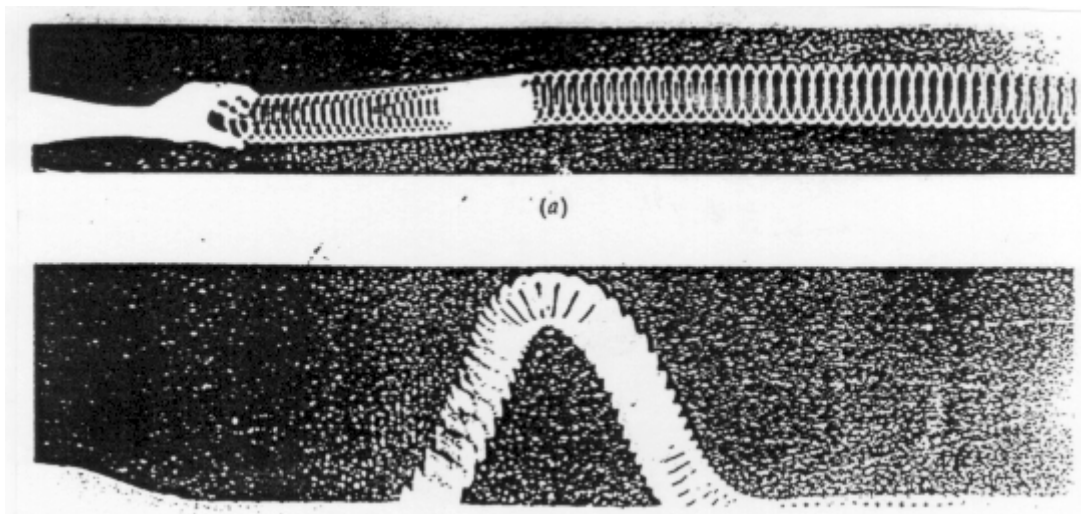


ECOGRAFIA

Descriviamo attraverso il concetto di ONDA MECCANICA il trasferimento di energia dovuto alle oscillazioni delle particelle di un mezzo che viene perturbato. Se le oscillazioni avvengono nella direzione di propagazione avremo un' onda



longitudinale

altrimenti sarà

trasversale

L'onda sarà pertanto caratterizzata dalla sua
velocità di propagazione v

che in generale dipenderà dal mezzo in cui si
propaga:

es: in aria la velocità è relativamente bassa
(340 m/s),

ma diventa più elevata in un liquido (1500 m/s)
o in un metallo (5000 m/s);

e dall'intensità I ,
che è legata all'energia trasportata dall'onda.

Trattandosi poi di un fenomeno periodico, potremo definire:

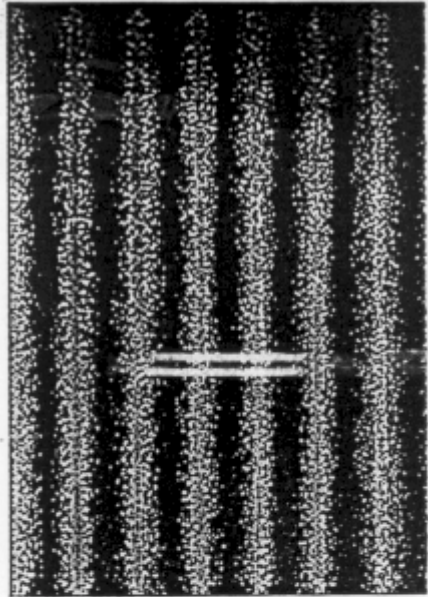
periodo T (tempo che intercorre tra il passaggio di due fronti d'onda attraverso uno stesso punto);

frequenza f (numero di fronti d'onda che attraversano un dato punto in un s);

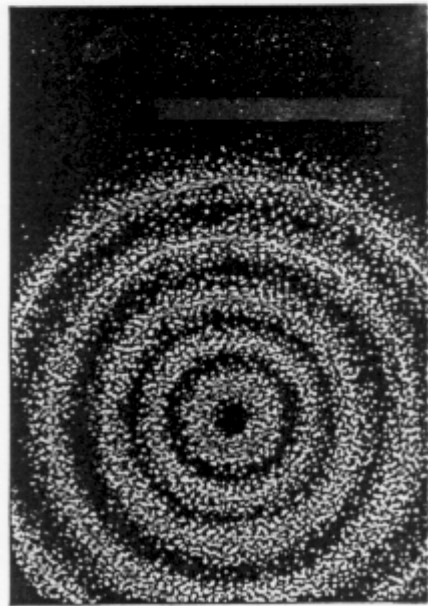
lunghezza d'onda λ (distanza tra due fronti d'onda):

tra queste grandezze si possono scrivere due relazioni fondamentali:

$$\lambda = v T \quad \text{ovvero} \quad \lambda = v/f$$



Nella maggior parte dei casi i fronti d'onda si possono considerare paralleli e molto estesi:
si parla di ONDA PIANA

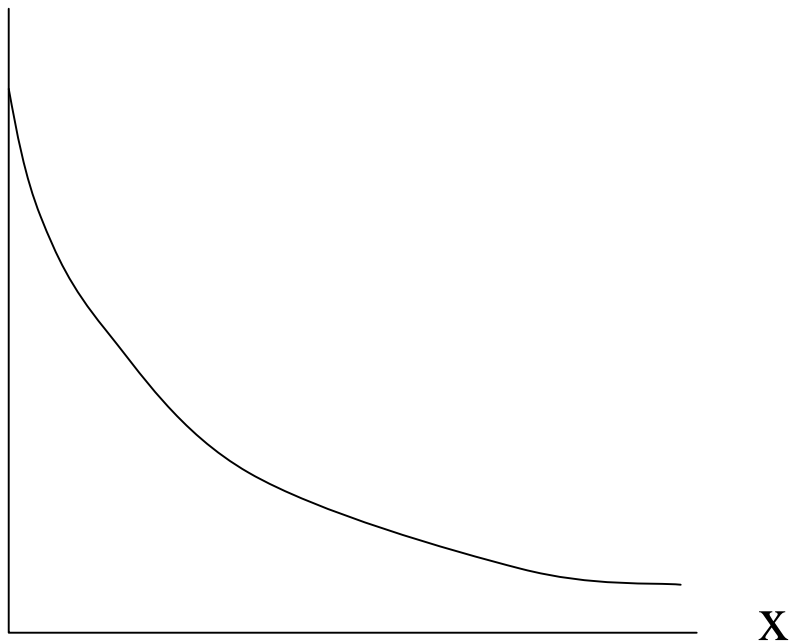


oppure, in vicinanza della sorgente della perturbazione, i fronti d'onda sono delle sfere concentriche:
si parla di ONDA SFERICA

