

**Esempio
28.5.1****Asimmetria nella posizione del cuore - continua**

dove:

$$\mathbf{R}_{I^*} = \mathbf{R}_I + \left(\frac{r_A^3}{r_B^3} - 1 \right) \mathbf{r}_B = \mathbf{R}_I + \left(\frac{0.24^3}{0.21^3} - 1 \right) \mathbf{r}_B = \mathbf{R}_{I^*} + 0.5 \mathbf{r}_B.$$

Dalla costruzione geometrica di Figura 28.5.13, l'angolo α , utilizzando il teorema di Carnot per il triangolo AOB:

$$(R_I^2 + r_B^2 - 2 R_I r_B \cos \alpha = r_A^2),$$

risulta essere:

$$\alpha = \arccos \left(\frac{R_I^2 + r_B^2 - r_A^2}{2 R_I r_B} \right) = 26.13^\circ,$$

ed essendo le distanze:

$$\overline{AK} = \overline{AB} + \overline{BK} = \overline{AB} + \overline{BH} \cos \alpha = \overline{AB} + 0.5 r_B \cos \alpha \text{ e}$$

$$\overline{KH} = 0.5 r_B \sin \alpha = \overline{AK} \operatorname{tg} \beta,$$

si ottiene:

$$\begin{aligned} \beta &= \arctg \frac{\overline{KH}}{\overline{AK}} = \arctg \frac{0.5 r_B \sin \alpha}{\overline{AB} + 0.5 r_B \cos \alpha} = \\ &= \arctg \frac{0.5 \cdot 0.21 \sin \alpha}{0.40 + 0.5 \cdot 0.21 \cos \alpha} = \\ &= \arctg(0.092) = 8^\circ. \end{aligned}$$

Quindi l'asse \mathbf{R}_{I^*} è in realtà inclinato verso l'alto di 8° (Figura 28.5.13). Inoltre l'asse \mathbf{R}_{I^*} risulta diretto posteriormente e il triangolo di Einthoven non giace nel piano frontale. In ogni caso il punto O rappresenta sempre, per definizione il **centro isoelettrico del cuore**, caratterizzato dal fatto che:

$$\mathbf{r}_A + \mathbf{r}_B + \mathbf{r}_C = 0 \text{ (somma vettoriale).}$$

Analoghe relazioni si ricavano per gli assi \mathbf{R}_{II^*} e \mathbf{R}_{III^*} , essendo $r_C = 0.40$ m:

$$\mathbf{R}_{II^*} = \mathbf{R}_{II} + \left[\frac{r_A^3}{r_C^3} - 1 \right] \mathbf{r}_C$$

$$\mathbf{R}_{III^*} = \frac{r_A^3}{r_C^3} \mathbf{R}_{III} + \left[\frac{r_A^3}{r_C^3} - \frac{r_A^3}{r_B^3} \right] \mathbf{r}_B.$$

28.6 ECOGRAFIA ED ECOCARDIOGRAFIA

In questo paragrafo sono riprese e approfondite le nozioni svolte nel Capitolo 14, soprattutto quelle relative agli ultrasuoni, per applicarle alle indagini ecografiche e in particolare ecocardiografiche. Lo sviluppo di queste tecniche diagnostiche non invasive ha permesso di accrescere notevolmente le possibilità di prevenzione di svariate patologie (si pensi, ad esempio, alle diagnosi precoci di tumori e alle indagini sul feto): da ciò deriva la ragione di una trattazione dettagliata dell'argomento (si veda anche il §28.9f).

28.6a Caratteristiche ed effetti delle vibrazioni ultrasonore

Ricordiamo qui alcune nozioni svolte nel Capitolo 14, preliminari alla comprensione del funzionamento di un ecografo.

I suoni, la cui frequenza supera i $2 \cdot 10^4$ Hz, sono detti ultrasuoni e non possono essere percepiti dall'orecchio umano. Un metodo per generare l'onda ultrasonora consiste nel ricorrere a particolari cristalli, chiamati **cristalli piezoelettrici** (citati nel §28.3), come il titanato di bario oppure il zirconato di piombo: quando a questi cristalli viene applicata una differenza di potenziale elettrico alternata, e quindi un campo elettrico alternato, essi vibrano con una frequenza uguale a quella del campo elettrico che li ha generati.

Analogamente avviene per la rilevazione di ultrasuoni: questi stessi cristalli, sottoposti a vibrazioni meccaniche ultrasonore, generano un campo elettrico alternato e, quindi, una d.d.p. della stessa frequenza; opportuni dispositivi elettronici elaborano e registrano le informazioni generate dagli ultrasuoni.

In questo modo si possono ottenere e rivelare ultrasuoni con frequenza fino al miliardo di cicli al secondo (1 GHz), cui corrisponde una lunghezza d'onda dell'ordine dei μm . Infatti, essendo $\lambda v = v$, si ottiene una lunghezza d'onda in aria (velocità del suono $v \cong 340 \text{ m/s}$) di $0.3 \mu\text{m}$ e in acqua ($v \cong 1450 \text{ m/s}$) di $1.5 \mu\text{m}$. La lunghezza d'onda così piccola di questi ultrasuoni, circa dell'ordine di quella della luce, fa sì che essi si propaghino *rettilinearmente* (attraversando strutture macroscopiche, i fenomeni di diffrazione e interferenza sono trascurabili o molto attenuati), formando dei veri e propri raggi sonori: un fascio di simili ultrasuoni è dunque altamente direzionale.

I generatori di ultrasuoni impiegati in Medicina o nell'Industria hanno intensità che variano, a seconda dell'utilizzo, fra 10^{-4} W/cm^2 e 10 W/cm^2 . Nel caso dell'estremo superiore delle intensità, utilizzando la (13.5) con ultrasuoni alla frequenza di 10^6 Hz (1 MHz) si provocano ampiezze di pressione di circa 5.5 atmosfere: ciò significa che due punti situati a mezza lunghezza d'onda di distanza (cioè 0.725 mm nell'acqua) possono essere sottoposti alla considerevole differenza di pressione istantanea subita dalle particelle del mezzo, sottoposte a un simile gradiente di pressione, di circa $2.43 \cdot 10^5$ volte l'accelerazione di gravità g (vedasi il calcolo riportato nell'Esempio 13.5). Si comprende allora che, quando sono emessi con elevata intensità, gli ultrasuoni possono dare luogo ad azioni meccaniche e alla produzione di calore nei materiali: nelle applicazioni diagnostiche è quindi indispensabile mantenere l'intensità ultrasonica a livelli non dannosi.

L'energia trasportata da un fascio di ultrasuoni viene assorbita nello spessore x in mezzi materiali secondo una legge di tipo esponenziale:

$$I(x) = I_o e^{-\alpha x}, \tag{28.6.1}$$

dove $I_o = I(x = 0)$ è l'intensità incidente, $I(x)$ quella trasmessa dopo l'attraversamento di uno spessore x e α un coefficiente di assorbimento che assume valori diversi a seconda del materiale attraversato, come mostrato in Tabella 28.6.1 per diversi mezzi biologici. In particolare, per i materiali biologici e nell'intervallo di frequenza compreso fra 0.5 e 15 MHz, il coefficiente α risulta proporzionale alla frequenza della vibrazione ultrasonora:

$$\alpha \propto \nu. \tag{28.6.2}$$

Vediamo ora in che modo possono essere utilizzati gli ultrasuoni per ottenere immagini e misure di tipo diagnostico.

28.6b Caratteristiche tecniche dell'ecografia

L'*ecografia* è una tecnica di ricostruzione dell'immagine di una struttura anatomica basata sulla riflessione di un fascio ultrasonoro attraverso le diverse interfacce del mezzo acustico (Figura 28.6.1). In generale lo stesso cristallo piezoelettrico viene utilizzato sia come sorgente che come rivelatore; esso riceve essenzialmente gli echi prodotti dalle superfici poste perpendicolarmente alla traiettoria del fascio.

