELL'IMMAGINE

ECOGRAFIA A-MODE O *AMPLITUDE MODULATED MODE*

ECOGRAFIA M-MODE O *TM-MODE*

ECOGRAFIA B-MODE

Ecografia bidimensionale statica

Ecografia bidimensionale dinamica, in tempo reale

PARAMETRI DI QUALITÀ DELL'IMMAGINE B-MODE

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

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

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

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

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

Propagazione degli US

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

$$Z = \rho \cdot c$$

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

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

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

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

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

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

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

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

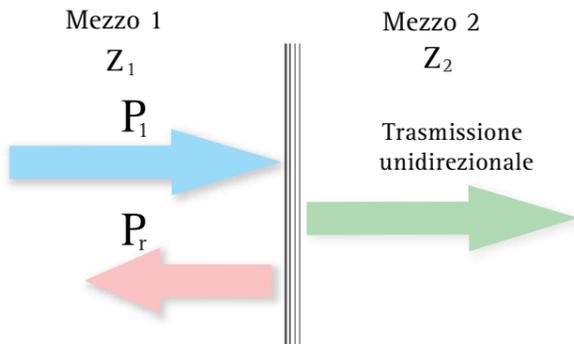


Fig. 1. RIFLESSIONE SPECULARE. Se l'incidenza del fascio US è perpendicolare ad un'interfaccia liscia, regolare, di dimensioni superiori alla lunghezza d'onda (λ) del fascio US, la riflessione è detta speculare. Il rapporto fra energia acustica riflessa (P_r) e l'energia incidente (P_i) prende il nome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

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

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

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

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

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

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

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

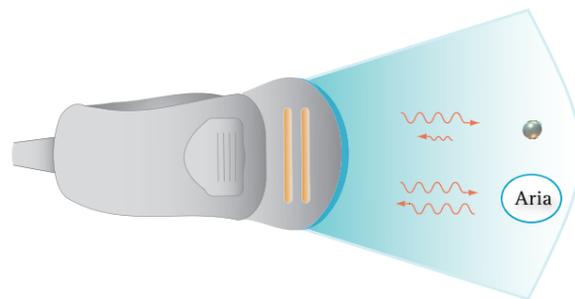


Fig. 2. COEFFICIENTE DI RIFLESSIONE. Un alto coefficiente di riflessione rappresenta un ostacolo insormontabile in ecografia, in quanto non consente agli US di raggiungere le strutture profonde del campo di scansione. Nel diagramma viene rappresentata la riflessione speculare generata da un'interfaccia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



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

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

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

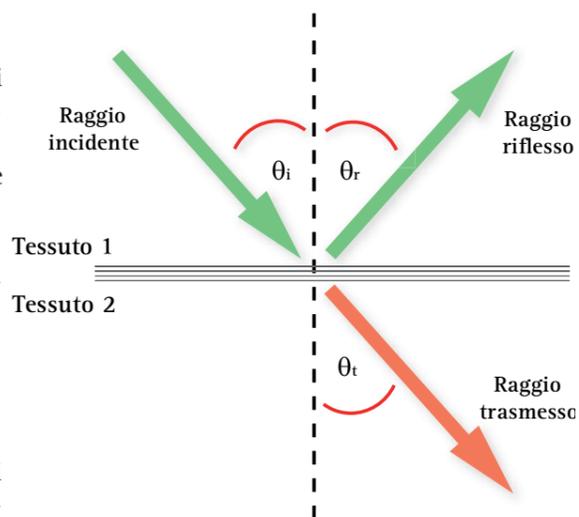


Fig. 4. RIFLESSIONE NON SPECULARE. Quando un fascio US colpisce un'interfaccia acustica liscia, regolare, di dimensioni superiori alla lunghezza d'onda, cioè un riflettore speculare, ma con un angolo obliquo, il fascio viene riflesso in direzione opposta con un angolo di riflessione (θ_r), uguale all'angolo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

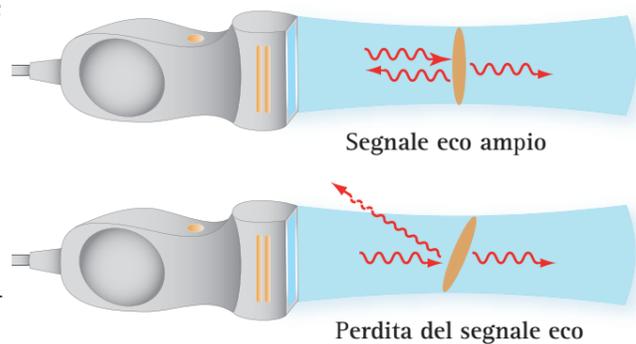


Fig. 5. RIFLESSIONE NON ORTOGONALE. In ecografia B-Mode, il trasduttore funziona sia da trasmettitore di US che da ricevitore dei segnali eco. La mancata coincidenza fra angolo di riflessione e campo di ricezione della sonda porta alla perdita del segnale di ritorno.

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

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

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

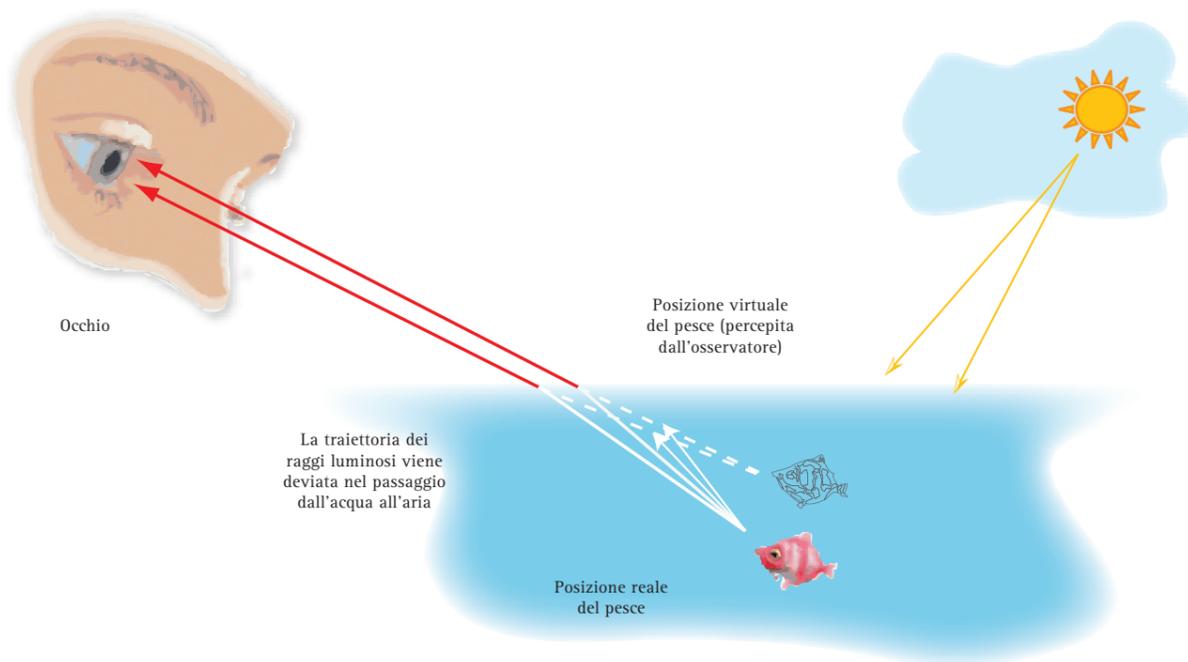


Fig. 6. RIFRAZIONE DELLA LUCE. Quando un raggio di luce attraversa mezzi materiali diversi (acqua-aria), subisce il fenomeno della rifrazione che consiste in una variazione della velocità e della direzione di propagazione. La deviazione del fascio, ossia l'ampiezza dell'angolo di rifrazione, dipende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

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

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

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

sul versante incidente e c_2 la velocità sul versante di trasmissione, θ_i , l'angolo di incidenza e θ_t , l'angolo di trasmissione, dalla legge di Snell si ricava che:

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

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

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



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

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

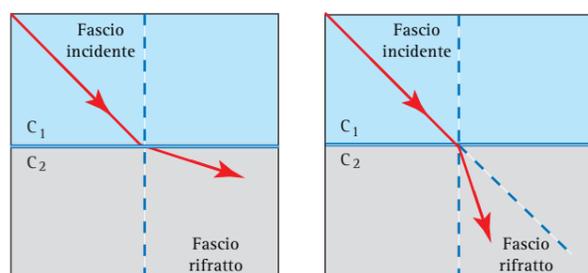


Fig. 7. LEGGE DI SNELL O SECONDA LEGGE DI RIFRAZIONE. Nel riquadro a sinistra, la velocità di propagazione degli US è maggiore nel mezzo 2 (c_2) rispetto al mezzo 1 (c_1), mentre, nel riquadro a destra, è minore nel mezzo 2 (c_2) rispetto al mezzo 1 (c_1). Nella legge di Snell la relazione fra angolo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

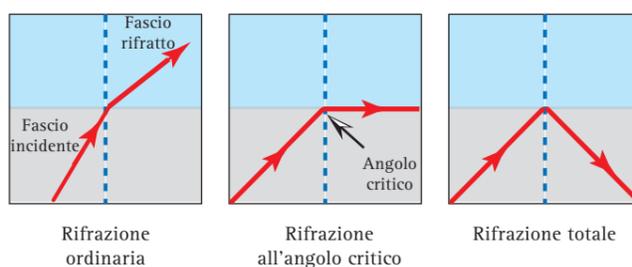


Fig. 8. ANGOLO CRITICO DI RIFLESSIONE. Nel diagramma vengono schematizzate le varie possibilità di rifrazione. Nella rifrazione ordinaria l'angolo di rifrazione aumenta proporzionalmente passando da un mezzo più denso ad uno meno denso. Questo accade fintanto che l'angolo di incidenza raggiunge il valore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

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

Riflessione diffusa. Fenomeno dello scattering.

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

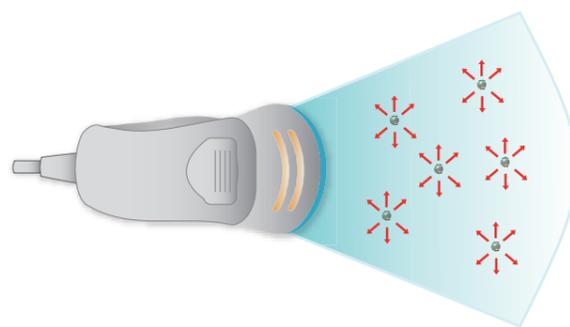


Fig. 9. SCATTERING O RIFLESSIONE SEMPLICE. L'insonazione non ortogonale di strutture riflettenti ruvide, irregolari, con dimensioni inferiori o uguali alla lunghezza d'onda, genera un fenomeno di riflessione semplice (scattering). Il termine indica che ciascun bersaglio diventa a sua volta una sorgente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



