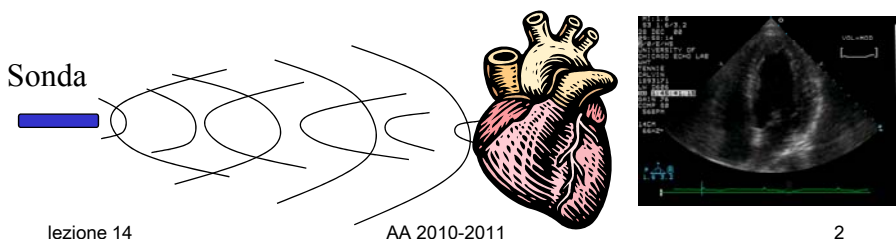


Immagini ad ultrasuoni - Ecografia

- innocuità, non-invasività: adatta per **monitoraggio**
 - buona risoluzione temporale: **immagini tomografiche in movimento**
 - praticamente **nessuna elaborazione**: info in tempo reale
 - immagini di riflessione e diffusione acustica: **contrasto tessuti molli**
- non penetra oltre aria e osso
- bassa risoluzione e rumore

Generazione degli US

- Funzionamento del trasduttore: generatore di US/ricevitore di US
- Generazione dell'immagine in relazione all'ampiezza e al tempo di volo dell'onda di pressione riflessa



Ultrasuoni

- ✓ ULTRASUONI = onde acustiche (elastiche). Trasferiscono energia → hanno bisogno di un mezzo per propagarsi.
- ✓ Si propagano in mezzo solido o fluido, con frequenza superiore a quella udibile (16-20 kHz).
- ✓ Ogni mezzo è composto da particelle a riposo → se perturbate, oscillano attorno all'equilibrio
- ✓ Valgono le leggi dell'acustica relative all'assorbimento, alla riflessione e alla rifrazione.
- ✓ Sono di particolare importanza nel caso di misure di flusso e di pressione.

Immagini ad ultrasuoni - ecografia

- Innocuità per il paziente (non-invasività)
- Ottima risoluzione temporale (25/30 fps) in tempo reale
- Principio di funzionamento: riflessione e diffusione generate da interfacce acustiche

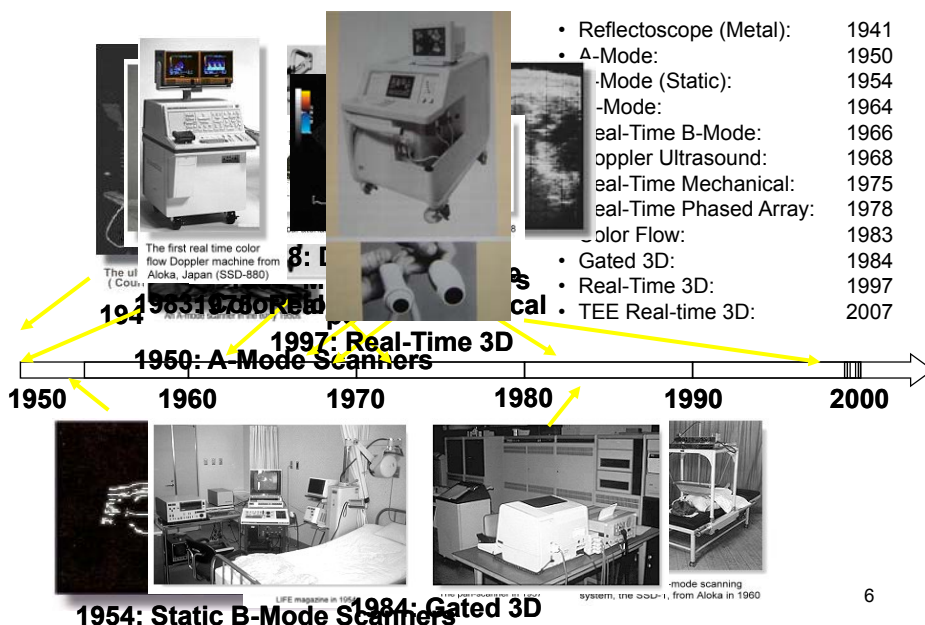
Limiti:

- Problemi in presenza di aria e osso
- bassa risoluzione spaziale e rumore

Ultrasuoni (US)

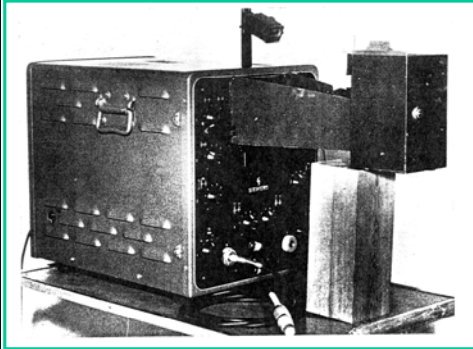
- Suoni oltre la banda di percezione dell'uomo
- Onde elastiche longitudinali (compressione/rarefazione) che trasferiscono energia meccanica e richiedono un mezzo per propagarsi
- Velocità di propagazione è funzione della natura del mezzo: accoppiamento delle particelle e loro inerzia