Durante l'uso il trasduttore (sonda) viene posto a contatto con la pelle tramite un gel, che agisce come sostanza conduttrice del suono (§E13.1), e gli impulsi elet-

TABELLA 28.6.1 Coefficienti di assorbimento di ultrasuoni da 1 MHz per diversi materiali biologici

SOSTANZE	$\alpha(\text{cm}^{-1})$
acqua	0.0006
plasma	0.014
sangue intero	0.04
muscolo scheletrico	0.4 – 0.5
fegato	0.34
rene	0.44
tessuto adiposo	0.26

trici vengono forniti al cristallo di trasduzione mediante un generatore di d.d.p. alternata ad alta frequenza. Le frequenze utilizzate sono dell'ordine di 1 – 15 MHz a seconda dei casi e solitamente vengono emessi brevi impulsi di onde ultrasonore della durata variabile da 1 a 5 microsecondi circa 200 volte al secondo. Una volta emesso l'impulso, il cristallo piezoelettrico è automaticamente predisposto all'effetto opposto dell'emissione, trasformando qualsiasi eco che riceve in vibrazione elettrica. Date le elevate velocità del suono nei tessuti, riportate in Tabella 28.6.2, la ricezione può essere fatta senza interferenza con la successiva emissione da parte del cristallo.

In pratica il tempo che intercorre tra l'emissione degli impulsi e la ricezione dell'onda riflessa da un'interfaccia, nota la velocità di propagazione nel mezzo, consente di ottenere le distanze tra il trasduttore e le interfacce e, quindi, la distanza δ tra le interfacce stesse, come indicato in Figura 28.6.1 da cui abbiamo:

$$\delta = \ell_2 - \ell_1 = \frac{v t_2}{2} - \frac{v t_1}{2} = \frac{1}{2} v (t_2 - t_1). \quad (28.6.3)$$

La distanza può essere registrata in vari modi su opportuni monitor.

I parametri tecnici che in generale caratterizzano l'emissione dal trasduttore ultrasonoro, oltre l'intensità e la frequenza della vibrazione, sono la divergenza del fascio di ultrasuoni e la risoluzione lineare dello strumento. Come vedremo, questi parametri sono fra di loro interdipendenti.

Cominciamo a considerare la **risoluzione**: maggiore è la risoluzione del sistema, più vicini possono essere due oggetti per venire riconosciuti come due punti nettamente separati e più sarà dettagliata l'informazione che può essere estratta dall'immagine. La **risoluzione assiale** (o **longitudinale**) è la capacità di distinguere due punti lungo la linea di propagazione dell'onda sonora. La lunghezza d'onda dell'ultrasuono determina il limite teorico di risoluzione assiale, che, per frequenze comprese tra 1 e 15 MHz, varia da 1.5 a 0.1 mm. Anche la lunghezza dell'impulso emesso limita la risoluzione assiale: impulsi di lunga durata impediscono di rivelare due interfacce molto vicine, come mostrato in Figura 28.6.2.

La **risoluzione laterale** è la capacità di distinguere due punti giacenti su una linea ortogonale all'asse di propagazione dell'onda ultrasonora. Essa dipende dalle dimensioni del fascio di ultrasuoni e sarà tanto maggiore quanto più sottile è il fascio stesso, per cui risulta dipendere anche dalle caratteristiche di propagazione del fascio. In generale, un fascio collimato e stretto possiede una risoluzione laterale superiore a un fascio largo, oppure divergente. L'ampiezza del fascio dipende sia dalla frequenza (§13.3c) che dal diametro del cristallo: quanto maggiore è la frequenza del trasduttore, quanto migliore è la sua messa a fuoco acustica e quanto più stretto è il diametro del cristallo, tanto minore risulta la divergenza, e quindi maggiore la sua collimazione, e tanto migliore sarà la risoluzione laterale.

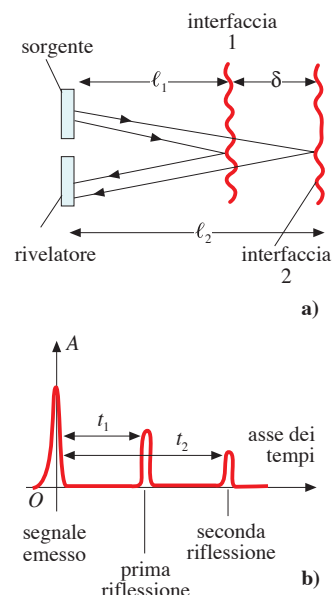


Figura 28.6.1

Misura della distanza tra le interfacce tramite i diversi tempi di rivelazione delle vibrazioni riflesse (echi). Al tempo zero è mostrato l'impulso emesso di ampiezza A . In (b) si osserva la prima riflessione dall'interfaccia 1 e poi la seconda riflessione dall'interfaccia 2. Le ampiezze delle due riflessioni diminuiscono a causa degli assorbimenti dovuti agli spessori dei materiali attraversati.

TABELLA 28.6.2 Densità d e velocità v di propagazione del suono in diversi tessuti

TESSUTI	$d(\text{g cm}^{-3})$	$v(\text{m s}^{-1})$
sanguigno	1.0	1560
adiposo	0.928	1470
muscolare	1.058	1568
osseo (cranio)	1.85	3360

Figura 28.6.2
Effetto della lunghezza L dell'impulso ultrasonoro sulla risoluzione assiale: in (a) le due strutture sono rivelate separatamente; in (b) le due strutture A e B *non* vengono separate. Dall'alto verso il basso è mostrata la sequenza in tempi successivi relativa all'emissione e alla ricezione degli impulsi ultrasonori riflessi dalle superfici A e B.

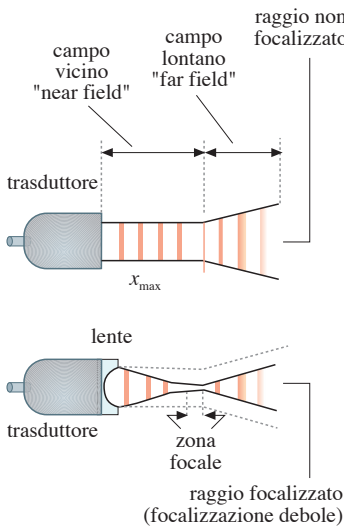
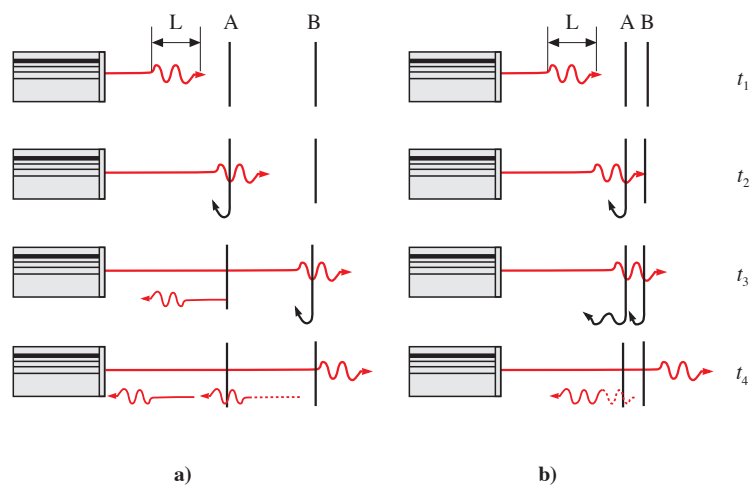


Figura 28.6.3
Effetto della focalizzazione sulla forma del fascio di ultrasuoni lungo la loro direzione di propagazione.