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

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



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



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

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

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

La dispersione semplice degli US a livello delle strut-

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

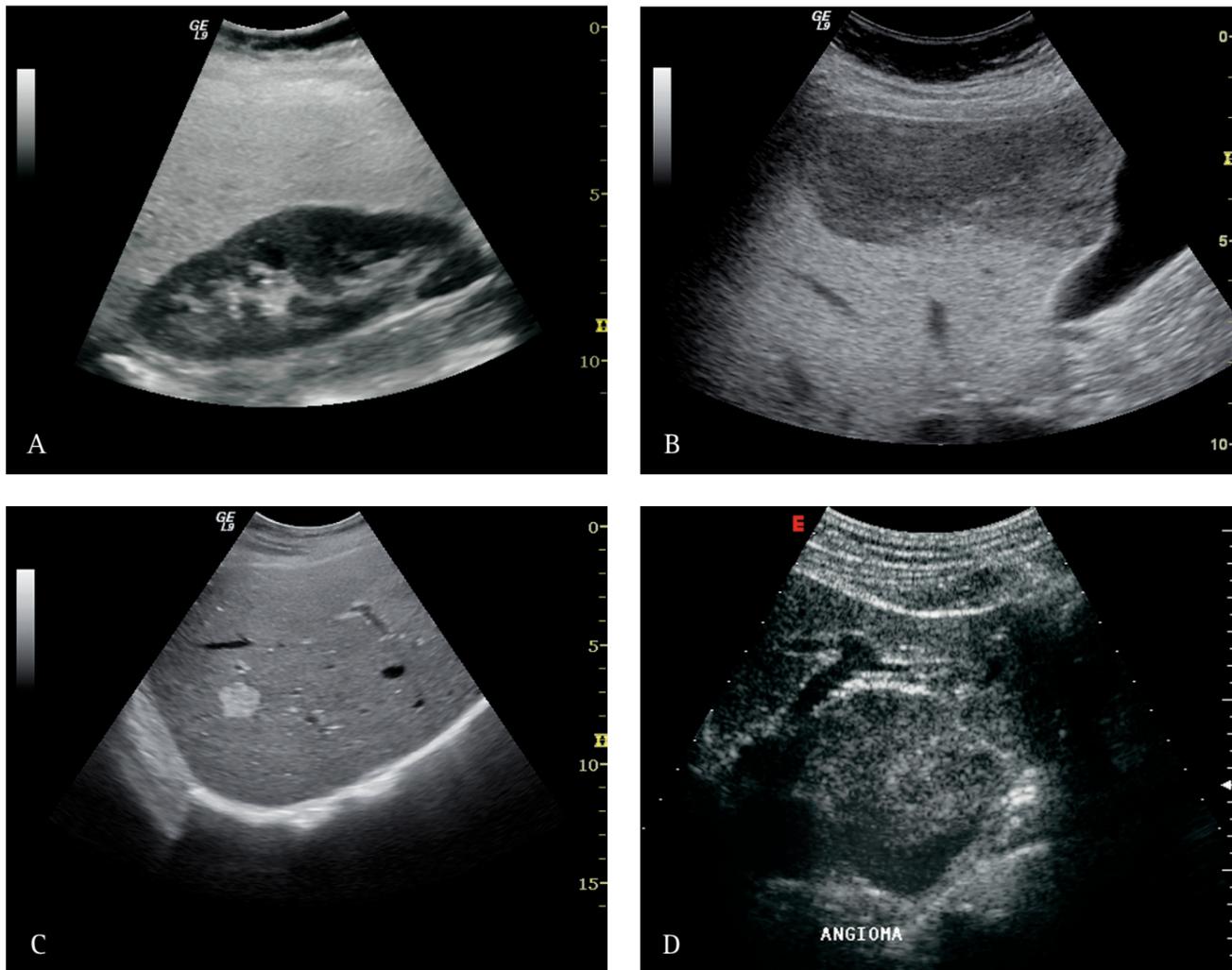


Fig. 12. VARIAZIONI DELLO SCATTERING TESSUTALE. Ecogenicità ed omogeneità del parenchima epatico. Steatosi epatica diffusa (A) con iperecogenicità parenchimale diffusa. Area di salto steatosico (B). Salto steatosico o *skip area* in 5° segmento epatico. L'ipoeecogenicità focale della trama epatica deriva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

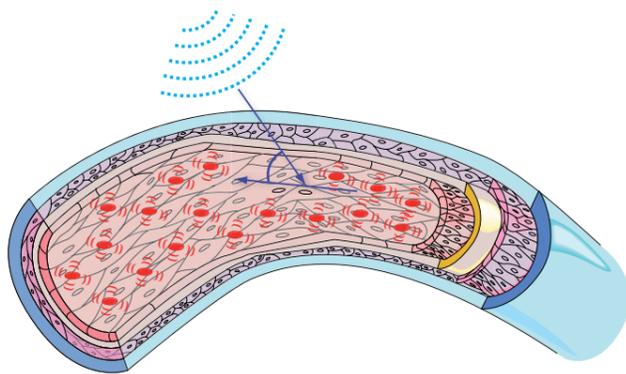


Fig. 13. RIFLETTORI DI RAYLEIGH. Il termine viene in genere usato per definire i riflettori di dimensioni molto più piccole della lunghezza d'onda degli US. Lo *scattering* che origina dai globuli rossi viene sfruttato nelle applicazioni Doppler e color power Doppler.

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

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

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

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

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

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

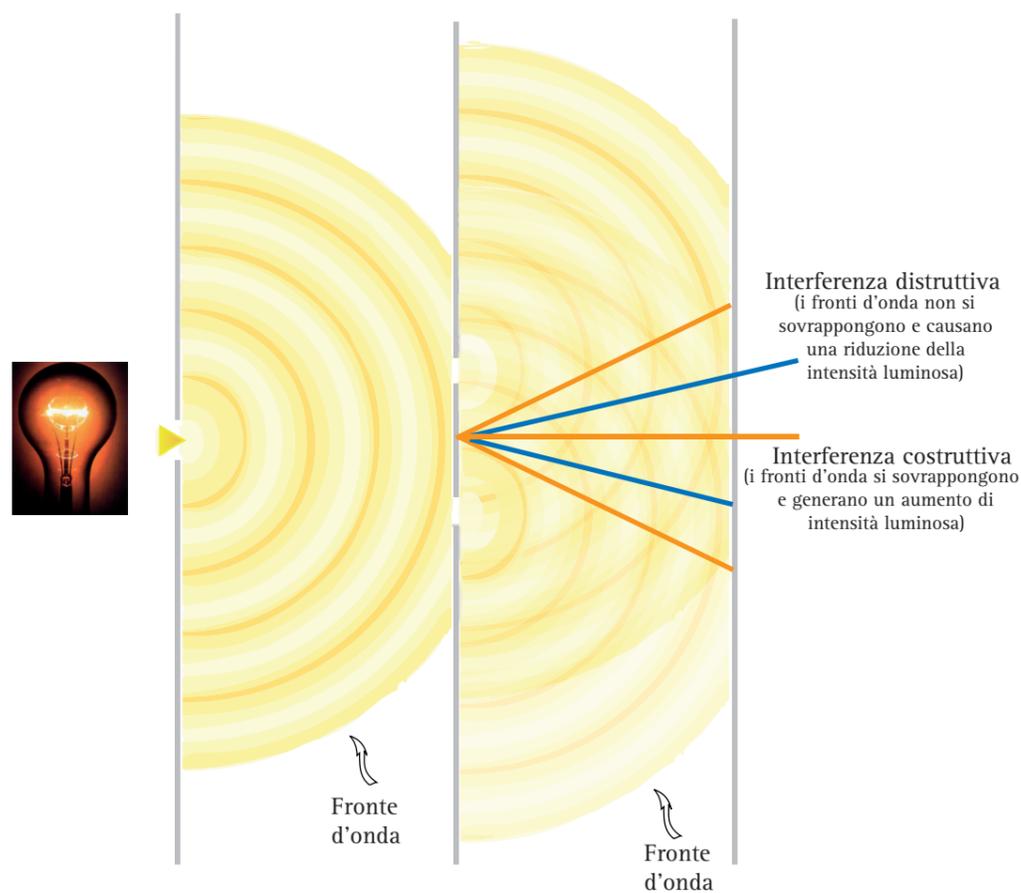


Fig. 14. DIFFRAZIONE E INTERFERENZA DELLA LUCE. Quando un fascio luminoso attraversa una fenditura di dimensioni molto piccole, paragonabili alla lunghezza d'onda della luce, l'approssimazione geometrica non è più valida, e bisogna tenere conto degli effetti dei bordi della fenditura, che diventano a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

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

Attenuazione degli US nei tessuti

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

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

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

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

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

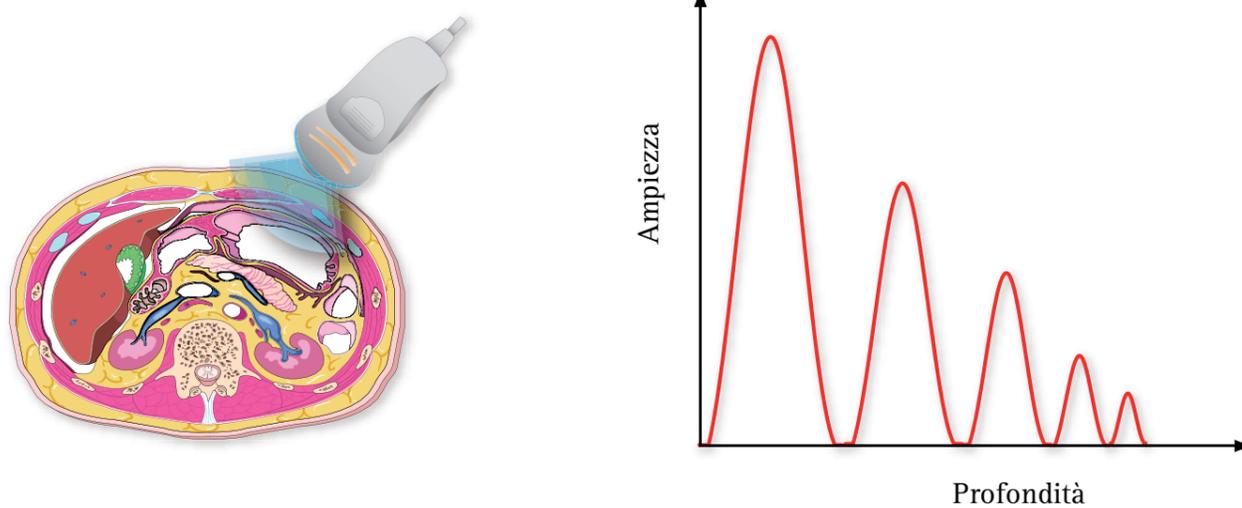


Fig. 15. ATTENUAZIONE. Riduzione progressiva dell'ampiezza degli echi in funzione della profondità di campo.

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

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

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

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

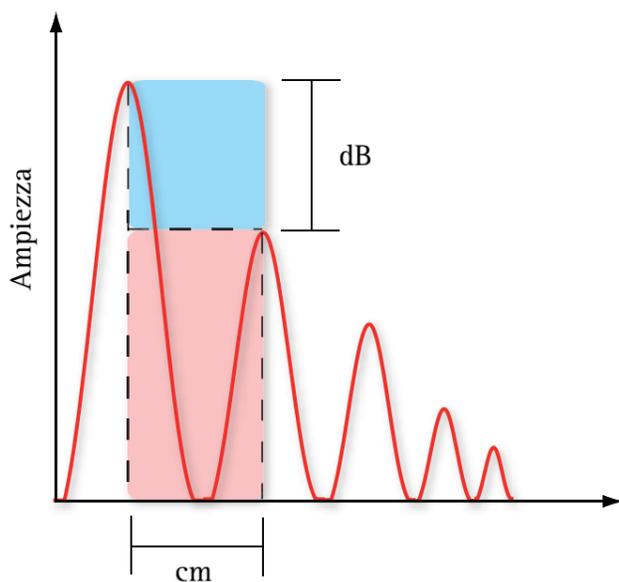


Fig. 16. COEFFICIENTE DI ATTENUAZIONE. Il grado di attenuazione viene comunemente misurato in dB/cm. Nella maggior parte dei tessuti biologici il coefficiente di attenuazione è circa 0.5-1 dB/cm/MHz.

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

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

Potenza acustica ed effetti biologici degli US

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

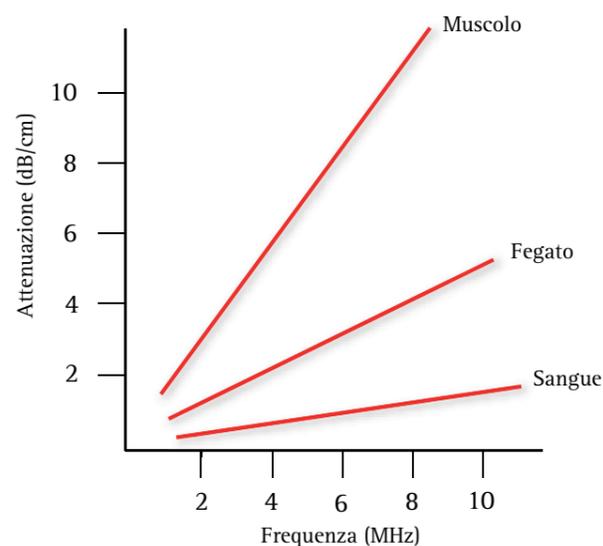


Fig. 17. CURVE DI ATTENUAZIONE IN ALCUNI TESSUTI MOLLI. Il potere di penetrazione degli US è inversamente proporzionale alla frequenza, mentre il coefficiente di attenuazione è direttamente proporzionale ad essa.

