

Ultrasound Imaging

Fondamenti di Ingegneria Biomedica

Laurea in

Ingegneria Informatica, Biomedica e delle Telecomunicazioni

Fabio Baselice

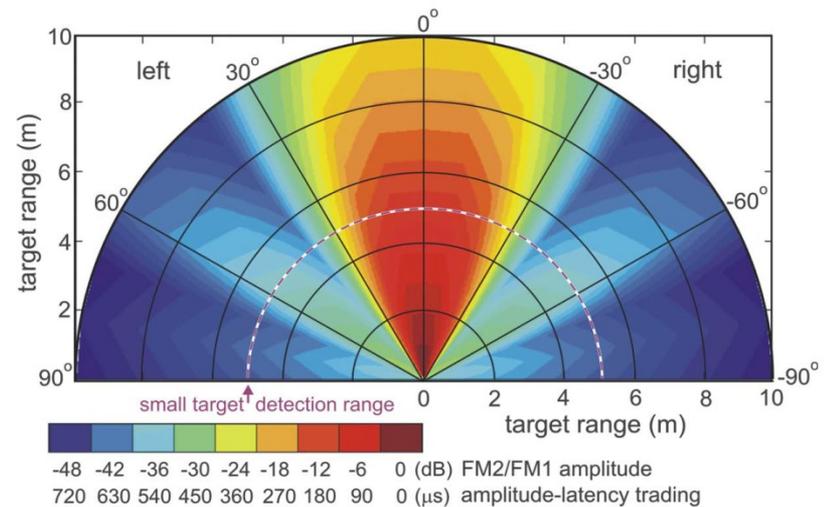
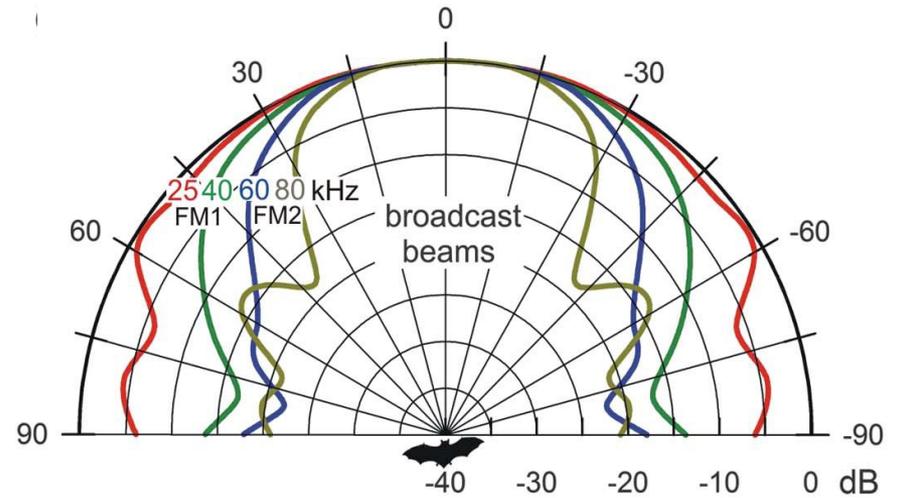
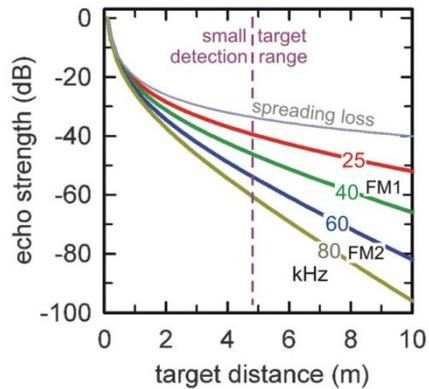
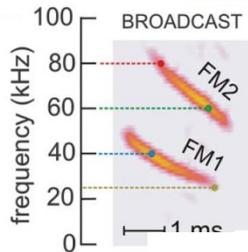
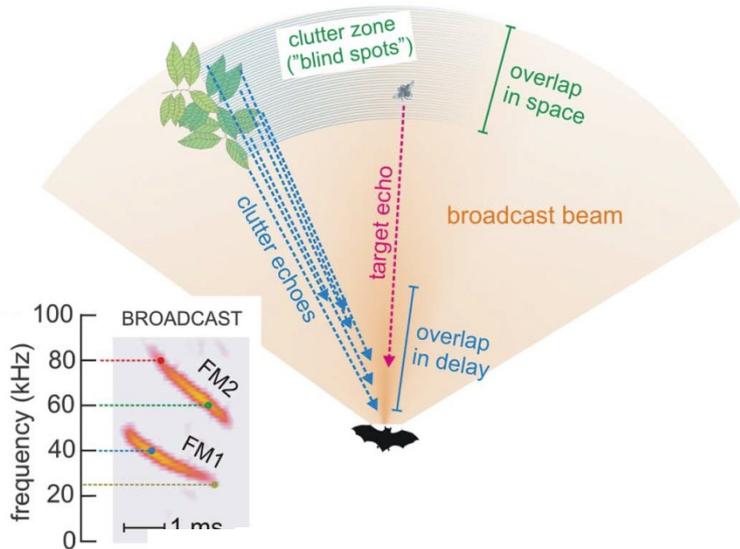


Introduzione

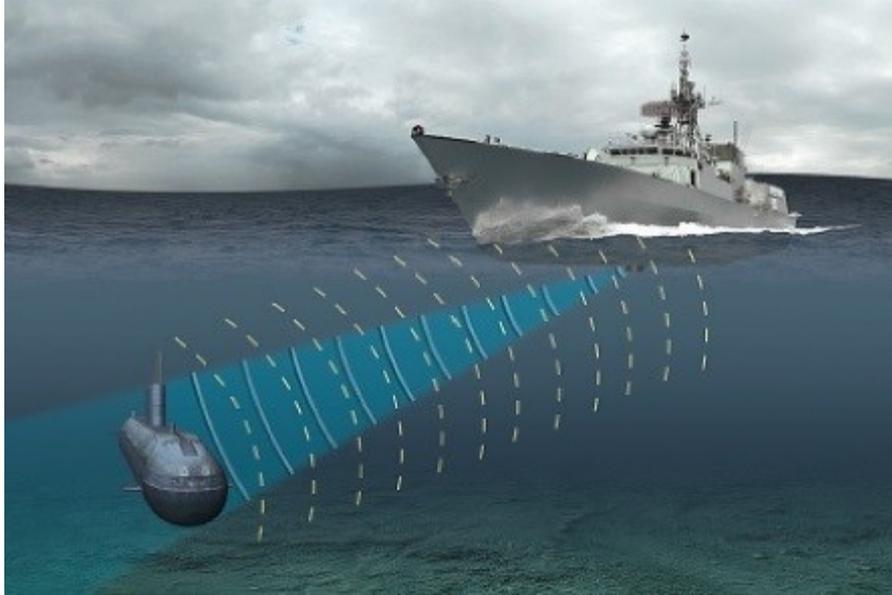
- ▶ L'ecografia (in inglese Ultrasound – US) è la tecnica standard di imaging clinico più economica e più facilmente trasportabile.
- ▶ Può acquisire continuamente immagini in tempo reale con minime problematiche di sicurezza.
- ▶ Un sistema ecografico è in grado di misurare:
 - informazioni morfologiche;
 - informazioni strutturali;
 - flusso sanguigno in tempo reale;
 - Velocità sanguigna in un determinato vaso.
- ▶ I sistemi ecografici sono largamente usati in ostetricia e ginecologia grazie all'assenza di radiazioni ionizzanti o forti campi magnetici.



Ultrasuoni in natura

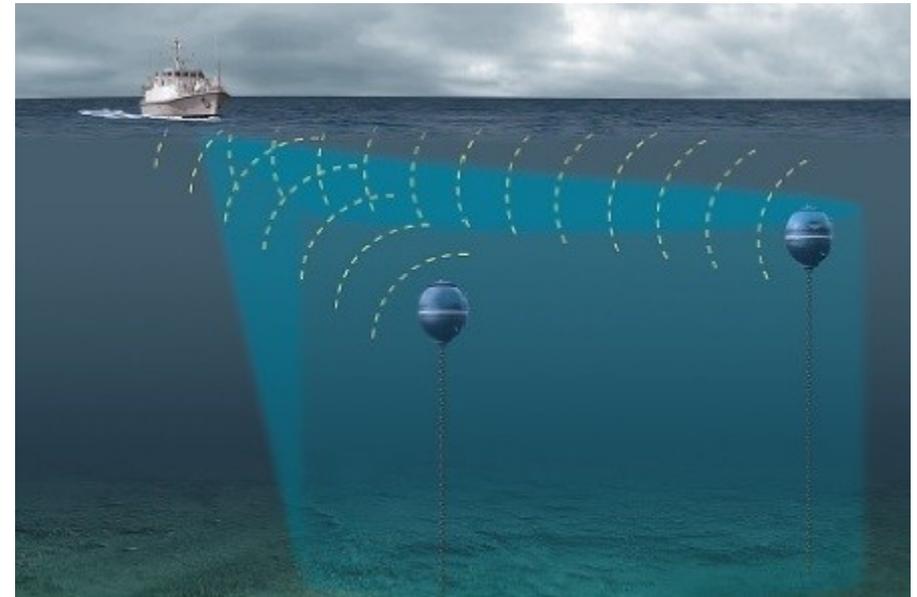


Gli ultrasuoni in ambito militare e di navigazione



Integrano un trasduttore ed un ricetrasmittitore digitale.

I sonar marittimi tipicamente lavorano alle medie frequenze (24 kHz) s con fasci di emissione stretti per garantire acquisizioni grandi distanze in acque profonde.

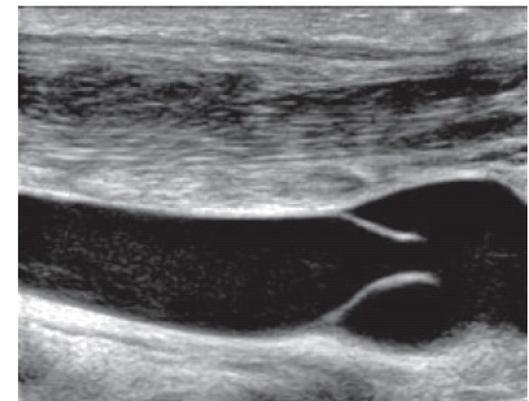
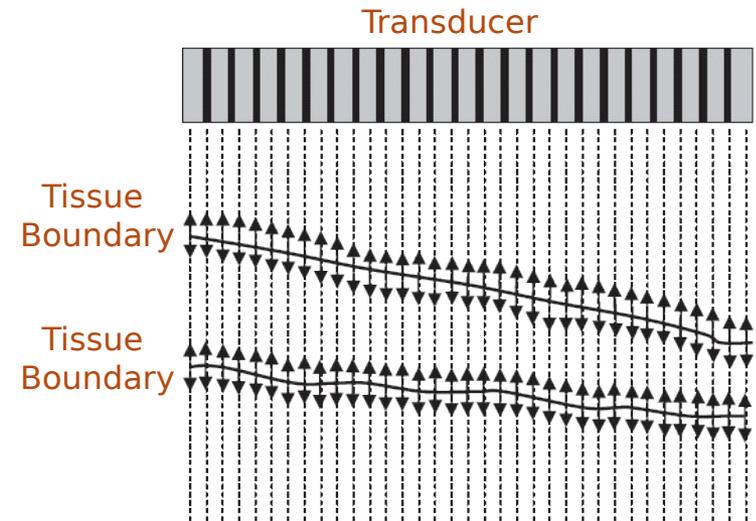


Gli ultrasoni nell'imaging biomedico

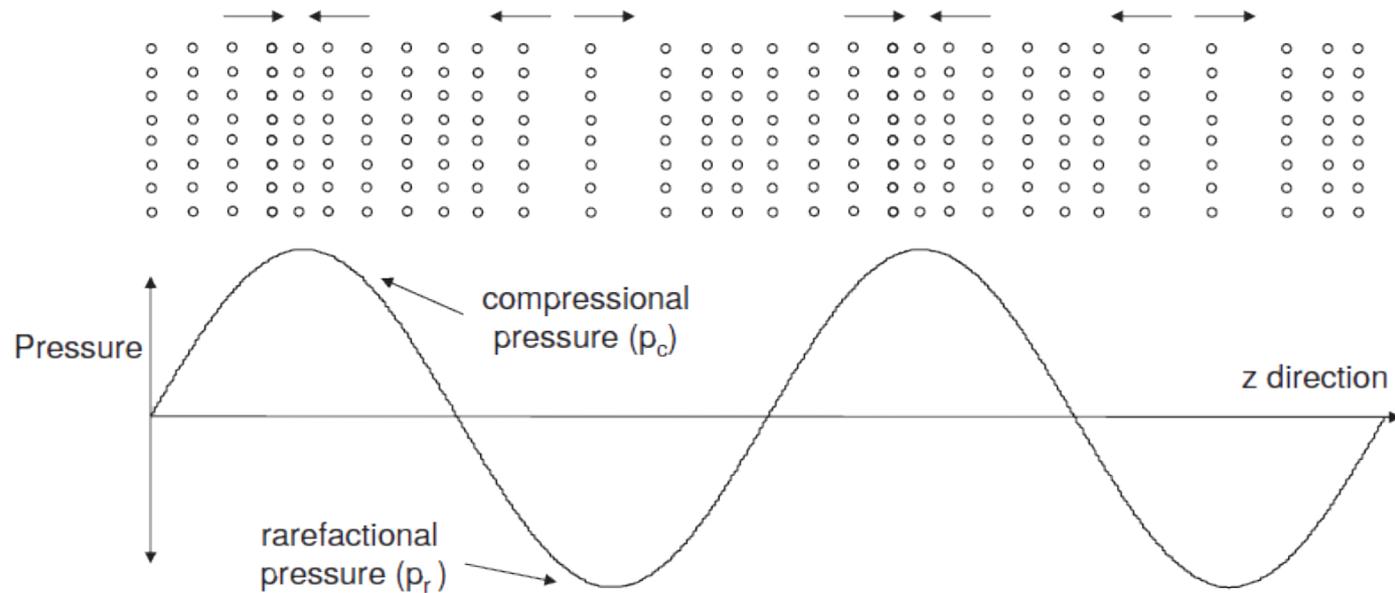


Gli ultrasuoni nell'imaging biomedico

- ▶ Gli ultrasuoni sono onde meccaniche. In ambito clinico:
 - Frequenza $\sim [1 - 15]$ MHz;
 - Vel. di propagazione ~ 1540 m/s
 - Lunghezze d'onda $\sim [0.1 - 1.5]$ mm.
- ▶ Le onde ultrasonore sono prodotte da un trasduttore generalmente composto da centinaia (>500) di sorgenti attive.
- ▶ L'energia delle onde è riflessa in presenza dei bordi dei tessuti che hanno proprietà acustiche e fisiche differenti.



