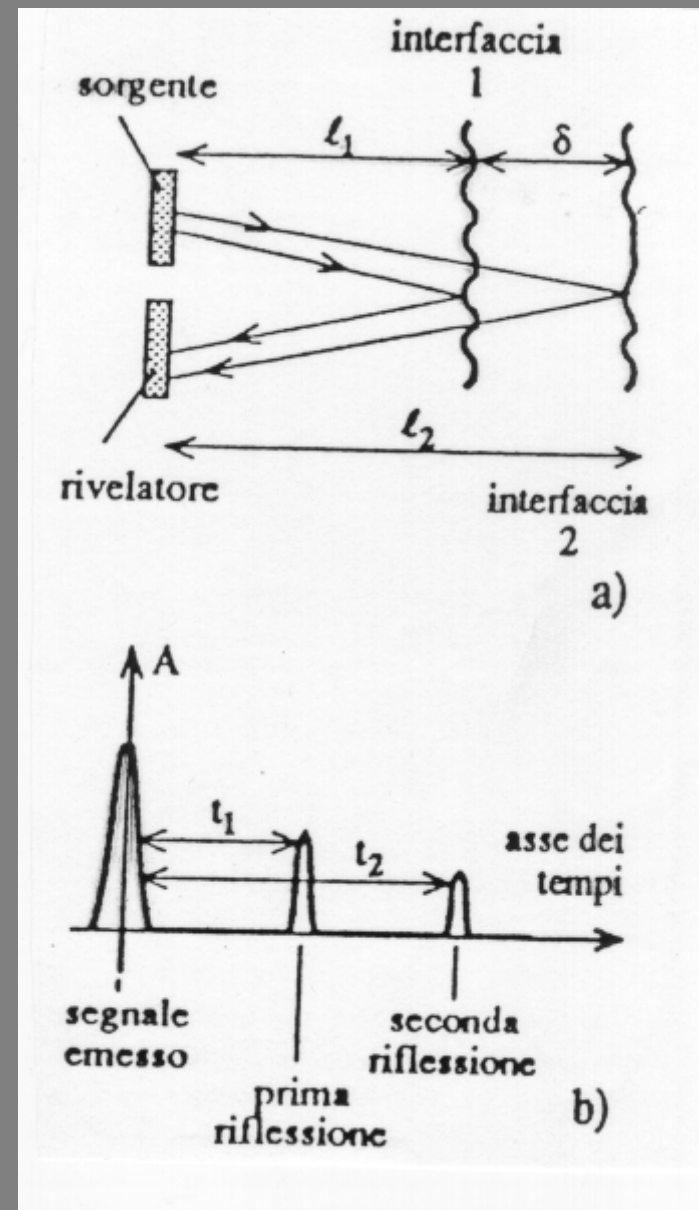


Ecografia

Ogni interfaccia produce un'eco per riflessione. Il tempo di ricezione permette di localizzare l'interfaccia, ossia di stimare la sua distanza dalla sonda.

DAL TEMPO DI ARRIVO DELL'ECO SI RISALE ALLA DISTANZA DELLA STRUTTURA RIFLETTENTE.



Naturalmente occorre conoscere la velocità di propagazione dell'US nei tessuti.

Essa normalmente viene supposta uniforme, ma **NON E' VERO:**

- nei tessuti molli varia da 1200 a 1800 m/s,
- nei tessuti più duri (es osso) può raggiungere i 4000 m/s

Ne deriva che, assumendo una velocità media costante, laddove c'è discrepanza con il valore vero si avrà una **DISTORSIONE SPAZIO-VARIANTE** dell'immagine.

La tecnica ecografica

Sfruttando la velocità costante degli ultrasuoni nei tessuti biologici e la possibilità di realizzare dei fasci orientabili, è possibile **localizzare le superfici di separazione interne degli organi**.

La tecnica (**ecografia**) è basata sulla emissione di brevi pacchetti di ultrasuoni che, penetrando nei tessuti, vengono parzialmente riflessi da ogni superficie di separazione tra zone a diversa impedenza acustica e determinano delle eco che vengono rilevate dal cristallo e convertite in segnale elettrico.

Sapendo che la velocità del suono nei tessuti è costante (1500 m/s), misurando l'intervallo tra emissione dell'impulso e ricezione dell'eco è possibile calcolare la distanza della struttura riflettente dal cristallo.

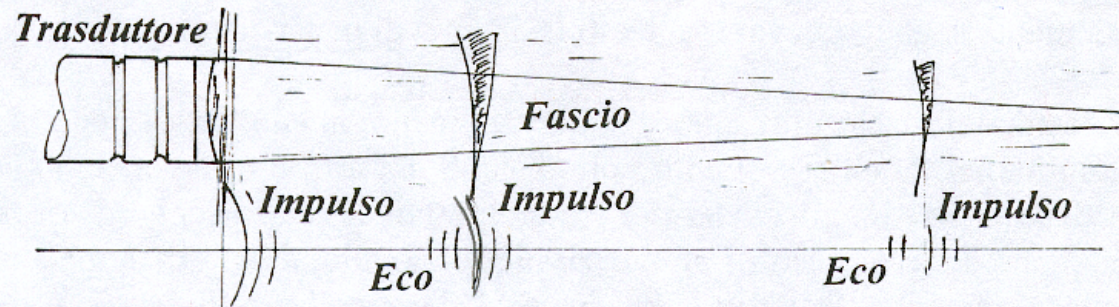


Fig. 6.11. Tecnica ecografica: emissione impulso e ricezione dell'eco.

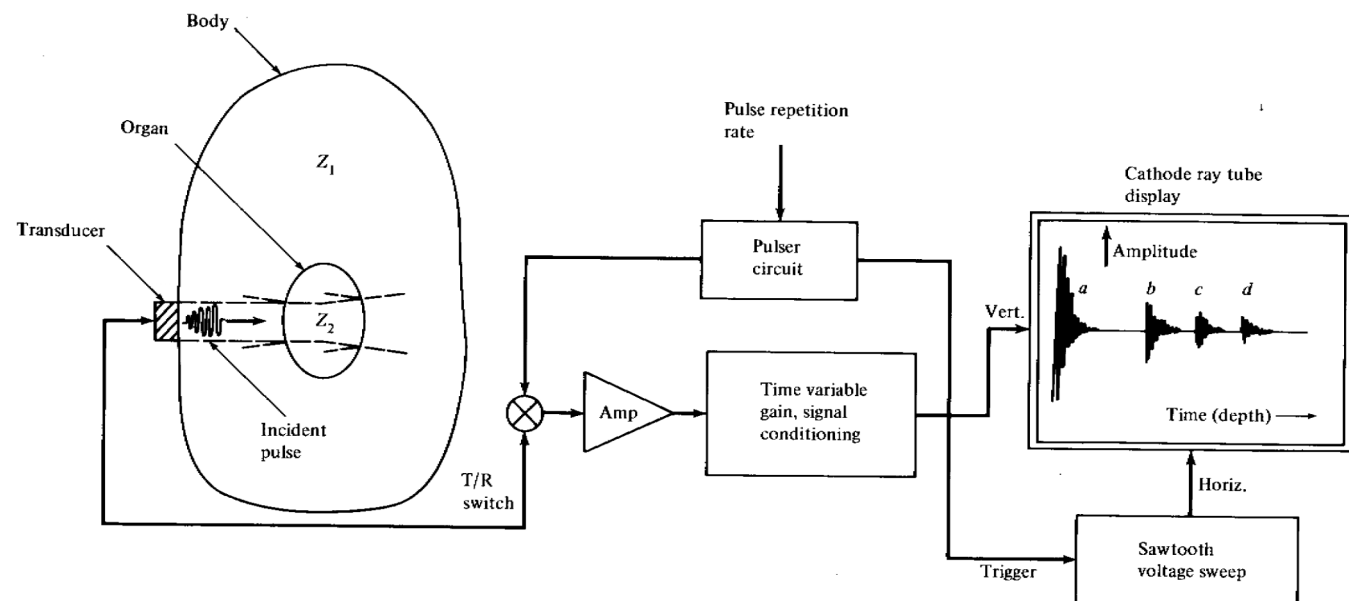
Per la sua duplice caratteristica di produrre ultrasuoni e convertire le eco in segnale elettrico il cristallo piezoelettrico viene indicato come **trasduttore**.