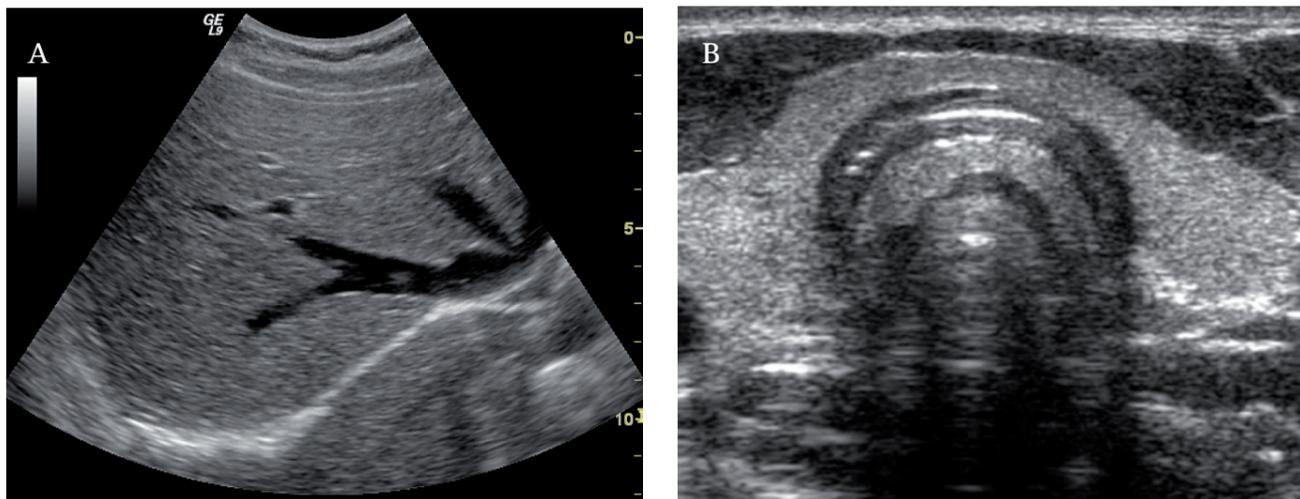


Fig. 18. ATTENUAZIONE E FREQUENZA DI TRASMISSIONE. La ricaduta pratica dell'attenuazione degli US nei tessuti biologici è rappresentata dalla necessità di usare frequenze elevate (7.5-10 MHz) per lo studio degli organi superficiali e frequenze basse (2.5-3.5 MHz) per lo studio degli organi profondi dell'addome.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

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

Gli effetti meccanici e termici sono probabilmente gli unici che si realizzano concretamente in ecografia diagnostica a causa dei bassi livelli d'intensità sonora usati e valutabili nell'ordine di 11-430 mW/cm² nell'imaging B-Mode e 175-9000 mW/cm² nelle applicazioni Doppler. Gli effetti meccanici sono legati alla propa-

gazione degli US e all'accelerazione delle molecole dei tessuti. Nei liquidi biologici si generano così, per effetto di trascinamento, delle microcorrenti che esercitano una continua azione di micromassaggio e di frizione fra le singole strutture ed aumentano lo *shear-stress* sulle pareti cellulari. L'impedenza tessutale (legata alla viscosità, alla densità e ad altri fenomeni fisici) favorisce la conversione di energia vibratoria in calore e l'assorbimento degli US. La conversione di energia meccanica in energia termica è alla base della diatermia ultrasonora (ultrasuono-terapia, ipertermia), una comune applicazione terapeutica degli US. Le intensità impiegate in ultrasuono-terapia sono dell'ordine di 500 W/cm², mentre nell'ipertermia si raggiungono esposizioni totali dell'ordine di migliaia e decine di migliaia di J/cm².

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

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

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

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

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

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

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

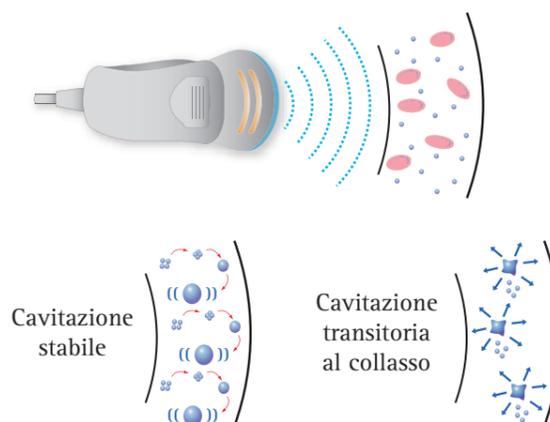


Fig. 19. FENOMENO DI CAVITAZIONE. Gli effetti biologici degli US differiscono in base al tipo di cavitazione. Nella cavitazione stabile le microbolle si formano per confluenza dei gas disciolti nei liquidi biologici. Al passaggio degli US che generano microcorrenti nei fluidi cellulari ed interstiziali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

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

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

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

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

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

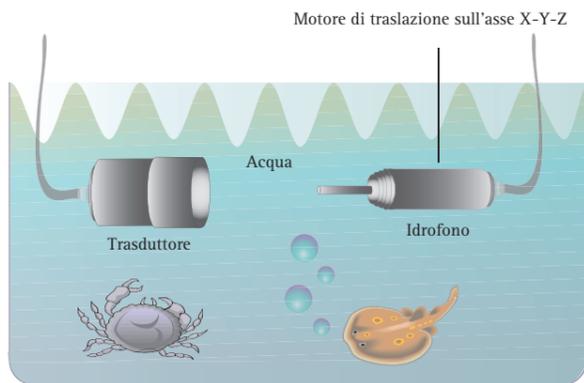


Fig. 20. QUOTAZIONE CON IDROFONO DELLA POTENZA ACUSTICA DI UNA SONDA MONOELEMENTO. L'idrofono è un dispositivo derivato dalla tecnologia del sonar. È costituito da un microfono molto sensibile, capace di misurare nell'acqua la potenza acustica degli US nel campo sonoro generato dal trasduttore.

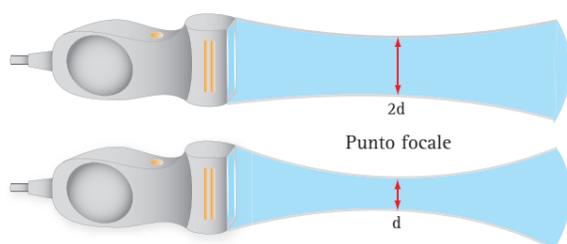


Fig. 21. DISTRIBUZIONE SPAZIALE DELL'ENERGIA ACUSTICA. La distribuzione dell'energia acustica nell'area di scansione varia da un punto all'altro. Osservando, ad esempio, la geometria del campo sonoro si comprende intuitivamente che l'energia acustica si distribuisce in una regione più ampia nella sonda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

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

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

- *I-max o spatial peak (SP)*. È il *picco di intensità* misurato sull'asse centrale di un singolo emiciclo dell'onda.
- *I₀ o spatial average (SA)*. È l'*intensità media temporale* del fascio US (Fig. 23).

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

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

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

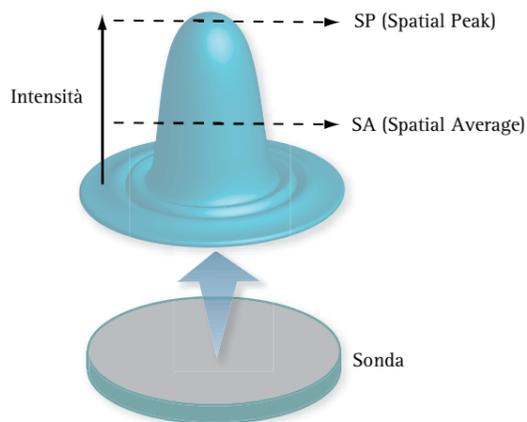


Fig. 22. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ. Profilo d'intensità acustica nel campo sonoro di un trasduttore a disco monoelemento.

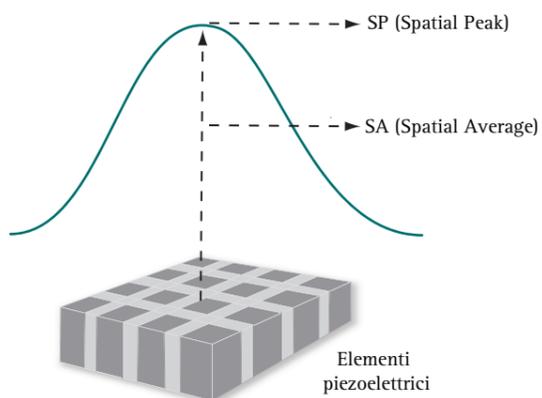


Fig. 23. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ. Profilo di potenza nel campo sonoro di una sonda lineare multielemento.

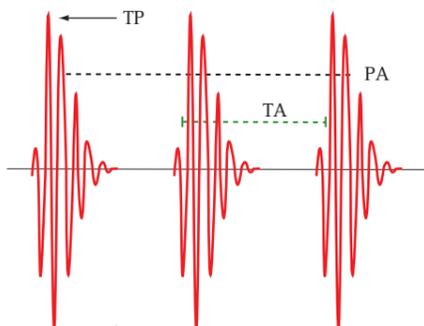


Fig. 24. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ IN FUNZIONE DEL TEMPO.

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

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

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

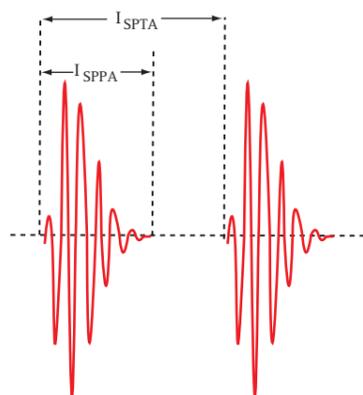


Fig. 25. UNITÀ DI MISURA DELL'INTENSITÀ COMBINATI. I parametri sono combinati in funzione del tempo e dello spazio.

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

- **Spatial Peak Pulse Time Average Intensity (I_{SP-PA})**. Questa unità di misura esprime l'intensità media massima del fascio US in qualsiasi istante. E' un buon indicatore di cavitazione e di altri effetti biologici di origine meccanica. L'unità di misura è il mW/cm².
- **Spatial Peak Temporal Peak Intensity (I_{SPTP})**. Questa unità è derivata dal rapporto fra I_{SPTA} / *duty cycle* e viene espressa sempre in mW/cm². Il picco spaziale di pressione acustica temporale (*spatial peak temporal peak pressure*), misurato in MPa è simile al I_{SPPA} , ma si riferisce al picco di pressione acustica.

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

Tabella 4. RANGE DI INTENSITÀ USATI NELLA PRATICA.

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

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

Tabella 5. LIMITI DI INTENSITÀ STABILITI DAI COSTRUTTORI.

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

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

Le misure di intensità più comunemente usate so-

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

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

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

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



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

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



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

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

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

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

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

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

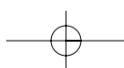
no sede le principali aziende costruttrici di apparecchiature Doppler. Negli Stati Uniti i livelli limite di I_{SPTA} e di I_{SPPA} sono stati definiti dalla *Food and Drug Administration* (FDA) e sono rappresentati in **Tabella 6**. In particolari applicazioni, come ad esempio il Doppler non fetale, l'*American Institute of Ultrasound in Medicine* (AIUM) richiede che i valori di MI e TI siano riportati sul monitor. In Giappone i limiti di I_{SATA} sono di 10 mW/cm² per l'ecografia B-Mode ed il Doppler fetale, di 40 mW/cm² per M-Mode e di 100 mW/cm² per l'A-Mode. Lo standard europeo è in fase di promulgazione ed imporrà un $I_{SPTA} < 100$ mW/cm².

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

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

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

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



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

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

Emissione pulsata degli US ed equazione temporale

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

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

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

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

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

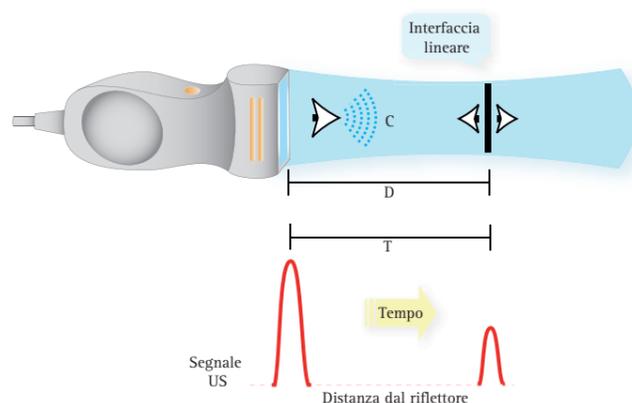


Fig. 27. EMISSIONE PULSATA DEGLI US. Il trasduttore genera US durante una piccola frazione di tempo mentre resta in ascolto dei segnali eco di ritorno per un tempo molto più prolungato, definito dal periodo di ripetizione dell'impulso. D = distanza; T = tempo.