In un mezzo omogeneo l'onda si propaga senza modificare i suoi parametri, ma in generale, a causa delle perdite viscoshe, diminuisce progressivamente di intensità:

si parla di **ATTENUAZIONE** dell' onda

$I(x)$



$$I(x) = I(0) e^{-kx}$$

In generale l'attenuazione dipende dalla frequenza:

$$k \sim f^2$$

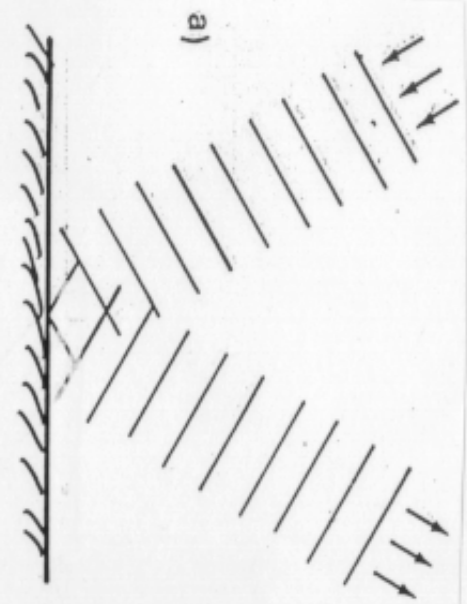
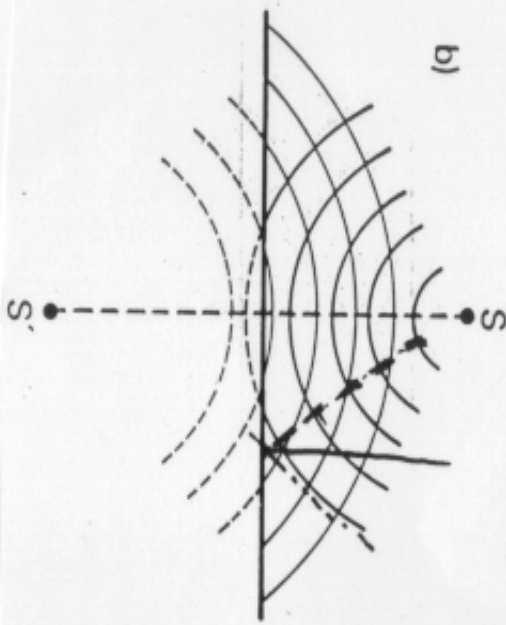
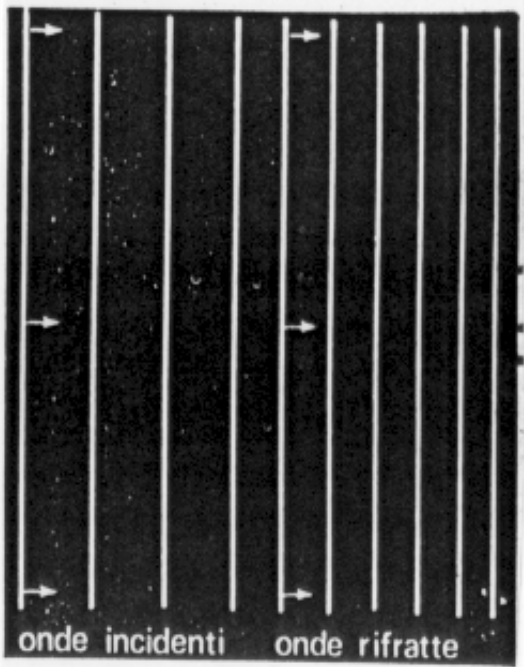
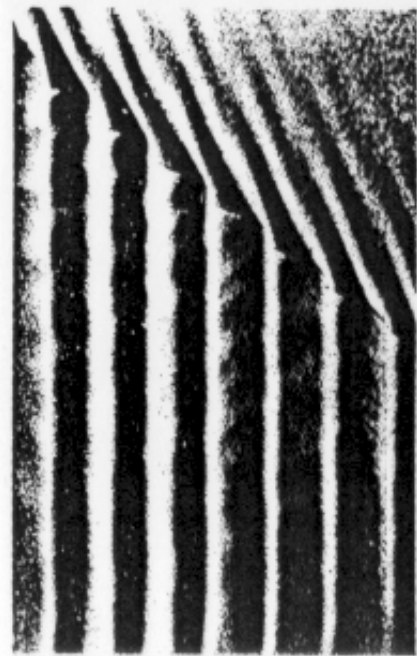
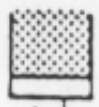
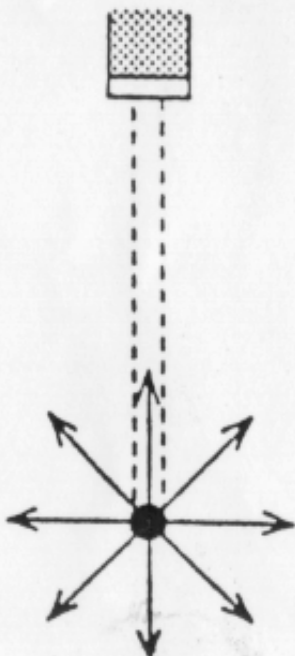
le onde di bassa frequenza penetrano più in profondità!

In un mezzo non omogeneo, oltre all'attenuazione, si verificano altri fenomeni:

-le superfici di discontinuità (interfacce) generano la RIFLESSIONE dell'onda nello stesso semipiano ,