Propagazione delle onde meccaniche



Propagazione delle onde meccaniche

- ▶ Spostamento delle particelle (W) $\sim 0.1nm$
- ▶ Velocità di propagazione (c)
- ▶ Densità del tessuto (ρ)
- ▶ Compressibilità del tessuto (κ)
- ▶ Velocità delle particelle (u_z) ~ 0.01 m/s
- ▶ Pressione dell'onda acustica (p) [Pa]
- ▶ Impedenza acustica del tessuto (Z)

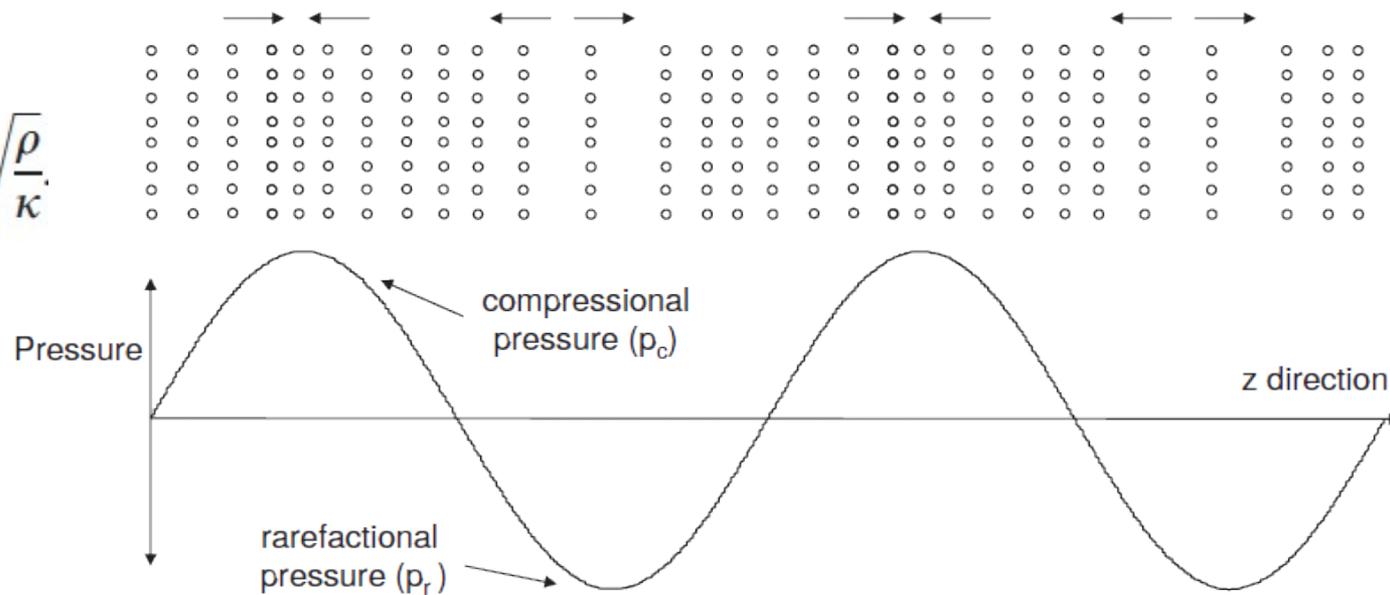
$$c = \frac{1}{\sqrt{\kappa\rho}}$$

$$u_z = \frac{dW}{dt}$$

$$p = \rho c u_z$$

$$Z = \frac{p}{u_z}$$

$$Z = \rho c = \rho \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}} = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$



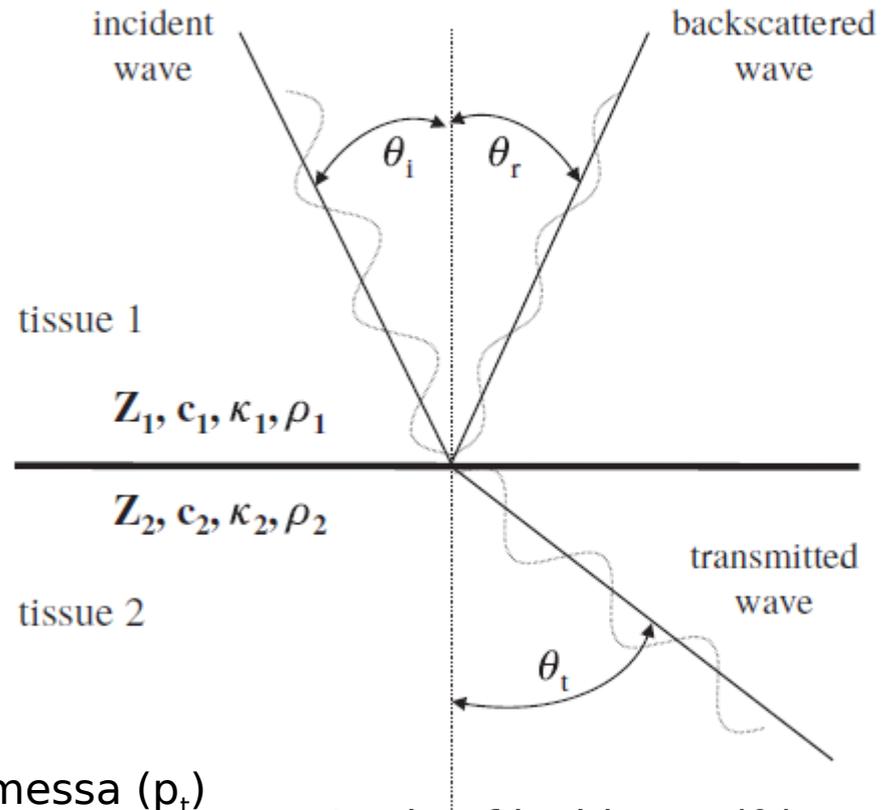
Proprietà acustiche dei tessuti

	Zx10⁵ (g cm⁻² s⁻¹)	Speed of sound (m s⁻¹)	Density (gm⁻³)	Compressibility x10¹¹ (cm g⁻¹ s²)
Air	0.00043	330	1.3	70000
Blood	1.59	1570	1060	4.0
Bone	7.8	4000	1908	0.3
Fat	1.38	1450	925	5.0
Brain	1.58	1540	1025	4.2
Muscle	1.7	1590	1075	3.7
Liver	1.65	1570	1050	3.9
Kidney	1.62	1560	1040	4.0



Riflessione e trasmissione nei bordi

$$\theta_i = \theta_r, \quad \frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_t} = \frac{c_1}{c_2},$$



- ▶ Pressione trasmessa (p_t)
- ▶ Pressione riflessa (p_r)
- ▶ Intensità trasmessa (I_t)
- ▶ Intensità riflessa (I_r)
- ▶ Angle of incidence (θ_i)
- ▶ Angle of reflection (θ_r)
- ▶ Angle of transmission (θ_t)

Riflessione e trasmissione nei bordi

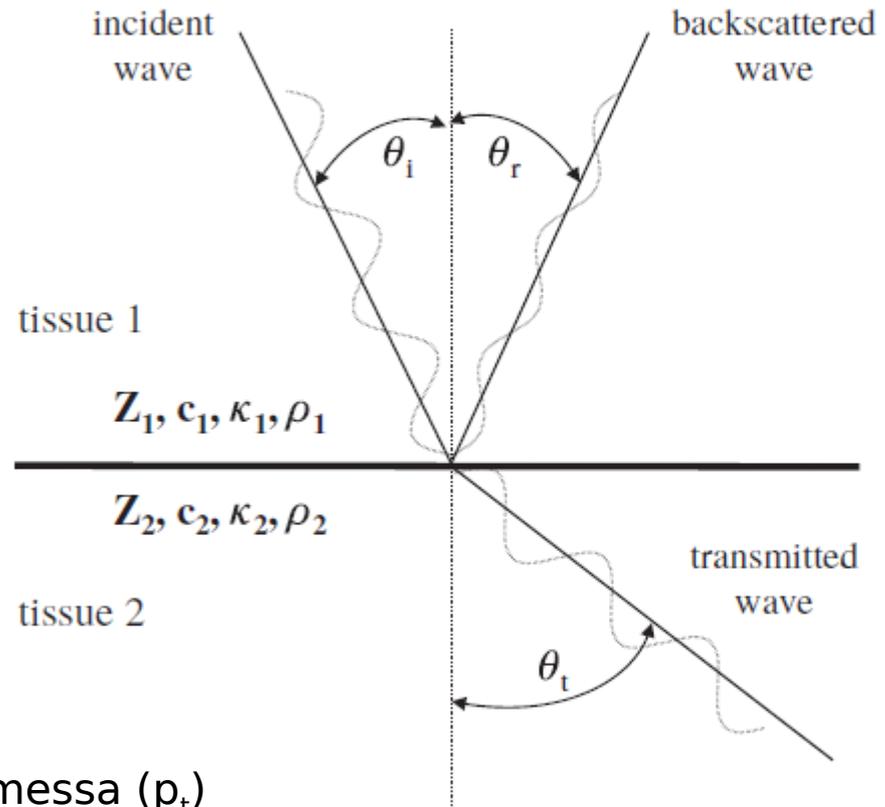
$$\theta_i = \theta_r, \quad \frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_t} = \frac{c_1}{c_2},$$

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 \cos\theta_i - Z_1 \cos\theta_t}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t},$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2 \cos\theta_i}{Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t},$$

$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_2 Z_1 \cos^2\theta_i}{(Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t)^2}.$$

$$R_I = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 \cos\theta_i - Z_1 \cos\theta_t)^2}{(Z_2 \cos\theta_i + Z_1 \cos\theta_t)^2},$$



- ▶ Pressione trasmessa (p_t)
- ▶ Pressione riflessa (p_r)
- ▶ Intensità trasmessa (I_t)
- ▶ Intensità riflessa (I_r)
- ▶ Angle of incidence (θ_i)
- ▶ Angle of reflection (θ_r)
- ▶ Angle of transmission (θ_t)