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

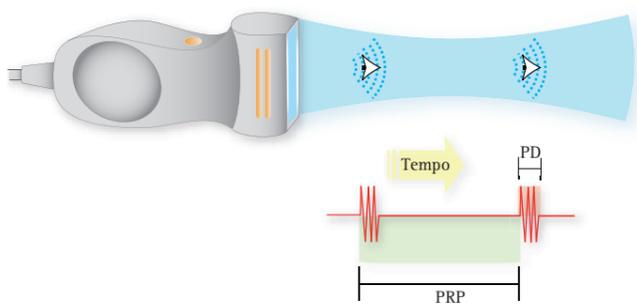


Fig. 28. DUTY FACTOR. Lo schema illustra come la durata dell'impulso (PD) sia veramente breve rispetto al periodo di ripetizione dell'impulso, cioè del tempo in cui la sonda resta in ascolto del segnale eco. PRP = periodo di ripetizione degli impulsi.

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

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

Componenti fondamentali dell'apparecchiatura ecografica

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

TRASMETTITORE O IMPULSATORE

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

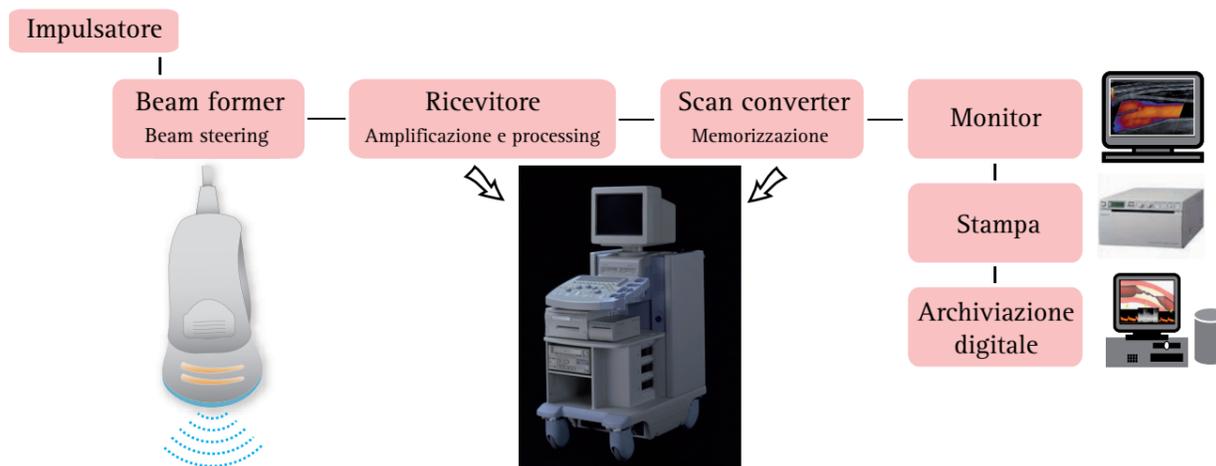


Fig. 29. COMPONENTI FONDAMENTALI DI UNA APPARECCHIATURA ECOGRAFICA.

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

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

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

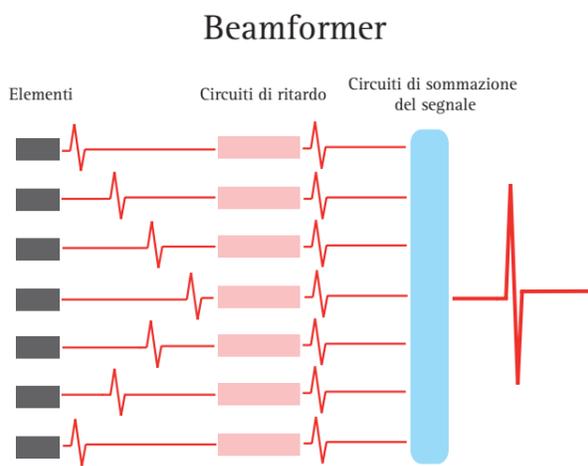


Fig. 30. SCHEMA DI BEAMFORMER. Il circuito elettronico, che regola i ritardi di fase con cui vengono sollecitati i singoli o i gruppi di elementi piezoelettrici che costituiscono la sonda, prende il nome di *beamformer*.

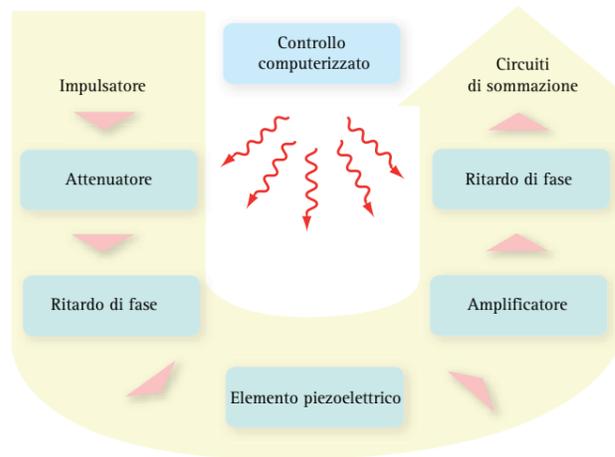


Fig. 31. SCHEMA DI UN CANALE DI TRASMISSIONE E RICEZIONE. Nelle apparecchiature digitali, tutta la catena del segnale in trasmissione ed in ricezione è digitalizzata e controllata dal computer e tutti gli elementi della sonda sono collegati ad un singolo canale di trasmissione e ricezione che controlla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

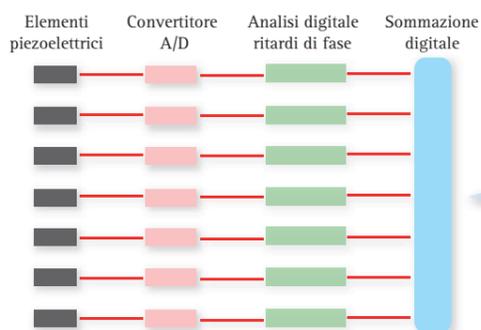


Fig. 32. SCHEMA DI BEAMFORMER DIGITALE VERO.

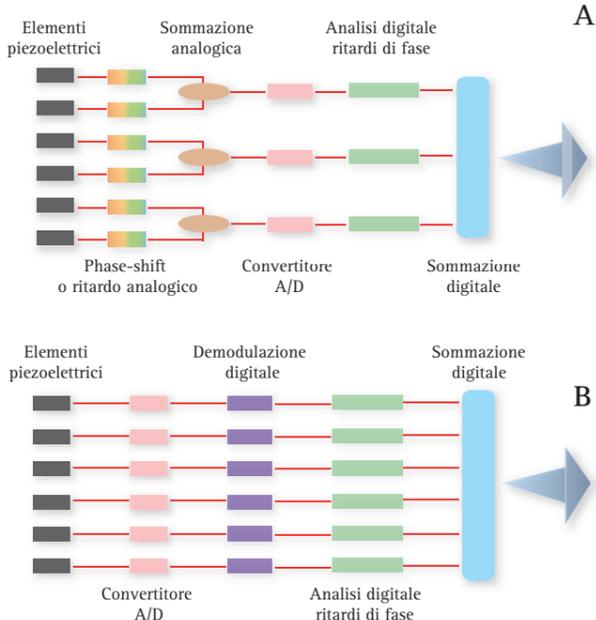


Fig. 33. BEAMFORMER ANALOGICO/DIGITALE O IBRIDO (A). BEAMFORMER DIGITALE CON ANALIZZATORE DELLO SHIFT DI FASE (B).

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

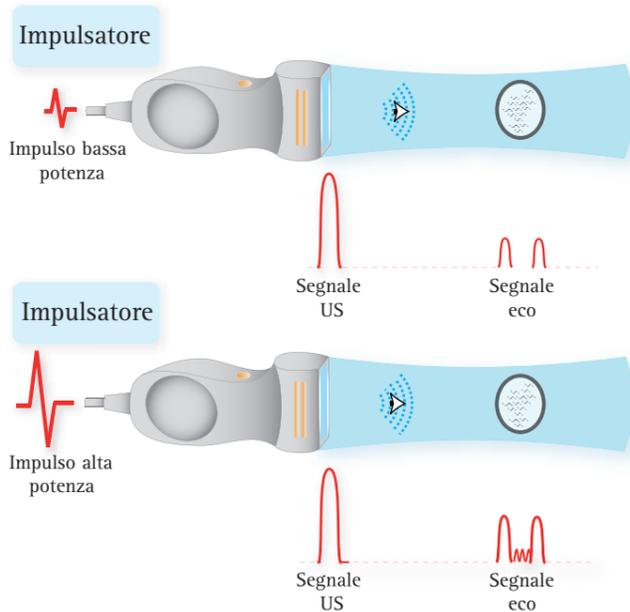


Fig. 34. MODULATORE DI POTENZA ELETTRICA. Aumentando la potenza del segnale elettrico in uscita si genera un fascio US di maggior intensità o potenza acustica. Di conseguenza, il segnale eco avrà una maggiore ampiezza quale sia la grandezza strutturale delle interfacce riflettenti.

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

RICEVITORE

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

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

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

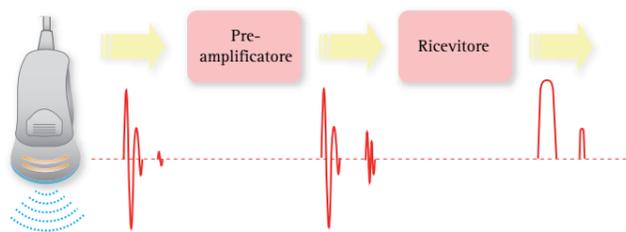


Fig. 35. PREAMPLIFICAZIONE. La preamplificazione interessa gli impulsi di minor intensità ed ha come obiettivo quello di ridurre il rumore di fondo. Poiché nei circuiti principali di amplificazione il livello del segnale è aumentato in modo uniforme, bisogna che i segnali di bassa intensità vi giungano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

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

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

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

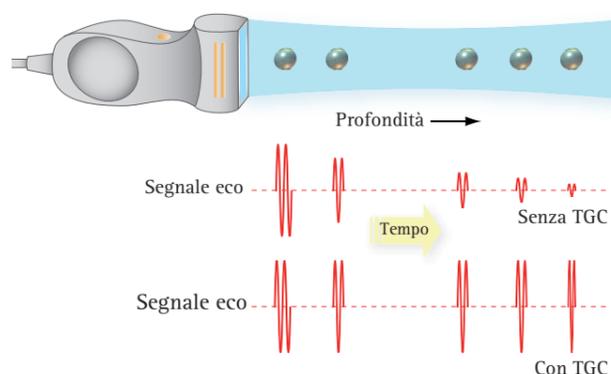


Fig. 36. ATTENUAZIONE E PROFONDITÀ DI CAMPO. Attraversando i tessuti il fascio US subisce una forte attenuazione per cui i segnali che provengono dai piani più profondi del campo sonoro hanno minore intensità e sono più deboli rispetto a quelli che originano da riflettori simili ma situati nei piani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



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

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

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

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



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

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

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

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

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

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

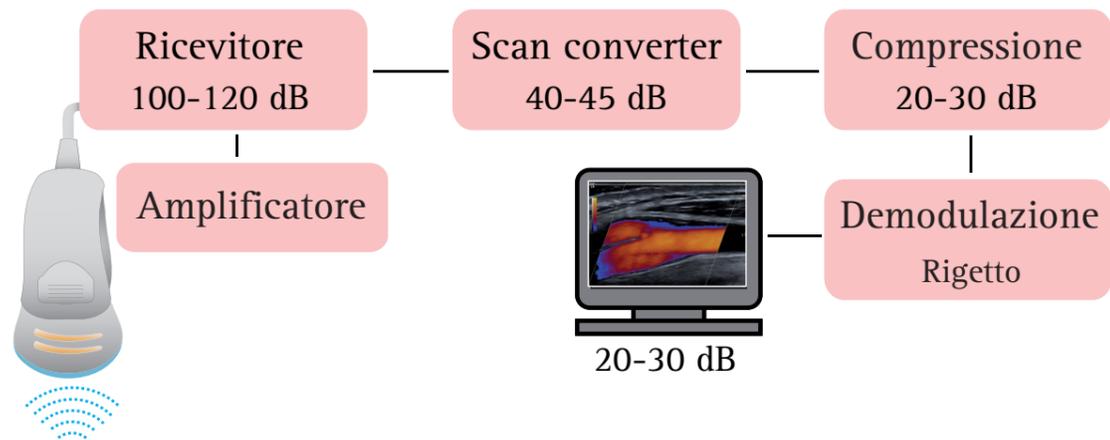


Fig. 39. RANGE DINAMICO. I componenti dell'apparecchiatura ecografica (ricevitore, scan converter e monitor) hanno range dinamici diversi l'uno dagli altri. Il trasduttore ed il ricevitore hanno un range dinamico superiore ai 100 dB. Lo scan converter ha un range dinamico molto più limitato di 40-45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

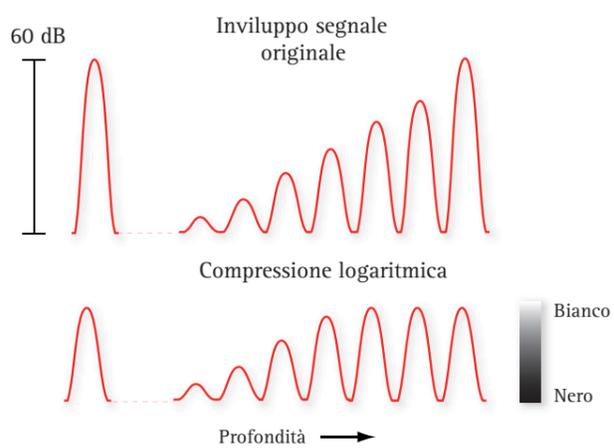


Fig. 40. COMPRESIONE DEL SEGNALE. La compressione restringe l'ampiezza del segnale eco in un range dinamico di almeno 60 dB e ne consente la rappresentazione sul monitor. Questo range è superiore a quello di un monitor standard per cui per superare questo problema il segnale eco viene compresso nel ricevitore.