La **focalizzazione acustica**, simile a quella ottica (Capitolo 21), prevede uno o più punti focali, lungo il percorso del fascio ultrasonico, per garantire una migliore risoluzione laterale (Figura 28.6.3) e può essere ottenuta con diversi metodi sia meccanici che elettronici (§28.6c).

L'**intensità** di un raggio sonoro decresce costantemente attraverso i tessuti a causa di quattro fattori: la divergenza del fascio, il suo assorbimento, la riflessione e la rifrazione.

In generale l'**attenuazione** di un fascio di ultrasuoni nei tessuti molli umani risulta essere di un decibel per ogni centimetro percorso, moltiplicato per la frequenza espressa in MegaHertz: $1 \text{ (dB/cm)} \cdot \text{MHz}$. Ad esempio, per una struttura di 10 cm di spessore, l'attenuazione è dell'ordine di $20 \text{ dB} \cdot \text{MHz}$, poiché il raggio percorre due volte la distanza tra la superficie del trasduttore e il punto di riflessione. Per un trasduttore che emette a 2 MHz, essa è di 40 dB, cioè l'ampiezza della vibrazione ultrasonora viene ridotta di un fattore 100, che diventa un fattore 1000 a 3 MHz, come risulta dalla Tabella 28.6.3. Ciò significa che l'attenuazione aumenta molto rapidamente all'aumentare della frequenza, limitando la profondità di esplorazione nel corpo umano.

TABELLA 28.6.3 Confronto fra unità decibel e rapporti di intensità e d'ampiezza della vibrazione sonora, secondo la (14.5)

(si assumono unitarie l'intensità e l'ampiezza corrispondenti a zero decibel)

Db	RAPPORTO D'INTENSITÀ	RAPPORTO D'AMPIEZZA
60	10^6	10^3
50	10^5	320
40	10^4	100
30	10^3	32
20	100	10
10	10	3.2
0	1	1
-10	0.1	0.32
-20	0.01	0.1

La **divergenza** del fascio di ultrasuoni si verifica oltre una certa distanza x_{\max} dal punto di emissione, fino alla quale essa è trascurabile e il fascio può essere considerato cilindrico. Se non vi sono altre cause di attenuazione, la divergenza comporta una progressiva diminuzione dell'intensità del fascio, come mostrato in Figura 28.6.4, dato che la potenza che attraversa la sezione 1 deve essere uguale a quella incidente sulla sezione 2, avente superficie maggiore. Come accennato sopra, all'aumentare della frequenza diminuisce la divergenza del fascio e quindi anche la sua attenuazione.

Il fascio di ultrasuoni viene assorbito dai tessuti attraversati, poiché esso pone in vibrazione le molecole di cui sono costituiti, vibrazione che viene limitata dalle forze di attrito, con trasformazione in calore di parte dell'energia del fascio. L'**assorbimento**, come evidente dalle (28.6.1) e (28.6.2), aumenta progressivamente al crescere della frequenza e all'aumentare della rigidità del tessuto: il tessuto osseo assorbe 10 volte di più dei tessuti molli e questi a loro volta presentano un assorbimento 10 volte superiore a quello dei fluidi corporei come il sangue, il liquido amniotico e l'urina. Perciò la vescica piena rappresenta una sorta di finestra acustica per l'esame delle strutture vicine.

Poiché divergenza e assorbimento dipendono in modo opposto dalla frequenza, per ottimizzare lo strumento è necessario trovare una soluzione di compromesso.

A titolo di esempio, se assumiamo una dimensione di 0.6 cm per il cristallo emettitore, abbiamo, dalla Tabella 28.6.4, diversi valori di x_{\max} e di divergenza β (Figura 28.6.4) a seconda della frequenza. In particolare per $\nu = 2.5$ MHz abbiamo $x_{\max} = 6$ cm e $\beta = 3.5^\circ$, che comporta un raddoppio della dimensione del fascio di ultrasuoni alla distanza di circa 11 cm dalla sorgente: a questa distanza la risoluzione diventa quindi di $2 \cdot 0.6 \text{ cm} = 1.2 \text{ cm}$. Questo raddoppio della dimensione lineare del fascio alla distanza di 11 cm ha due effetti deleteri: riduce la risoluzione lineare di un fattore due e, per la (13.18), l'intensità di un fattore quattro.

La Tabella 28.6.4 indica una situazione teoricamente migliore a 5 MHz, tuttavia ciò in pratica non avviene a causa dell'assorbimento, il cui coefficiente α aumenta di un fattore 2, per la (28.6.2). Ciò comporta, per la (28.6.1), un incremento nell'energia assorbita dai tessuti nell'unità di tempo, di circa $e^2 \approx 8$ volte rispetto alla frequenza di 2.5 MHz e di circa 150 volte rispetto alla frequenza di 1 MHz, cui si riferiscono i coefficienti della Tabella 28.6.1.

L'aumento di frequenza significa dunque una maggiore energia assorbita dai tessuti e quindi anche una minore energia trasmessa, come appare evidente dallo spessore di dimezzamento $x_{1/2}$ dell'intensità trasmessa, nel caso del muscolo cardiaco riportato in Tabella 28.6.4.

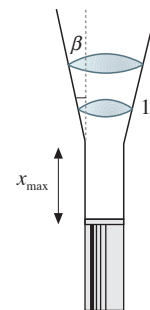
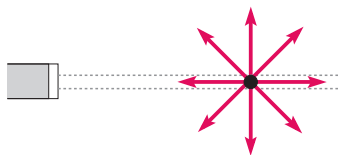


Figura 28.6.4

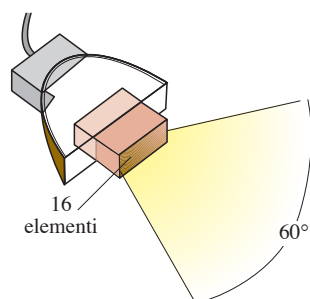
Rappresentazione schematica della divergenza β del fascio. L'energia che attraversa la sezione 1 deve essere uguale a quella che attraversa la sezione 2. Essendo questa maggiore, ne risulta una corrispondente diminuzione dell'intensità del fascio (energia per unità di superficie e per unità di tempo).

TABELLA 28.6.4 Valori di x_{\max} e di β a diverse frequenze ($\nu = 1500 \text{ m/s}$).
Nell'ultima colonna è riportato lo spessore di dimezzamento dell'intensità nel caso del tessuto muscolare cardiaco

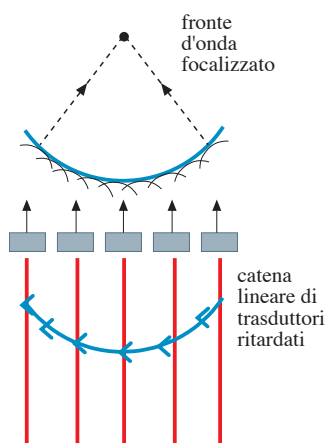
$\nu(\text{MHz})$	$\lambda(\text{cm})$	$x_{\max}(\text{cm})$	β	$x_{1/2}(\text{cm})$
1.0	0.15	2.4	8.8°	2.2
2.5	0.06	6.0	3.5°	0.8
5.0	0.03	12.0	1.75°	0.3

**Figura 28.6.5**

La riflessione su una superficie piccola rispetto alle dimensioni del fascio (tratteggiato) causa una sua diffusione e una conseguente perdita di intensità nel fascio.

**Figura 28.6.6**

Sonda ultrasonora il cui trasduttore è costituito da 16 elementi allineati che esplorano un angolo di 60°.

**Figura 28.6.7**

Rappresentazione schematica della focalizzazione del fascio trasmesso. Sono mostrati solo 5 elementi piezoelettrici. Utilizzando il principio di Huygens, la vibrazione complessiva viene focalizzata ad una distanza che dipende dai ritardi di emissione sonora applicati a ciascun trasduttore della matrice.