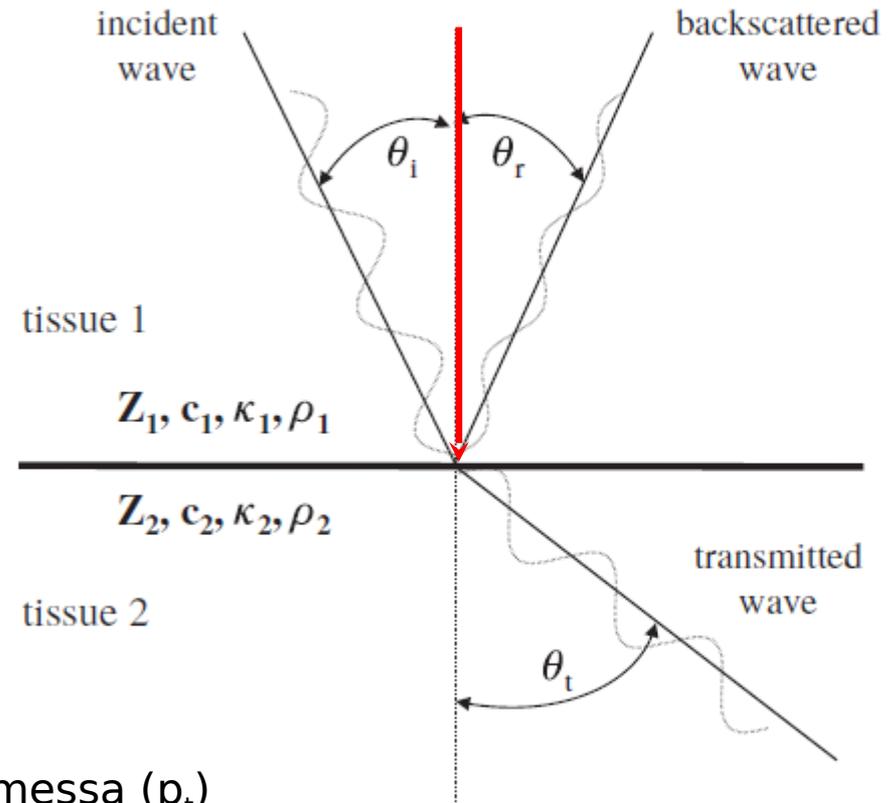
Riflessione e trasmissione nei bordi

$$R_p = \frac{p_r}{p_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

$$T_p = \frac{p_t}{p_i} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1}$$

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

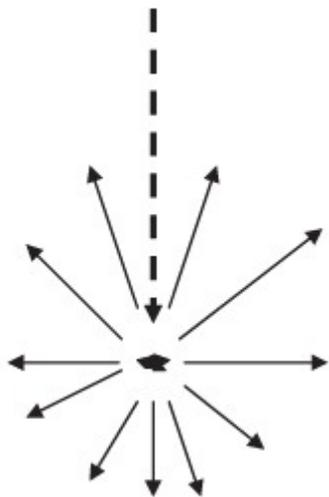
$$T_I = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$



- ▶ Pressione trasmessa (p_t)
- ▶ Pressione riflessa (p_r)
- ▶ Intensità trasmessa (I_t)
- ▶ Intensità riflessa (I_r)
- ▶ Angle of incidence (θ_i)
- ▶ Angle of reflection (θ_r)
- ▶ Angle of transmission (θ_t)

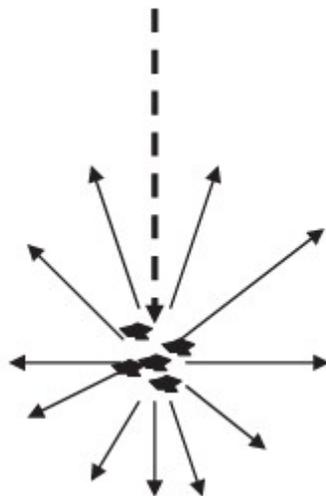


Riflessione da piccole strutture



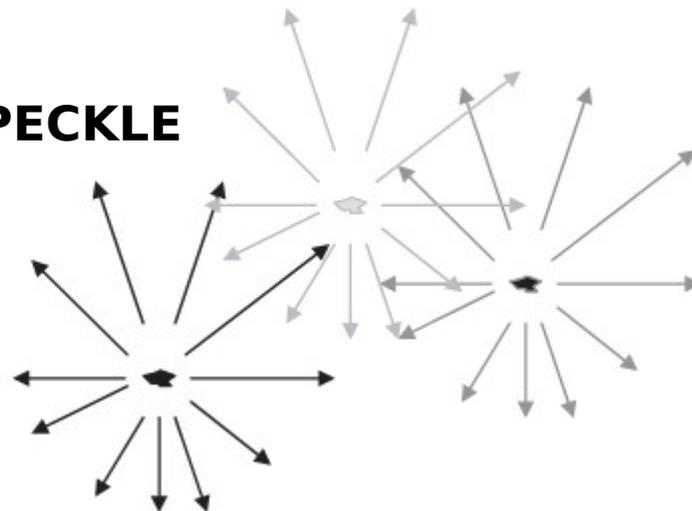
Riflessione di Rayleigh

Struttura piccola rispetto alla lunghezza d'onda



Le riflessioni da tante strutture piccole e vicine so sommano in maniera costruttiva

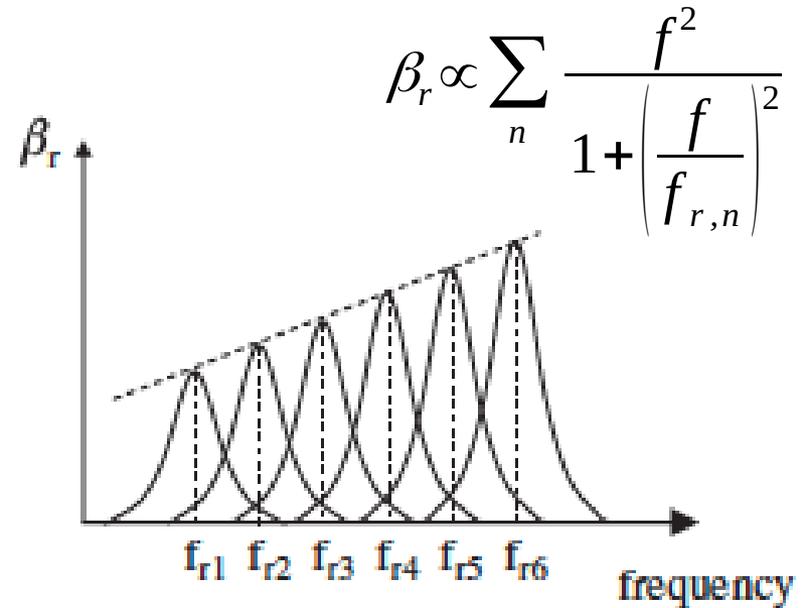
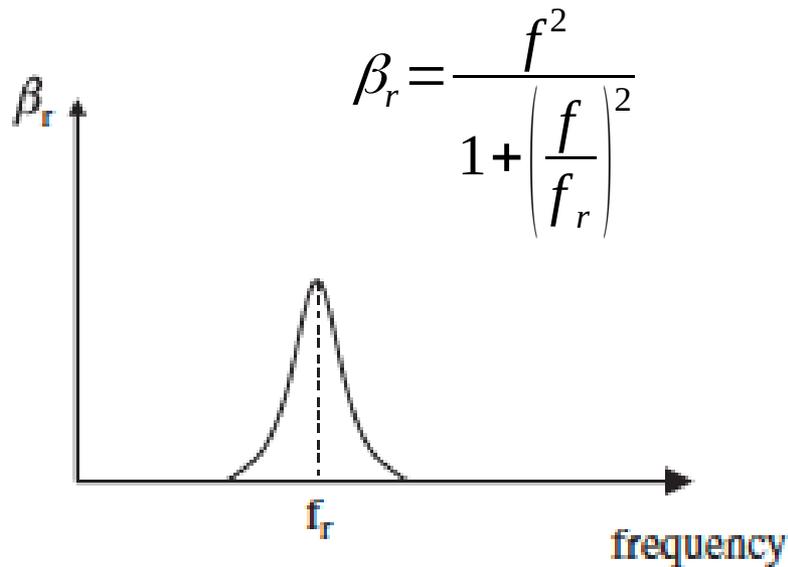
SPECKLE



La riflessione da strutture relativamente distanti produce onde riflesse che si sommano in maniera costruttiva e distruttiva → **speckle**.



Rilassamento ed assorbimento



Andamento del coefficiente di assorbimento β_r in caso di tessuto omogeneo (sinistra) e realistico (destra) in cui sono presenti più frequenze di rilassamento.

- ▶ Coefficiente di assorbimento (β_r)
- ▶ Frequenza di rilassamento (f_r) = $1/\tau$

Coefficienti di attenuazione

- ▶ Le onde si attenuano durante la propagazione a seguito dell'assorbimento e della riflessione da piccole strutture.
- ▶ L'attenuazione è di tipo esponenziale sia per la pressione che per l'intensità del fascio ultrasonoro, ed è funzione della distanza di propagazione:

$$I(z) = I(z = 0)e^{-\mu z}$$

$$p(z) = p(z = 0)e^{-\alpha z}$$

Coefficiente di attenuazione dell'intensità (μ)

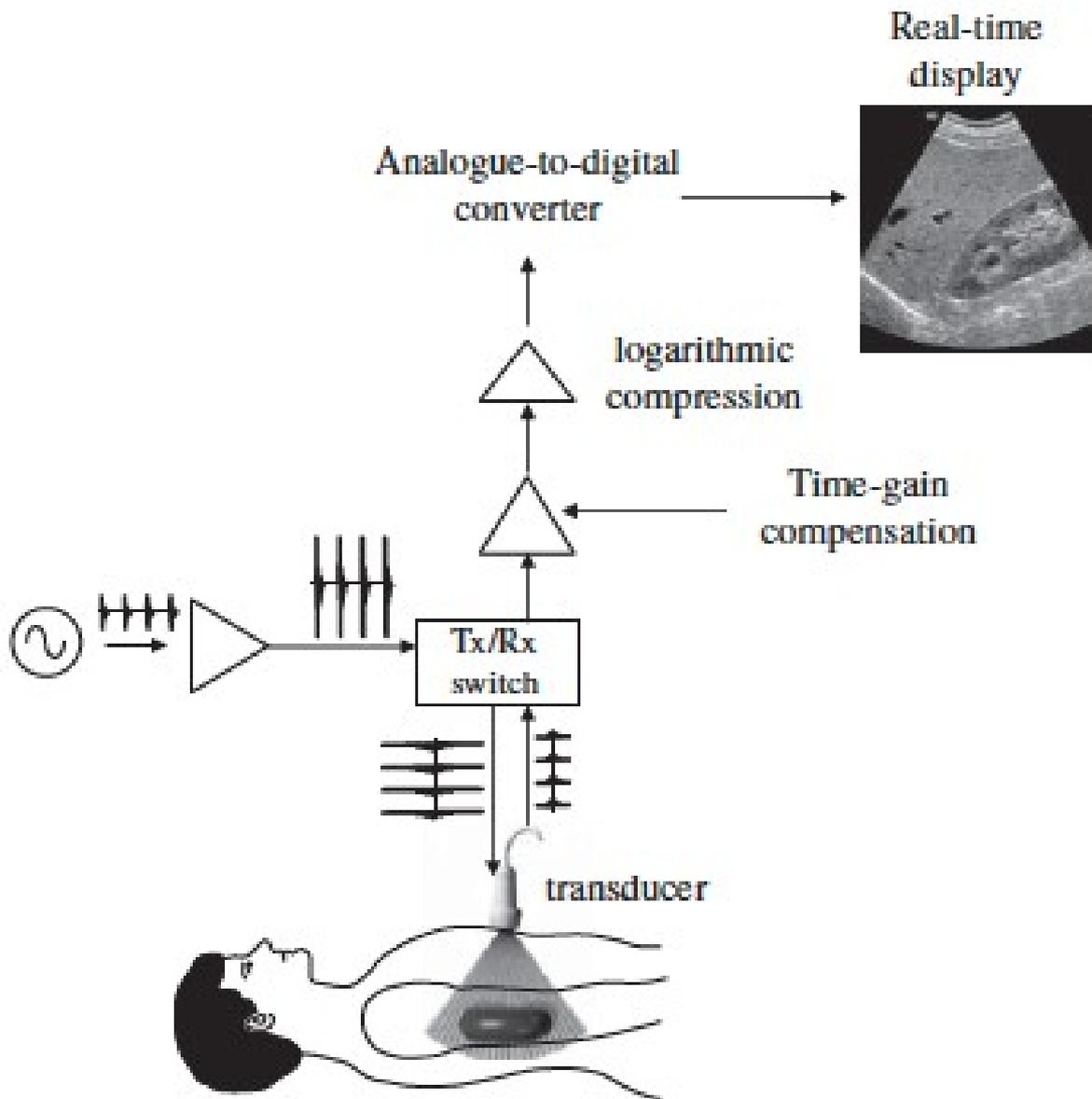
Coefficiente di attenuazione della pressione (α)

- ▶ Una riduzione di 3 dB corrisponde al dimezzamento dell'intensità dell'onda. Pertanto una riduzione di 6 dB equivale ad una riduzione di 4 volte (25%), 9 dB implicano una riduzione di 8 volte (12,5%) e così via.



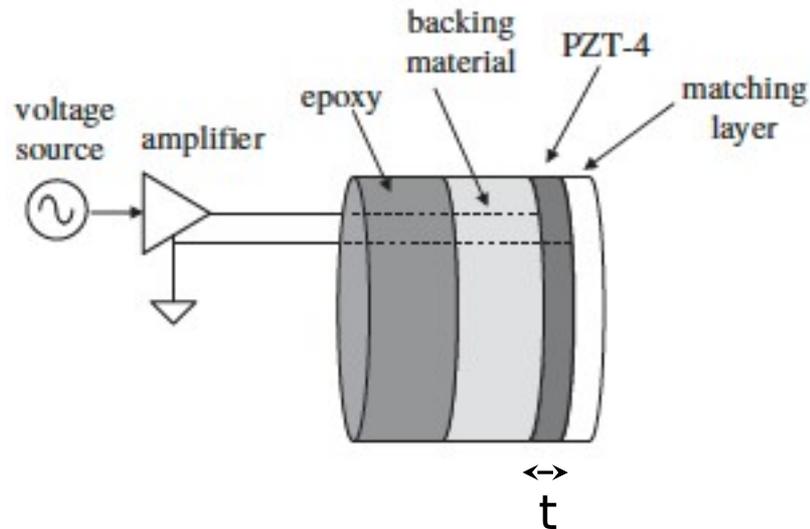
Strumentazione

- ▶ Un generatore che produce impulsi di tensione periodici.
- ▶ I segnali prodotti sono amplificati e forniti allo switch che li collega al trasduttore.
- ▶ L'onda di tensione è convertito dal trasduttore in un'onda meccanica che è trasmessa nel corpo del soggetto.