Il segnale elettrico prodotto dalle eco può essere analizzato utilizzando un normale oscilloscopio; se la velocità di scansione orizzontale del pennello elettronico è fissata a 750 m/s, i picchi corrispondenti alle eco saranno presentati sullo schermo alla stessa distanza delle strutture che le hanno prodotte.

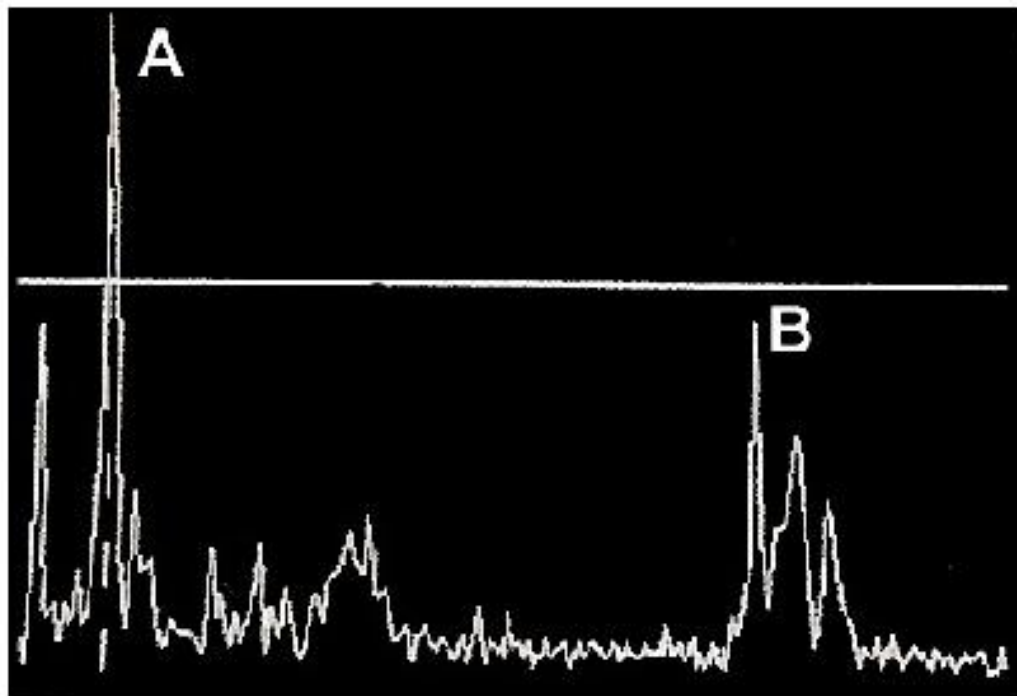
Con questa modalità le riflessioni più intense daranno impulsi elettrici di maggiore ampiezza sullo schermo (*rappresentazione **amplitude-mode***) o **A-mode**.

Amplitude of reflected signal vs. time

A-mode Ultrasound



A-mode



• Ostetricia:
encefalometria:
diametro bi-parietale

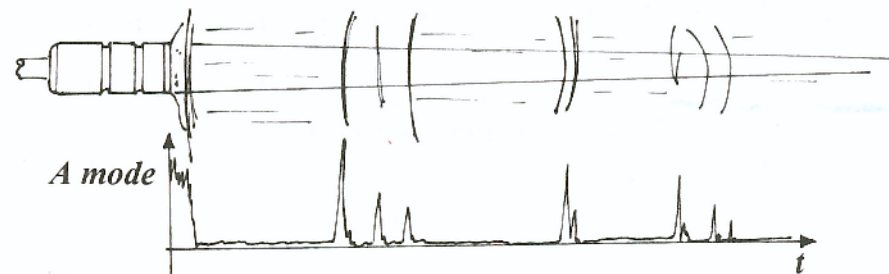
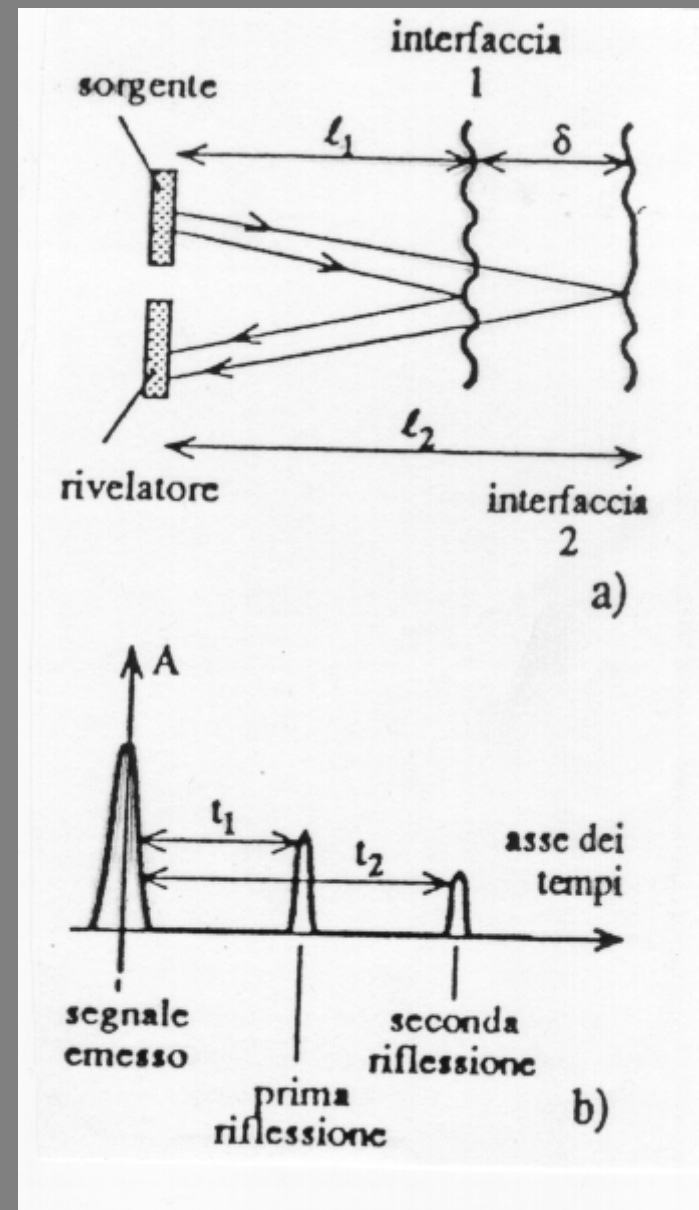


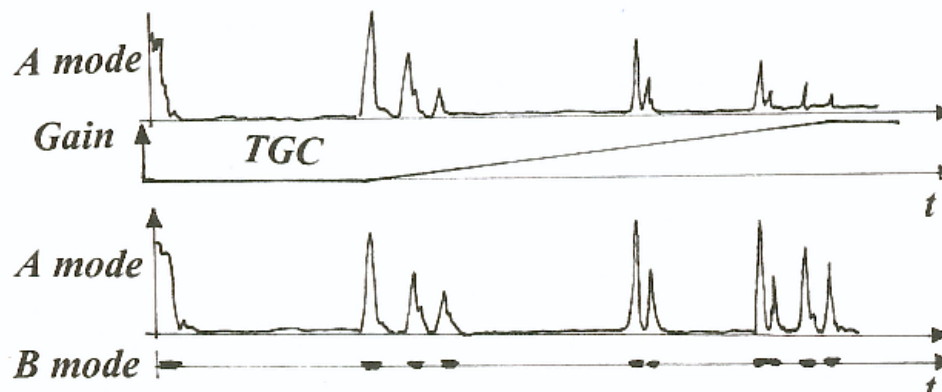
Fig. 6.12. Ecografia: rappresentazione A-mode.

Se le strutture si muovono e vengono emessi impulsi in rapida sequenza (PRF=pulse repetition frequency), i picchi sullo schermo si sposteranno lateralmente seguendo i cambiamenti istantanei di distanza tra le strutture.