Pertanto, a causa dei danni che gli ultrasuoni possono comportare per i tessuti, l'assorbimento è il fattore limitante dell'intensità ultrasonora emessa. Infatti, mentre da un lato un'intensità di 20 W/cm^2 a 1 MHz può già comportare danni ai tessuti, d'altro canto è necessario impiegare intensità sufficienti a garantire un buon segnale riflesso rispetto al livello dei disturbi: ciò rende necessarie intensità di circa 80 W/cm^2 , sempre a 1 MHz.

Per risolvere il problema si impiega, come riferito all'inizio, una tecnica pulsata: 200 pulsazioni per secondo della durata di $5 \mu\text{s}$ ciascuna comportano un tempo totale di trasmissione di $200 \cdot 5 \cdot 10^{-6} = 10^{-3} \text{ s}$ e quindi una potenza dissipata nell'organismo di $80 \cdot 10^{-3} = 0.08 \text{ W/cm}^2$, ben al di sotto del limite di pericolosità.

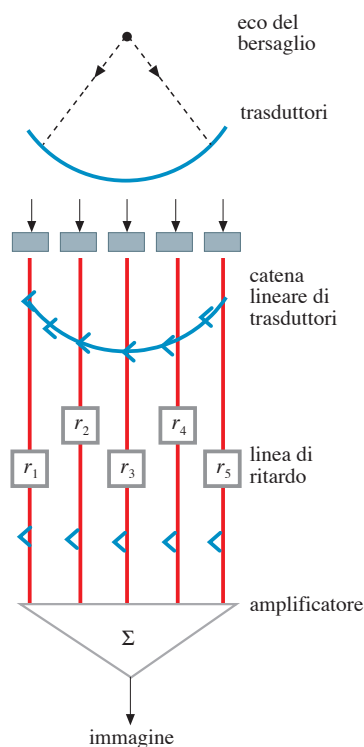
Anche la riflessione e la rifrazione attenuano l'intensità del fascio di ultrasuoni. In particolare la **riflessione** avviene all'interfaccia tra mezzi diversi e il contenuto informativo viene ottenuto dall'onda riflessa, che deve pervenire al trasduttore piezoelettrico. Se la riflessione non avviene nella stessa direzione di incidenza sull'interfaccia, il raggio riflesso non può raggiungere il rivelatore e viene attenuato. Ciò avviene quando le dimensioni dell'interfaccia sono piccole rispetto a quelle del fascio, come mostrato in Figura 28.6.5. Poiché gli echi di ritorno per questo motivo, soprattutto se provenienti da interfacce in profondità, sono molto deboli, occorre un sistema di amplificazione per ottenere segnali sufficientemente chiari da essere rappresentati distintamente sullo schermo (§28.6c).

Infine, la **risoluzione laterale**, in generale, dato che dipende dalle dimensioni del cristallo piezoelettrico, può essere notevolmente migliorata utilizzando una sonda dotata di una matrice costituita da molti piccoli cristalli (Figura 28.6.6) la quale, tramite il principio di Huygens e opportuni ritardi di emissione fra i vari elementi della matrice, calcolati e introdotti mediante l'uso di un microprocessore, è in grado di focalizzare il fascio trasmesso (Figura 28.6.7). Si possono così ottenere risoluzioni laterali dell'ordine o inferiori al millimetro.

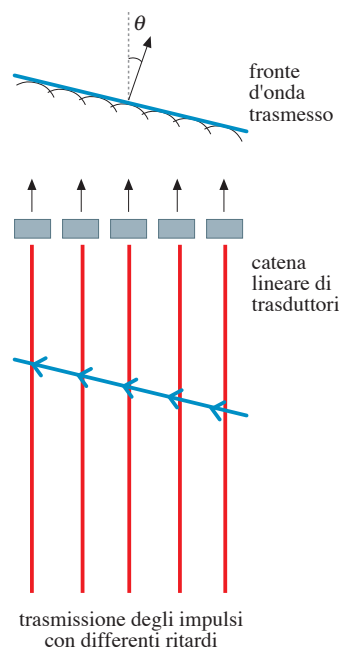
In questo caso, come si vede dalla Figura 28.6.8, dopo la riflessione sul bersaglio, gli echi arrivano in tempi diversi al trasduttore, il quale deve essere messo in fase con il segnale ricevuto, in modo che l'immagine corrisponda all'orientamento del segnale trasmesso. Ciò è realizzato mediante linee di ritardo inserite nel circuito ricevente. Immediatamente dopo che i trasduttori hanno trasmesso il segnale, i ricevitori vengono così focalizzati in modo da ricevere i segnali da una piccola distanza, dopodiché la distanza focale viene incrementata in sincronia con l'intervallo di ritorno degli eco-bersagli. Questa ricezione a focale variabile può essere sovrapposta a una trasmissione e ricezione con movimento angolare (Figura 28.6.9), che fornisce una scansione tale da esplorare una sezione (tomografia) del corpo. Questa tecnica è chiamata **ecografia a scansione**. Alcuni tipi di dispositivi ecografici a scansione sono mostrati in Figura 28.6.10.

Assegnando opportune tonalità di grigio alle ampiezze dei segnali riflessi è possibile ottenere sullo schermo di un monitor un'immagine tomografica come indicato in Figura 28.6.11.

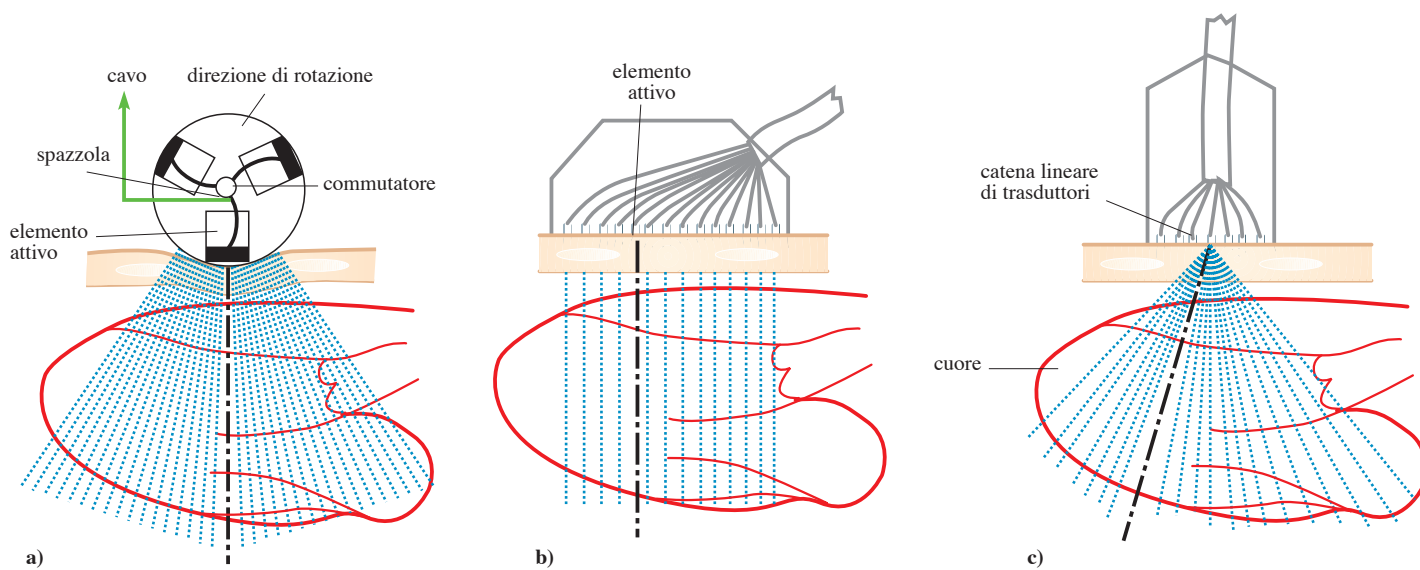
È opportuno osservare che la presenza di zone d'aria, come accade per la cassa toracica e per gli organi viscerali, poste sul cammino del fascio ultrasonoro, provoca considerevoli disturbi (Figura 28.6.11), poiché la velocità del suono nell'aria è minore rispetto a quella nei mezzi biologici. Perciò è necessario utilizzare un gel come sostanza conduttrice di suono, interposto tra sonda e superficie cutanea ed evitare di far passare il fascio attraverso zone o bolle d'aria. Pertanto le ecografie di polmoni e apparato digerente non sono eseguibili dall'esterno. Per ovviare a questa limitazione, recentemente sono state utilizzate sonde ultrasonore montate

**Figura 28.6.8**

Rappresentazione schematica della focalizzazione del fascio riflesso mediante linee di ritardo. Sono mostrati solo 5 elementi piezoelettrici.