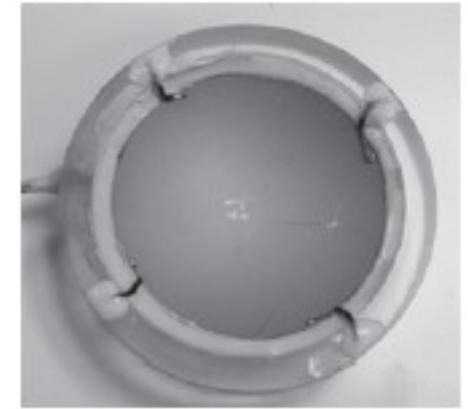
I principali elementi di un sistema di imaging ecografico

Trasduttore singolo



Un trasduttore on un elemento PZT (piezoelettrico) piatto

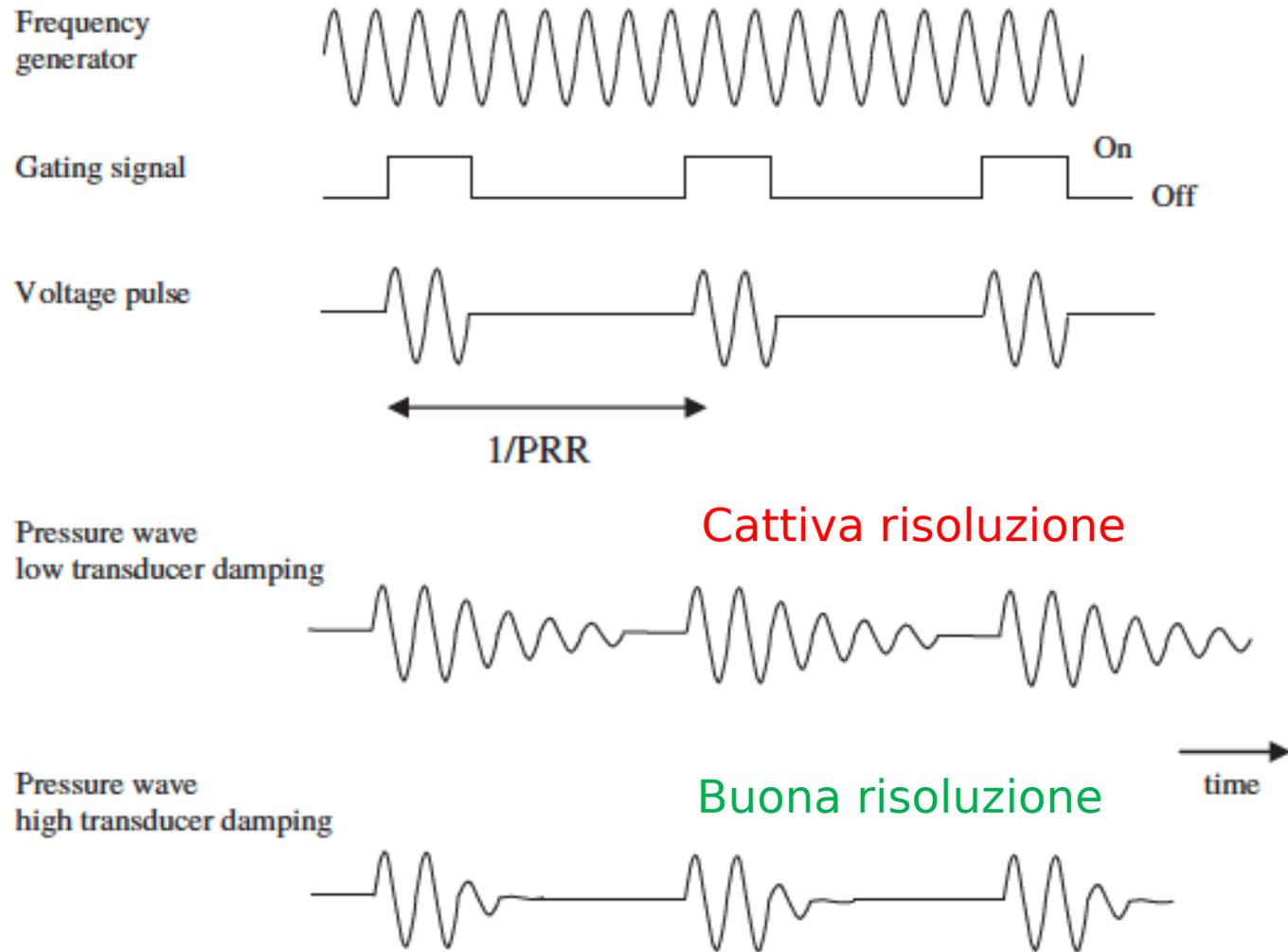
$$t = \frac{\lambda_{\text{crystal}}}{2} = \frac{c_{\text{crystal}}}{2f_0} \Rightarrow f_0 = \frac{c_{\text{crystal}}}{2t}$$



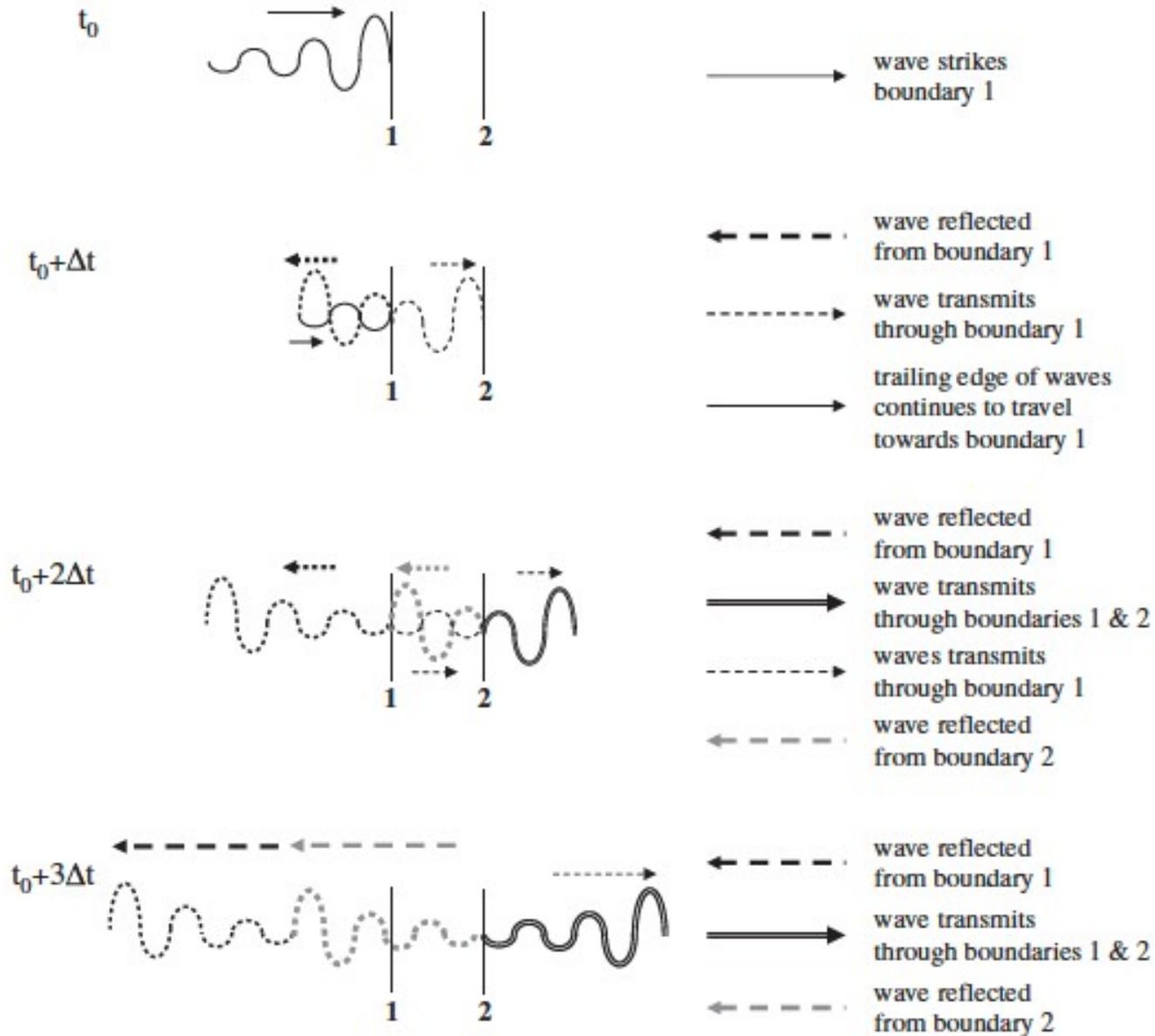
Elementi PZT piatti ed emisferici

- ▶ Frequenza di risonanza(f_0)
- ▶ Lunghezza d'onda nel cristallo(λ_{crystal})
- ▶ Impedenza del trasduttore Z_{PZT}
- ▶ Impedenza della pelle Z_{skin}

Smorzamento del trasduttore (damping)



Risoluzione in range del trasduttore



Larghezza del fascio e risoluzione laterale

- ▶ Raggio del trasduttore (r)
- ▶ Lunghezza d'onda λ
- ▶ Distanza del confine near-field (Z_{NFB})
- ▶ Durata dell'impulso (p_d)



$$Z_{\text{NFB}} \approx \frac{r^2}{\lambda}$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right)$$

$$\text{FWHM} = 2.36\sigma$$

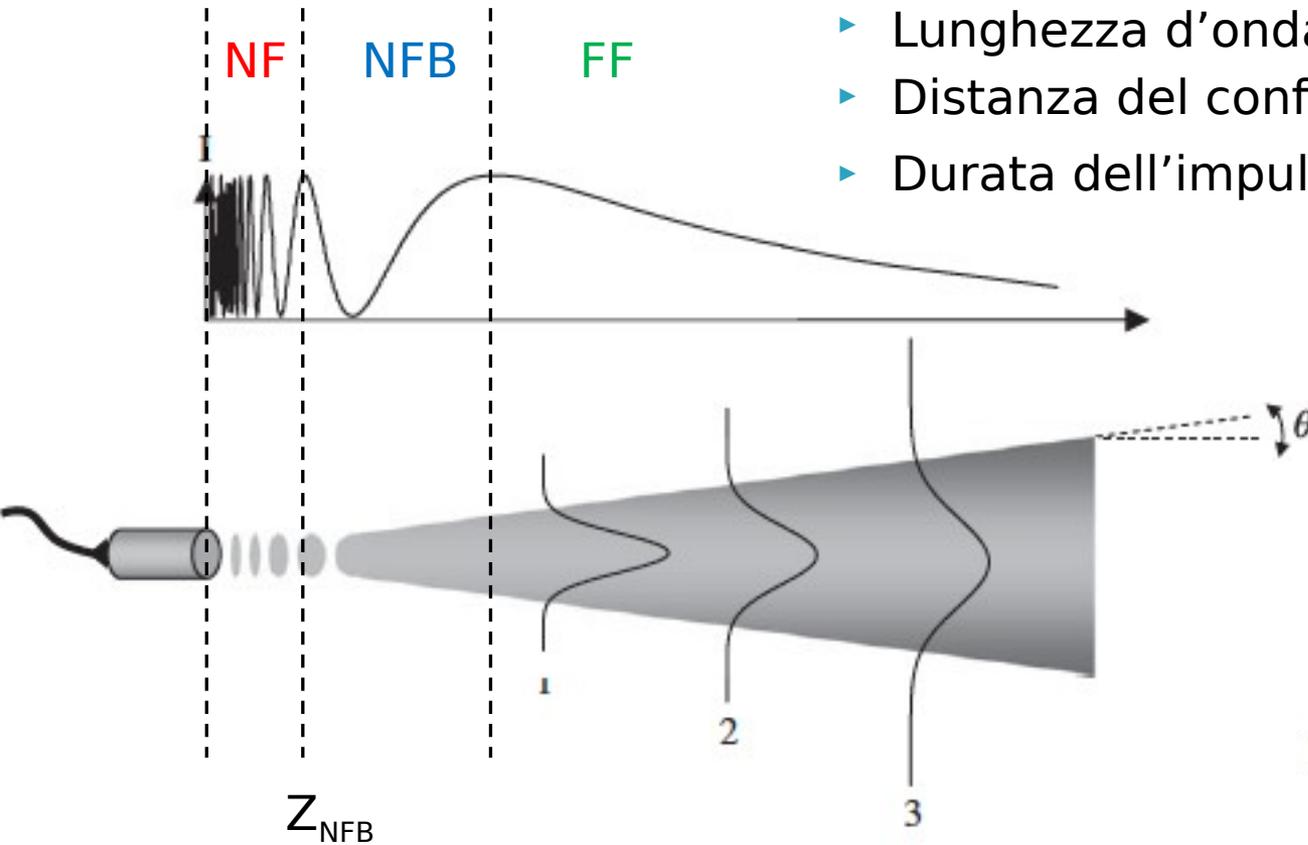
$$\text{Axial resolution} = \frac{1}{2} p_d c$$