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

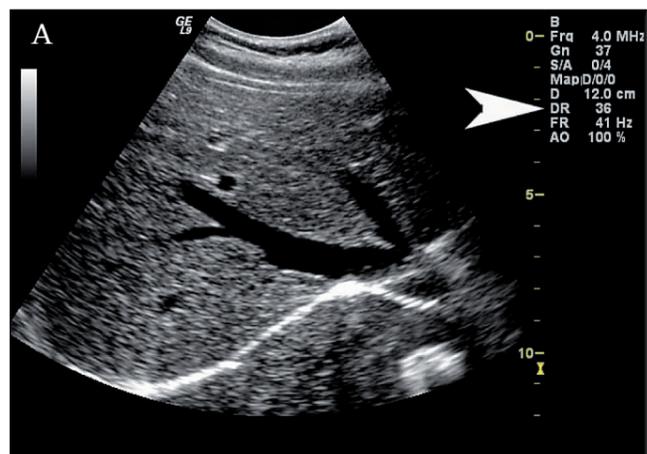


Fig. 41a. RANGE DINAMICO O GAMMA DINAMICA. Immagine ecografica del lobo destro del fegato in scansione sottocostale acquisita con valori crescenti di range dinamico 36 dB.

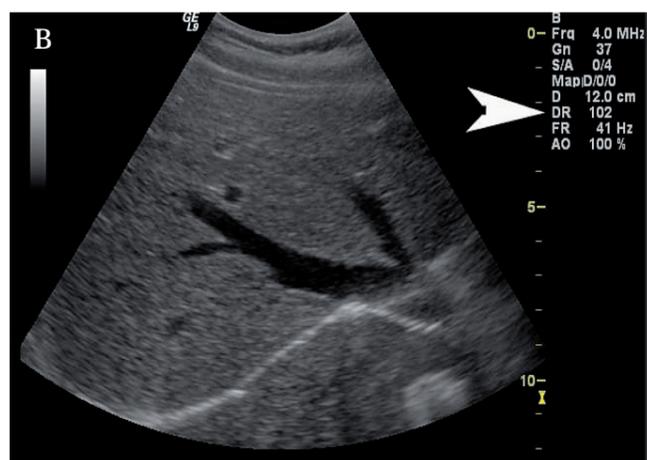


Fig. 41b. RANGE DINAMICO O GAMMA DINAMICA. Immagine ecografica del lobo destro del fegato in scansione sottocostale acquisita con valori crescenti di range dinamico 102 dB.

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

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

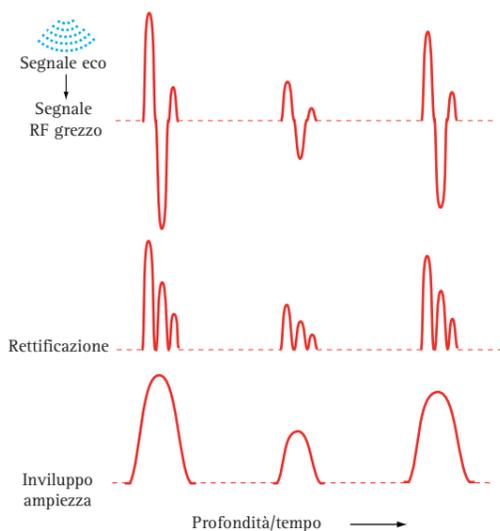


Fig. 42. DEMODULAZIONE DEL SEGNALE RF. Il diagramma mostra la sequenza di demodulazione del segnale RF. Nella parte alta del diagramma il segnale RF è rappresentato da onde positive e negative. Lo schema centrale rappresenta il processo di rettificazione (inversione delle componenti negative dell'onda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

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

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

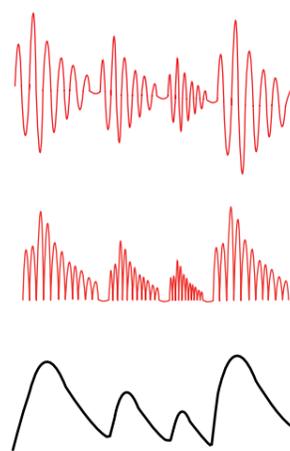


Fig. 43. RETTIFICAZIONE E SMOOTHING. Nel ricevitore le parti negative del segnale RF vengono invertite da un rettificatore. Nelle macchine di minor costo, per contenere i costi ed ottenere in uscita un segnale video efficace, il segnale RF viene anche smorzato (*smoothing*).

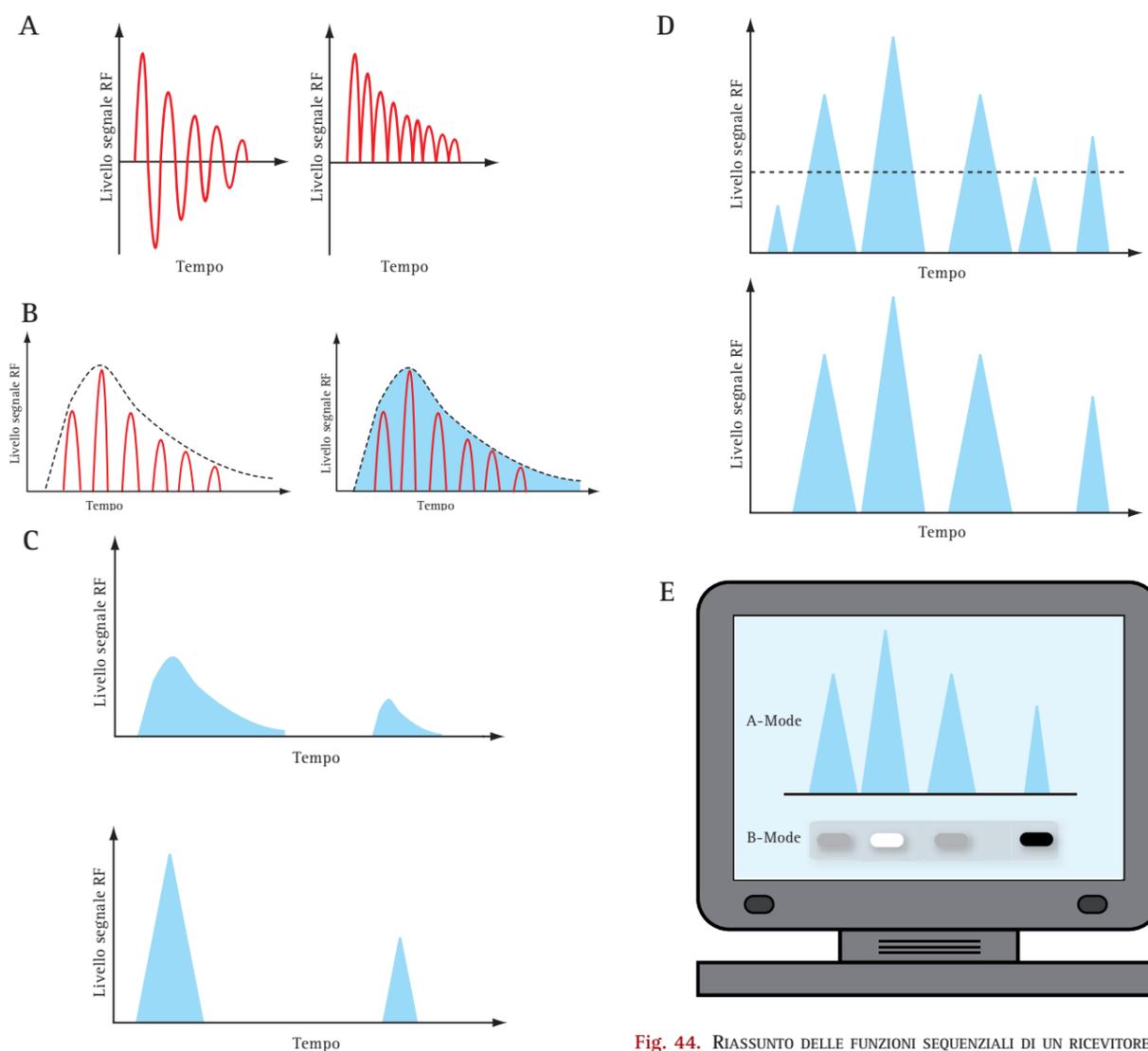


Fig. 44. RIASSUNTO DELLE FUNZIONI SEQUENZIALI DI UN RICEVITORE.

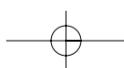
zioni che demodulano il segnale RF nativo e lo rendono disponibile per la memorizzazione nello *scan converter*.

SCAN CONVERTER

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

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

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



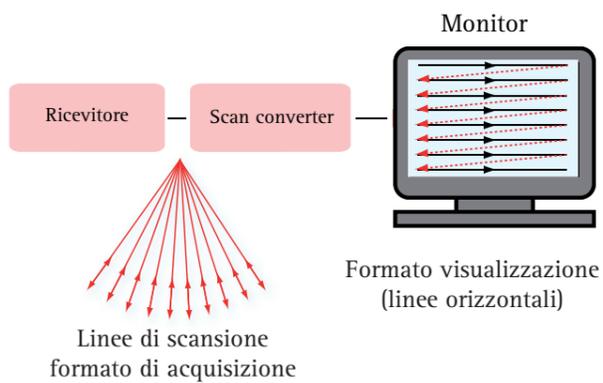


Fig. 45. FUNZIONI SEQUENZIALI DELLO *SCAN CONVERTER*. Il formato di acquisizione dell'immagine lungo le linee di vista del campo sonoro non coincide con il formato di rappresentazione dell'immagine sul monitor. Le funzioni sequenziali dello *scan converter* sono due: la prima prevede la lettura dell'involuppo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

Digitalizzazione e memorizzazione dell'immagine.

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

In informatica, l'unità elementare di memoria viene chiamata *bit* (forma contratta di *Binary digit*, cifra binaria) (Fig. 46). Il bit rappresenta la più piccola informazione che un'apparecchiatura digitale può memorizzare ed elaborare. Da un punto di vista fisico, il numero binario può essere rappresentato con lo stato *on/off* di una serie di interruttori (posizione *on* corrisponde alla cifra 1, posizione *off* a 0), con un punto magnetizzato (cifra 1) o non magnetizzato (cifra 0) di un nastro o un disco magnetico od anche con un dispositivo *flip-flop*³ che in uscita può portare solo due tensioni distinte che possono ben rappresentare i numeri del sistema binario. Gruppi di otto *bit* formano il *byte*, capace di codificare 2⁸ cifre decimali ossia 256 possibili variazioni

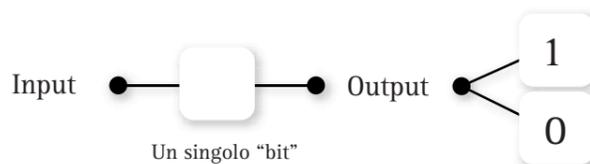


Fig. 46. BIT (*BINARY DIGIT*). L'unità elementare di memoria in informatica viene chiamata *bit* (forma contratta di *binary digit*, codice binario).

decimali. 2 o più *byte* possono essere raggruppati in una *stringa*: 2 *bytes* formano una *stringa di 16 bit* che codifica 2¹⁶ ossia ~65.000 possibili variazioni decimali; 4 *bytes* formano una stringa di 32 bit, 2³², ~ 4.3x10⁹ possibili variazioni decimali che rappresentano lo standard attuale di lunghezza della stringa (Fig. 47). Stringhe di grandezza molto più lunga sono disponibili nei sistemi di elaborazione ad alta velocità. Queste stringhe formano la memoria del computer. La capacità di memoria di un computer si misura utilizzando i multipli del *byte*:

- 1 kilobyte = 2¹⁰ = 1024 *byte*;
- 1 megabyte 2²⁰ = 1.048.576 *byte*;
- 1 gigabyte 2³⁰ = 1.073.741.824 *byte*.