**Figura 28.6.9**

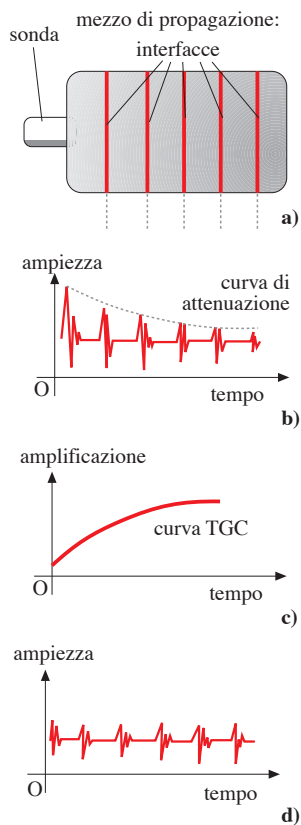
Rappresentazione schematica dell'emissione angolata del fascio, in grado di fornire una scansione angolare alla sonda. Sono mostrati solo 5 elementi piezoelettrici. Utilizzando il principio di Huygens, la vibrazione complessiva, che si ottiene applicando opportuni ritardi di emissione agli elementi della matrice, ha una superficie d'onda piana che forma un angolo θ con la normale alla catena di trasduttori.

**Figura 28.6.10**

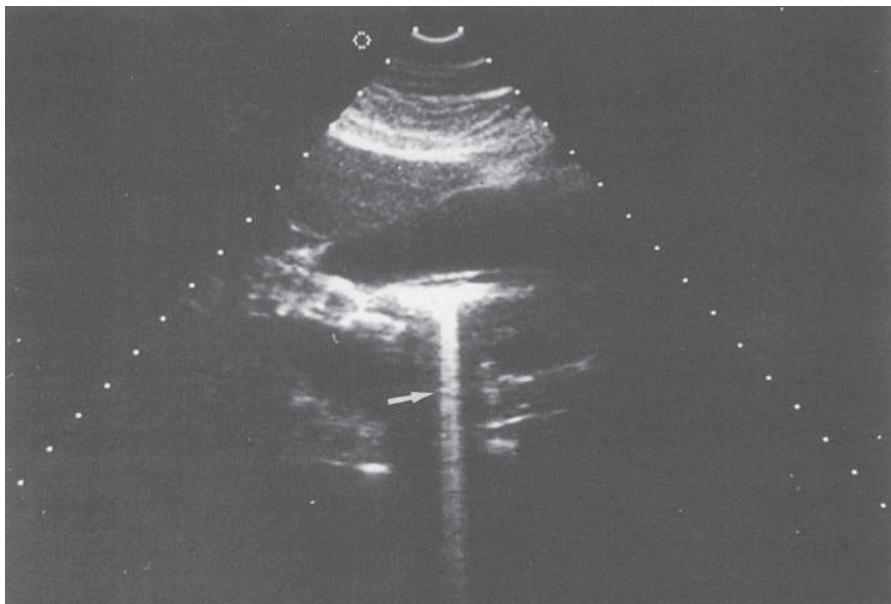
Sono mostrati alcuni metodi di scansione in tempo reale. (a) Scansione meccanica veloce: tre trasduttori in rotazione, costituiti da un singolo elemento piezoelettrico, formano immagini a forma di settore. (b) Scansione eseguita da trasduttori lineari: i trasduttori sono indirizzati sequenzialmente originando una scansione rettangolare, mediante la focalizzazione elettronica mostrata nelle Figure 28.6.7 e 28.6.8. (c) Scansione angolare elettronica eseguita da trasduttori lineari (si veda la Figura 28.6.9): opportuni ritardi nei segnali provocano l'angolazione del fascio di ultrasuoni e la formazione di immagini a settore circolare.

Figura 28.6.11

Ecografia a scansione del fegato e del pancreas. Si osservi l'artefatto dovuto alla presenza di aria. L'ultrasuono si propaga nell'aria con velocità minore, causando una riflessione molto ritardata dalla parte posteriore della bolla e quindi la comparsa di artefatti da riverbero (freccia).

**Figura 28.6.12**

Il TGC compensa con un'amplificazione differenziata la diminuzione d'ampiezza dei segnali causata dall'attenuazione della vibrazione ultrasonora. (a) Schema di interfacce regolari e identiche in un mezzo omogeneo su cui il fascio incide sempre nella stessa direzione. (b) Rappresentazione sullo schermo di un monitor degli ecosignali provenienti dallo schema mostrato in (a), senza TGC. (c) Curva di amplificazione per TGC applicata ai segnali in (b). (d) Rappresentazione dello schema di (a) su monitor corretto con il TGC.



su strumentazione endoscopica (§E22.4) e introdotte nell'apparato digerente o nei bronchi. Inoltre, vanno evitate anche le strutture ossee, dato che il notevole assorbimento nei tessuti ossei causa zone d'ombra e riflessioni anomale nell'immagine.

28.6c Elaborazione elettronica dei segnali

I segnali ecografici ricevuti dalla sonda vengono elaborati elettronicamente introducendo opportune compensazioni e amplificazioni, prima di venire rappresentati sullo schermo di un monitor o su carta.

La **compensazione nel guadagno temporale** o **TGC** (da *Time Gain Compensation*) permette di studiare le interfacce dell'immagine a prescindere dall'attenuazione sonora. Consideriamo un mezzo omogeneo di propagazione e supponiamo che in esso siano presenti N interfacce parallele con lo stesso coefficiente di riflessione (Figura 28.6.12). Esaminando sul monitor i segnali elettrici generati dai cristalli in ricezione (a causa delle onde meccaniche riflesse da queste interfacce), si vedono i segnali diminuire in ampiezza all'aumentare della distanza trasduttore-interfacce (Figura 28.6.12b). Il fenomeno dell'attenuazione, definito e quantificato sopra, dovrà essere compensato per questa perdita di energia in modo che le ampiezze di tutte le interfacce sul monitor siano uguali.

Per ottenere questo risultato vengono utilizzati, in accoppiamento con i cristalli ricevitori, opportuni circuiti di amplificazione a guadagno variabile in funzione del tempo di ritorno dei segnali, e quindi della distanza delle interfacce. Questi circuiti permettono, tramite opportune regolazioni, di determinare un incremento di guadagno tale da compensare l'attenuazione del segnale (Figura 28.6.12c). L'insieme delle regolazioni preposte a questo scopo è chiamato TGC e con esse si ottiene sullo schermo un'uniformità di rappresentazione delle interfacce supposte identiche (Figura 28.6.12d). Tutto ciò ovviamente presuppone: una velocità costante dell'ultrasuono nel mezzo biologico, interfacce prive di irregolarità entro la sezione del fascio incidente e un identico angolo di incidenza del

fascio ultrasonoro dotato di identica sezione e con distribuzione uniforme di energia al suo interno. In condizioni reali quindi gli effetti della regolazione TGC vanno valutati caso per caso dall'operatore.