Uno sguardo indietro nel tempo



Evoluzione dell'ecografia

1961



Inge Edler et al. The use of Ultrasound as a diagnostic aid, and it's effect on biological tissues. ACTA MEDICA SCANDINAVA, 1961

lezione 14

AA 2010-2

Oggi

- Ergonomicità
- Adattabilità a diverse applicazioni cliniche
- Trasduttori a multi-frequenza
- Nuove modalità di imaging
- Software per analisi off-line
- Esportabilità dei dati (LAN, CD, DVD)

parametri acustici dei tessuti:

- Densità del mezzo ρ
- Velocità di propagazione del suono nel mezzo $v = \lambda \cdot f$
 - Valor medio per il tessuto molle 1540 m/s
 - In diagnostica frequenza 1-20 MHz; λ 1,5-0,077 mm
- Impedenza acustica Z $Z = \rho \cdot v$
 - ρ densità acustica del mezzo
 - v velocità US
- Attenuazione

Ultrasuoni

Effetti degli ultrasuoni sui tessuti biologici:

a **bassa intensità** → attraversano i tessuti biologici senza alterarli

ad **alta intensità** → possono produrre il riscaldamento e la cavitazione (generazione di bolle d'aria), alterandone così il funzionamento

Fascio di ultrasuoni con frequenza tra 0,5 e 20 MHz
(oltre, microscopia US, solo tessuti superficiali)

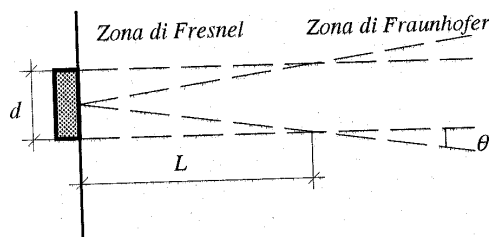
Ultrasuoni: generazione

Dischetto di ceramiche ferroelettriche per forte **effetto piezoelettrico** *genera tensione elettrica proporz. alla pressione esercitata su di esso e vs.*

Le dimensioni del dischetto sono scelte in modo da ottenere un fascio di ultrasuoni sottile e ad alta intensità.

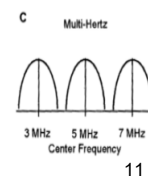
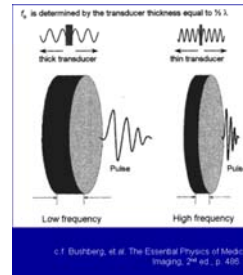
~Generatore se alimentato

~Ricevitore: converte sollecitazione meccanica in segnale elettrico



Generazione degli US

- Effetto piezoelettrico: piastrina di ceramica piezoelettrica (titanato zirconiato di piombo – PZT)
- Per uno spessore di h mm, la frequenza in MHz generata è data da $2/h$ (per $h=0.4$ mm, $f=5$ MHz)
- Trasduttori a multi-frequenza (Multilayer crystal technology)



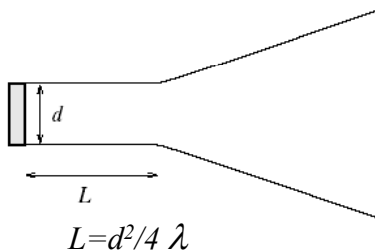
lezione 14

AA 2010-2011

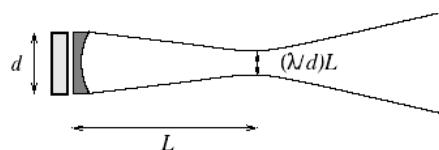
11

Generazione degli US

- Effetto piezoelettrico: piastrina di ceramica piezoelettrica (titanato zirconiato di piombo – PZT)
- Per uno spessore di h mm, la frequenza in MHz generata è data da $2/h$
- Funzionamento del trasduttore: generatore di US/ricevitore di US



a)



b)

Ultrasuoni: generazione

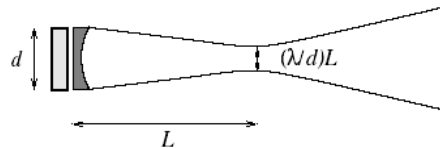
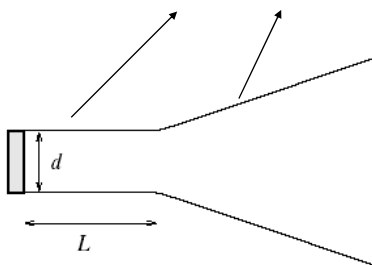
Spessore del dischetto = metà lunghezza d'onda ($h=\lambda/2$)
 affinché la riflessione di energia all'interfaccia con il
 mezzo rinforzi il fascio (e.g. $f=2\text{ MHz}$ e $c=4400\text{m/s}$, lo
 spessore del dischetto deve essere di 1,1 mm)