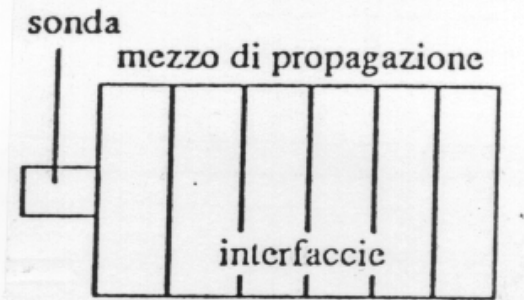
L'intensità dell'eco naturalmente si riduce al crescere della distanza a causa dell'attenuazione



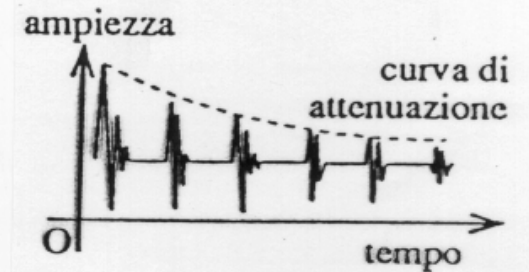
L'intensità del fascio ultrasonoro si attenua mano a mano che si penetra in profondità nei tessuti; le strutture più distanti dal trasduttore generano eco più deboli ed impulsi elettrici più limitati. Per correggere questa limitazione ed avere eco di ampiezza proporzionale ai salti di impedenza acustica indipendentemente dalla distanza, i segnali elettrici prodotti da eco di strutture più lontane vengono amplificati maggiormente dei segnali elettrici prodotti da eco di strutture più vicine al trasduttore. Questo sistema di regolazione, che amplifica i segnali in modo proporzionale al ritardo di ricezione dell'eco è indicato come **TGC=time-gain-compensation** ed è azionato dall'operatore.



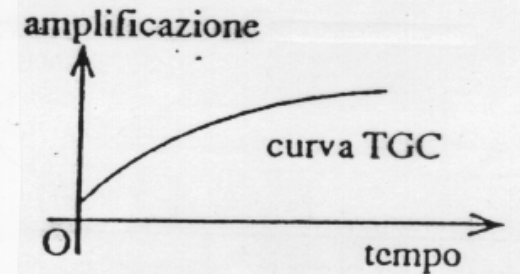
Per consentire la ricezione di echi provenienti da interfacce profonde si amplifica l'intensità in modo proporzionale alla distanza, modificando il guadagno in senso inverso alla curva di attenuazione.



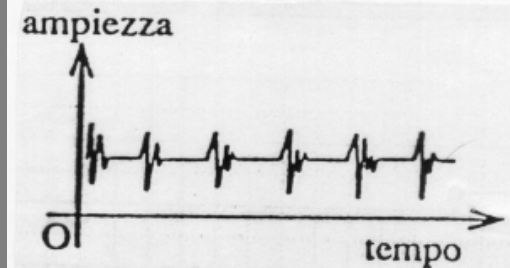
a)



b)



c)



d)

Ci sono due importanti conseguenze:

- 1) L'intensità dell'eco non è più proporzionale alla distanza della struttura, ma alla differenza di impedenza acustica, cioè all'energia effettivamente riflessa da quella struttura.
- 2) anche in questo caso è impossibile tenere conto della diversa attenuazione dei tessuti, e si utilizza una attenuazione media. Se l'attenuazione effettiva è minore di quella stimata possono aversi ARTEFATTI: es la parete più lontana della vescica appare più luminosa di quella più vicina, in quanto l'acqua attenua poco rispetto ai tessuti circostanti.

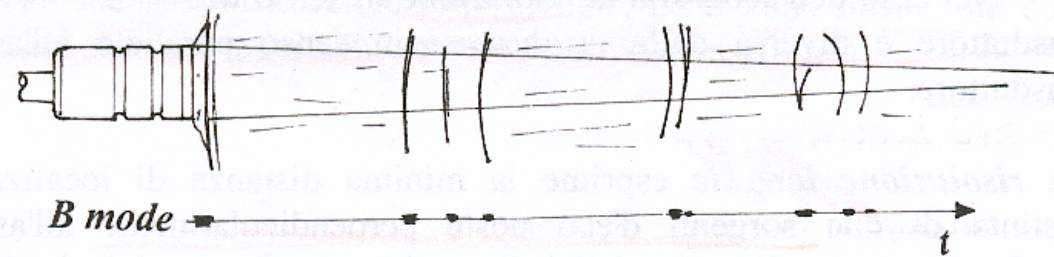
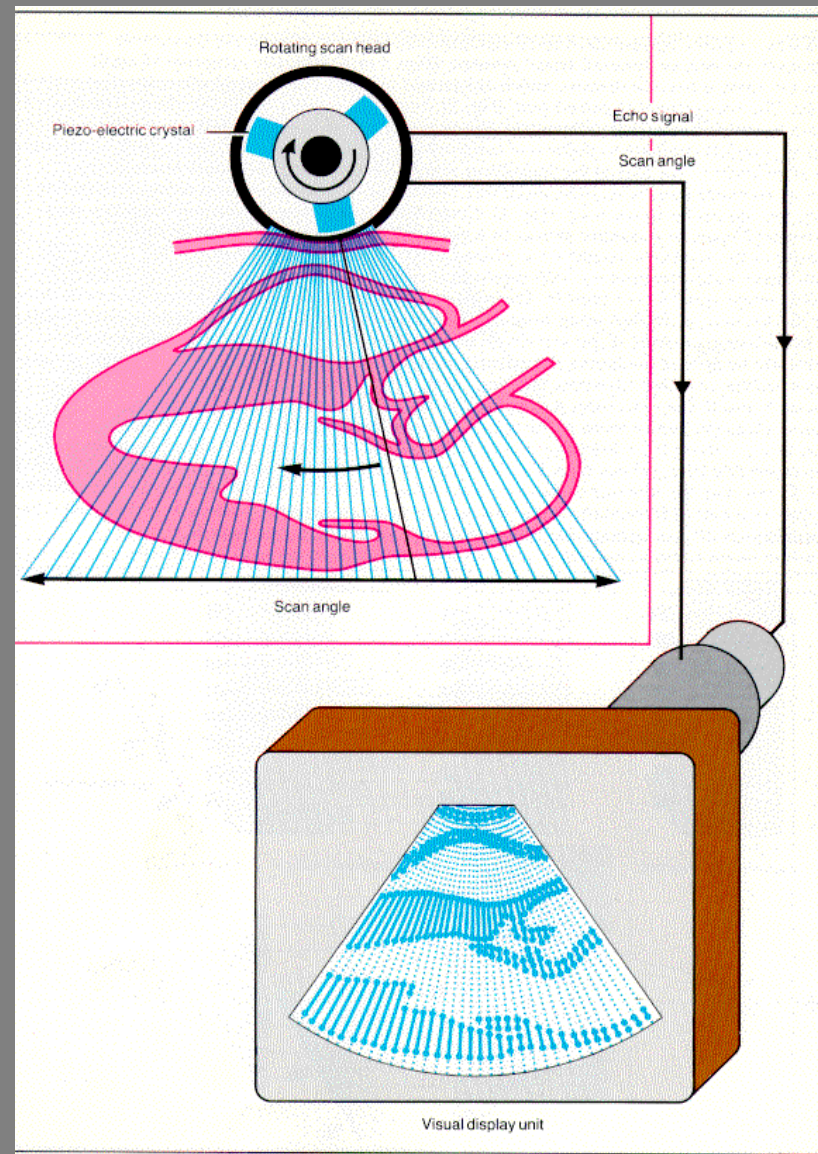


Fig.6.14. Rappresentazione ecografica B-mode.

Questa modalità di rappresentazione, che esprime l'ampiezza dell'eco come luminosità del punto è indicata come brightness-mode o B-mode.

B-mode



In B-mode, i punti luminosi che rappresentano le eco di strutture in movimento si spostano lateralmente seguendo il movimento delle strutture, su di una linea al orizzontale al centro dello schermo; se di fronte al tubo catodico viene fatta scorrere una striscia di carta fotografica a velocità costante, i punti descrivono delle curve che rappresentano lo spostamento delle strutture nel tempo (*Time motion*).