Volendo invece variare l'entità globale dei segnali riflessi, cioè ridurre o aumentare l'ampiezza di tutti i segnali ricevuti, si applica un'**amplificazione complessiva** (*system gain* oppure *overall gain*) completamente indipendente dal TGC e priva di interferenze con esso.

Il potenziale elettrico generato dal trasduttore sollecitato dalle onde meccaniche riflesse possiede un'ampiezza molto variabile e relativamente piccola (da qualche mV al volt, in relazione al tipo di interfaccia e alla sua distanza dalla sonda). La necessità di impiegare dei circuiti di amplificazione globale per rendere apprezzabili questi segnali richiede un'attenta valutazione del contenuto diagnostico dei segnali stessi. Se da un lato un'amplificazione elevata permette di individuare segnali molto piccoli (interfacce poste in profondità o scarsamente riflettenti), valori elevati di amplificazione portano alla saturazione del segnale (con presenza di distorsioni), causando false comparazioni tra segnali di diversa ampiezza.

Il rapporto, espresso in decibel, che intercorre fra il segnale più elevato amplificabile, senza arrivare al livello di saturazione, e quello più piccolo distinguibile dal rumore di fondo, definisce l'**intervallo** o **range dinamico** del circuito amplificatore. Un range dinamico troppo basso potrebbe impedire la discriminazione fra segnali riflessi e rumore di fondo, oppure confondere in saturazione segnali di differente contenuto informativo; un range dinamico troppo elevato potrebbe invece confondere l'operatore a causa dell'eccessivo numero di segnali da valutare.

A seconda dello strumento, l'amplificazione può essere lineare, logaritmica o con andamento a S (Figura 28.6.13) e il range dinamico può essere fisso o variabile. Negli amplificatori **lineari** il range dinamico è molto basso, compreso fra 10 e 13 dB, ed è consigliabile solo per indagini su interfacce con caratteristiche di riflessione poco dissimili. In quelli **logaritmici** il range dinamico è elevato (tra 35 e 70 dB) e poiché i segnali di ampiezza minore sono amplificati maggiormente rispetto a quelli di maggiore ampiezza, essi permettono di presentare segnali da interfacce anche molto diverse e, quindi, di acquisire un maggior numero di informazioni. L'**amplificazione a S** è impiegata in indagini **ecoftalmologiche** e fornisce un range dinamico di 33 ± 3 dB. Alcuni strumenti permettono all'operatore di scegliere il tipo di amplificazione.

Per elevate amplificazioni si possono osservare segnali non riferibili alla rivelazione di vibrazioni meccaniche del rivelatore, ma determinati da rumore elettronico o, più in generale, da disturbi elettrici e da interferenze elettromagnetiche. Un'opportuna regolazione, chiamata **discriminazione** o **reject**, permette la soppressione di questi disturbi e anche dei segnali più deboli, discriminando i livelli dei se-

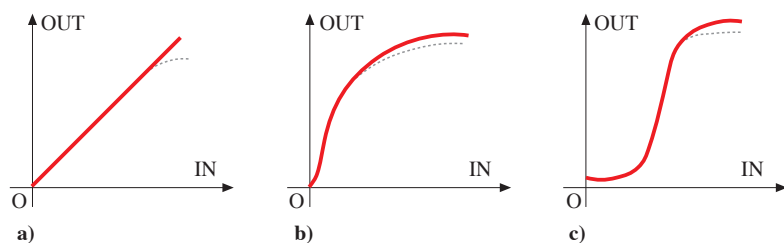
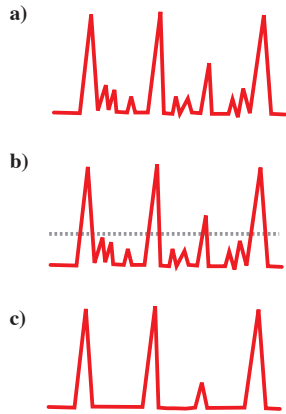


Figura 28.6.13

(a) Amplificazione lineare. (b) Amplificazione logaritmica. (c) Amplificazione a S. Al segnale di ingresso (IN) sull'asse orizzontale, corrisponde sull'asse verticale quello d'uscita (OUT). In tratteggio è riportato l'effetto di saturazione del segnale: oltre certe ampiezze in ingresso il segnale viene amplificato quasi sempre nello stesso modo.

**Figura 28.6.14**

Effetto della regolazione *reject* con soppressione del rumore: (a) segnali senza *reject*; (b) livello di discriminazione della regolazione *reject* (i segnali sotto la linea tratteggiata sono soppressi); (c) segnali finali con *reject* operativo: come si vede, i disturbi sono stati eliminati.

gnali più significativi (Figura 28.6.14). Questa regolazione deve essere impiegata con precisa consapevolezza della sua funzione, in quanto può alterare l'informazione diagnostica dell'ecografia.

28.6d Modi di analisi ecografiche ed ecocardiografia dinamica

Gli impulsi riflessi dalle pareti di interfaccia, come detto sopra, possono essere visualizzati in un monitor sull'asse orizzontale dei tempi, mentre sull'asse verticale vengono mostrate le ampiezze degli impulsi riflessi (Figure 28.6.15 e 28.6.16). Un simile metodo di visualizzazione viene chiamato **modo di analisi A**. Tuttavia, invece di rendere l'ampiezza dell'impulso riflesso proporzionale a quella della scala verticale, si può facilmente renderla proporzionale alla luminosità del punto luminoso sul monitor; questo metodo viene detto **modo di analisi B**. Dunque il modo A produce un'immagine modulata in ampiezza, mentre il modo B produce un'immagine modulata in intensità luminosa. Il modo A, come schematizzato in Figura 28.6.15a, è utile per strutture statiche. Il modo B viene usato per la tomografia ultrasonora allo scopo di visualizzare il profilo delle variazioni nel tempo di strutture riflettenti in movimento. Quando le immagini del modo B vengono fatte passare in istanti successivi sullo schermo del monitor, si ottiene il **modo di analisi M**. Questa tecnica consente l'osservazione successiva di organi in movimento ed è particolarmente utile nel caso del cuore.

Il muscolo cardiaco è infatti costantemente in moto, ma, rispetto alla velocità degli impulsi e alla risposta del sistema elettrico di trasduzione, questo movimento è molto lento. Se riferito al cuore, il modo di analisi M viene chiamato **ecocardiografia**. È da notare che gli spostamenti delle pareti riflettenti cardiache sono troppo veloci per poter essere seguiti a occhio sullo schermo, per cui con un microprocessore a memoria viene presentata all'operatore, e registrata su carta, una visione rallentata nel tempo dei movimenti cardiaci. In Figura 28.6.15c sono mostrati i dati ecocardiografici ottenuti nei modi A, B ed M, con la loro rappresentazione schematica.