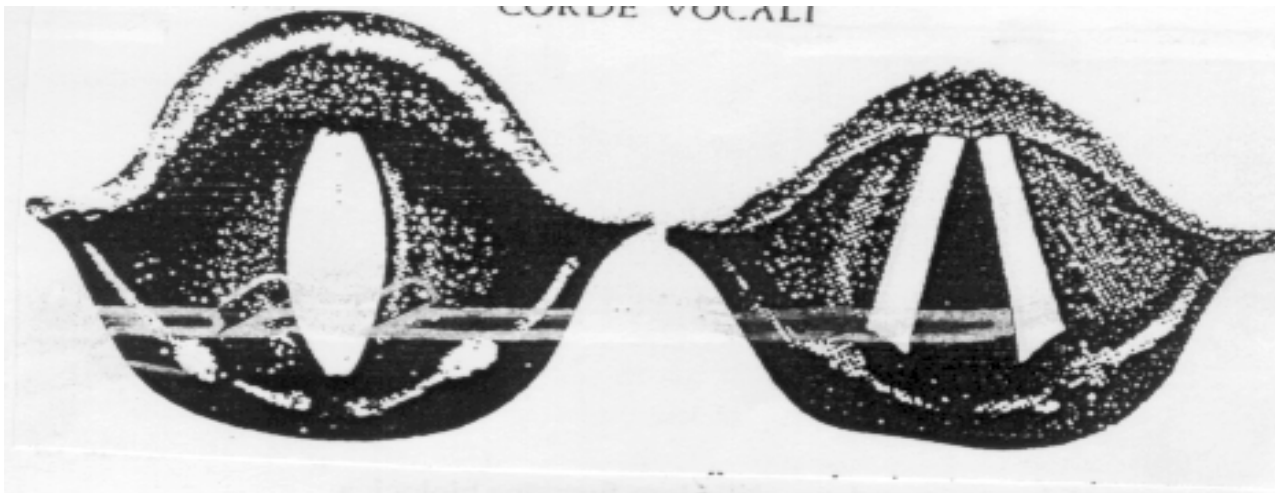
-le piccole zone di discontinuità (di dimensioni inferiori alla lunghezza d'onda) riflettono in tutte le direzioni,generando il fenomeno della diffusione o SCATTERING

-nelle regioni con diverse caratteristiche fisiche cambia la velocità di propagazione, e l'onda viene RIFRATTA, modificando la λ e la direzione di propagazione



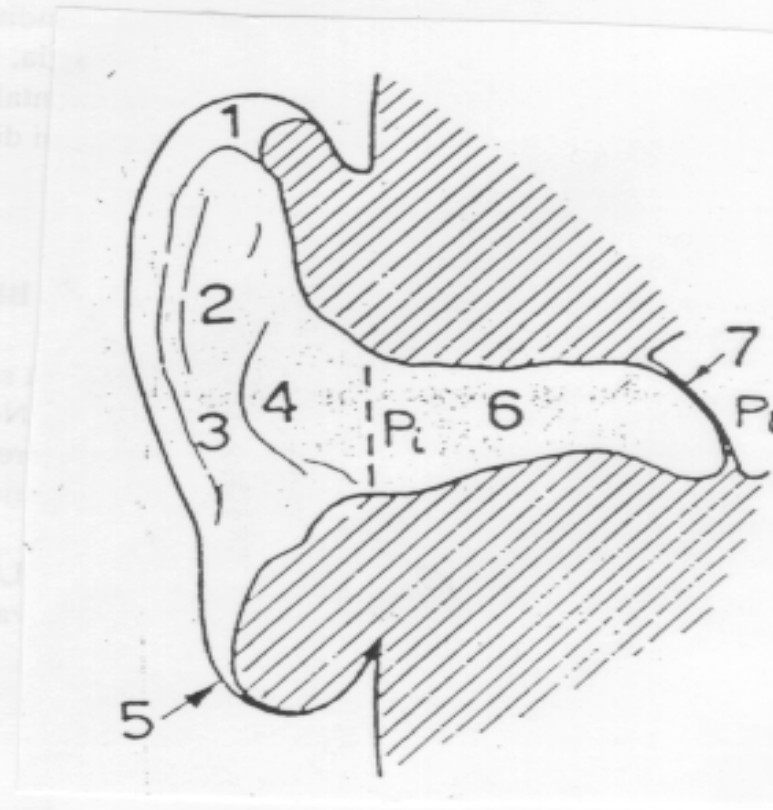
DIFFRACTION

questi due modi di osservare le
 strutture di onde di acqua
 e osservare e interpretare
 ad una dimostrazione pratica



In un particolare intervallo di frequenze (20-20000 Hz) le onde elastiche sono dette **SUONI**.

Esse possono venire generate dalle corde vocali e percepite dall' orecchio umano.



In questo caso:

- la riflessione origina il fenomeno dell'Eco acustico;
- la rifrazione (es propagazione della voce dall'aria all'acqua) modifica l'onda e rende inintelligibili i suoni
- le lunghezze d'onda variano nell'intervallo:
17 m - 17 mm

che corrispondono anche alle dimensioni degli oggetti che possono venire 'sondati' tramite onde sonore (es SONAR).

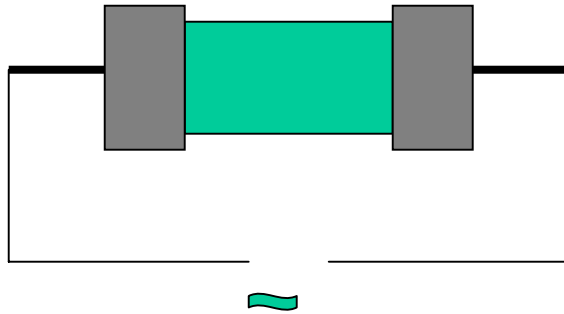
Per sondare oggetti di dimensioni più piccole occorre usare frequenze più elevate!

Si definiscono **ULTRASUONI** le onde meccaniche di frequenza superiore ai 20 kHz.

Le onde del mezzo possono essere poste in oscillazione così rapidamente soltanto se sollecitate in modo opportuno .

Si usano a questo scopo dei **CRISTALLI PIEZOELETTRICI** (quarzo,..):

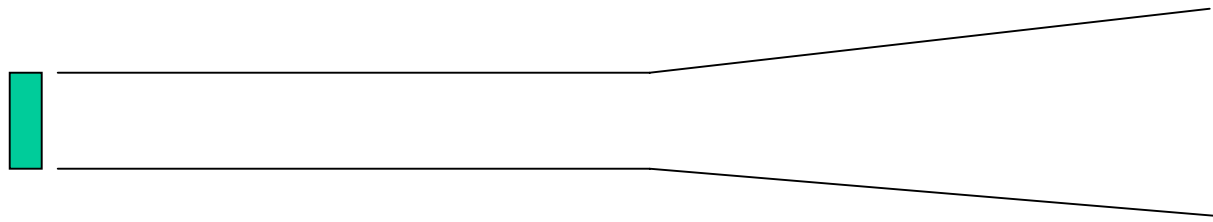
PIEZOELETTRICO----> genera oscillazioni meccaniche se sollecitato da un campo elettrico che oscilla con uguale f e viceversa!



Con ddp di 1-10 MHz emette
200-500 brevi impulsi (1-5 μ s)
al s:
funziona da **EMETTITORE**.

Se investito da oscillazioni di
frequenza 1-10 MHz genera nel
circuito una ddp
corrispondente:
funziona da **RICEVITORE**.