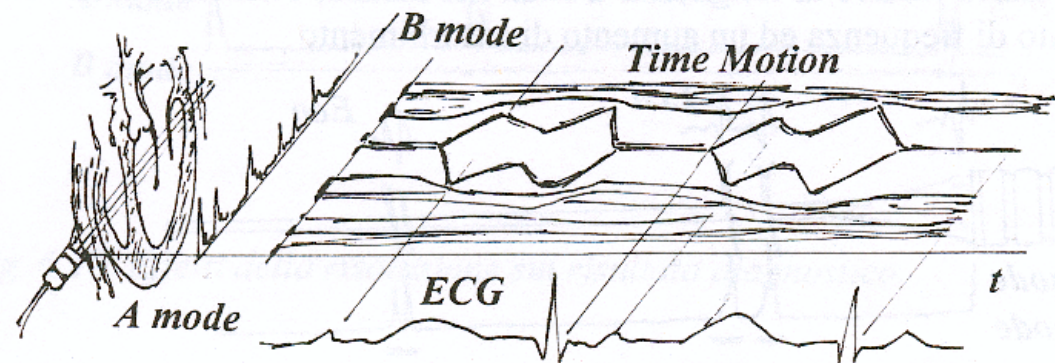
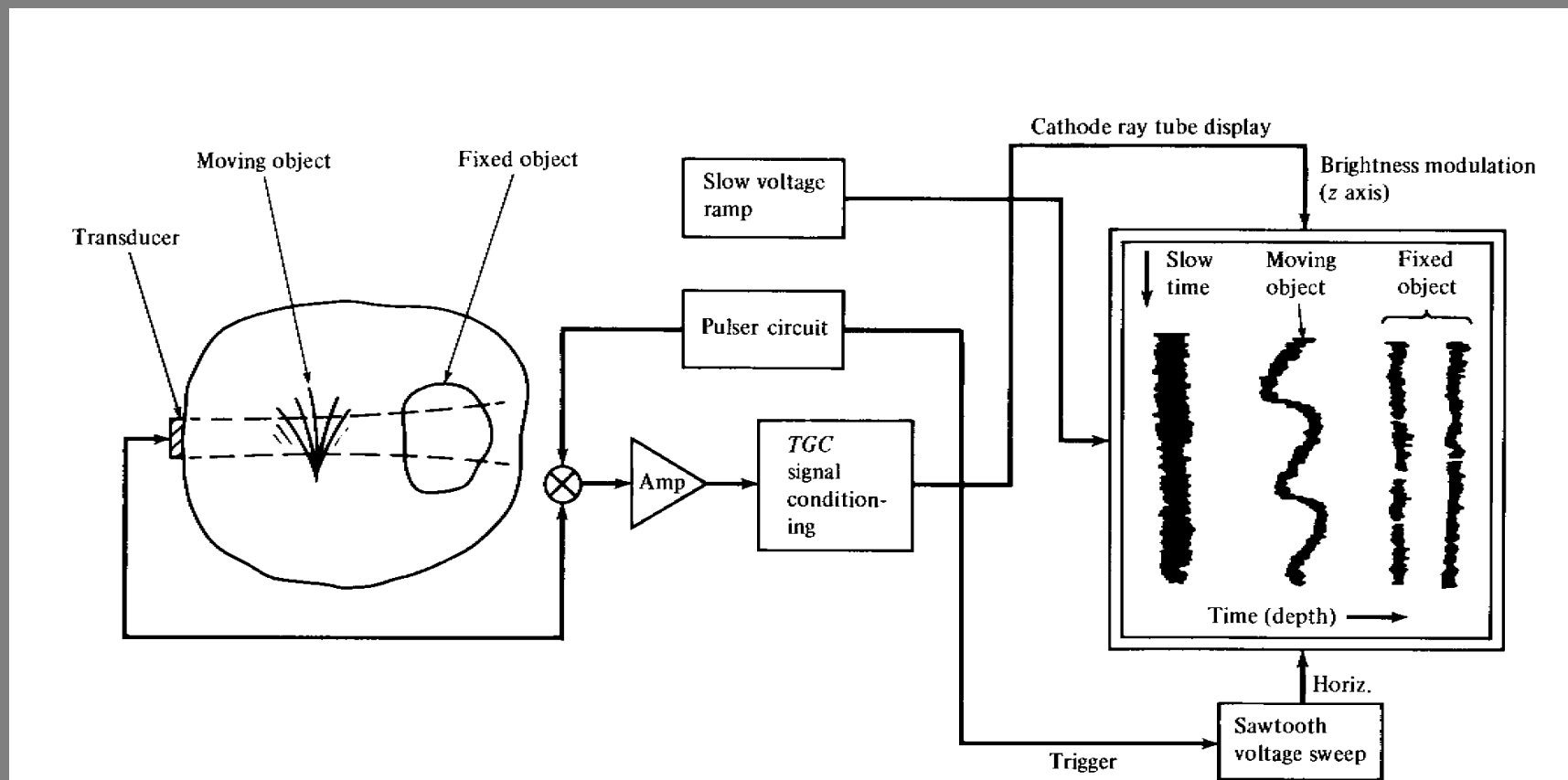
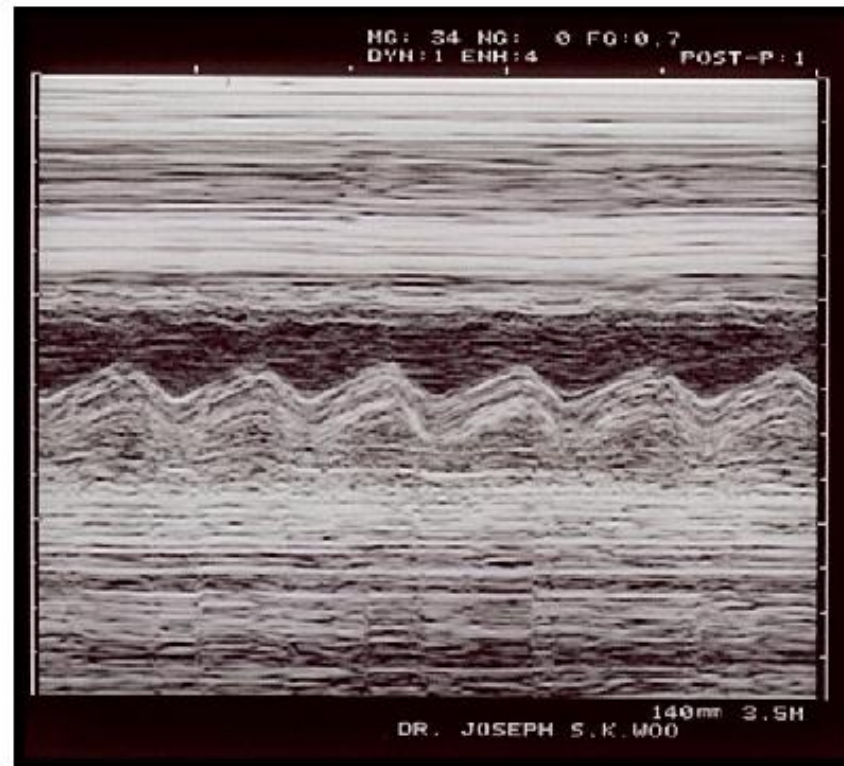


Fig. 6.15. Rappresentazione ecografica Time motion.

M-mode Ultrasound



M-mode



L'intensità di eco può essere rappresentata con due diverse metodiche:

1) rappresentando gli echi come deflessioni su di un asse verticale :
maggiore l'intensità dell'eco maggiore l'ampiezza del picco

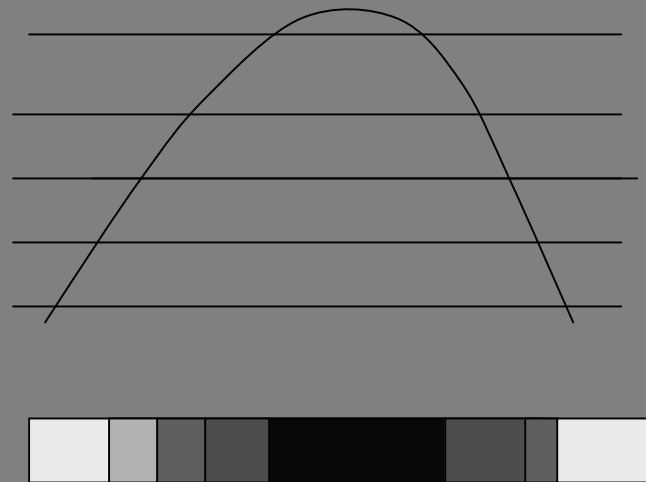
Si parla di A (AMPLITUDE) mode.