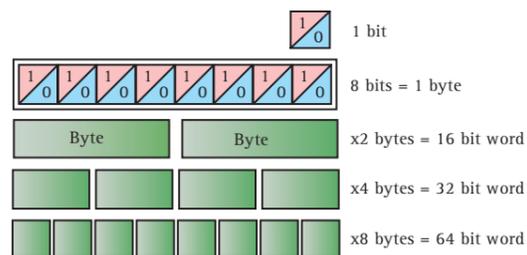


Fig. 47. CODICE BINARIO DEL COMPUTER. La figura mostra l'unità elementare ed il modo con cui questa viene utilizzata per costruire unità di memoria più estese. Gruppi di otto *bit* costituiscono il *byte*. 2 *bytes*, ossia 16 bit, costituiscono una stringa di 16 bit; 4 *bytes* una stringa di 32 bit e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

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

Poiché nei sistemi che operano su base binaria le quantità vengono solitamente espresse in termini di potenze di 2° grado, il significato dei prefissi *kilo-*, *mega-*, *giga-* e *tera-* non è necessariamente quello usuale: un gigabyte (GB) può essere inteso sia come 1000 megabyte sia, più frequentemente, come 1024 megabyte; un megabyte (MB) può essere inteso a sua volta sia come un milione di byte (o mille kilobyte), che come 2²⁰, cioè 1.048.576 byte, o 1024 kilobyte; allo stesso modo un kilobyte (KB) può indicare 1024 byte o, meno comunemente, 1000 byte.

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

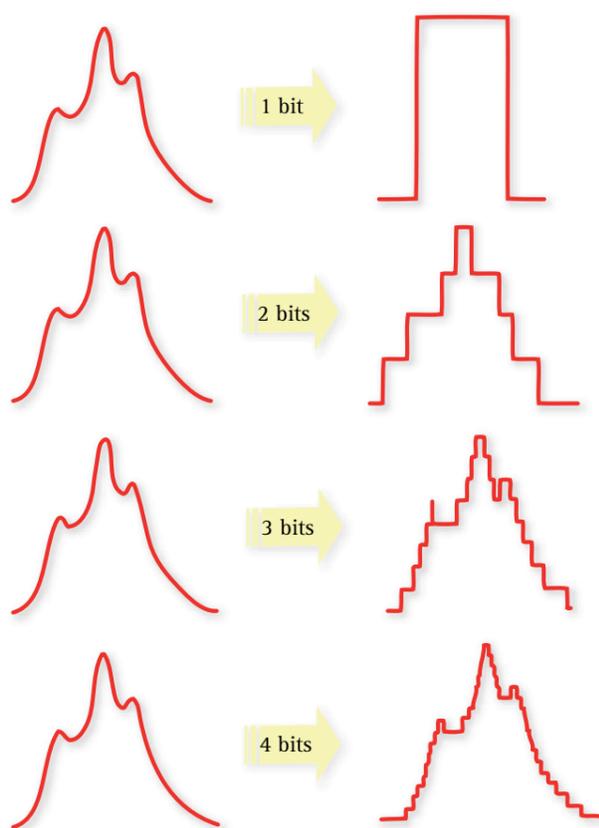


Fig. 48. DIGITALIZZAZIONE. Nel diagramma un piccolo segnale analogico viene digitalizzato con una scala ad 1, 2, 3, 4 bits. Quando viene usato un solo bit, tutto il voltaggio al disotto di un certo valore viene registrato come zero e rappresentato in nero sullo schermo. Tutto ciò che invece è sopra il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

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

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

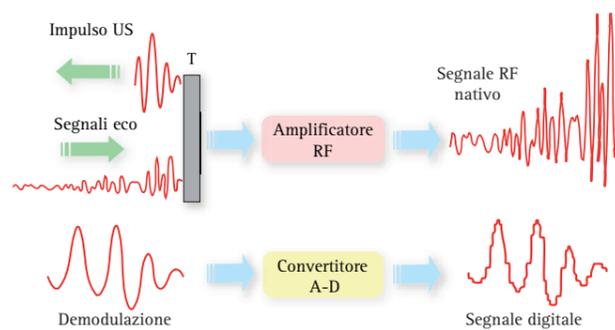


Fig. 49. PROCESSING DEL SEGNALE NELLO SCAN-CONVERTER. Nella parte superiore del diagramma è rappresentato un impulso US generato dal trasduttore ed il relativo treno di echi convertito in segnale RF. Il voltaggio del segnale RF nativo corrisponde alle variazioni di intensità del segnale eco. Il segnale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

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

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

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

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

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

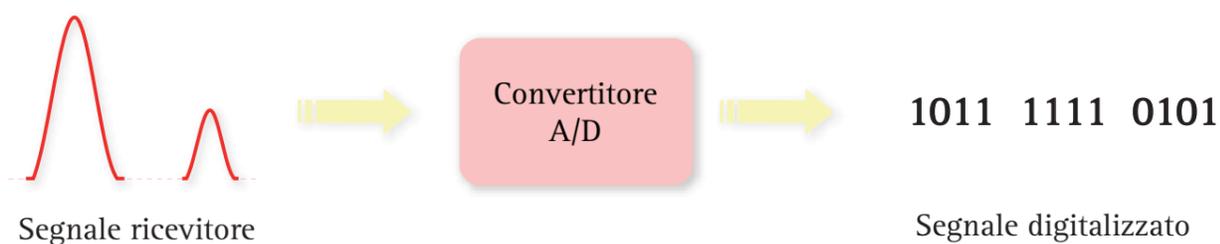


Fig. 50. CONVERTITORE ANALOGICO-DIGITALE (ADC). L'ADC è un voltmetro molto veloce, capace di convertire qualsiasi segnale elettrico in un numero digitale eseguendo in modo appropriato questa operazione in circa 10 nanosecondi.

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

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

Conversione digitale/analogica e segnale video.

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

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

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

Conversione analogico-digitale

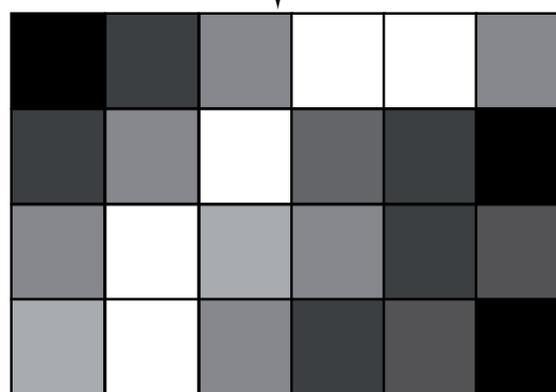


Fig. 51. MATRICE DI MEMORIA E CONVERSIONE DIGITALE ANALOGICA. Nella piccola matrice rappresentata, ciascun pixel contiene un valore numerico che corrisponde all'ampiezza del segnale in funzione della direzione e della profondità. La rappresentazione in scala di grigi di questi valori numerici è possibile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

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

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

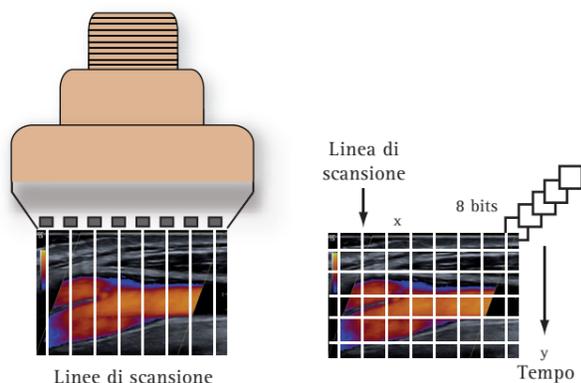


Fig. 52. CAMPO DI SCANSIONE E MATRICE DIGITALE DEL MONITOR. Il campo sonoro di un trasduttore lineare multielemento è costituito da una serie più o meno numerosa di linee di scansione. Il segnale raccolto lungo ciascuna linea viene memorizzato in una matrice digitale. Nel monitor l'immagine viene riprodotta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

Frame rate e velocità di scansione

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

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

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

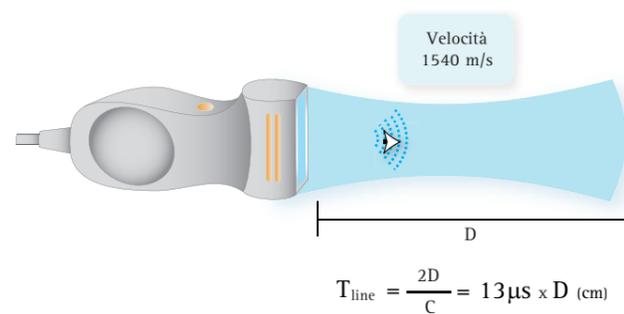


Fig. 53. FRAME RATE E VELOCITÀ DEGLI US NEI TESSUTI. Nelle apparecchiature *real-time*, le immagini vengono proposte in sequenza e generano per sommazione visiva l'effetto *real-time*. La velocità di scansione dell'immagine, cioè il numero di volte che il fascio US spazzola l'area di scansione o campo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

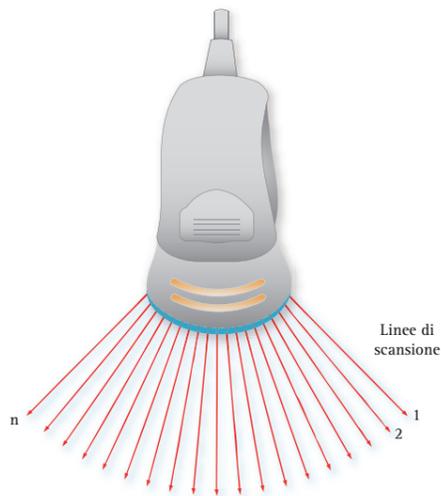


Fig. 54. CAMPO SONORO. Il piano di scansione o campo sonoro di ciascun trasduttore si compone di un certo numero di linee di vista. Ciascuna di queste viene usata per formare l'immagine.

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

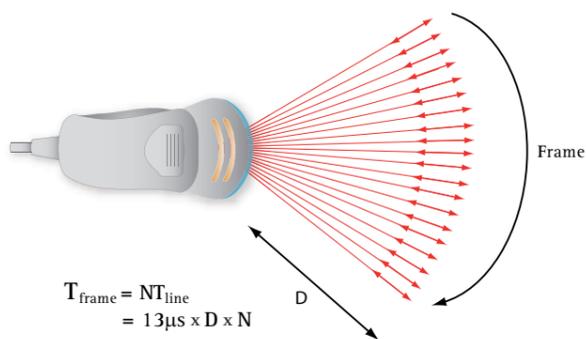


Fig. 55. T_{FRAME} DI SONDA CONVEX. Nel campo di scansione della sonda settoriale rappresentata, il tempo richiesto per creare un'immagine intera o *frame*, costituita da un certo numero N , di linee, sarà uguale semplicemente a N tempi, necessari per la lettura di ciascuna singola linea (T_{linea}),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

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

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

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

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

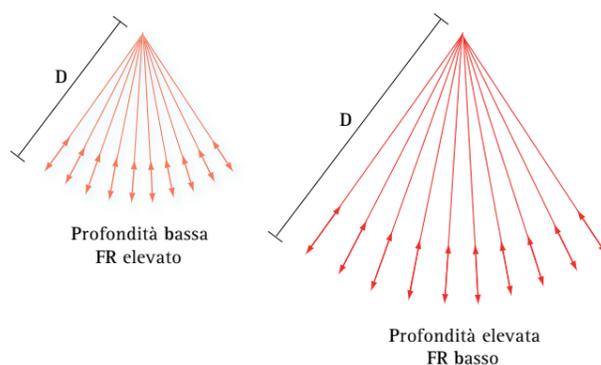


Fig. 56. *FRAME RATE* E PROFONDITÀ DI CAMPO. Il massimo *frame rate* di un trasduttore è determinato dalla profondità di scansione e dal numero di linee che compongono il campo sonoro. Il *frame rate* è tanto maggiore quanto minore è la profondità di campo. D = profondità di campo.