Appoggiando la ‘pastiglia’ (quarzo+ elettrodi) al tessuto si generano US. Per dimensioni della pastiglia $D \gg \lambda$ nel mezzo le onde si propagano come un fascio di forma cilindrica e diametro D nel tratto prossimale (near-field) che progressivamente diverge (far-field).

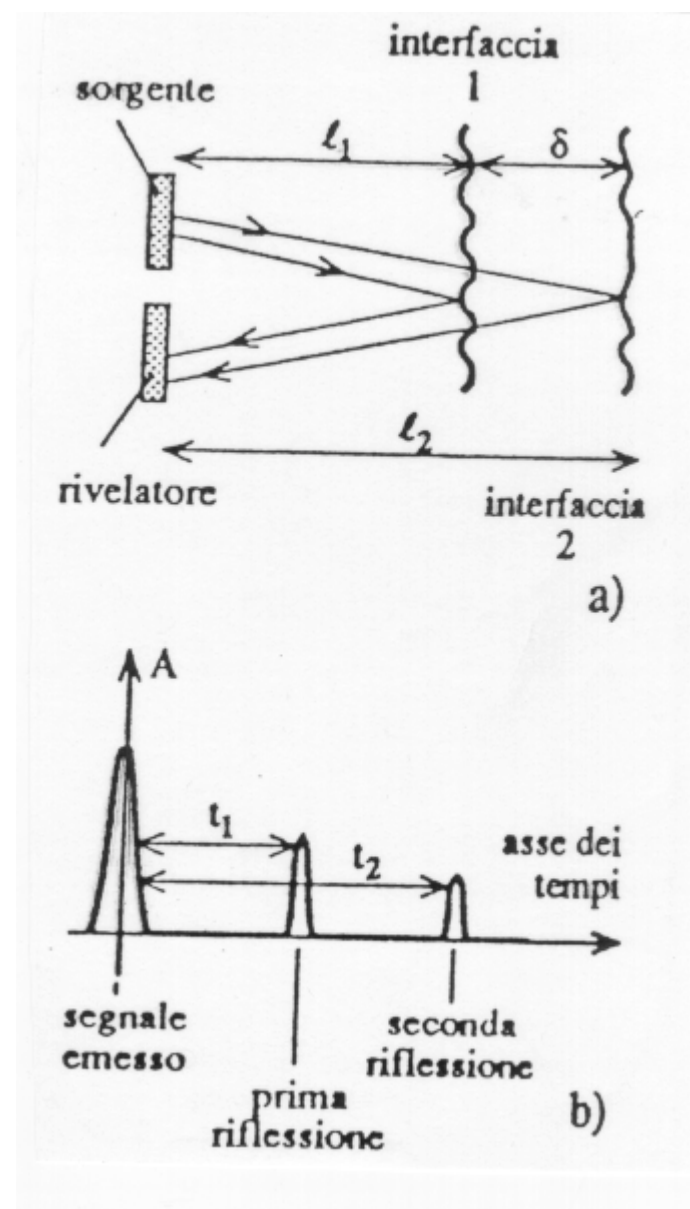


Con opportune lenti acustiche è possibile focalizzare il fascio alla distanza voluta.



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.



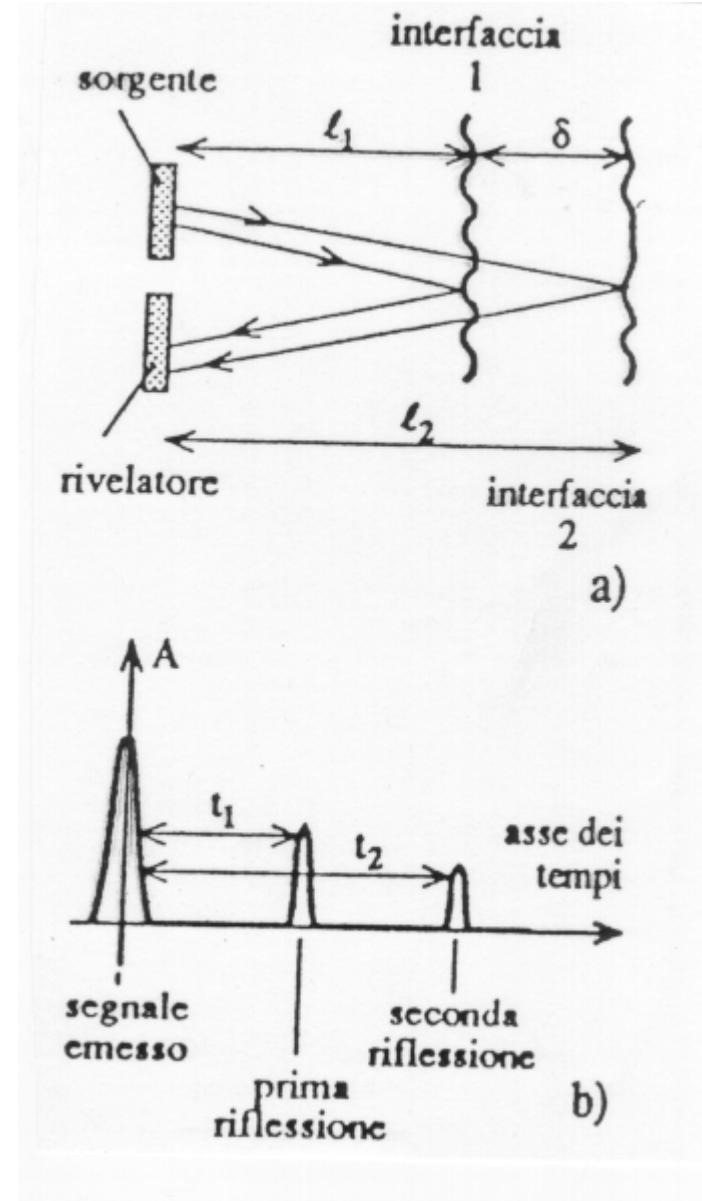
Naturalmente occorre conoscere la velocità di propagazione dell'US nei tessuti.