Diametro del dischetto scelto per avere fascio
 sufficientemente focalizzato

C velocità US nel PZT (titaniato zirconato di piombo)

fascio US non focalizzato e focalizzato

Fascio **costante** **divergente**



a)

distanza focale $L=d^2/4\lambda$

d diametro trasduttore

forma del fascio

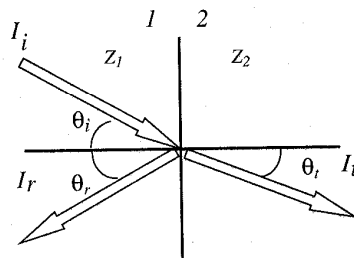
Parametri US nei tessuti

	ρ (Kg m ⁻³)	v (ms ⁻¹)	Z (Kg m ⁻² s ⁻¹)	Attenuazione (dB cm ⁻¹ MHz ⁻¹)
Aria	1.3	330	429	>10
Acqua	1000	1480	1.5×10^6	0.002
Grasso	900	1450	1.3×10^6	0.6
Muscolo	1080	1585	1.7×10^6	1.5
Polmone	220	900	0.2×10^6	30
Sangue	1030	1570	1.6×10^6	0.18
Osso	1850	4000	7.4×10^6	8

Ultrasuoni propagazione

Quando un fascio di onde incontra una superficie di separazione tra due mezzi con diversa impedenza acustica (*interfaccia, discontinuità Z*) viene in parte riflesso ed in parte rifratto.

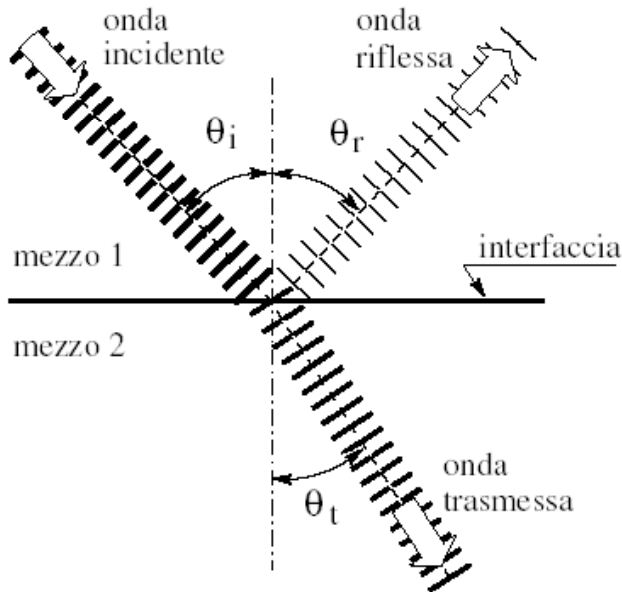
Gli angoli di incidenza e di riflessione sono uguali tra loro, mentre tra gli angoli di incidenza e quelli di rifrazione vale la legge di Snell:



Riflessione totale per $\theta=90^\circ$

$$\theta_i = \theta_r$$

riflessione US



Non si risolvono
particolari $< \lambda$



Frequenze
elevate

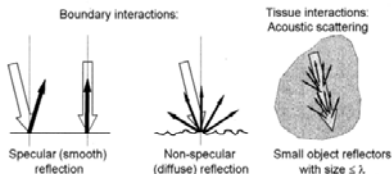
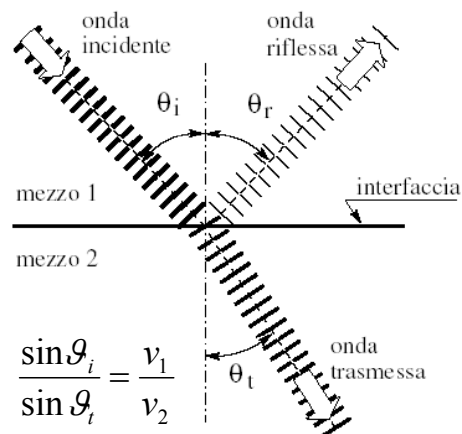
ma

Attenuazione
aumenta con f

17

Propagazione degli US

- Assorbimento
- Riflessione
- Rifrazione
- Scattering



c.f. Bushberg, et al.
The Essential Physics
of Medical Imaging,
2nd ed., p. 480.

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{v_1}{v_2}$$

$$R = \left(\frac{Z_1 \cos \theta_t - Z_2 \cos \theta_i}{Z_1 \cos \theta_t + Z_2 \cos \theta_i} \right)^2$$

Ultrasuoni propagazione

L'energia dell'onda incidente si divide tra onda riflessa e onda rifratta.

$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{1 - Z_1/Z_2}{1 + Z_1/Z_2} \right)^2$$

$$\frac{I_t}{I_i} = \frac{4B}{(B+1)^2}$$

$$B = Z_2/Z_1$$

dove I_i intensità di onda incidente,

I_r intensità riflessa

I_t Intensità rifratta

rapporto I_r/I_i è detto **coefficiente di riflessione R**

Interfaccia tessuto-tessuto e tessuto-aria

lezione 14

AA 2010-2011

19

Ultrasuoni propagazione

Equazione per l'assorbimento:

$$A(x) = A_0 e^{-\alpha x}$$

con A_0 ampiezza dell'onda in ingresso;

$A(x)$ ampiezza a profondità x

α coefficiente di assorbimento che dipende dal mezzo e dalla frequenza.