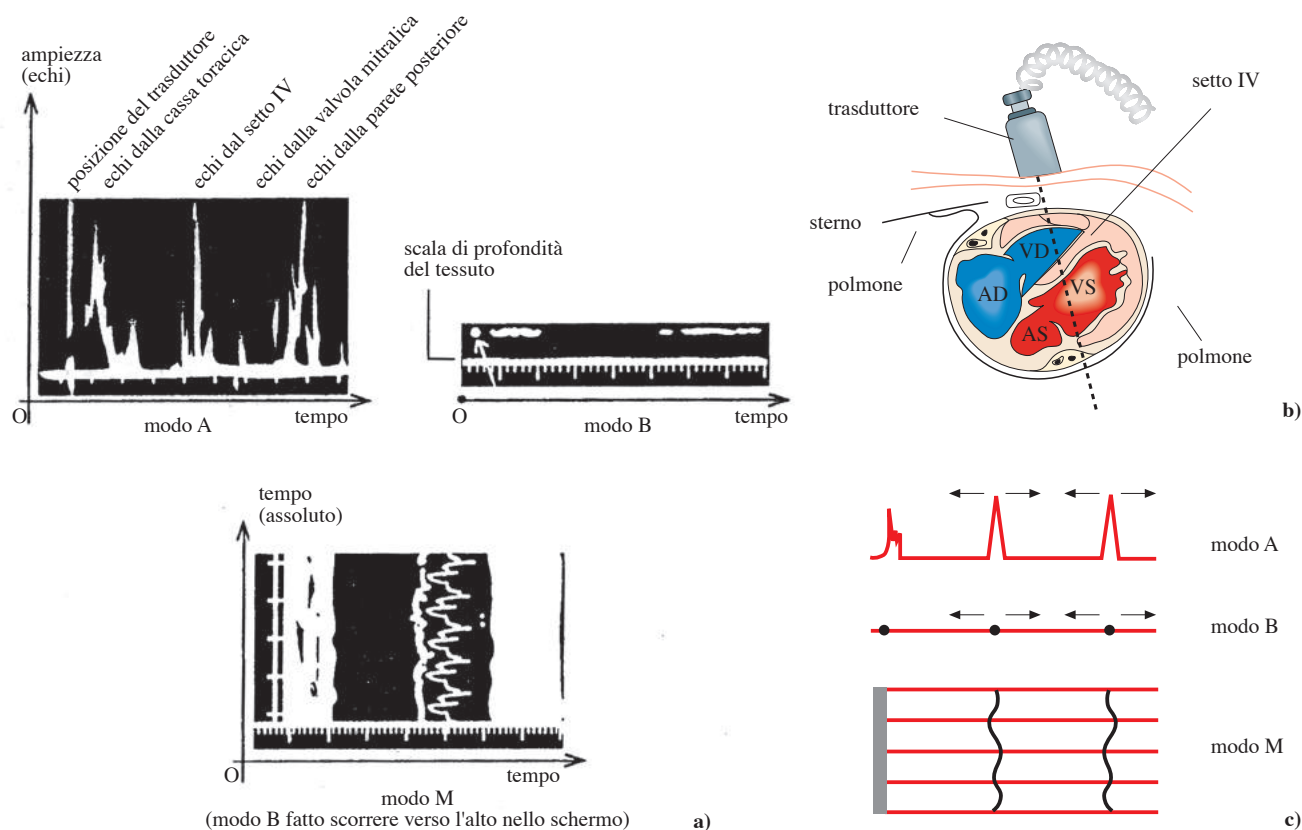
Il modo M è molto utile per l'esame delle valvole cardiache, consentendo anche misure di velocità dei lembi, ad esempio della valvola mitralica, per individuarne il grado di stenosi o la presenza di calcificazioni.

Impiegando sonde ad alta risoluzione e dispositivi a memoria dotati di microprocessori veloci, si possono ottenere immagini tomografiche cardiache, in cui il colore del punto luminoso, generato da monitor a colori, viene a dipendere dallo spostamento in frequenza della vibrazione riflessa dovuto all'effetto Doppler. L'**ecocardiografia Doppler** consente dunque di visualizzare, in scansioni tomografiche, anche il moto delle pareti cardiache.

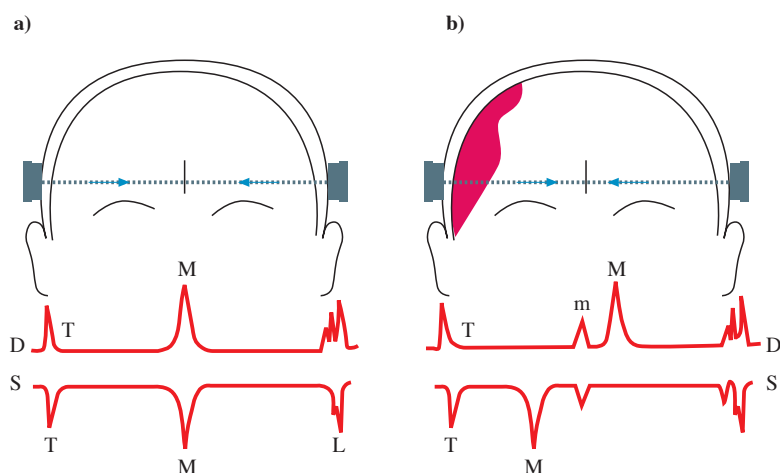
Si tratta di misurare, oltre ai ritardi degli echi, anche la variazione, per effetto Doppler, della frequenza emessa da una sorgente in moto rispetto a un osservatore (la sonda) fermo. Applichiamo la relazione (14.15), che qui riscriviamo adattata al caso:

$$\Delta v = v_{\text{riflessa}} - v_{\text{emessa}} = v_{\text{emessa}} \frac{\pm 2u}{v \pm u} \cong v_{\text{emessa}} \frac{\pm 2u}{v}, \quad (28.6.4)$$

dove v è la velocità del suono nel mezzo e $\pm u$ la velocità della parete riflettente rispetto alla sonda (in avvicinamento o in allontanamento).

**Figura 28.6.15**

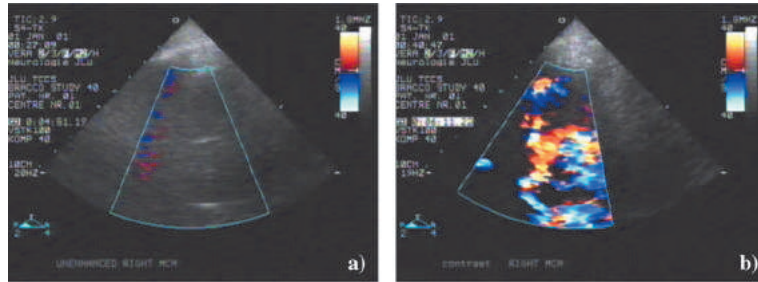
(a) Confronto fra le ecografie cardiache effettuate in modo A, B ed M nella stessa particolare direzione attraverso il cuore come mostrato in (b). Un elettrocardiogramma e un fonocardiogramma vengono di solito eseguiti contemporaneamente a questi tracciati. In (c) sono schematizzati i modi A, B ed M. Legenda: AD = atrio destro, VD = ventricolo destro, AS = atrio sinistro, VS = ventricolo sinistro.

**Figura 28.6.16**

Ecografia cerebrale effettuata in modo A. Con D è indicata l'ecografia da destra e con S quella da sinistra. Gli echi riportati sull'asse dei tempi di un monitor forniscono una configurazione simmetrica nel caso (a) e asimmetrica nel caso di ematoma endocranico (b). M rappresenta l'eco da strutture interemisferiche, T il segnale trasmesso, L e l'eco sulla parete cranica controlaterale e m un artefatto della linea mediana.

Figura 28.6.17

Ecografia Doppler cerebrale senza mezzo di contrasto in (a) e con mezzo di contrasto in (b), dove è evidente l'azione di rinforzo del mezzo di contrasto, che mette in risalto distretti circolatori cerebrali.



Nell'ultimo passaggio si assume $v \gg u$, cioè la velocità di propagazione dell'ultrasuono è maggiore della velocità con cui si muove l'interfaccia da cui viene riflesso, come accade in effetti per le strutture cardiache. Il moto delle pareti cardiache e del sangue viene mostrato in successioni di immagini a falsi colori, ricostruite mediante un microprocessore, che gestisce lo strumento, su un monitor a colori. Le pareti in avvicinamento sono rappresentate da diverse tonalità rosse e quelle in allontanamento da tonalità blu.