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

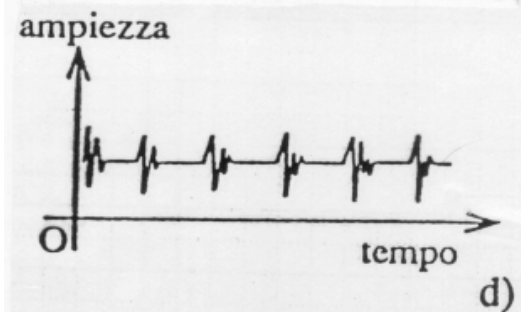
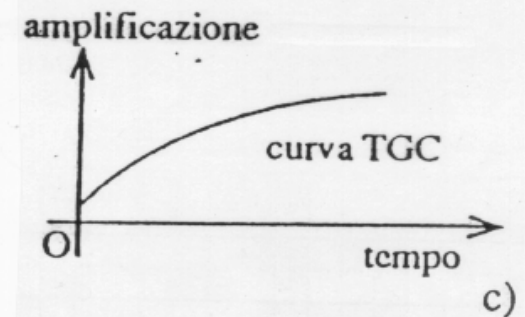
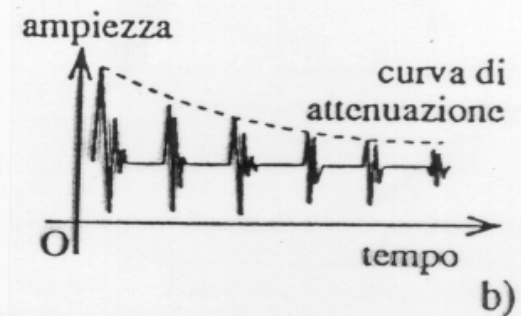
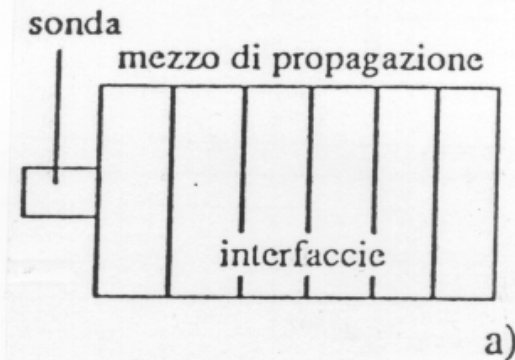
- nei tessuti molli varia da 1200 a 1800 m/s,
- nei tessuti più duri (es osso) può raggiungere i 4000 m/s

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

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



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.



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.

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.

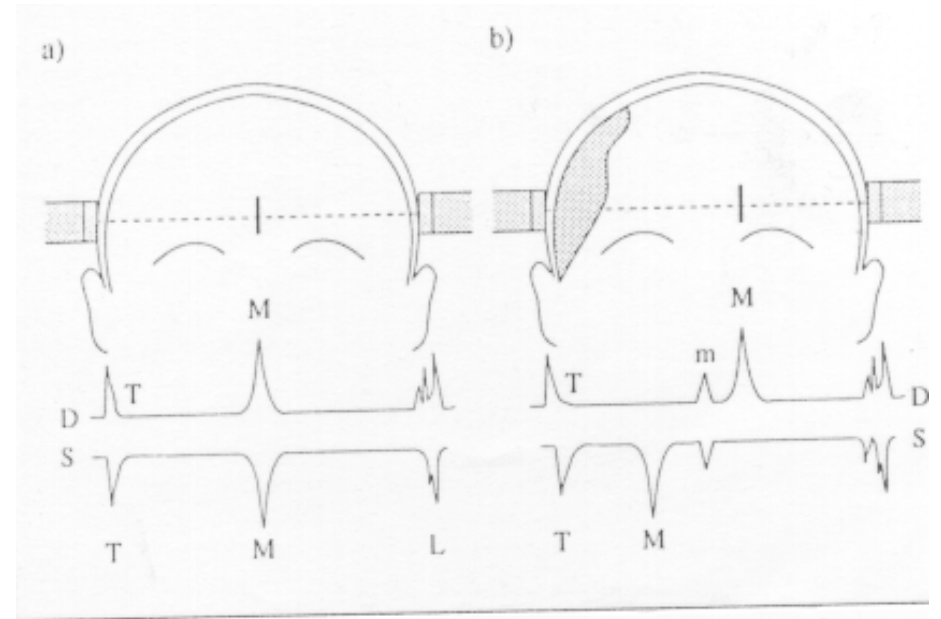
2) rappresentando gli echi tramite punti luminosi, la cui intensità è proporzionale agli echi stessi:

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.

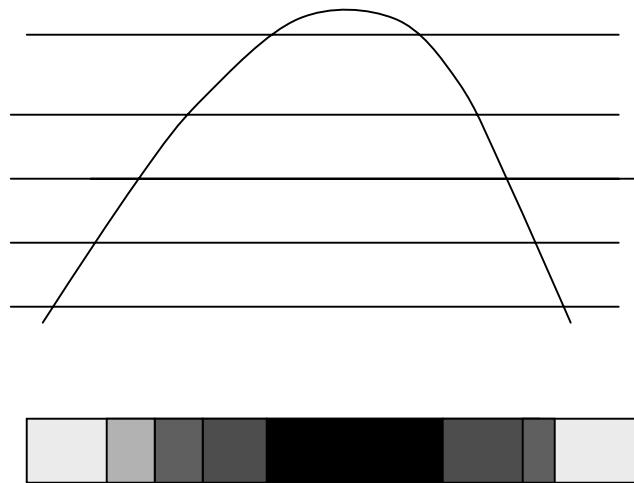
Rivelazione di una massa anomala tramite A-mode



Studio dell'ecogenicità del fegato tramite B-mode.



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'.

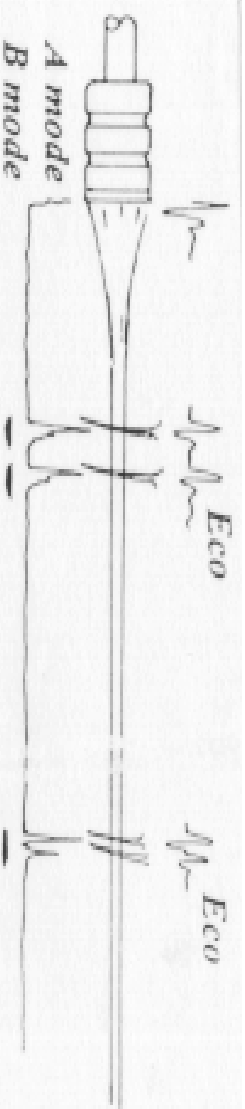


Fig. 6.17. Risoluzione assiale.