2) rappresentando gli echi tramite punti luminosi, la cui intensità è proporzionale agli echi stessi:
maggiore l'intensità dell'eco maggiore l'intensità luminosa

Si parla di B (BRIGHTNESS) mode.

Pur contenendo la stessa informazione, le due modalità (ed eventualmente una terza, nota come M mode (M sta per MOVIMENTO), che altro non è che un B-mode 'rinfrescato' ad intervalli di tempo sufficientemente brevi per riprodurre il movimento dell'interfaccia) vengono usate preferenzialmente in base alle diverse esigenze cliniche.

Naturalmente ogni strumento possiede un suo RANGE DINAMICO, che associa il numero di livelli di grigio alle intensità dei segnali:



Ovviamente una scala di 256 toni di grigio produce un'immagine più raffinata rispetto a soli 8 livelli. Si tenga però conto che la nostra retina apprezza non più di 16-20 livelli, e inoltre la percezione del contrasto dipende dalla luminosità.

In generale risultano molto intense le superfici riflettenti, e sono apprezzabili i volumi liquidi che, in quanto anecogeni, sono rappresentati in nero.

L'immagine presenta poi una sua texture, nota come
SPECKLE

o granulazione, la cui origine fisica è legata allo scattering o diffusione prodotta dagli scatteratori distribuiti in modo random nei tessuti e all'interferenza spaziale delle onde così prodotte.

L'unico modo per ridurre lo speckle è quello di aumentare la 'statistica', ossia di mediare su più immagini prese a tempi immediatamente successivi.

Risoluzione dell'indagine ecografica= minima distanza tra due strutture in grado di produrre echi distinguibili.

Si distingue una **risoluzione laterale** (le due strutture sono poste in un piano parallelo all'asse del fascio) ed una **assiale** (le due strutture sono poste lungo il fascio).

La risoluzione laterale dipende dalle dimensioni e dalla forma del fascio, e migliora nella zona focale. Viene migliorata ottimizzando il 'beam-forming'.

6.3.1 Precisione di misura.

La tecnica ecografica permette la localizzazione di strutture interne degli organi; con quale precisione?

Viene indicata come **risoluzione** di una metodica la minima distanza per cui due oggetti vicini sono localizzati distintamente cioè, nel caso dell'ecografia, producono eco distinguibili.

Nel caso dell'ecografia la **risoluzione** in senso trasversale all'asse del trasduttore è diversa dalla **risoluzione** in senso parallelo all'asse del trasduttore.

La **risoluzione laterale** esprime la minima distanza di localizzazione distinta di due sorgenti d'eco poste perpendicolarmente all'asse del trasduttore; essa dipende dalla dimensione e forma del fascio, sarà migliore nella zona focale, peggiore a distanza dal trasduttore, dove il fascio si dilata.

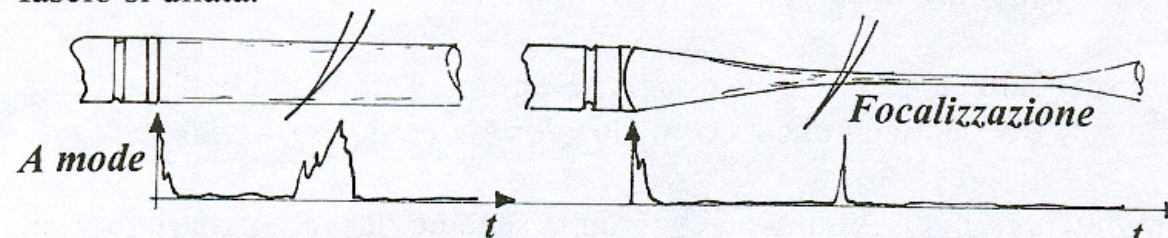


Fig. 6.16. Risoluzione laterale.

La **risoluzione assiale** esprime la minima distanza per cui due strutture poste sequenzialmente lungo l'asse del trasduttore producono eco distinte; essa dipende dalla durata del pacchetto di ultrasuoni emesso e non può essere minore della lunghezza d'onda. Per migliorare la risoluzione assiale è necessario ridurre la lunghezza d'onda nel mezzo, ottenibile solo con un aumento di frequenza ed un aumento di assorbimento

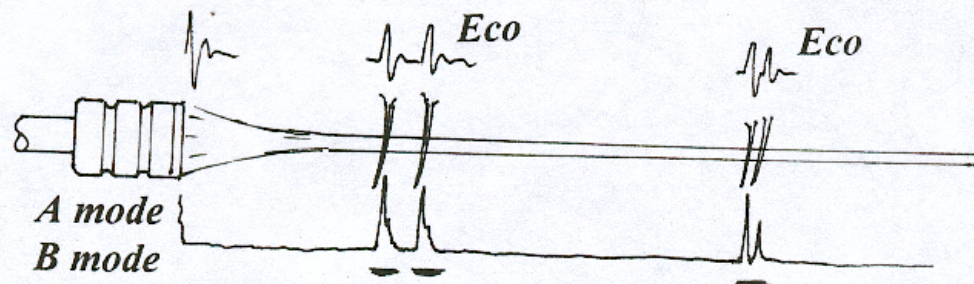


Fig. 6.17. Risoluzione assiale.

La risoluzione assiale dipende dalla durata del pacchetto di US emesso, e in ogni caso non può essere minore della λ : occorre dunque lavorare con onde di alta frequenza, che verranno però maggiormente assorbite.

Se la struttura che si vuole localizzare è perpendicolare al fascio, la precisione di misura è dell'ordine della lunghezza d'onda ; se la struttura è posta obliquamente rispetto al fascio, la risoluzione è dipendente dalla dimensione trasversale del fascio nel punto di impatto.

Considerando che per organi estesi la frequenza utilizzata non supera i 3.5 Mhz, corrispondenti ad una $\lambda \approx 0.6$ mm , possiamo dedurre che nella migliore delle ipotesi la risoluzione globale, nella zona focale, sia circa 1mm

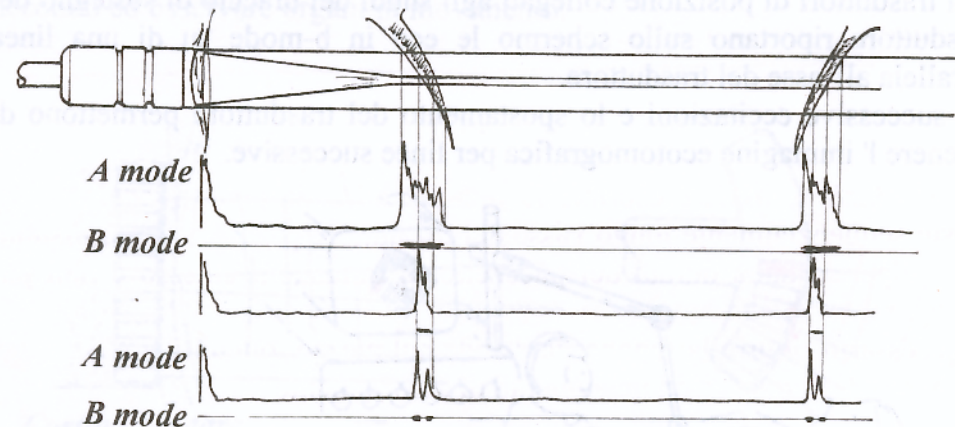


Fig. 6.18. Effetti della risoluzione sul risultato diagnostico.

L'indagine di una regione estesa può essere eseguita tramite una matrice di cristalli organizzati in un unico trasduttore.