Per tessuti molli la dipendenza dalla frequenza può essere approssimata dalla relazione:

Con β che vale circa 2

lezione 14

AA 2010-2011

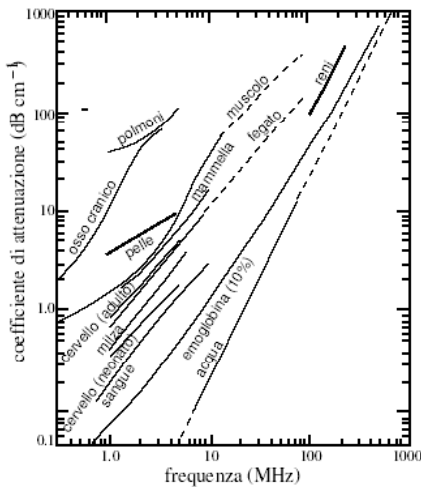
20

Decresce con
la distanza

Assorbimento

Diffusione

Attenuazione vs frequenza



Attenuazione
(dB cm⁻¹ MHz⁻¹)

Aria	>10
Acqua	0.002
Grasso	0.6
Muscolo	1.5
Polmone	30
Sangue	0.18
Osso	8

Scelta del trasduttore da utilizzare in funzione dell'applicazione

Tuning della frequenza del trasduttore per ottimizzare l'immagine

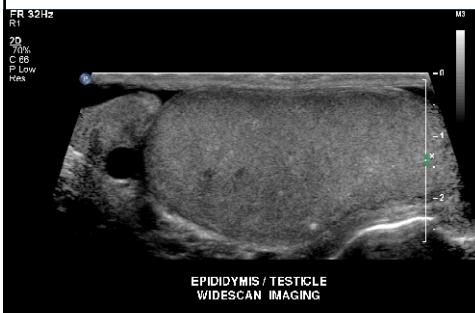
lezione 14

AA 2010-2011

21

Risoluzione spaziale vs profondità

Frequenza fondamentale: 12.5 MHz
Imaging a 2.5 cm depth



Elevata risoluzione ma bassa capacità di penetrazione

Frequenza fondamentale: 5.2 MHz
Imaging a 15 cm depth



Elevata capacità di penetrazione ma bassa risoluzione

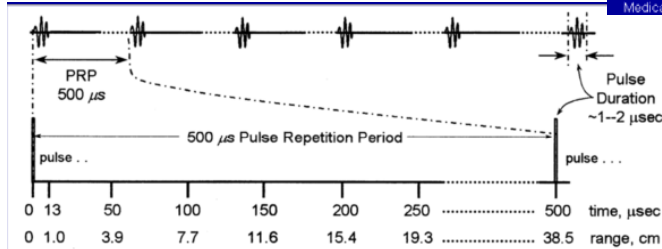
lezione 14

AA 2010-2011

22

Pulse repetition frequency (PRF)

c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., p. 503.



$$\text{PRF} = \frac{1}{\text{PRP}} = \frac{1}{500 \mu\text{s}} = \frac{1}{500 \times 10^{-6} \text{s}} = \frac{2000}{\text{s}} = 2 \text{ kHz}$$

FIGURE 16-27. This diagram shows the initial pulse occurring in a very short time span, pulse duration of 1 to 2 μsec , and the time between pulses equal to the pulse repetition period (PRP) of 500 μsec . The pulse repetition frequency (PRF) is 2,000/sec, or 2 kHz. Range (one-half the round-trip distance) is calculated assuming a speed of sound = 1,540 m/sec.

Anche il valore del PRF influenza la massima capacità di penetrazione:

- aumentando il PRF, diminuisce la massima profondità di imaging

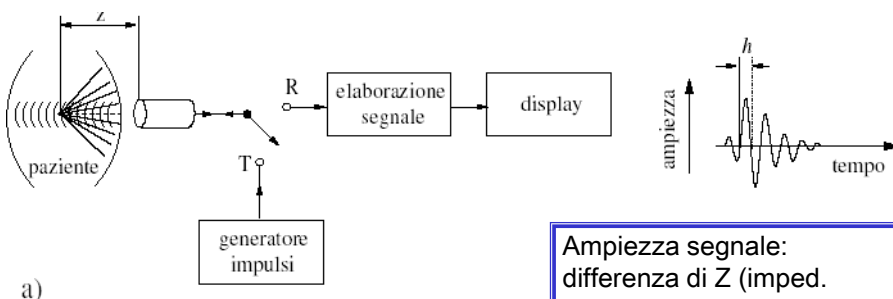
lezione 14

AA 2010-2011

23

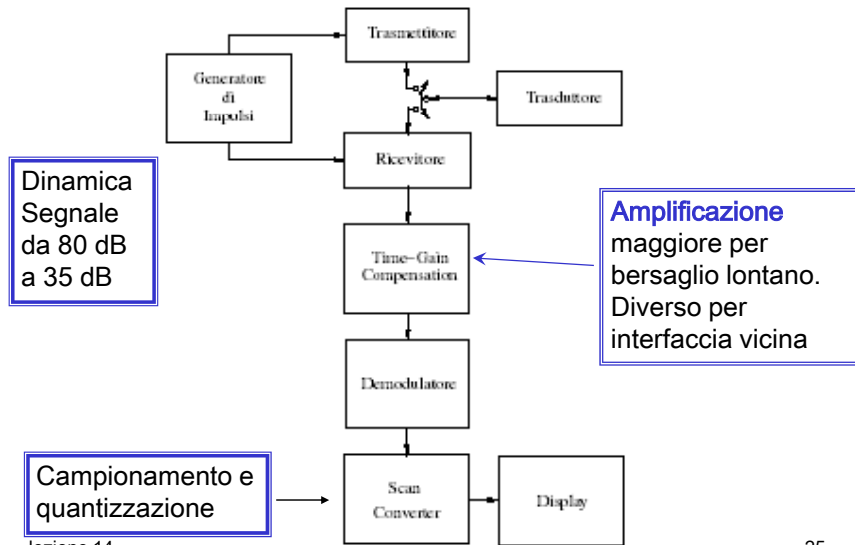
schema di ecografo

Si sfrutta la rifrazione tra interfacce



Ampiezza segnale:
differenza di Z (imped. acust) tra 2 mezzi separati da interfaccia. Corretta per l'attenuazione

elaborazione del segnale US

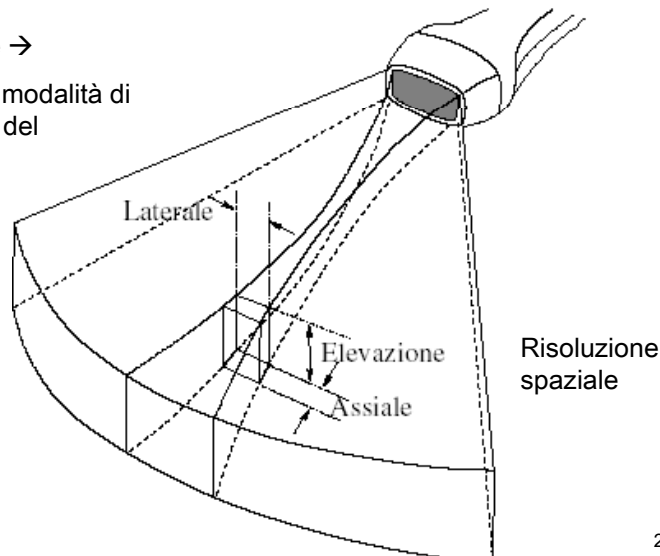


25

settore di piano tomografico scandito in B-mode (brightness)

Risoluzione →

dipende da modalità di
eccitazione del
trasduttore



lezione 14

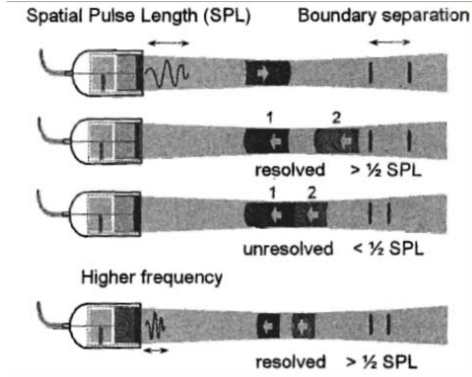
26

Risoluzione Assiale

- Descrive la capacità di discriminare tra due oggetti sull'asse del fascio
- I rispettivi echi di ritorno devono essere non sovrapposti
- La minima distanza di separazione tra gli oggetti per evitare overlap degli echi è pari a 0.5 SPL (circa $\frac{1}{2} \lambda$)
- Per $\lambda = 0.3 \text{ mm}$ e tre onde per Pulse, la risoluzione assiale risulta pari a: $(0.3 \times 3) / 2 = 0.5 \text{ mm}$

lezione 14

AA 2010-2011



c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., p. 498.

- La risoluzione assiale rimane costante con la profondità

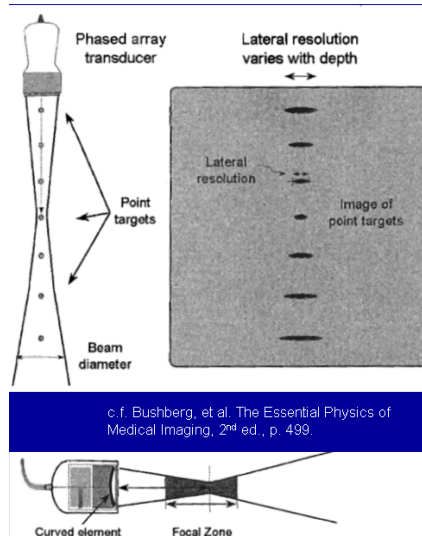
27

Risoluzione Laterale

- Descrive la capacità di discriminare tra due oggetti perpendicolari all'asse del fascio
- E' determinata dalla larghezza del fascio e dalla line density
- Dipende dalla profondità ed è massima in corrispondenza del fuoco
- Per un fascio non focalizzato è pari a $\sim 10 \lambda$, mentre per un fascio focalizzato è pari a $\sim 2 \lambda$.