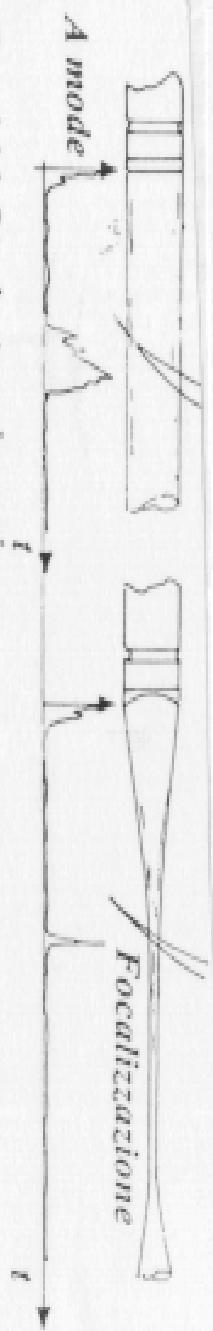
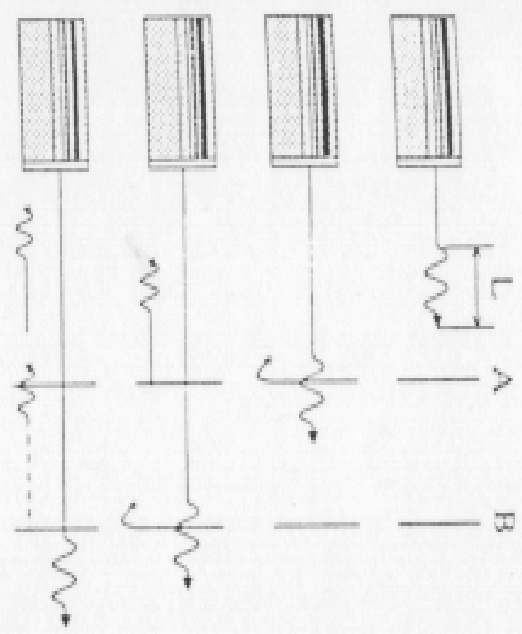
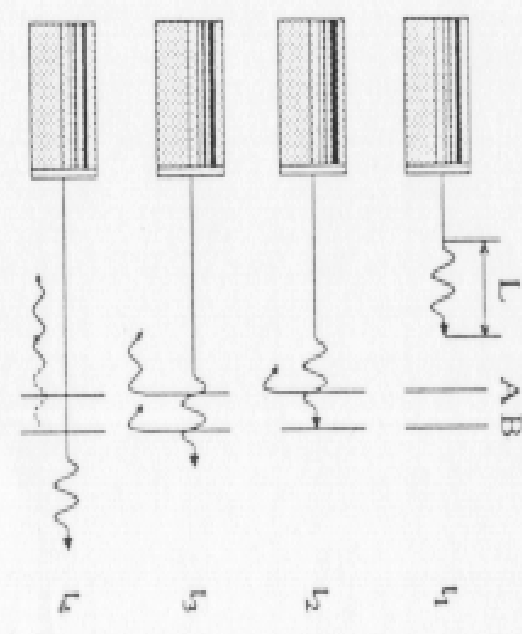


Fig. 6.16. Risoluzione laterale.

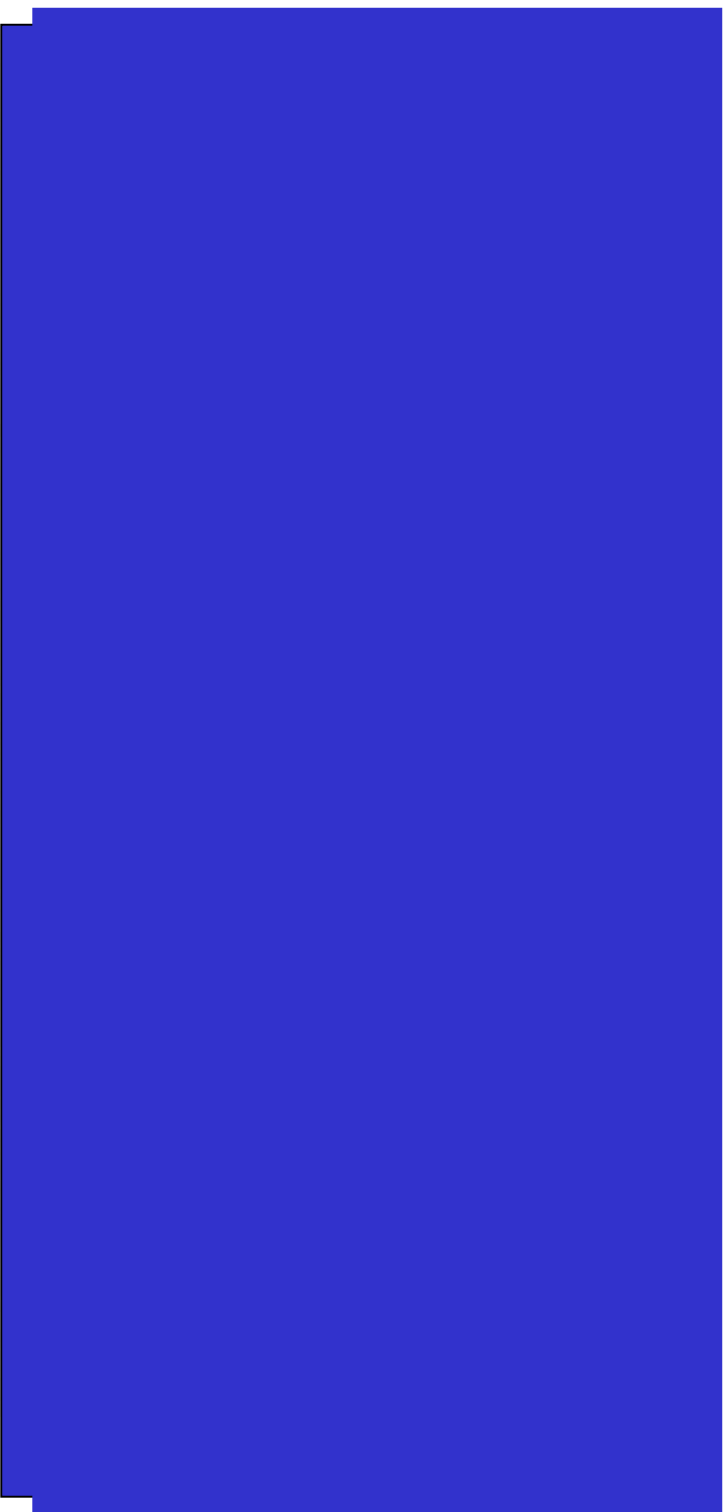
La risoluzione assiale dipende dalla durata del pacchetto di US emesso, e in ogni caso non può essere minore della λ : occorre dunque lavorare con onde di alta frequenza, che verranno però maggiormente assorbite.