La scansione della regione viene realizzata:

- 1) sincronizzando tra loro l'emissione e la ricezione dei cristalli, in modo che l'eccitazione tramite una sequenza preordinata realizzi la voluta focalizzazione del fascio nelle regioni indagate,
- 2) 'congelando' le parti di immagine via via prodotte dai cristalli già eccitati, rinfrescando l'intera immagine solo al termine della scansione completa. Ciò naturalmente richiede notevole memoria video.

6.4 Sistemi ecografici bidimensionali.

Se durante il rilievo ecografico l'asse del trasduttore viene mosso su di un piano di scansione, è possibile visualizzare le intersezioni delle superfici di separazione interne agli organi con il piano di scansione.

Per ottenere un risultato interpretabile le eco prodotte dall'impatto del fascio con le strutture sono rappresentate in b-mode su di uno schermo che rappresenta il piano di scansione.

I sistemi utilizzati per questa funzione si differenziano per la risoluzione spaziale e per la capacità di rilevare strutture in movimento (*risoluzione dinamica*).

Ecotomografo a scansione manuale.

E' un dispositivo ecografico bidimensionale adatto per organi immobili, con trasduttore di grande dimensione e focalizzato mosso manualmente dall'operatore sulla superficie del corpo in modo che il fascio si sposti sul piano di scansione scelto.

Dei trasduttori di posizione collegati agli snodi del braccio di sostegno del trasduttore riportano sullo schermo le eco in b-mode su di una linea parallela all'asse del trasduttore.

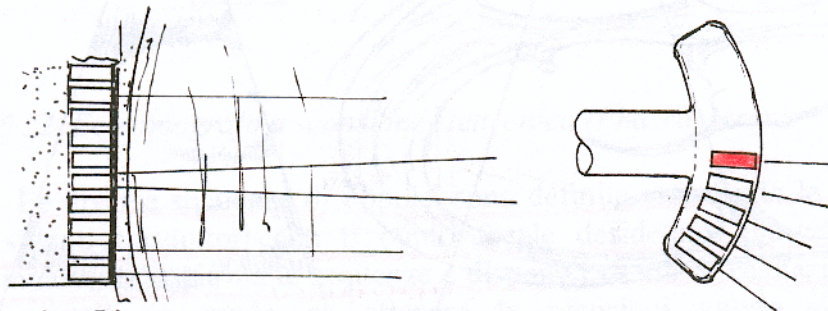
Le successive eccitazioni e lo spostamento del trasduttore permettono di ottenere l'immagine ecotomografica per linee successive.

Pregi: ottima risoluzione spaziale, anche per rilievi in profondità, possibilità di analizzare con maggior accuratezza le zone di maggiore interesse

Difetti: forte dipendenza dall'operatore e possibilità di risultato completamente falsi in caso di organi in movimento

Ecotomografo a cortina lineare.

In questo sistema i rilievi ecografici sono ottenuti mediante un trasduttore costituito da un numero elevato (64, 128) di piccoli cristalli rettangolari posti l'uno accanto all'altro a formare una sequenza regolare. Il trasduttore composto viene appoggiato sulla superficie del paziente, i cristalli vengono eccitati in successione e le eco vengono rappresentate sul monitor, in b-mode, su linee parallele. Il ritardo tra l'eccitazione di un cristallo e di quello successivo dipende dalla profondità di osservazione; in ogni modo è possibile ottenere un numero elevato di scansioni complete al secondo ed osservare organi in movimento.



Cortina Lineare

Fig. 6.20. Ecotomografo a cortina lineare.

Pregi: possibilità di osservare organi in movimento, piano di scansione è definito dal trasduttore

Difetti: scarsa risoluzione laterale, eccessivo ingombro del trasduttore.

A questo secondo problema si può porre rimedio mediante una disposizione dei cristalli a corona, con orientamento radiale dei fasci. Si ottiene una riduzione dell'area di accesso all'organo ma non si risolve il problema della divergenza dei singoli fasci (*compound scanner*).

Ecotomografo a scansione meccanica.

Per ottenere una buona risoluzione spaziale e potere osservare organi in movimento attraverso una superficie di accesso limitata , si può utilizzare un sistema che orienta il fascio settorialmente mediante un dispositivo meccanico. Il trasduttore può essere di dimensione notevole e focalizzato in modo ottimale.

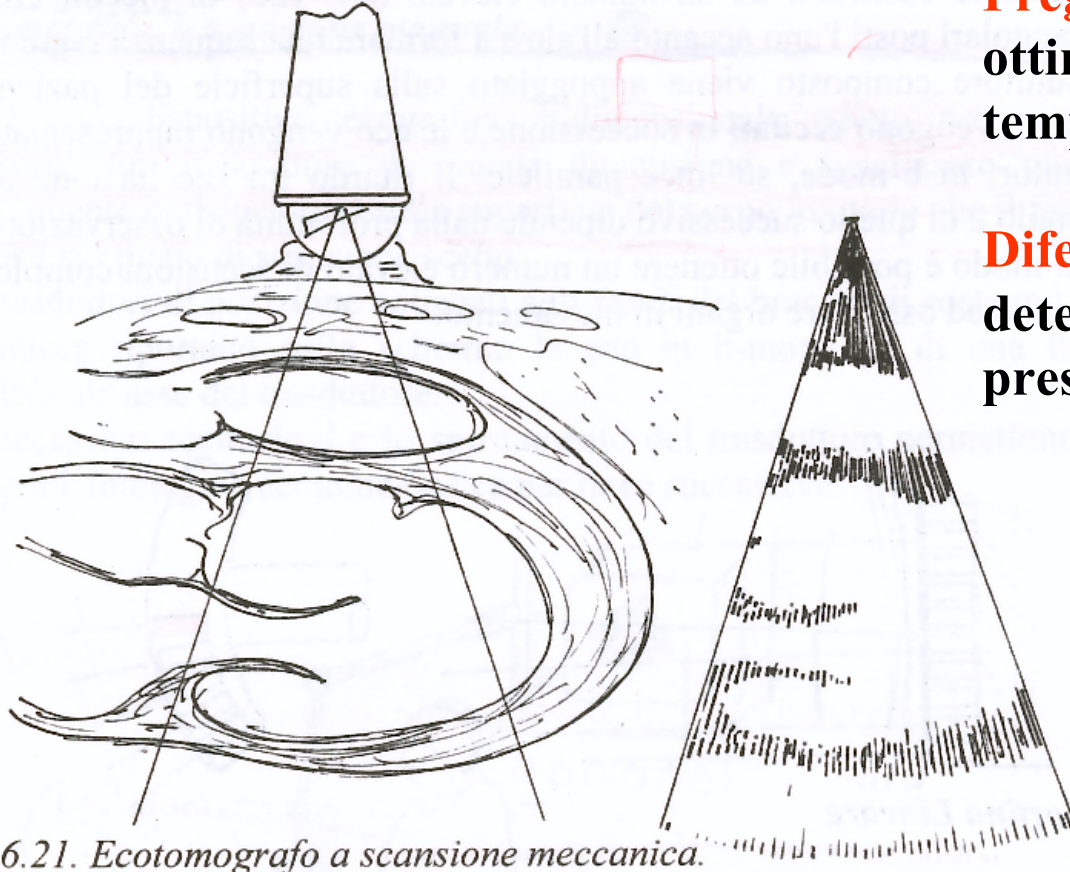


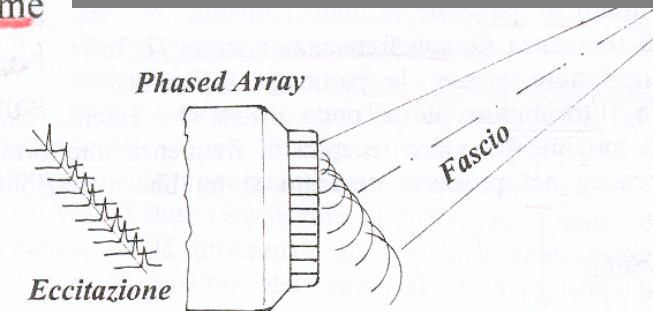
Fig.6.21. Ecotomografo a scansione meccanica.

Pregi: piccola area di accesso
ottima risoluzione spazio
temporale

Difetti: vibrazioni meccaniche e
deterioramento progressivo delle
prestazioni

Ecotomografo a scansione elettronica (phased array).