lezione 14

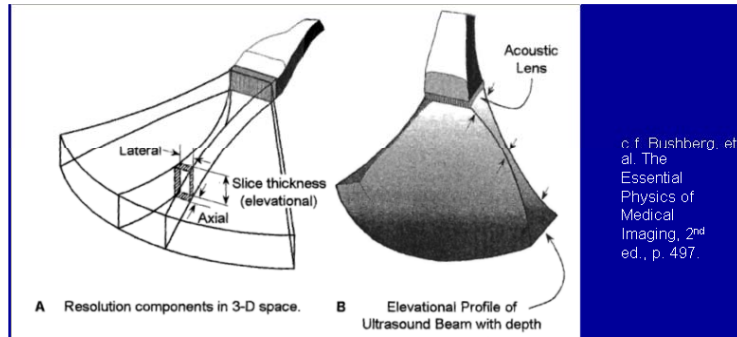
AA 2010-2011



c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., p. 499.

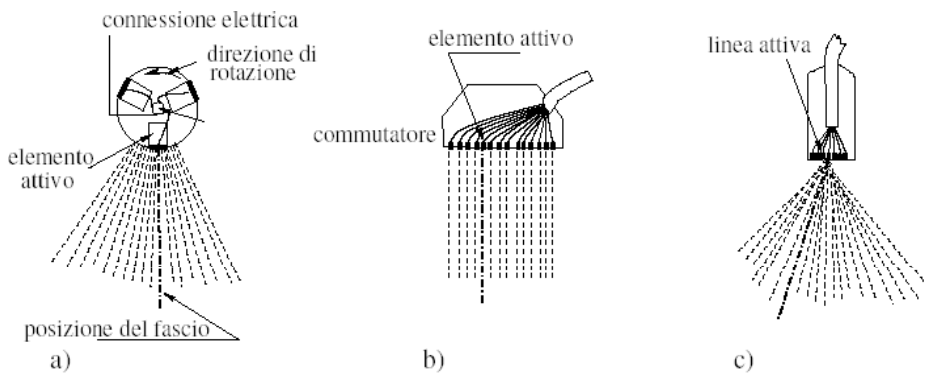
28

Slice thickness (Elevazione)



- La risoluzione in elevazione dipende dall'altezza dell'elemento del cristallo nel trasduttore
- E' dipendente dalla profondità

direzionamento meccanico ed elettronico del fascio US

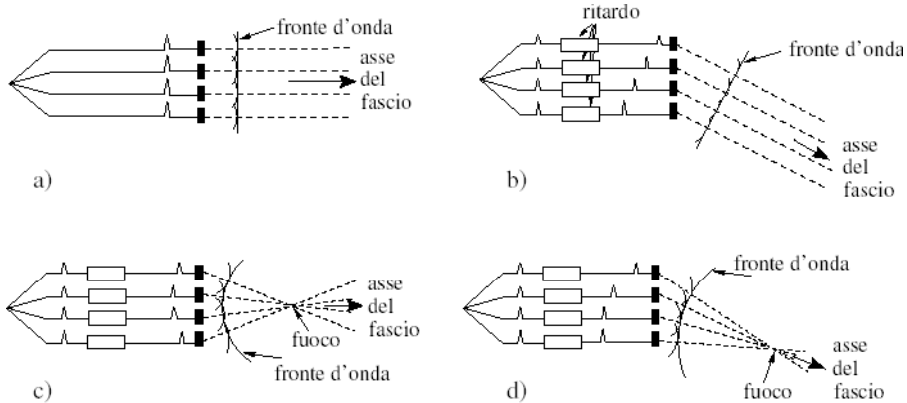


Ostetricia 128 el.

Cardiologia, divergente

direzionamento e focalizzazione con phased array

eccitazione sequenziale con ritardo opportuno



lezione 14

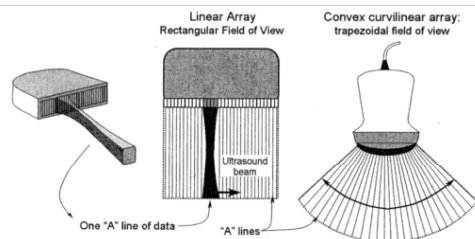
AA 2010-2011

31

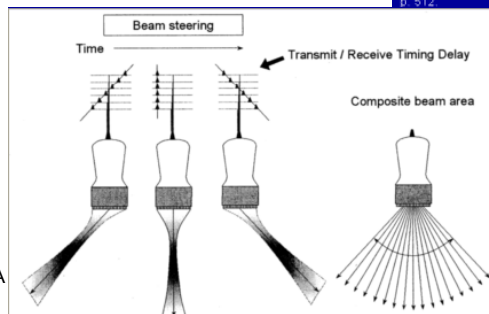
Dynamic 2D B-mode

- Trasduttori con array lineari o convex (256 o 512 elementi) generano l'immagine mediante l'attivazione sequenziale di sottogruppi di elementi, per formare una A-line. Il numero di A-lines è circa il numero di elementi