a)



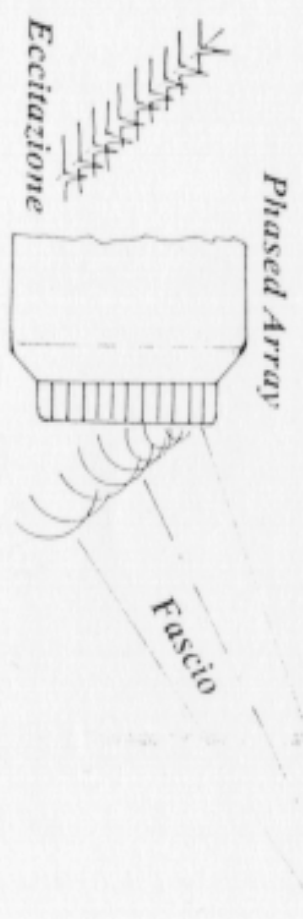
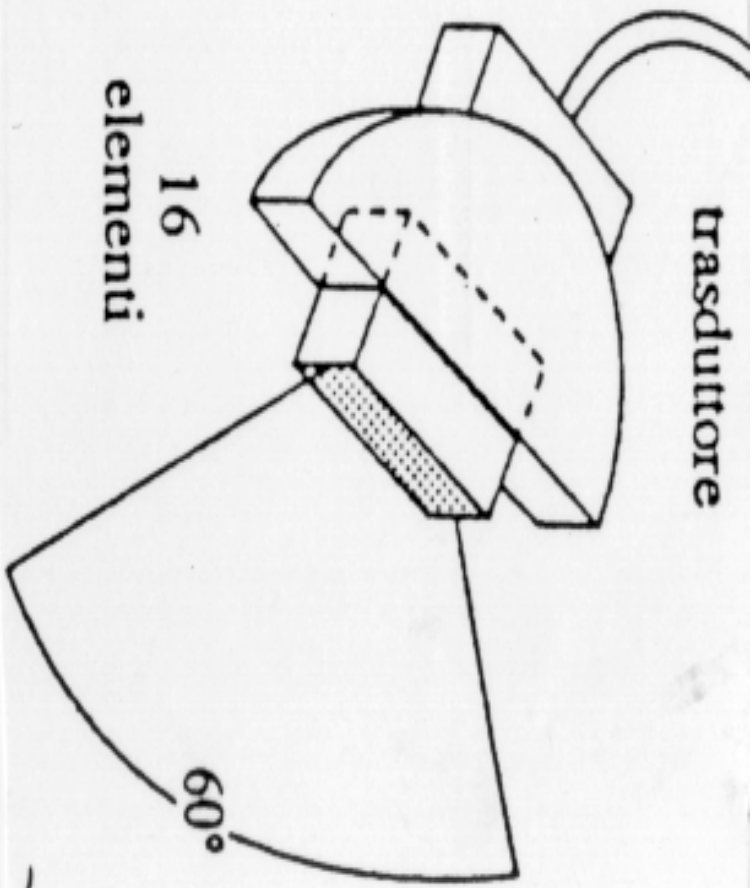
b)



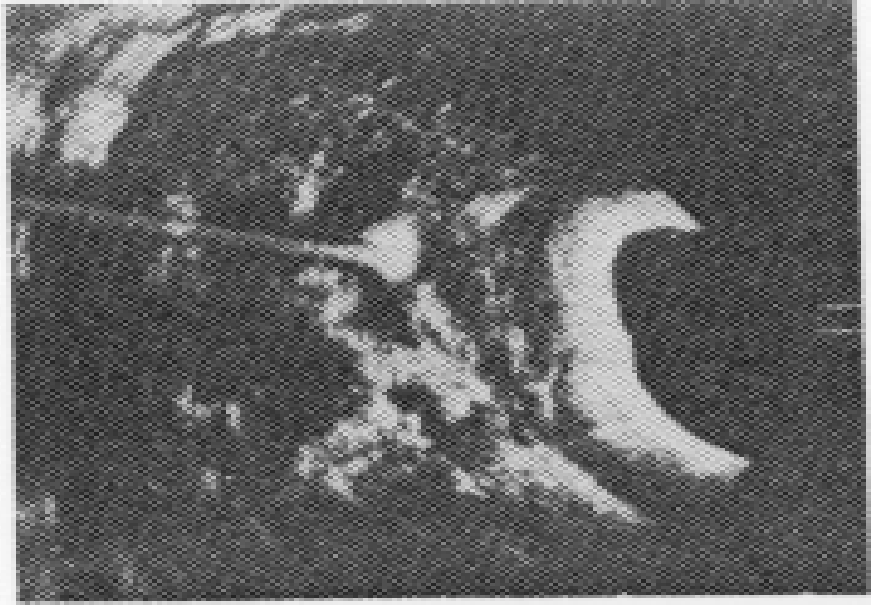
L'indagine di una regione estesa può essere eseguita tramite una matrice di cristalli organizzati in un unico trasduttore.

La scansione della regione viene realizzata:

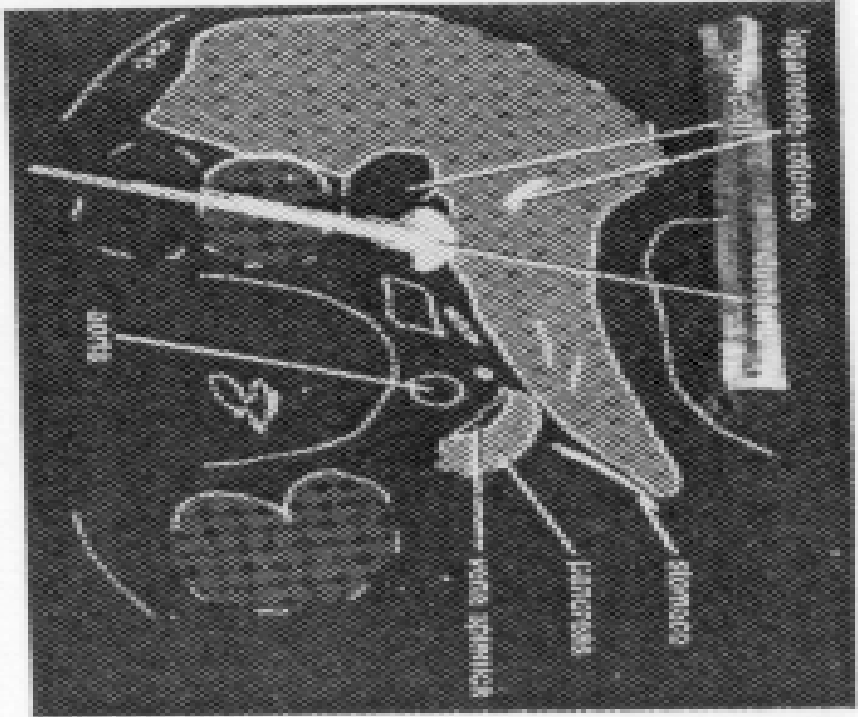
- 1) sincronizzando tra loro l'emissione e la ricezione dei cristalli, in modo che l'eccitazione tramite una sequenza preordinata realizzi la voluta focalizzazione del fascio nelle regioni indagate,
- 2) 'congelando' le parti di immagine via via prodotte dai cristalli già eccitati, rinfrescando l'intera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