Per ovviare al problema dello spostamento meccanico del trasduttore, si è sviluppato un sistema che genera il fascio e lo orienta sovrapponendo gli impulsi ultrasonori prodotti da molti piccoli cristalli, eccitati con una sequenza preordinata. I singoli cristalli emettono onde sferiche che propagandosi si sovrappongono costruttivamente in punti predefiniti dello spazio e simulano il fascio emesso da un unico trasduttore di dimensioni maggiori. Modificando le sequenze di eccitazione dei cristalli è possibile modificare le condizioni di focalizzazione ed ottenere la scansione come per un trasduttore azionato meccanicamente.



Le diverse sequenze di impulsi sono definite calcolando le distanze dei singoli trasduttori con il punto focale desiderato; un calcolatore continuamente aggiorna le sequenze e dispone i ritardi di eccitazione tra i vari cristalli in modo da ottenere le scansioni volute sia come focalizzazione sia come settore di osservazione.

In ricezione i segnali ricevuti da ciascun cristallo vengono sfasati in relazione alla distanza cristallo-punto focale e sommati. Per questa operazione è necessario memorizzare i segnali su memoria R.A.M., passaggio che risulta vantaggioso per le successive elaborazioni numeriche necessarie per calcolare il contenuto armonico (Doppler Pulsato).

Ecotomografo a scansione elettronica (Phased Array).



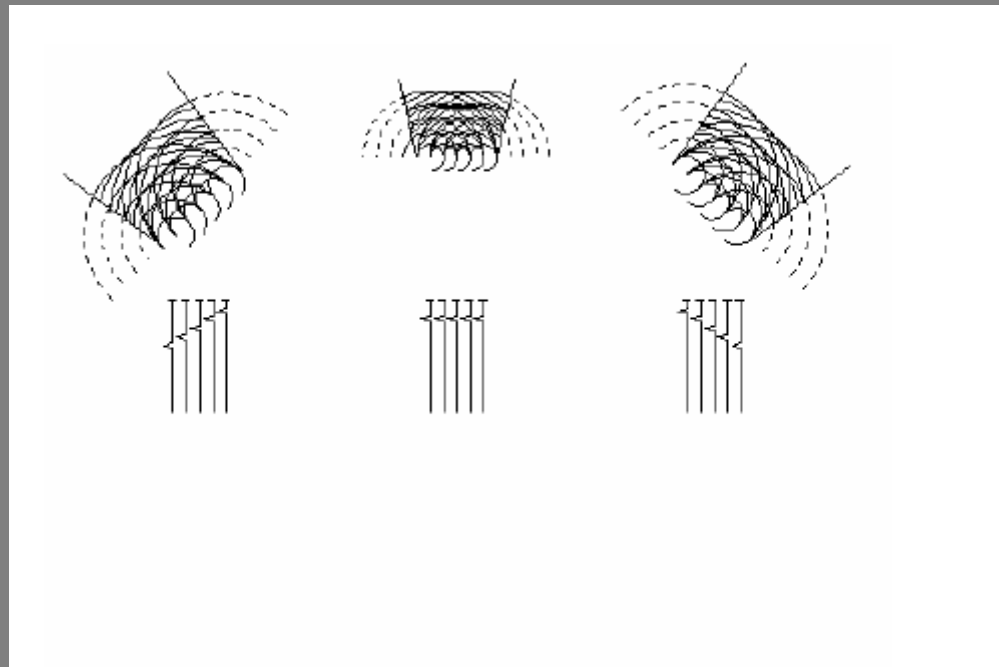
GEL

ENDOCAVITARIA

LINEARE

CONVEX

I sistemi definiti Linear Phased Array applicano una tensione a tutti gli elementi, come fossero un unico gruppo, ma con piccole differenze temporali, al fine di focalizzare ed indirizzare opportunamente il fascio; queste differenze temporali possono essere modificate ad ogni successiva acquisizione.



Results Possible from Echo

2-D echo

- anatomy
- ventricular and valvular movement
- positioning for M-mode and Doppler echo

M-mode echo

- measurement of dimensions
- timing cardiac events

Pulsed wave Doppler

- normal valve flow patterns
- LV diastolic function
- stroke volume and cardiac output

Continuous wave Doppler

- severity of valvular stenosis
- severity of valvular regurgitation
- velocity of flow in shunts

Colour flow mapping

- assessment of regurgitation and shunts.

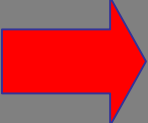
Effetti Biologici degli ultrasuoni

Gli ultrasuoni sono onde meccaniche e come tali trasportano energia attraverso il mezzo; per effetto delle proprietà viscosse una parte dell'energia viene dissipata e si possono avere effetti che, nel caso di tessuti biologici, possono interferire con la normale funzione. Le sollecitazioni prodotte dagli ultrasuoni non sono tali da provocare ionizzazione degli atomi e pertanto i meccanismi da considerare sono diversi da quelli analizzati per le radiazioni ionizzanti.

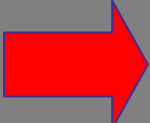
Esistono due modalità di Interazione degli US con il mezzo, tali da produrre effetti biologici :

- 1) **aumento localizzato della temperatura** (*effetto termico*)
- 2) **sollecitazioni meccaniche delle strutture biologiche** (*effetto meccanico*)

Per entrambi gli effetti devono essere prese in attenta considerazione le modalità di trasferimento dell'energia nel mezzo; infatti le diverse tecniche diagnostiche attuano modalità di emissione temporali e spaziali che devono essere note per valutare le possibili sollecitazioni.



I produttori di apparecchiature ad ultrasuoni forniscono i dati di potenza emessa (mW/cm^2) in riferimento al tempo ed alla distribuzione spaziale. Abbiamo così valori medi nel tempo (Time average = T_a) e valori medi nello spazio (Space average = S_a), valori di picco nel tempo (Time peak = T_p) e valori rilevati nel punto di massima concentrazione (Space peak = S_p). Nelle applicazioni con emissione impulsiva e fascio fortemente focalizzato i valori di intensità indicati possono essere molto diversi.



Ad esempio, dire che l'emissione di uno strumento è di 100 mW/cm^2 fa pensare ad una sollecitazione così modesta da escludere ogni possibile effetto. Se però ci riferiamo ad una procedura con emissione impulsiva il valore di picco di intensità, nel momento dell'emissione, può essere mille volte più elevato del valore medio e la focalizzazione può concentrare l'energia in un'area cento volte più piccola della superficie di emissione; in queste condizioni, nella zona focale (S_p), nel momento di transito dell'impulso (T_p), si avrà una intensità 100.000 volte superiore al valore medio, cioè 10.000 W/cm^2 !!!

Mode	CW Doppler	PW Doppler	Colour flow mapping
Site examined	One large sample volume	One or line of small sample volumes	Two-dimensional array of small sample volumes
Transducer type	Multiple element	Single or multiple element	Single or multiple element
Duplex imaging	Yes	Yes	Yes
Display mode	Sonogram	Sonogram	Two-dimensional colour image and sonogram
Directional sensitivity	Yes	Yes	Yes
Turbulence detection	Spectral broadening	Spectral broadening	Mixed colour pattern
Transmitted pulses for one velocity estimate	Not applicable	50	At least three, typically ten
Aliasing limitation	No	Yes	Yes
Range ambiguity	Yes	Possible	Possible
Angle dependence	Yes	Yes	Yes
Tissue motion rejection	Yes	Yes	Yes
Velocity resolution	2%	2%	10%
Temporal resolution	10 ms	10 ms	100 ms
Output intensity (I_{spta})	50 mW cm ⁻²	500 mW cm ⁻²	100 mW cm ⁻²
Quantitative flow measurement	Possible	Possible	Possible

Il transito dell'onda si associa a dissipazione di energia ed aumento localizzato di temperatura; si assume che effetti biologici possano verificarsi per aumenti superiori ad 1°C .