- Trasduttori con phased-array (64÷256 elementi) generano l'immagine mediante l'introduzione di ritardi di fase durante la trasmissione



c.f. Bushberg, et al. The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd ed., p. 512.



lezione 14

AA

Visualizzazione - Modi

- A Mode (Amplitude)
 - Segnale funzione del tempo (distanza percorsa dall'impulso, profondità)
 - Distanza dal trasduttore e intensità riflessione
- B Mode (Brightness)
 - Segnale di ritorno modula pennello elettronico oscilloscopio in funzione della distanza.
 - Maggiore ampiezza segnale riflesso → punti con intensità luminosa maggiore sullo schermo
- M Mode (Time Motion)
 - Linee B Mode riprese in rapida successione temporale, messe una accanto all'altra

A-mode - rilevamento linea mediana encefalo (applicazione storica)

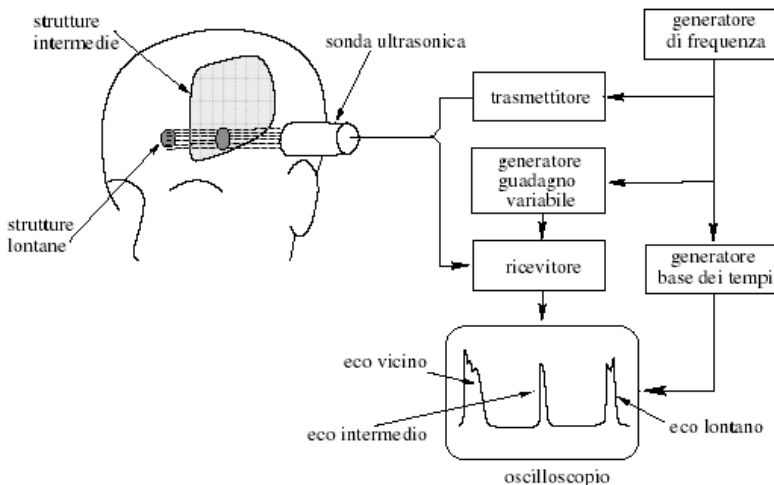
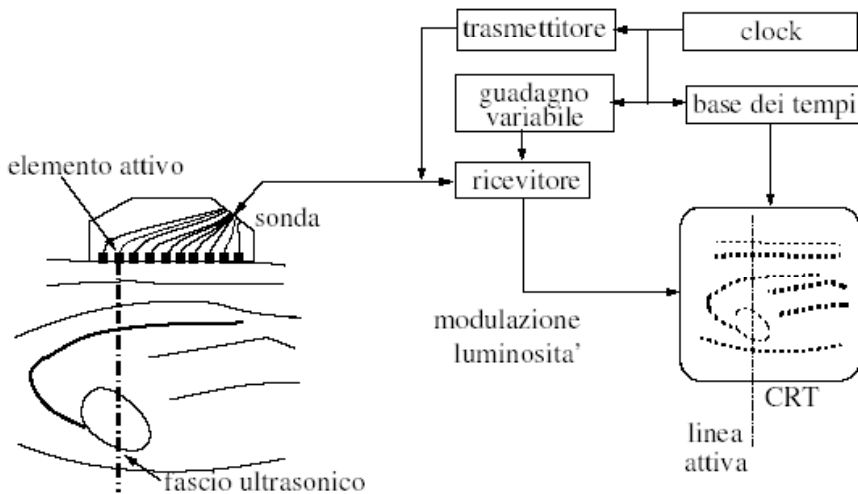
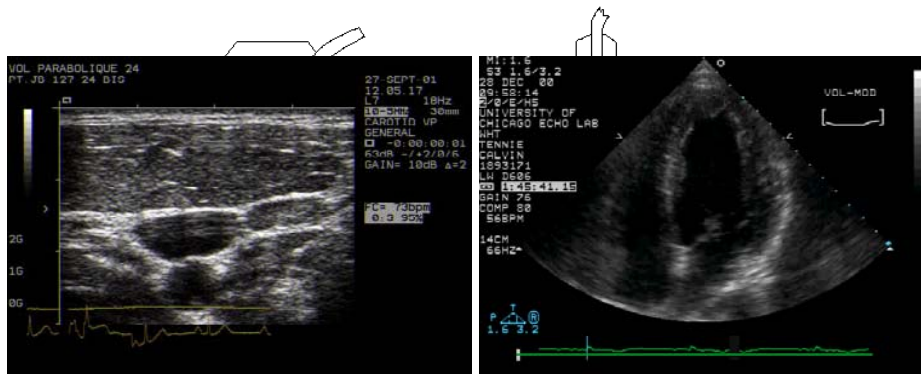


immagine B-mode con scansione lineare



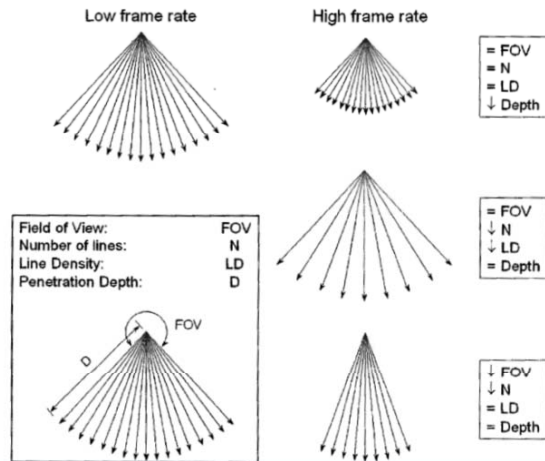
Immagini B-mode - scansione lineare e a settore circolare