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

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

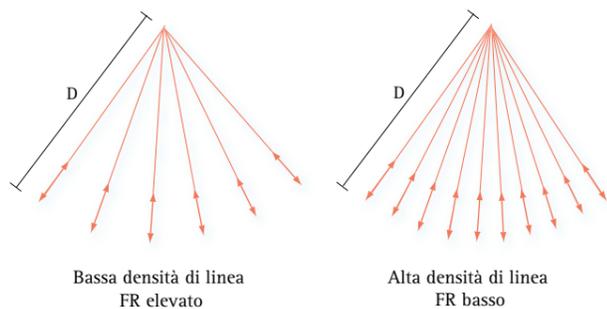


Fig. 57. FRAME RATE E DENSITÀ DI LINEE. Il frame rate è tanto più elevato quanto minore è il numero delle linee che compongono il campo sonoro. La riduzione della densità delle linee può essere realizzata mantenendo l'apertura angolare della sonda.

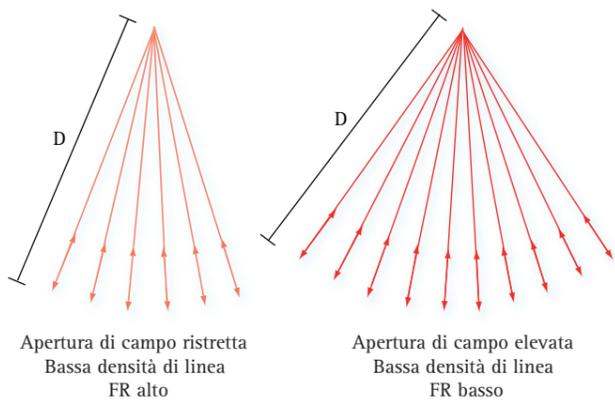


Fig. 58. FRAME RATE, DENSITÀ DI LINEE ED APERTURA DEL CAMPO SONORO. La riduzione della densità delle linee può essere realizzata riducendo l'apertura angolare della sonda.

Parametri e regolazione del processing dell'immagine B-Mode

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

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

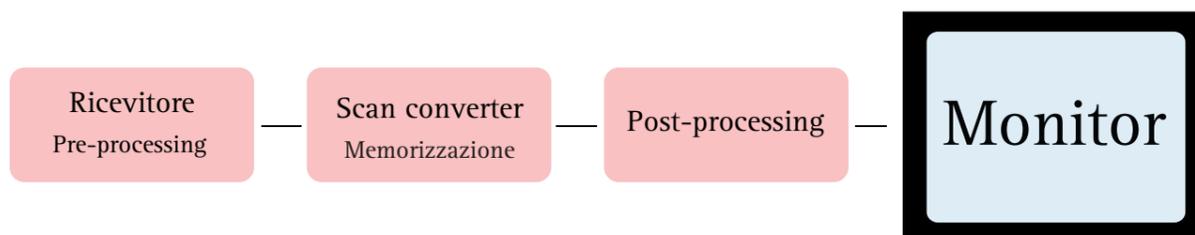
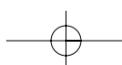


Fig. 59. PROCESSING DEL SEGNALE RF. Con questo termine vengono definiti i processi di trattamento del segnale di RF prima (*pre-pro-*



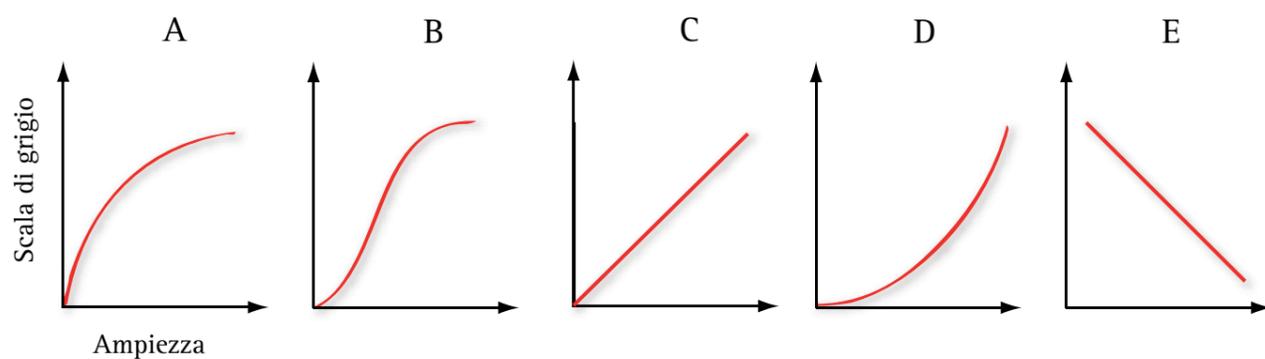


Fig. 60. CURVA DI COMPRESSIONE INTENSITÀ/AMPIEZZA. Definisce la corrispondenza fra ampiezza del segnale e livelli di grigio rappresentati sul monitor. La curva può essere lineare (curva C) o essere adattata in post-processing alle diverse esigenze diagnostiche. In alcuni casi è preferibile che certi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

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

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

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

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

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

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

0			0			0
0			3			9
13			7			4
16			16			4

Interpolazione

0	0	0	0	0	0	0
0	1	2	3	5	7	9
13	11	9	7	6	5	4
16	16	16	16	12	8	4

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

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

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

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

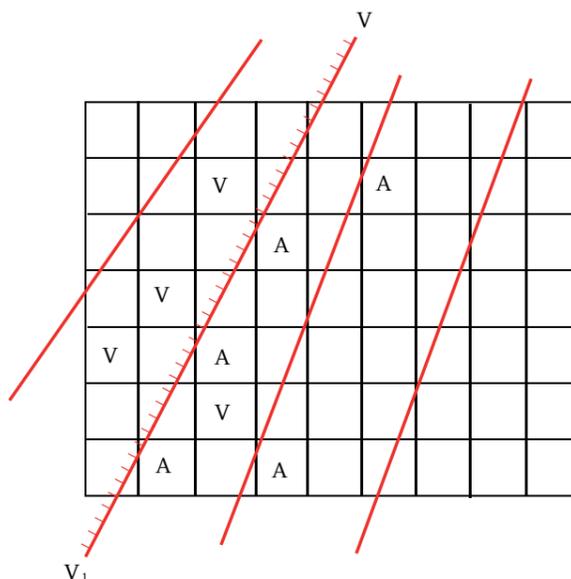


Fig. 62. INTERPOLAZIONE DELLE LINEE NELLE SONDE SETTORIALI E CONVEX. I vettori che compongono il campo di scansione incrociano obliquamente la griglia dei pixel. $V-V_1$ è un vettore che mostra i singoli punti di campionamento. Come è facile osservare alcuni pixels sono attraversati dal vettore in modo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

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



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

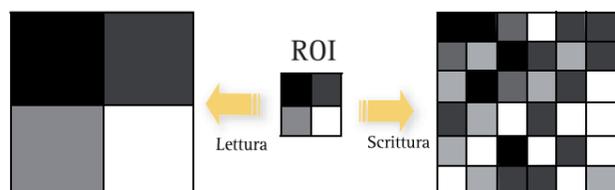


Fig. 63. ZOOM IN LETTURA E SCRITTURA. La ROI rappresenta una piccola parte della matrice e del campo di scansione. Nello zoom in lettura i pixel vengono semplicemente ingranditi. Se l'operatore vuole un ingrandimento molto elevato, l'immagine diventa sgranata e mostra una distorsione grafica o *aliasing*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

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

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

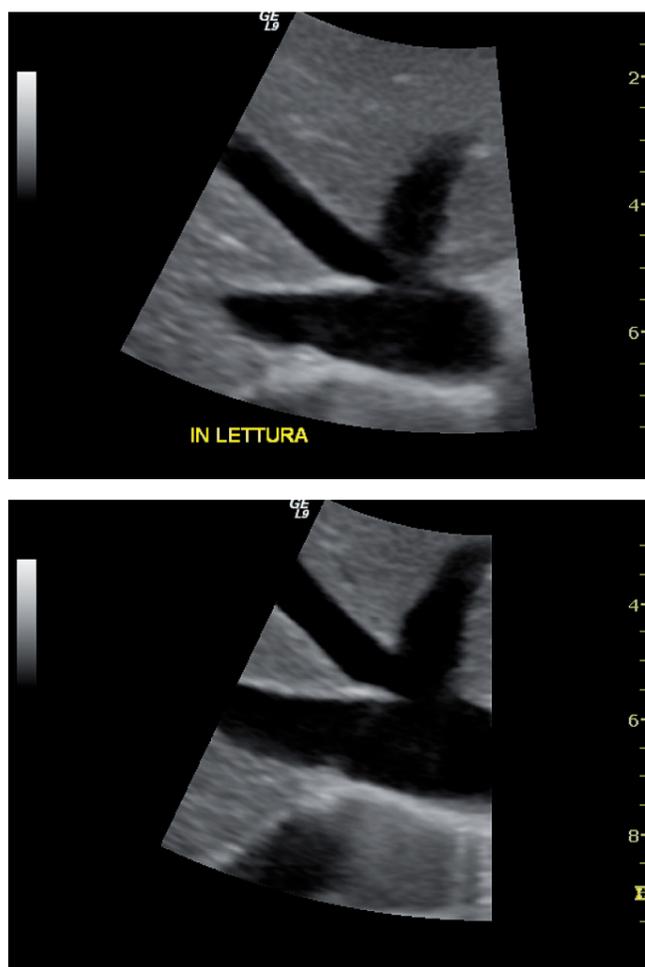


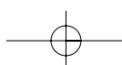
Fig. 64. ZOOM IN LETTURA E SCRITTURA. La ROI ingrandisce il punto di confluenza della vena sovraepatica destra nella vana cava inferiore. Nelle apparecchiature di alta fascia la differenza di contrasto fra zoom in lettura e scrittura non è facilmente percepita dall'occhio umano.

Monitor a raggi catodici e a cristalli liquidi

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

Il tubo a raggi catodici (*Cathod Ray Tube*, CRT), creato dall'inventore statunitense Farnsworth⁴, è il dispositivo elettronico alla base del funzionamento del monitor del computer, dei televisori, degli apparecchi radar e degli oscilloscopi. Il funzionamento del CRT è basato sulla *emissione di elettroni per effetto termoionico*, fenomeno scoperto da Edison, Thomas Alva (Milan, Ohio 1847 - West Orange, New Jersey 1931), inventore e industriale statunitense. Il fenomeno di emissione termoionica si realizza in un bulbo di vetro sottovuoto spinto che contiene due piccole piastre di metallo o elettrodi ai quali viene applicata una differenza di potenziale (Fig. 65). L'elettrodo negativo o catodo

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



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

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

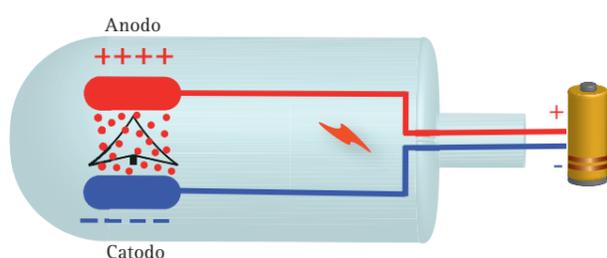


Fig. 65. CANNONE "AD ELETTRONI". Il funzionamento del CRT è basato sulla emissione di elettroni per effetto termoionico. Due piccole piastre di metallo o elettrodi, contenuti in un bulbo sottovuoto spinto, vengono portati all'incandescenza per passaggio di corrente elettrica. In queste condizioni si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

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

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

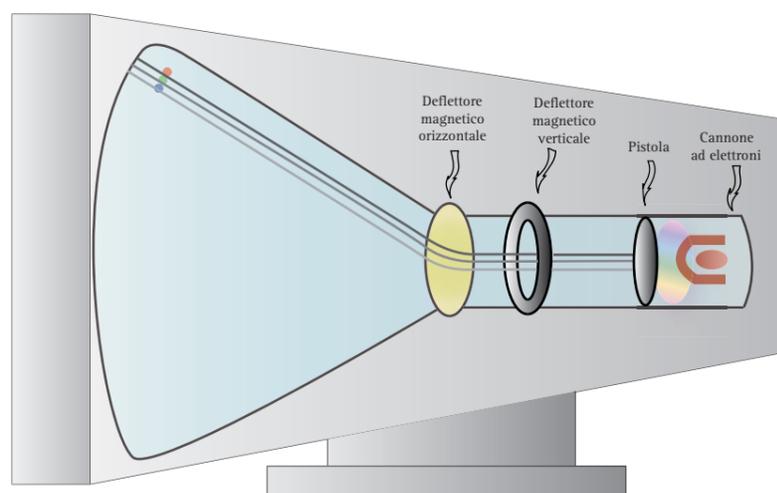


Fig. 66. TUBO A RAGGI CATODICI (CRT). Il monitor è un cinescopio di vetro sotto vuoto, a forma d'imbuto. Ad un'estremità alloggia un cannone "ad elettroni". Gli elettroni liberati per effetto termoionico ed opportunamente collimati in un fascio vengono proiettati sul versante opposto del tubo, contro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