Anche per le immagini ecografiche è possibile incrementare il segnale ecografico mediante *mezzi di contrasto* costituiti da microbolle di aria (diametro dell'ordine di pochi micrometri) introdotte nel sistema circolatorio. In Figura 28.6.17 è mostrata un'ecografia Doppler senza (a) e con (b) mezzo di contrasto.

Concludiamo questo argomento osservando l'evidente rilevanza, per questo tipo di strumentazione, del mezzo di calcolo (microprocessore), le cui caratteristiche permettono elaborazioni sempre più sofisticate. Ad esempio nel §28.9f sono mostrate alcune immagini ecotomografiche tridimensionali.

In effetti, nelle diagnosi fondate su immagini e dati ecografici, o più in generale ultrasonografici, assume grande importanza il trattamento digitale dell'immagine, la quale può essere elaborata in svariati modi (ingrandita, aumentata o diminuita nel contrasto sulla scala dei grigi o dei colori, trattata con algoritmi mate-

Esempio 28.6.1

Ecografia cerebrale

L'eco della linea mediana del cervello di un soggetto normale viene rilevato $1.1 \cdot 10^{-4}$ secondi dopo l'emissione dell'impulso dalla sorgente. Valutare: (1) la distanza della linea mediana dalla sorgente assumendo una velocità del suono nel tessuto cerebrale di 1540 m s^{-1} e trascurando le correzioni dovute alle ossa craniche (nel caso di un soggetto malato gli echi dal lato destro del cranio, dalla linea mediana e dal lato sinistro sono osservati rispettivamente dopo $0.1 \cdot 10^{-4} \text{ s}$, $1.32 \cdot 10^{-4} \text{ s}$ e $2.40 \cdot 10^{-4} \text{ s}$); (2) lo spostamento della linea mediana del cervello e (3) quale emisfero cerebrale risulta allargato.

Soluzione (1) Facendo riferimento alla Figura 28.6.16a e alla (28.6.3), abbiamo:

$$d_M = \frac{1}{2} 1.1 \cdot 10^{-4} \text{ s } 1540 \text{ m s}^{-1} = 0.0847 \text{ m} = 8.47 \text{ cm}.$$

(2) Calcoliamo nello stesso modo le distanze delle tre strutture (vedasi Figura 28.6.16b):

$$d_D = \frac{1}{2} 0.1 \cdot 10^{-4} \text{ s } 1540 \text{ m s}^{-1} = 0.0077 \text{ m} = 0.77 \text{ cm}.$$

$$d_M = \frac{1}{2} 1.32 \cdot 10^{-4} \text{ s } 1540 \text{ m s}^{-1} = 0.10164 \text{ m} = 10.164 \text{ cm}.$$

$$d_S = \frac{1}{2} 2.4 \cdot 10^{-4} \text{ s } 1540 \text{ m s}^{-1} = 0.1848 \text{ m} = 18.48 \text{ cm}.$$

Lo spessore dell'emisfero destro è di $10.64 \text{ cm} - 0.77 \text{ cm} = 9.874 \text{ cm}$ e di quello sinistro di $18.48 \text{ cm} - 10.164 \text{ cm} = 8.316 \text{ cm}$, mentre la linea mediana avrebbe dovuto trovarsi alla distanza di $(18.48 \text{ cm} - 0.77 \text{ cm})/2 = 8.855 \text{ cm}$; essa risulta spostata di $8.855 \text{ cm} - 8.316 \text{ cm} = 0.539 \text{ cm}$ verso il lato sinistro.

(3) Da quanto calcolato sopra, l'emisfero destro risulta allargato.

matici per ottenere opportune proiezioni geometriche e così via). Con questi sviluppi, si può ben affermare che l'ultrasonografia ha ormai abbandonato l'era della dipendenza dei risultati dalla tecnica, per entrare in un'era di utilizzo che la rende equivalente alla radiografia, con il vantaggio di provocare danni biologici trascurabili ai tessuti interessati.

28.7 LA FRANTUMAZIONE MECCANICA DI CALCOLI

Fino a circa 20 anni fa l'intervento chirurgico ha spesso rappresentato l'unico sussidio terapeutico per l'eliminazione dei calcoli renali (ed anche di calcoli biliari e concrezioni calcaree articolari). La litotripsia si è andata poi sostituendo in parte all'intervento chirurgico in urologia, in gastroenterologia e in ortopedia (Figura 28.7.1a, b e c). Nel seguito ci occupiamo in particolare dei calcoli renali.

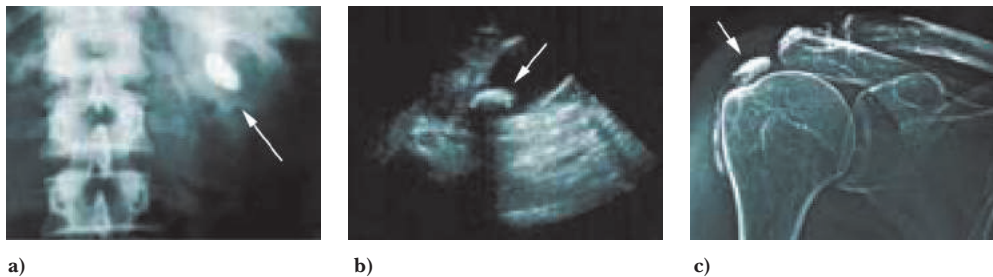


Figura 28.7.1

La litotripsia si è affermata come standard terapeutico in (a) urologia (calcolosi renale), (b) gastroenterologia (litiasi biliare), (c) ortopedia (concrezioni calcaree articolari).

28.7a Il litotritore: principi fisici e aspetti tecnici

Da molti anni importanti progressi tecnologici hanno permesso di adottare con successo metodiche, parzialmente o completamente non invasive, per distruggere concrezioni solide mediante una *frantumazione per contatto* con il calcolo (ad esempio raggiungendo il calcolo per via endoscopica). Tuttavia, poiché questi metodi presentano diversi inconvenienti e per attuare una terapia incruenta della calcolosi renale, è stato sviluppato un metodo di frantumazione delle concrezioni (litotripsia) *dall'esterno*, e quindi totalmente non invasivo, mediante l'uso di onde d'urto meccaniche (*ESWL* da *Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy*, litotripsia extracorporea ad onde d'urto). Un *litotritore* in generale è costituito da una sorgente di onde meccaniche di elevata intensità; attraverso un mezzo di propagazione di queste onde d'urto e opportuni metodi di focalizzazione delle stesse è possibile frantumare i calcoli: il fascio ultrasonoro è collimato sul calcolo da eliminare.

Quando un'onda meccanica giunge su un materiale, essa provoca compressioni e trazioni interne (Capitolo 4), che possono essere sufficienti a disgregarlo. Questo processo di frantumazione è riportato in forma schematica nella Figura 28.7.2, dove il passaggio dai tessuti al calcolo dell'onda d'urto, a causa della sua parziale riflessione, determina l'instaurarsi di un'altissima pressione interna locale che frantuma la concrezione nella zona A. Le onde di pressione che proseguono attraverso il calcolo, quando arrivano alla superficie opposta vengono parzialmente riflesse all'interfaccia calcolo-tessuti, per cui si ha la distruzione della zona B. Successive onde d'urto sono necessarie per frantumare la zona C.

Vediamo ora i vari tipi di generatori d'onda di urto (Figura 28.7.3).

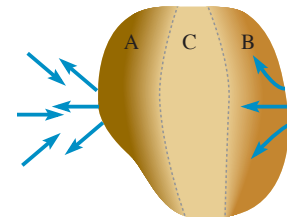


Figura 28.7.2

Rappresentazione schematica del processo di distruzione di un calcolo renale. L'onda meccanica incidente si somma all'onda riflessa dalla superficie di interfaccia posteriore, generando una compressione locale che frantuma le zone A e B.