Risoluzione temporale

• Una immagine 2D è creata mediante N (100 o più) A-lines, acquisite nel FOV

• La line density rappresenta il numero di linee per FOV

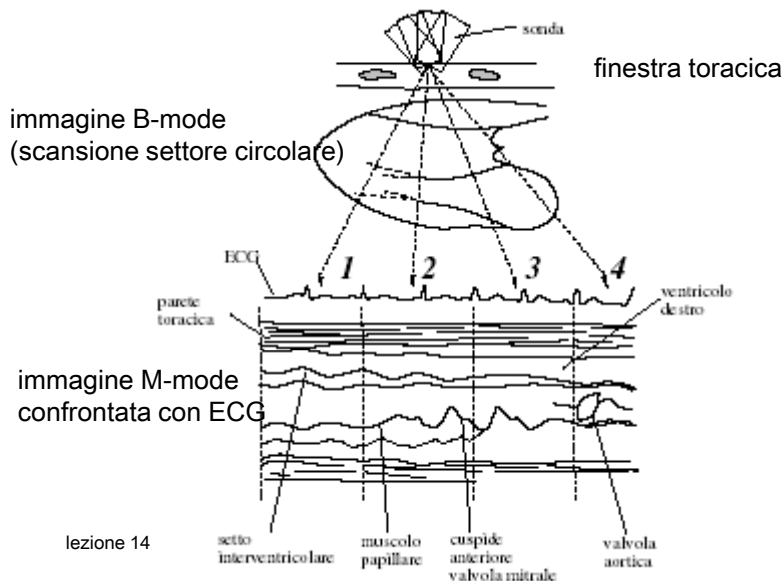


c.f. Bushberg, et al. The Essential Medical Imaging, 2nd ed., p. 514

Hi-Zoom 14

$$\text{Frame rate} = \frac{1}{T_{\text{frame}}} = \frac{1}{N \times 13 \mu\text{sec} \times D(\text{cm})} = \frac{0.77/\mu\text{sec}}{N \times D(\text{cm})} = \frac{77,000/\text{sec}}{N \times D(\text{cm})}$$

Flussimetria Doppler eco-cardiografia



Ultrasuoni: effetto Doppler

moto relativo tra sorgente e ricevitore.

Utilizza i globuli rossi circolanti nel sangue come elementi riflettenti → diffondono energia US in tutte le direzioni

la frequenza percepita dal ricevitore, f_r , è diversa da quella emessa dalla sorgente, f_s

dove v_r è la velocità del ricevitore, v_s la velocità della sorgente, e c è la velocità del suono nel mezzo

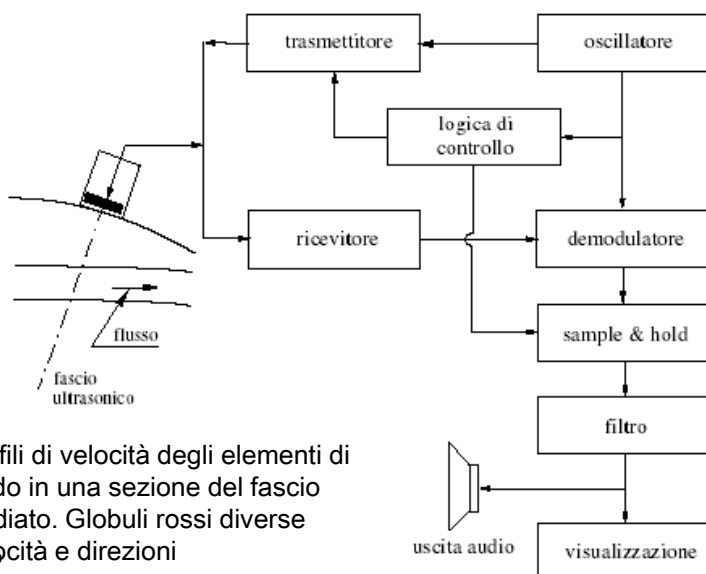
Parametri Doppler

$$\delta f = f_D - f_0 = 2f_0 v_0 \cos \theta / v$$

FREQUENZA AUDIO

- 1) FREQUENZA TRASDUTTORE
- 2) FREQUENZA RIPETIZIONE IMPULSI
- 3) ANGOLO θ TRA IL FASCIO US INCIDENTE E LA DIREZIONE SPOSTAMENTO GLOBULI ROSSI

ecografia - segnale Doppler pulsato



41

segnale Doppler continuo