Il trasferimento di calore richiede tempi abbastanza lunghi e, per gli effetti termici sono presi in considerazione i valori di intensità medi nel tempo (T_a). L'aumento locale di temperatura è condizionato, da un lato, dall'assorbimento di energia, dall'altro, dalla dismissione per conduzione e per correnti convettive; si raggiunge la stabilizzazione termica quando la produzione di calore e la dismissione si equilibrano. Per questo effetto bisogna considerare la focalizzazione e le proprietà del materiale assorbente; infatti la focalizzazione concentra l'energia aumentandone la deposizione nelle zone ad alto coefficiente di assorbimento:

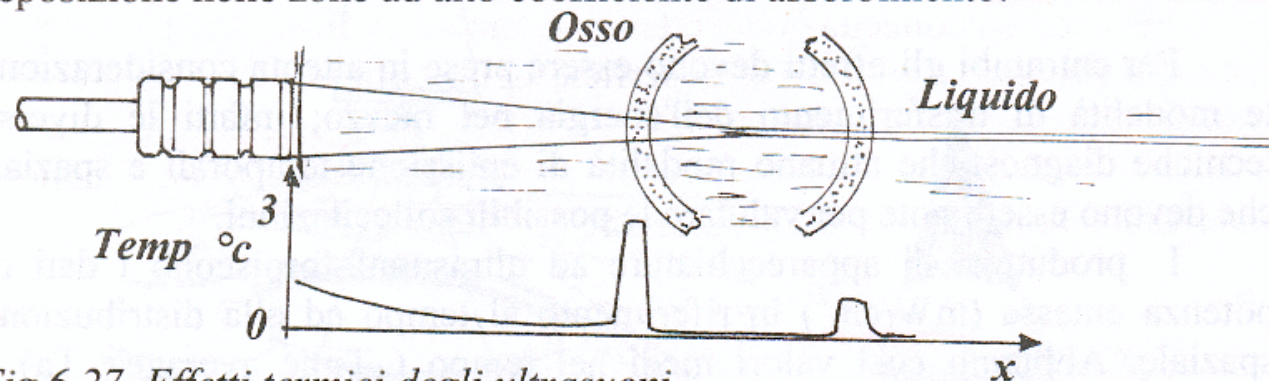


Fig.6.27. Effetti termici degli ultrasuoni.

- La condizione più critica risulta essere quella di una struttura ad alto assorbimento (osso), posta nel punto di massima concentrazione di energia (zona focale); le simulazioni indicano che in questi casi anche con potenze emesse inferiori ai 100 mW si possono avere aumenti di temperatura di 3÷4 °C. Le stesse simulazioni indicano ancora che la focalizzazione del trasduttore non ha solo effetti negativi; infatti se da un lato si ha una concentrazione di energia molto localizzata, dall'altro si mantiene un maggiore gradiente termico con le zone vicine e si facilita la dissimilazione di calore; come i due effetti si compensino è tuttora oggetto di discussione.

• La perfusione ematica e la scansione del fascio ridimensionano fortemente la problematica termica; infatti i due meccanismi determinano una dispersione del calore in aree più ampie ed un aumento di temperatura più limitato.

Nel nostro caso questo avviene nella zona limitrofa del fascio; infatti se una struttura meccanica (es. un globulo rosso) viene investito dal fascio solo parzialmente, sarà sollecitato da una parte dalla pressione di radiazione e dall'altra non sarà sollecitato. Il risultato è un moto retotraslatorio dell'oggetto, che determina microvortici nel liquido ed espone le strutture vicine ad una sollecitazione tangenziale (shear stress).

Questo evento può essere dannoso per l'endotelio vasale. Ancora una volta l'eccessiva intensità e la focalizzazione sono da considerare come elementi negativi.

Precauzioni

Conoscere i meccanismi di interazione potenzialmente pericolosi ed effettuare simulazioni operative permette di evidenziare le condizioni di rischio; non permette però di quantificarle nelle specifiche condizioni operative, in vivo.

Per indicare linee di comportamento coerenti, il comitato della associazione americana per l'uso di ultrasuoni in medicina istituito per studiare gli effetti biologici, ha scelto una via più semplice: ha considerato tutte le condizioni operative descritte correttamente, che hanno evidenziato effetti biologici, positivi o negativi. Ha quindi espresso graficamente le condizioni sperimentali indicando l'intensità ed il tempo di insonificazione. Si è così evidenziato che nessun effetto era stato mai riportato per valori di intensità e durata il cui prodotto fosse inferiore a 50

joules/cm². Questa constatazione è stata quindi indicata come criterio da seguire nella pratica diagnostica.

Un ulteriore evidenza è stata sottolineata: non sono mai stati evidenziati effetti biologici per intensità emesse inferiori a 100 mW/cm², qualunque fosse il tempo di esposizione, utilizzando trasduttori focalizzati.

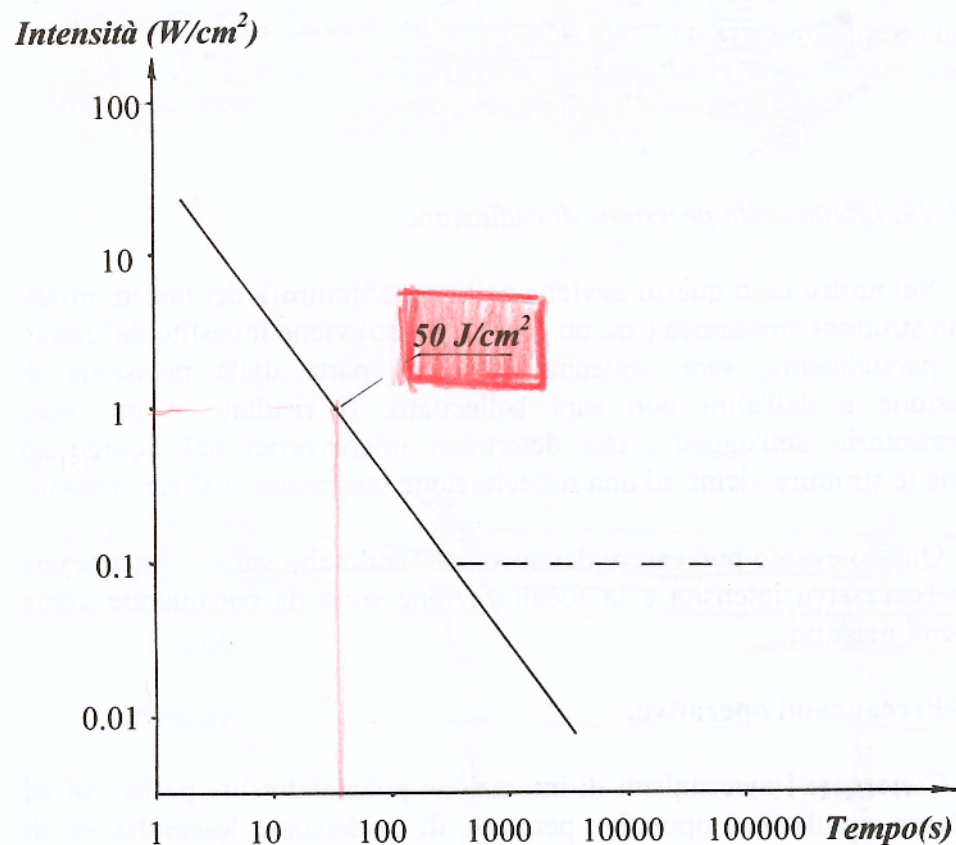


Fig.6.29. Livelli di emissione e tempi di insonificazione permessi.

Dall'insieme di queste evidenze emerge il seguente criterio operativo: se viene utilizzata una intensità maggiore di 10 mW/cm^2 occorre adeguare il tempo di insonificazione in modo da non superare mai una esposizione energetica maggiore di 50 joules/cm^2 .

Anche il ‘display’ dell’immagine richiede tecniche più sofisticate rispetto alla modalità dei livelli di grigio. Per riuscire a rendere la percezione di superfici 3D si utilizzano combinazioni di ombreggiatura di profondità, mapping di colore, mapping di granulazione, ecc capaci di riprodurre ‘ trasparenze’ e ‘traslucenze’.



QUESITI:

1) Dovendo indagare un organo profondo, è meglio scegliere una sonda da:

A) 1.5 MHz

B) 8 MHz ?

QUESITI:

2) L'informazione utilizzata in ecografia è contenuta nella:

a) ampiezza del segnale riflesso

b) frequenza del segnale riflesso ?