Andamento laterale ed assiale di un trasduttore a singolo elemento



Larghezza del fascio e risoluzione laterale

- ▶ Raggio del trasduttore (r)
- ▶ Lunghezza d'onda λ
- ▶ Distanza del confine near-field (Z_{NFB})
- ▶ Durata dell'impulso (p_d)



$$Z_{\text{NFB}} \approx \frac{r^2}{\lambda}$$

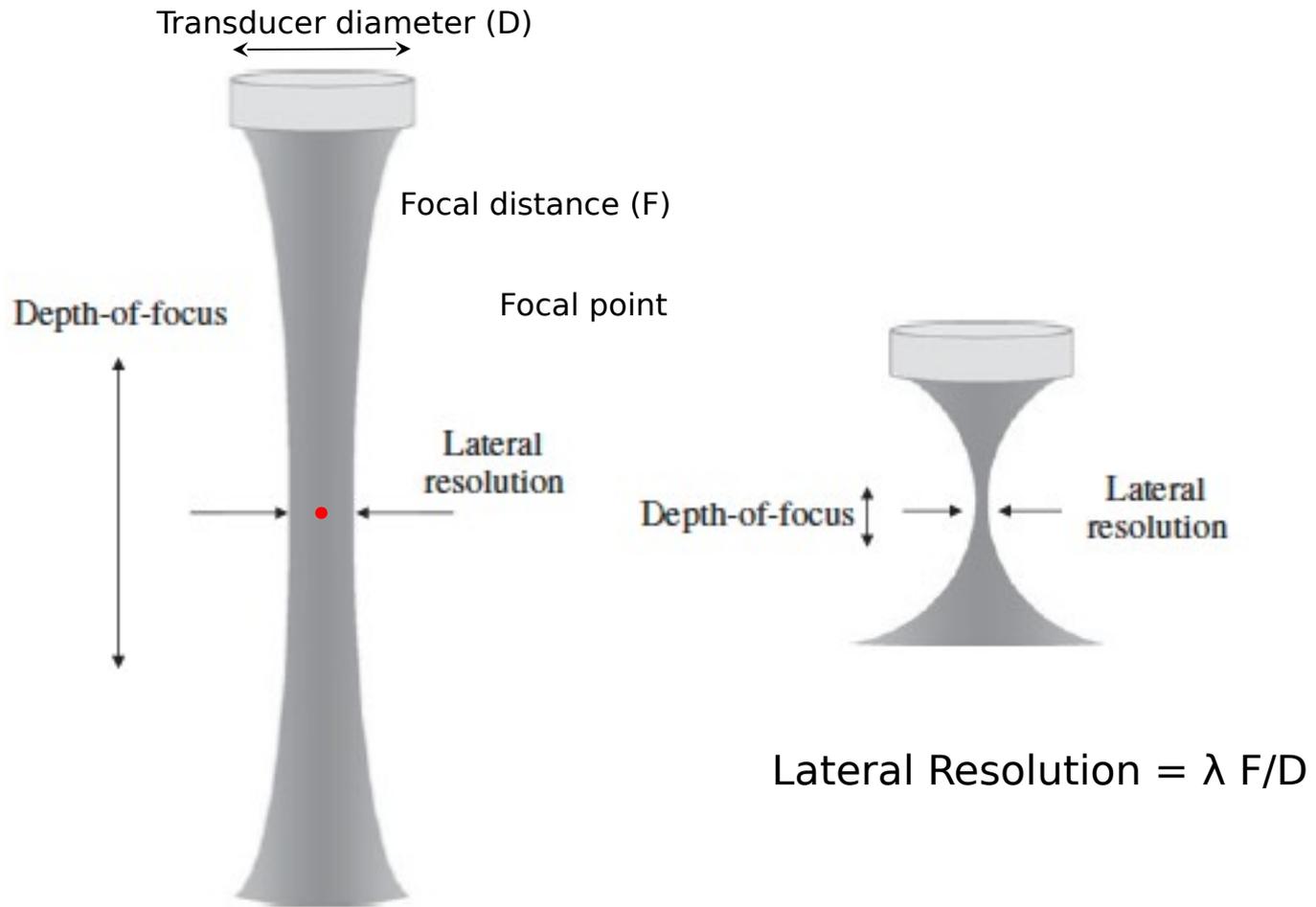
$$\theta = \arcsin\left(\frac{0.61\lambda}{r}\right)$$

$$\text{FWHM} = 2.36\sigma$$

$$\text{Axial resolution} = \frac{1}{2} p_d c$$

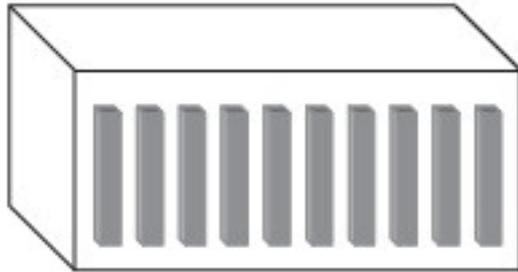
Andamento laterale ed assiale di un trasduttore a singolo elemento

Focalizzazione del trasduttore



Bilanciamento fra profondità di fuoco e risoluzione laterale per trasduttori a singolo elemento weakly-focused (sinistra) e strongly-focused (destra)

Array lineari



Array 1D costituito da elementi piezoelettrici rettangolari

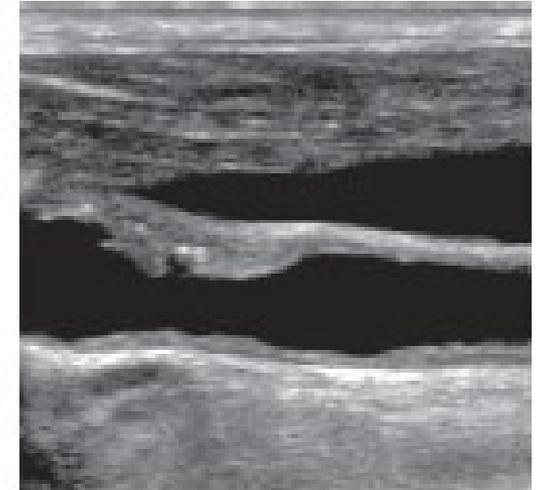
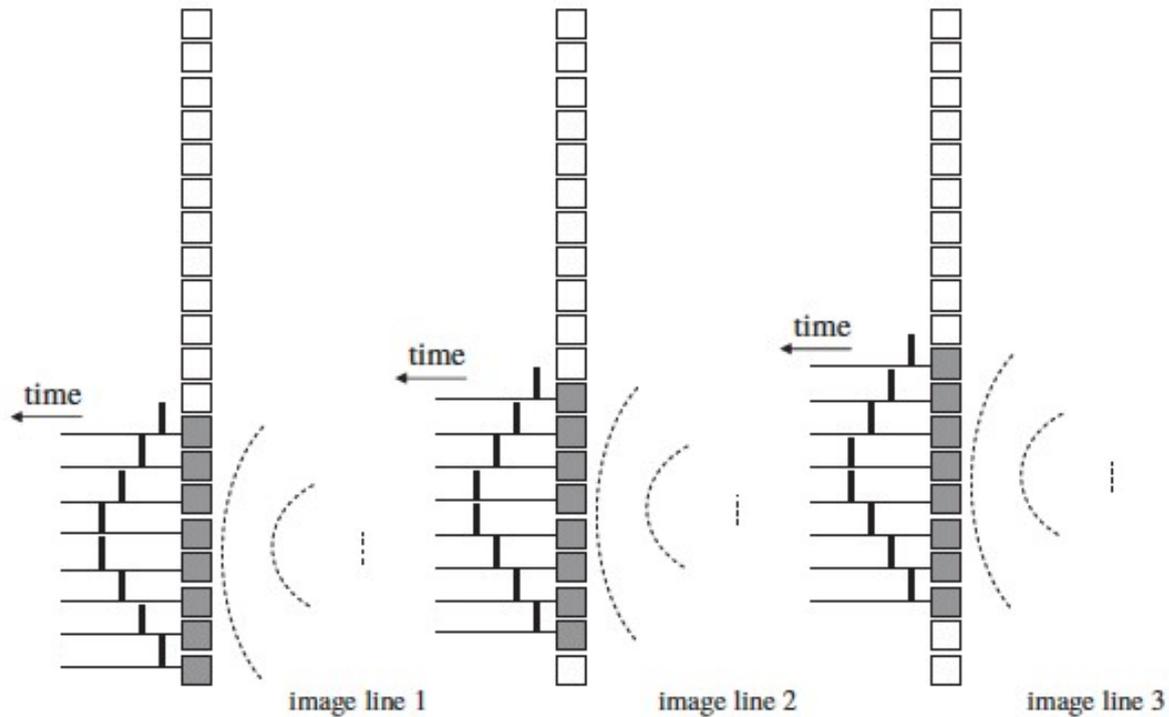


Immagine 2D acquisita tramite array lineare

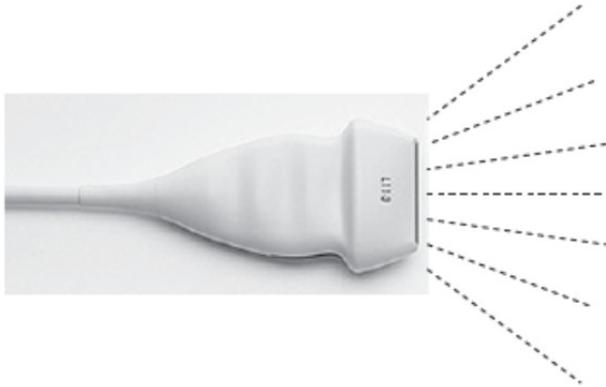


Array lineare commerciale

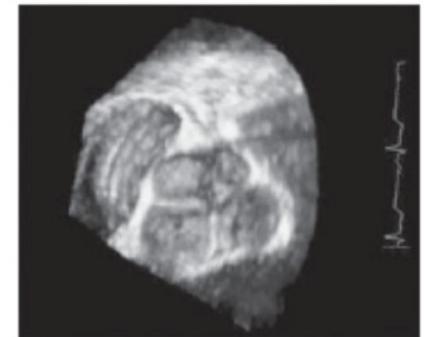
Array lineari



Array sfasati (Phased arrays)