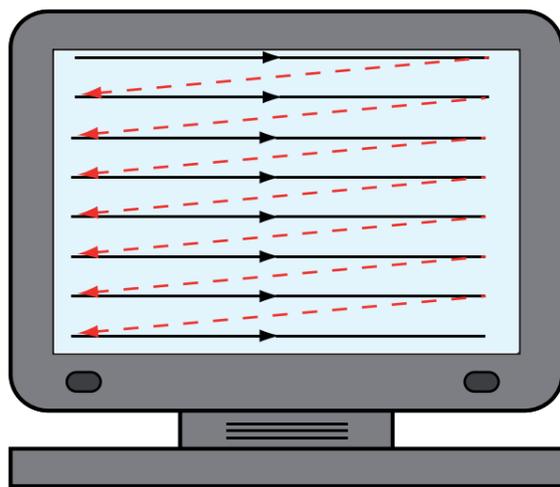


Fig. 67 SCHERMO FLUORESCENTE. Nei monitor moderni, il fascio elettronico spazza tutto lo schermo come mostrato nella figura. La frequenza di ripetizione dello schema di scansione e il numero di linee utilizzate variano. In Europa viene utilizzato soprattutto il sistema PAL, con 625 linee e 25 quadri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

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

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

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

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

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

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

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

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



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

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

Modalità di presentazione dell'immagine

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

ECOGRAFIA A-MODE O AMPLITUDE MODULATED MODE

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

ECOGRAFIA M-MODE O TM-MODE

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

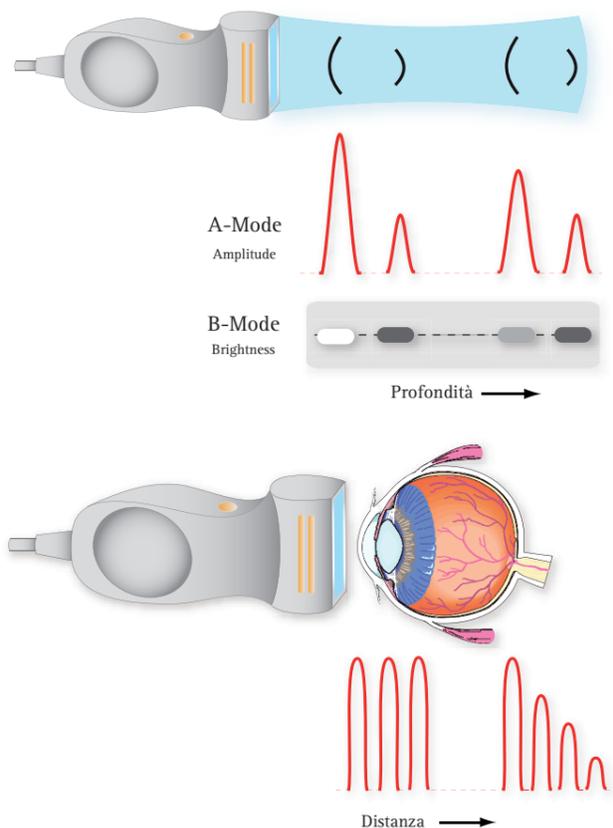


Fig. 69 ECOGRAFIA A-MODE (AMPLITUDE-MODE) O A MODULAZIONE DI AMPIEZZA. Utilizza una sonda fissa e rappresenta il segnale eco con un oscillogramma su un tubo a raggi catodici. L'immagine A-Mode è monodimensionale e gli echi vengono rappresentati come oscillazioni in rapporto al tempo. L'ampiezza delle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

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

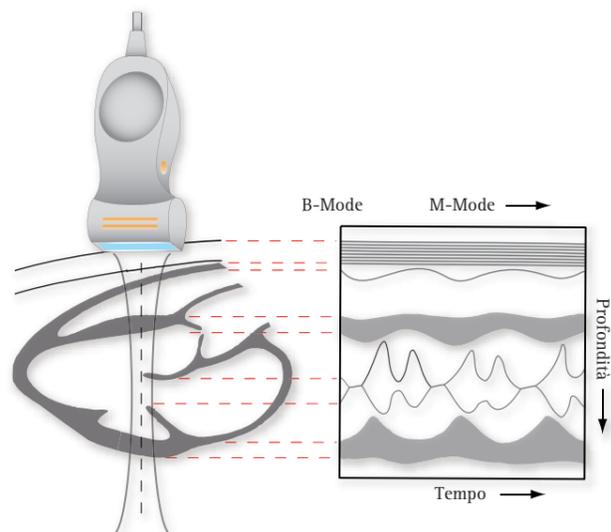


Fig. 70 TM-MODE O M-MODE. Il TM-Mode è una forma particolare di ecografia B-mode che prevede l'acquisizione del segnale eco lungo una sola linea del campo di scansione. L'immagine risultante evidenzia sull'asse *y* la profondità del riflettore e sull'asse ortogonale *x* il tempo.

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

ECOGRAFIA B-MODE

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

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



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

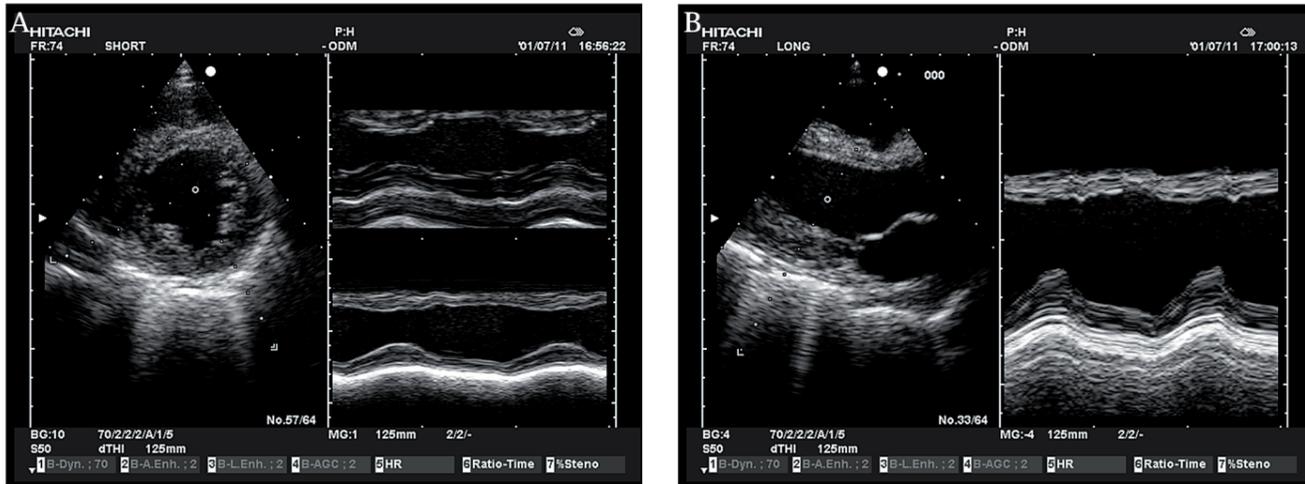


Fig. 71. B-MODE E M-MODE. Scansione sul ventricolo sinistro. Le modificazioni strutturali e cinetiche della parete ventricolare, delle camere cardiache e degli apparati valvolari vengono rappresentate come tracce che variano la loro posizione in funzione del tempo e della profondità rispetto alla sonda.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

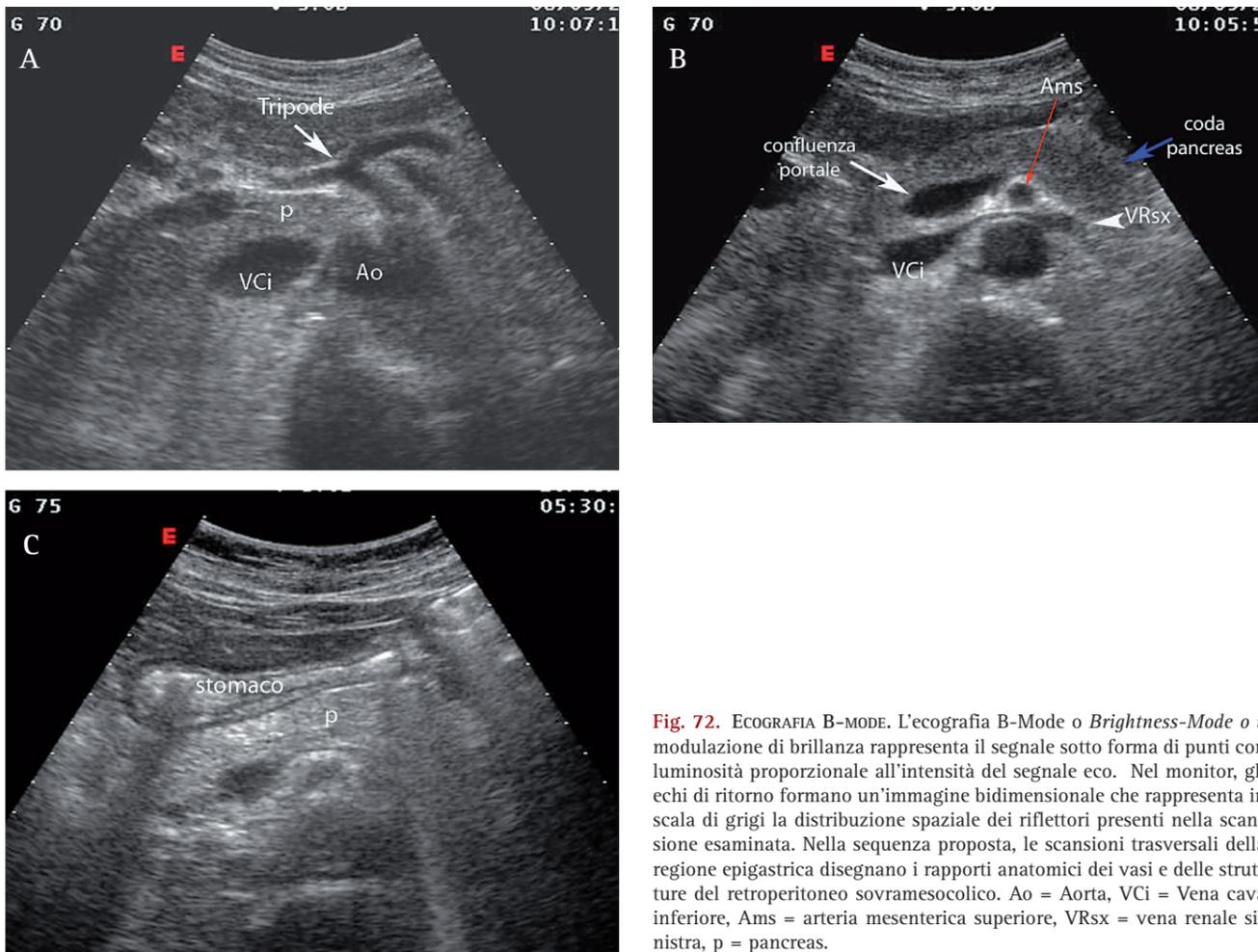
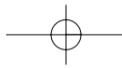


Fig. 72. ECOGRAFIA B-MODE. L'ecografia B-Mode o *Brightness-Mode* o a modulazione di brillantezza rappresenta il segnale sotto forma di punti con luminosità proporzionale all'intensità del segnale eco. Nel monitor, gli echi di ritorno formano un'immagine bidimensionale che rappresenta in scala di grigi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





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

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

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

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

Negli apparecchi *real-time* di prima generazione il

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

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

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





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

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

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

Parametri di qualità dell'immagine B-Mode

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

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

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

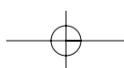
frequenza e dalle dimensioni della sonda. Quanto più elevata è la frequenza, tanto migliore è la risoluzione laterale. Per migliorare la risoluzione laterale si possono usare frequenze più elevate a scapito della capacità di penetrazione, si può ricorrere a trasduttori di maggiori dimensioni e meno maneggevoli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

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

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

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

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



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

Bibliografia

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