(a)



(b)

IMAGING 3D

La strumentazione ecografica convenzionale forma immagini dei tessuti incontrati dagli US sul piano di scansione ecografica (‘spazzolato’ dalla sonda, quindi 2D).

Se:

- 1) la qualità dell’immagine 2D è sufficientemente buona,
- 2) la sonda viene mossa in modo da variare (in successione rapida) i piani di scansione,
- 3) sono note le coordinate dei piani di scansione,

4) esistono risorse di calcolo sufficienti per ‘immagazzinare’ e ‘processare’ le immagini 2D, nonché per rappresentarle graficamente

è possibile la formazione di immagini 3D

Il progresso nella tecnica di insonazione (specie nel BEAMFORMING) ha reso possibile l’obiettivo 1), così come i progressi informatici hanno permesso alle macchine requisiti sufficienti per il punto 4).

Resta critica l'acquisizione delle immagini 2D su piani di scansione noti.

Le macchine attuali permettono due approcci:

- 1) l'uso di 'portasonde' opportune, che guidano il posizionamento della sonda ecografica e la tempistica di acquisizione;**
- 2) lo scanning 'a mano libera' con il riconoscimento del piano di scansione tramite sensori di posizione.**

Purtroppo entrambe le tecniche non riescono attualmente a raggiungere precisioni superiori al mm.

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’.

Tutte le tecniche precedenti vengono esaltate dall'uso di *MEZZI DI CONTRASTO* (MdC).

Principi fisici dei MdC.

Lo scattering (o diffusione) dell'US da parte di una particella (di dimensioni inferiori rispetto alla lunghezza d'onda dell' US!) può avvenire con diversa intensità.

**In particolare, il rapporto tra l'intensità di US
'scatterata' e quella inviata viene descritta tramite
la *SEZIONE D'URTO*:**

$$\sigma_s = 4\pi R_0^2 \cdot \frac{|P_s|^2}{|P_0|^2}$$

$$\sigma_s = 4\pi r^2 \frac{kr^4}{9} \left\{ \left(\frac{K_b - K_0}{K_0} \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{3(\rho_b - \rho_0)}{2\rho_b + \rho_0} \right)^2 \right\}$$

Dove:

r= raggio ; K = compressibilità, ρ = densità

della particella (b) e del mezzo (0).

La formula precedente spiega perché sia conveniente usare particelle gassose (la cui compressibilità è circa 20000 volte maggiore di un liquido!).

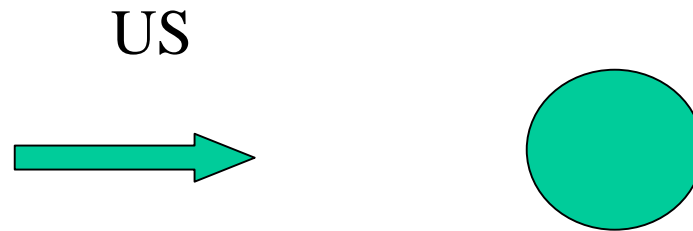
NB Occorre che non ‘ostruiscano’ il circolo polmonare, il che impone dimensioni inferiori ai 10 micron (*microsfere*).

Le microsfere ‘nude’ (prima generazione di MdC), tuttavia, sono estremamente instabili: per rendere più lento il decadimento si è inizialmente pensato di ‘incapsularle’ con shell di albumina o di galattosio (seconda generazione).

Sono attualmente in uso i MdC di terza generazione, ottenuti aumentando la rigidità della shell (lipidi) oppure utilizzando gas di scarsissima diffusività nei liquidi.

In questo modo si ottengono vite medie dell'ordine dell'ora.

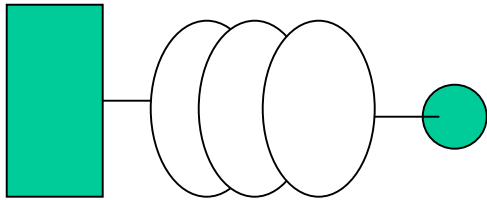
Come si comporta la microbolla gassosa investita dall'US?



Su di essa viene esercitata una forza (pulsata), dovuta alla pressione di radiazione. Si deve poi tenere conto delle caratteristiche elastiche della bolla e della viscosità del mezzo.

La bolla varia in modo ciclico il suo volume !

Il modello più semplice è quello della molla:



$$m \frac{d^2 x}{dt^2} - \eta \frac{dx}{dt} - kx = F_0 \sin \omega t$$

**La cui frequenza propria vale $\omega_0^2 = k/m$:
se sollecitata con una forza impulsiva oscillerà con
la sua frequenza propria, se sollecitata alla frequenza ω
si metterà in oscillazione, raggiungendo la massima
ampiezza quando $\omega = \omega_0$: *RISONANZA***

Il risultato di queste oscillazioni prossime alla risonanza è che , quando queste particelle vengono insonate ad una data frequenza, esse, in virtù del loro movimento oscillatorio, ‘scattereranno’ US di frequenza variabile tra quella di insonazione e una frequenza massima che corrisponde a certo numero di frequenze multiple di quella di insonazione: le *ARMONICHE*.

Ne consegue che, se lo strumento si pone in ricezione in una banda centrata su una frequenza doppia o tripla di quella inviata, esso riceverà il segnale generato dal solo mezzo di contrasto, cancellando tutto il ‘rumore’ dovuto ai tessuti.

Su questo principio si basano gli strumenti che producono l'imaging sulla 'seconda armonica'.

Tali immagini hanno una migliore risoluzione e un molto migliore rapporto segnale-rumore, e sono pertanto molto utili per l'imaging 3D e le determinazioni quantitative.

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 ?