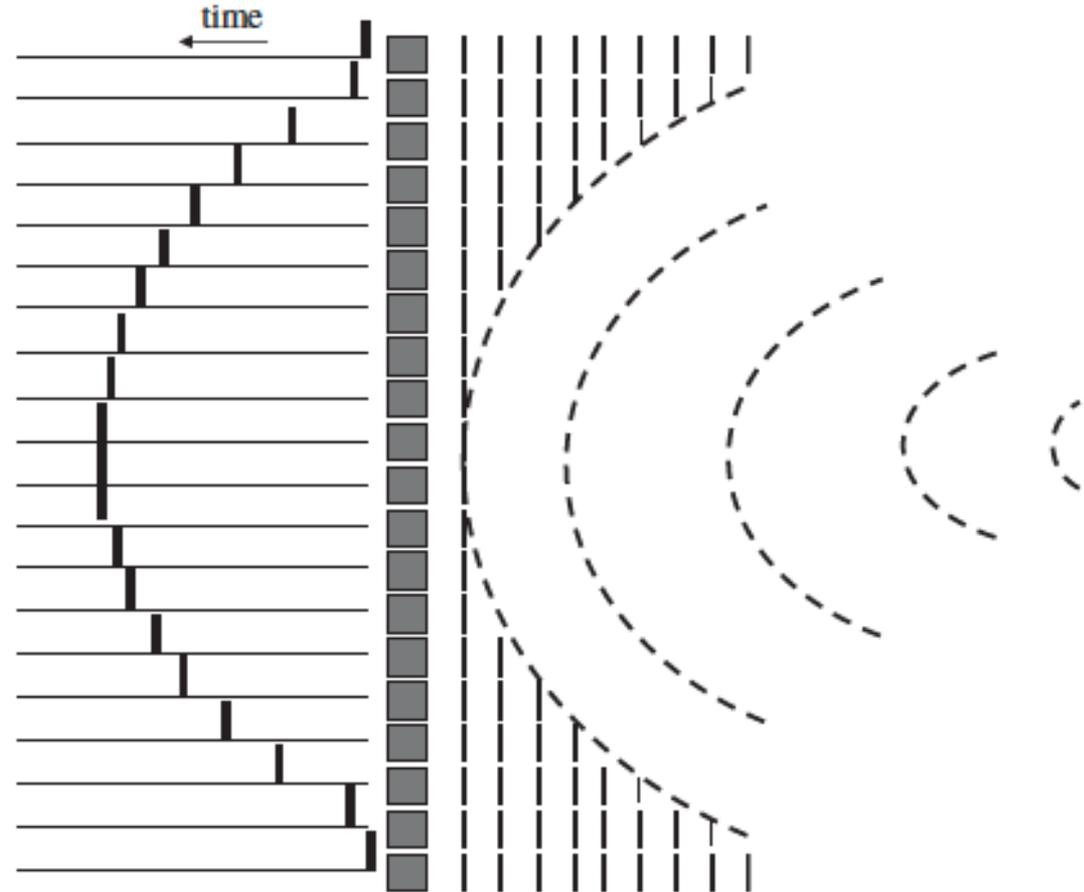


Phased array convenzionale



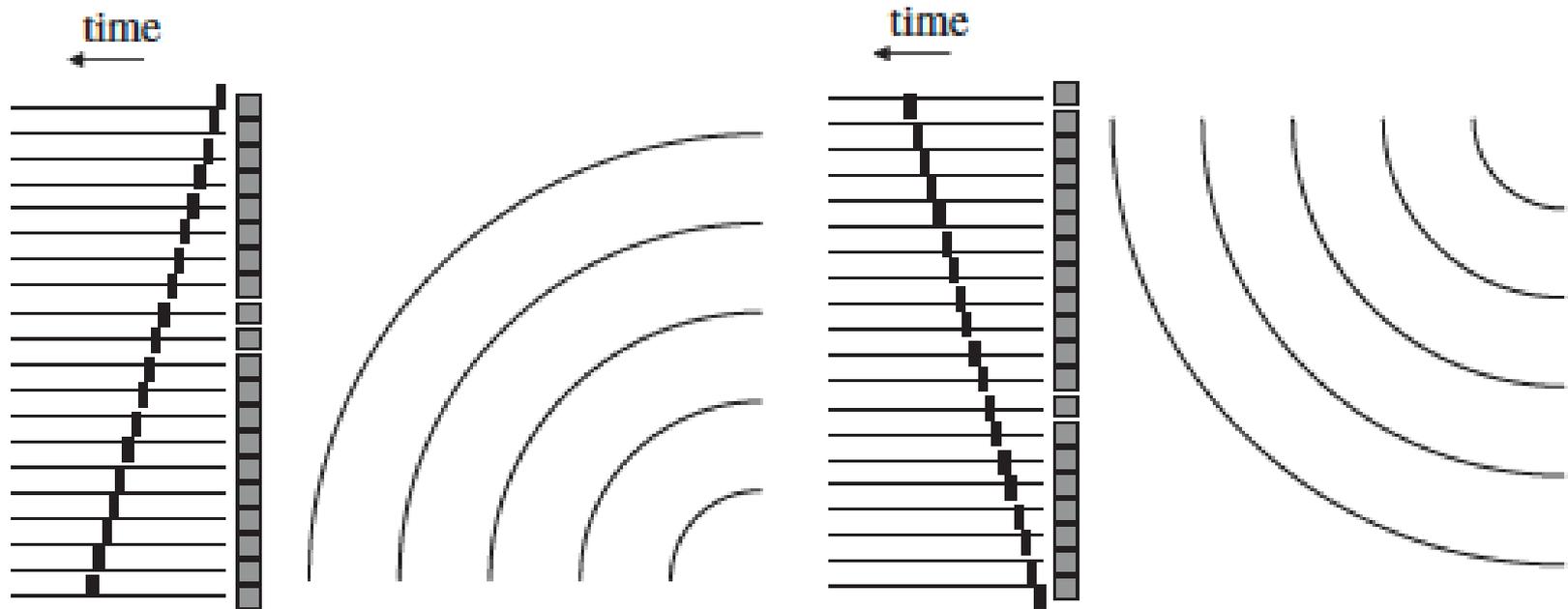
Phased array transesofageo

Beam-forming e Steering tramite Pulse Transmission per i Phased Arrays



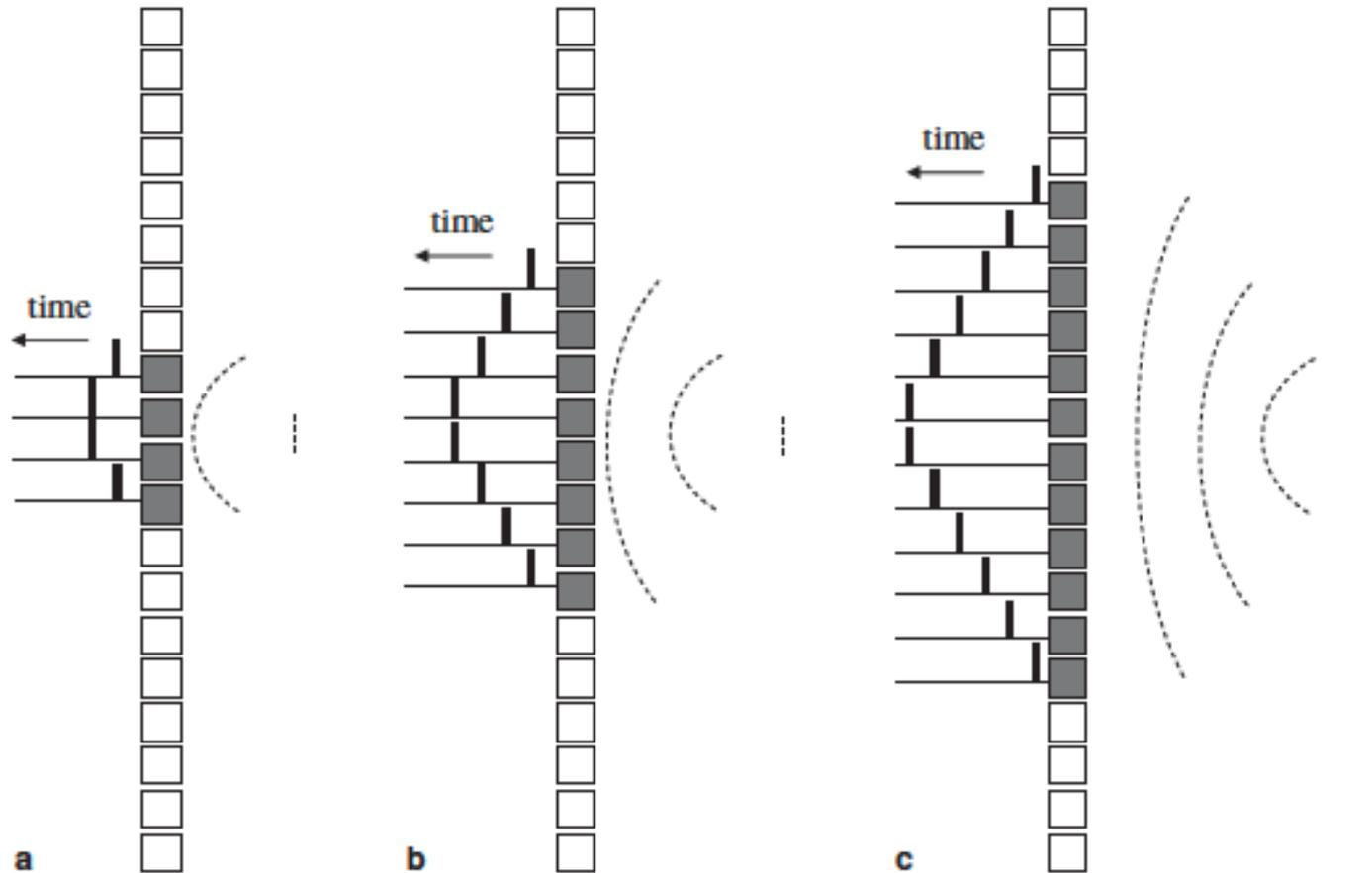
Beam-forming durante la trasmissione

Beam-forming e Steering tramite Pulse Transmission per i Phased Arrays



Beam steering usando phased arrays

Focalizzazione dinamica (Dynamic Focusing)

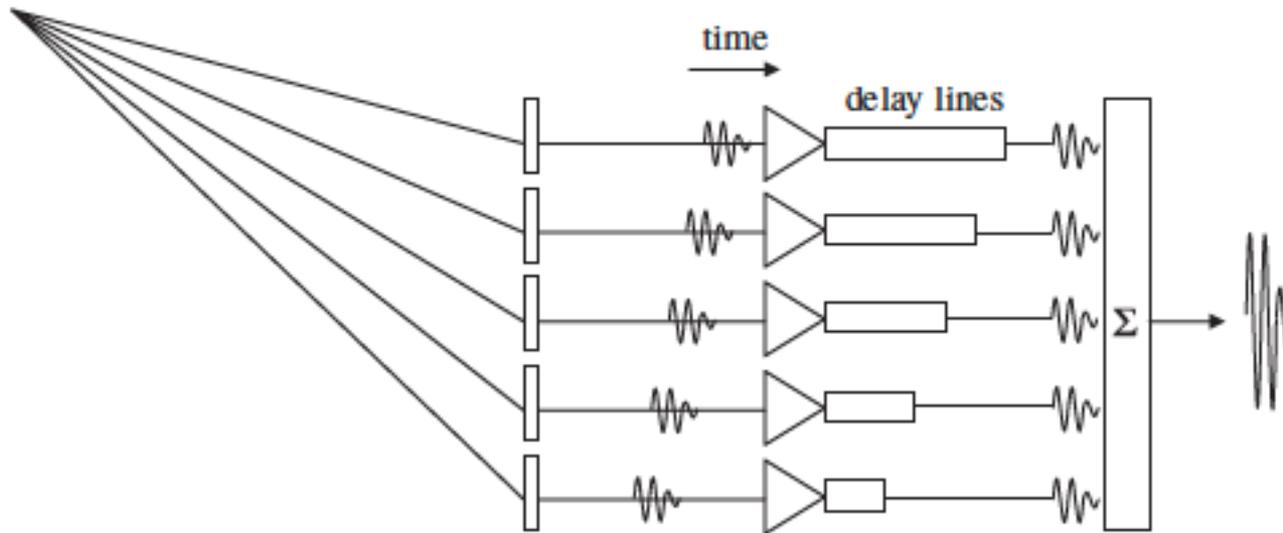


Focalizzazione a diverse profondità



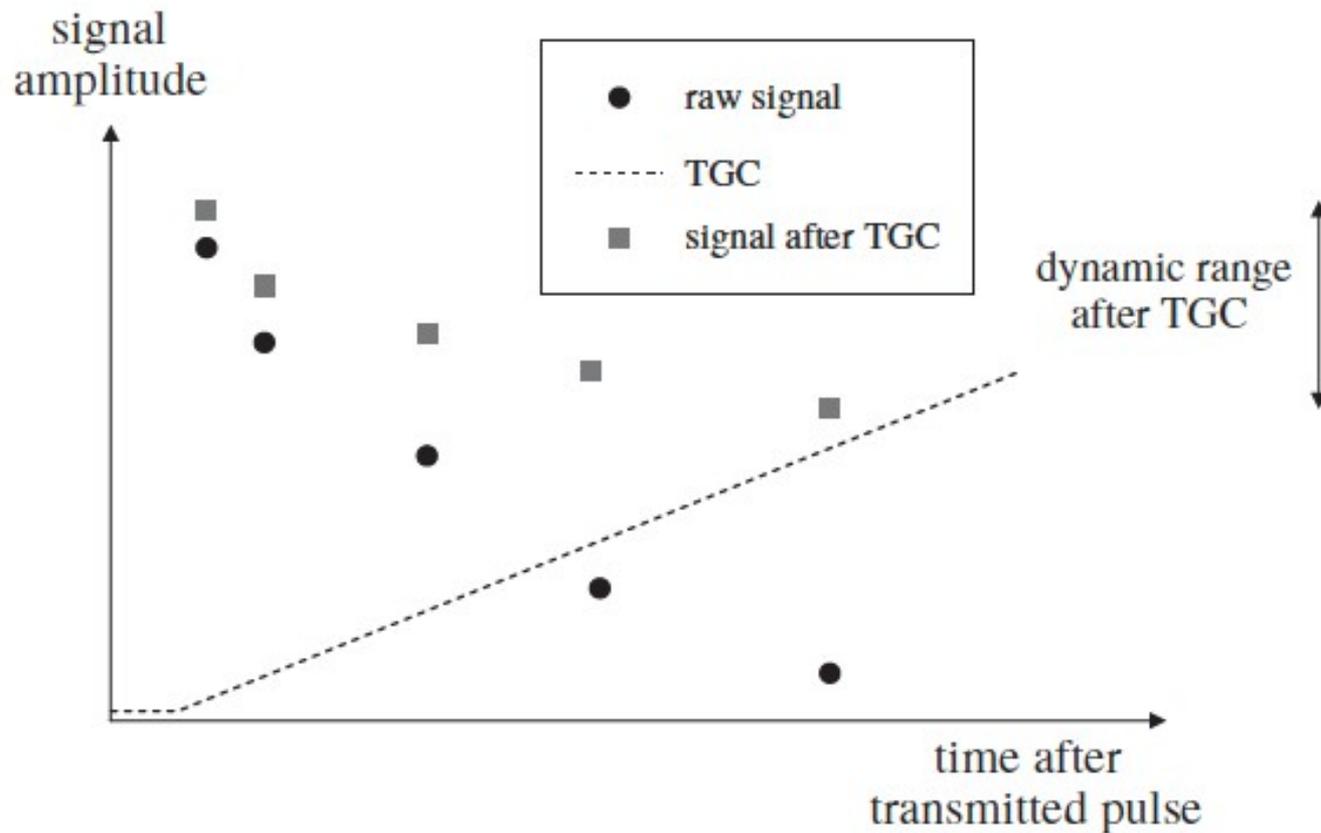
Beam-forming analogico e digitale nei Phased Arrays

Processo inverso del dynamic focusing



Ciascun eco è ritardato di un tempo diverso

Compensazione tempo-ritardo (Time Gain Comp.)

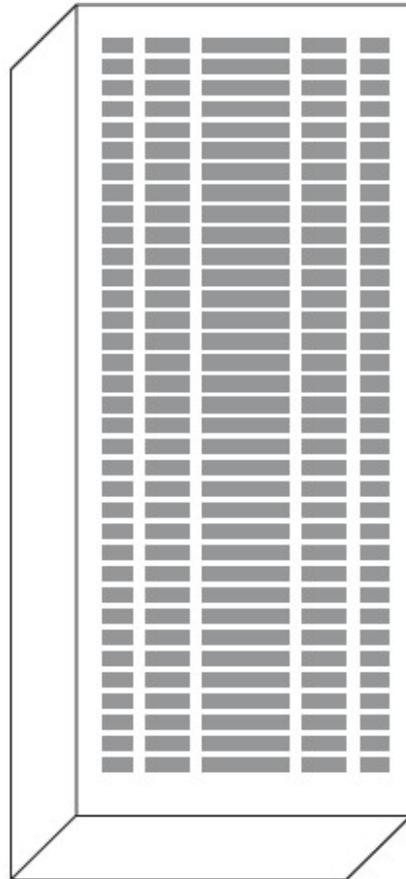


Viene ridotta l'intensità dei segnali ricevuti da elementi vicini ed amplificata quella degli oggetti lontani



Array multidimensionali

1.5-D array

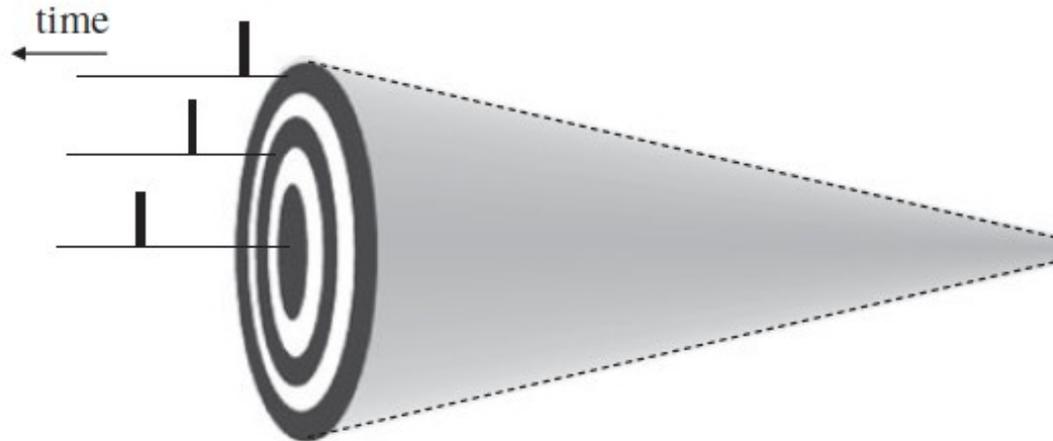


**A 50 x 50 2-D
Array transducer
usato per il
beam-forming**



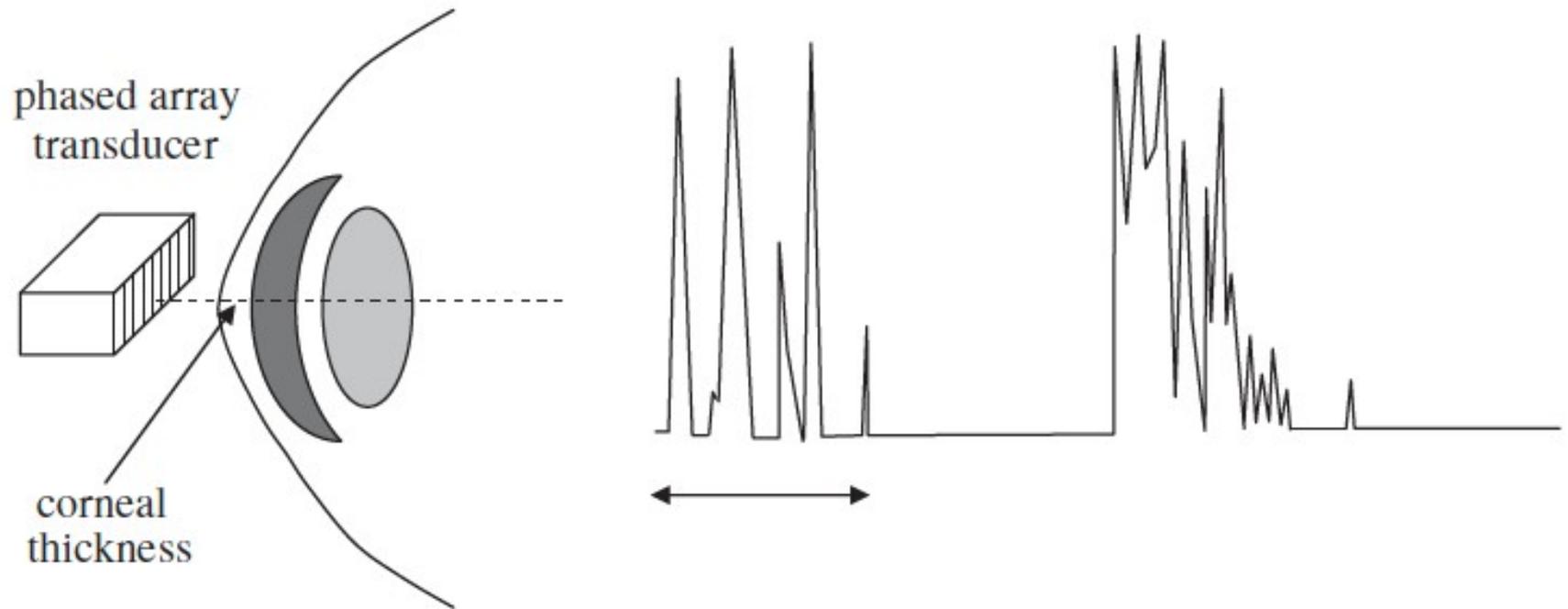
**A 50 x 50 2-D
Array transducer
usato per il
beam steering in
due dimensioni**

Array anulari



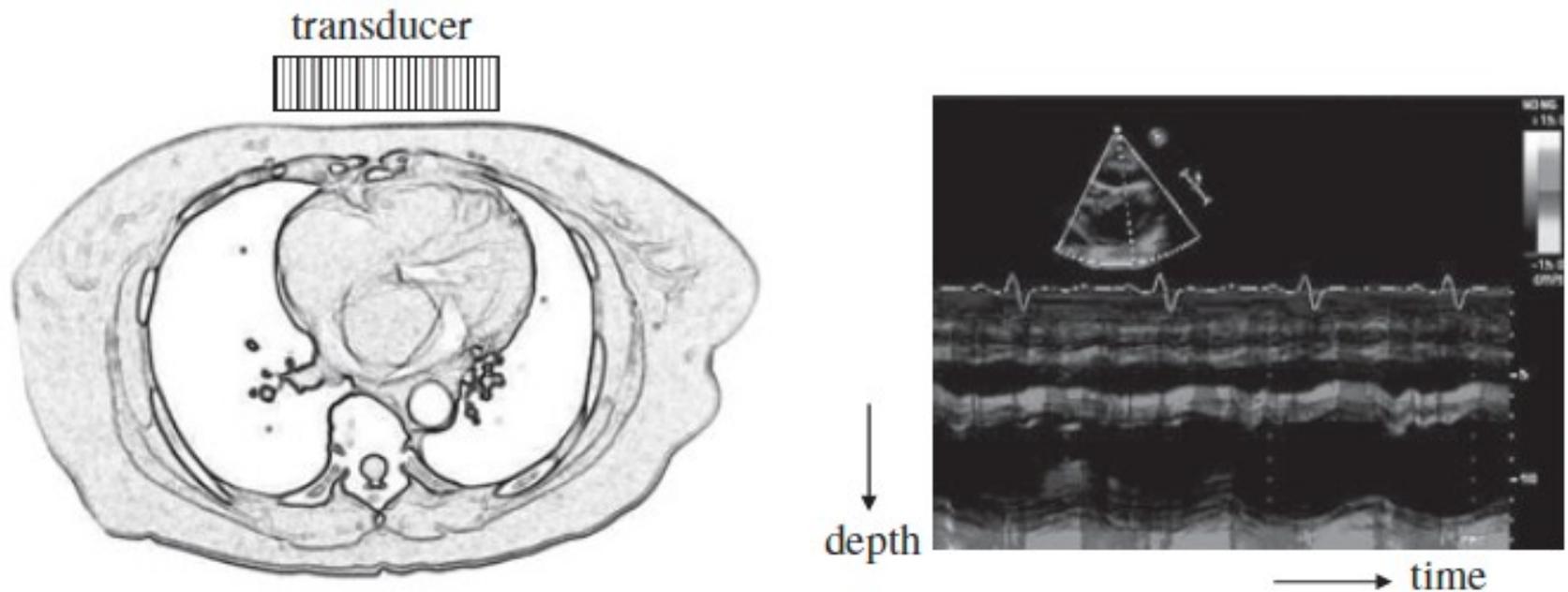
Il focusing dinamico è effettuato simultaneamente in 2D. Gli anelli di materiale piezoelettrico sono separati da strati di materiale isolante acustico.

Scansione A-mode: Pachimetria oftalmica



**Utile per misurare lo spessore dei tessuti (ad es. cornea).
Una sola linea di ultrasuoni ad alta frequenza è utilizzata,
producendo un grafico monodimensionale.**

Scansione M-mode: ecocardiografia



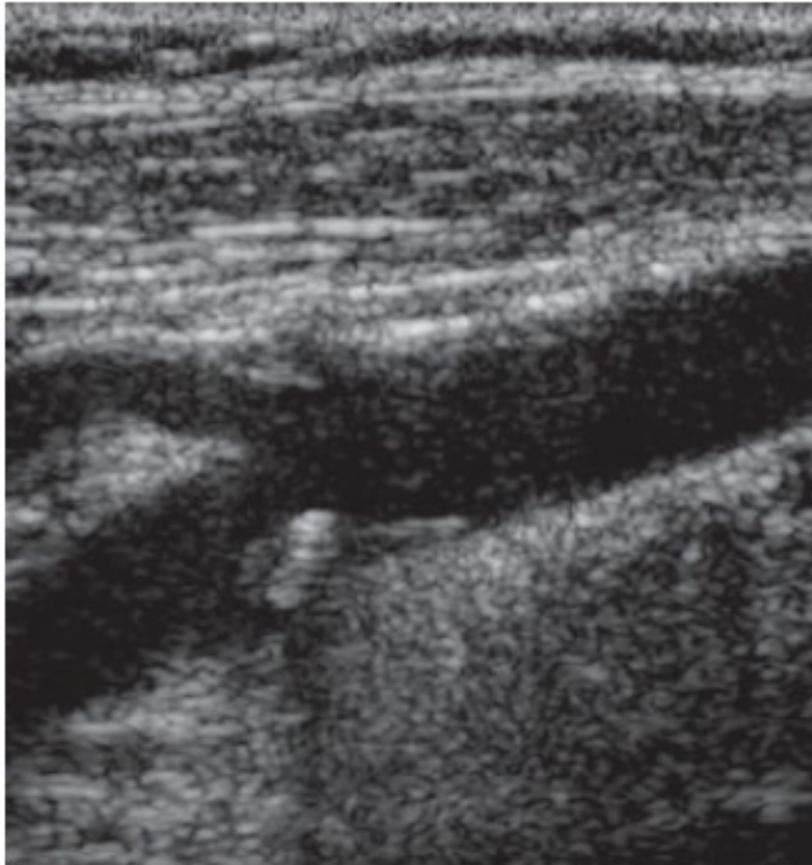
Una sola linea (come A-mode) ma acquisizione continua

Scansione 2D B-mode



Brightness-mode scanning. Sono acquisite più linee A in sequenza.

Compound Scanning



B-mode convenzionale



**Compound scan con 9
angoli di vista**

Caratteristiche delle immagini

SNR e CNR

- ▶ Intensità delle onde trasmesse (limite di sicurezza);
- ▶ Frequenze operative (attenuazioni);
- ▶ Tipologia di focusing (alto guadagno nell'area focalizzata).

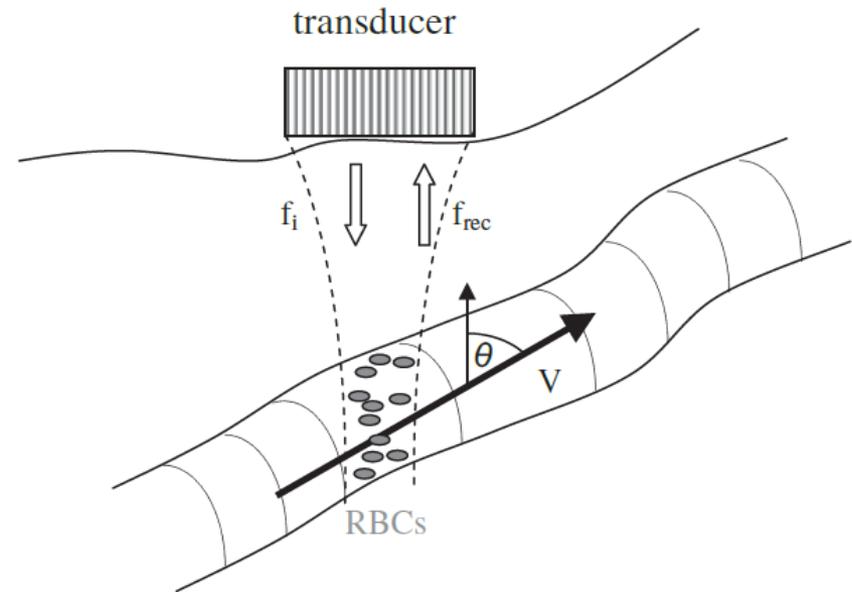
Risoluzione spaziale

- ▶ Risoluzione laterale (focusing, frequenza);
- ▶ Risoluzione assiale (metà della durata di un impulso).



EcoDoppler per le misure di flusso sanguigno

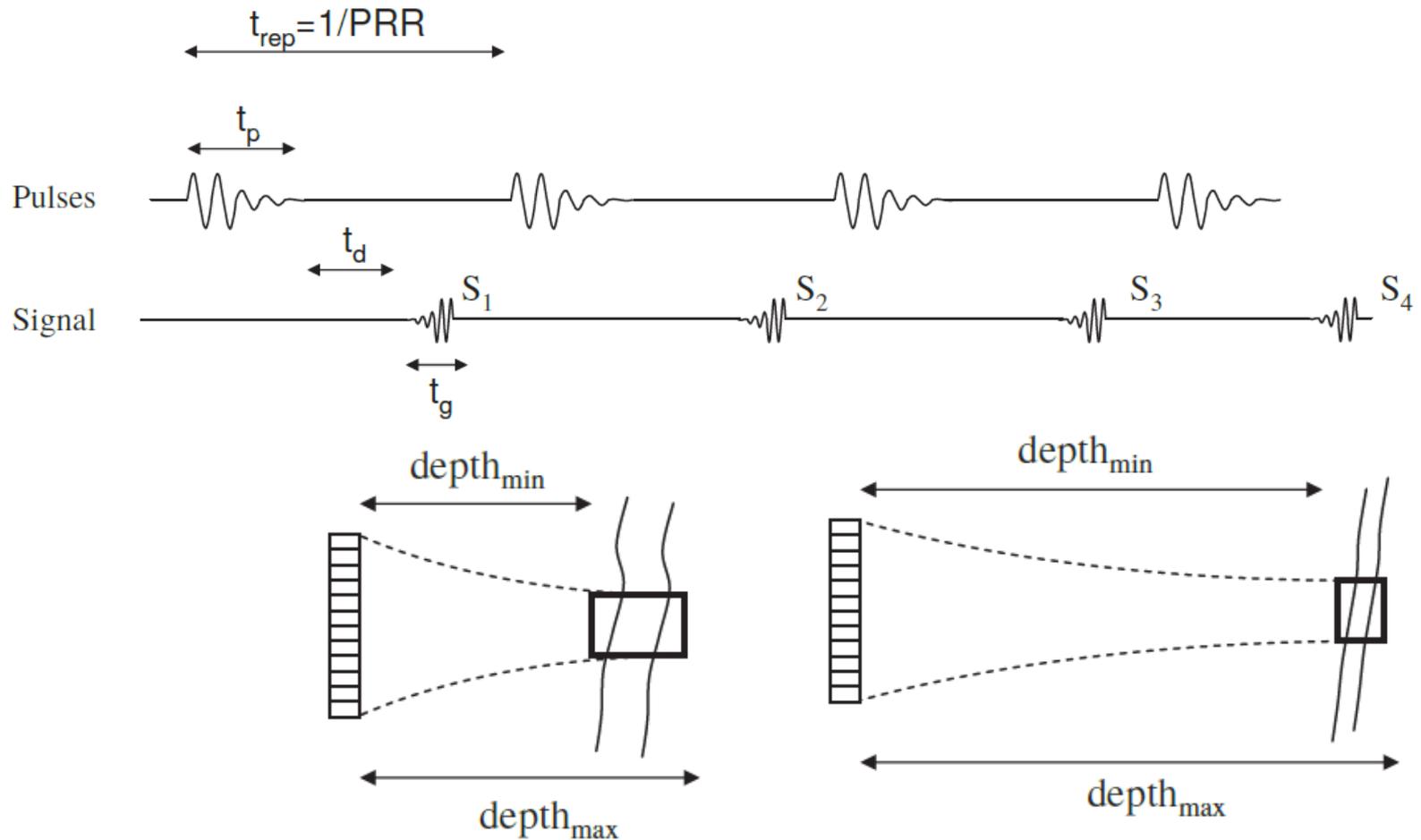
$$\begin{aligned} f_D &= f_i - f_{\text{rec}} = \\ &= \frac{2f_i v \cos\theta}{c} + \frac{f_i v^2 \cos^2\theta}{c^2} \approx \\ &\approx \frac{2f_i v \cos\theta}{c} \end{aligned}$$



Quando l'onda acustica è riflessa dai globuli rossi, acquisisce una frequenza (f_{rec}) leggermente diversa da quella iniziale (f_i).

$$v = \frac{c f_D}{2f_i \cos\theta}$$

Misure Pulsed Wave Doppler



Valutazione del Doppler Shift per la misura della velocità del sangue

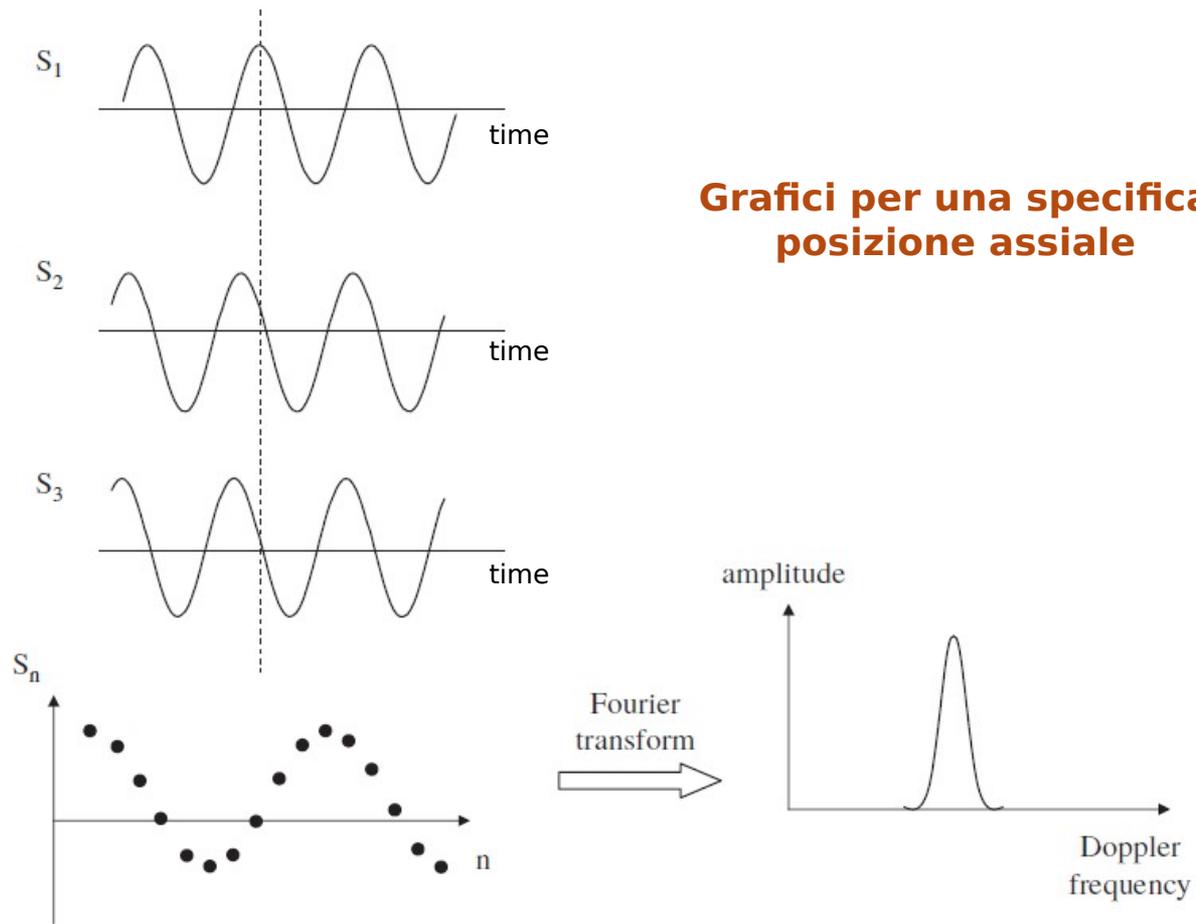
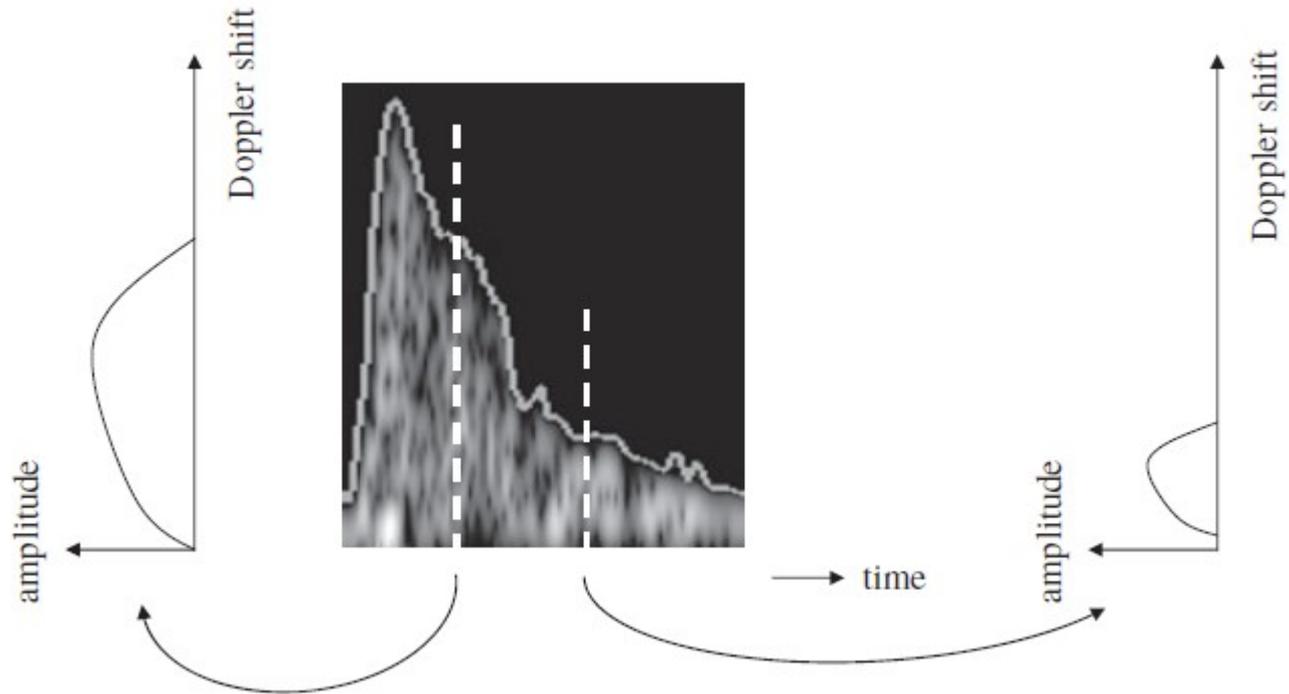


Grafico Spectral Doppler

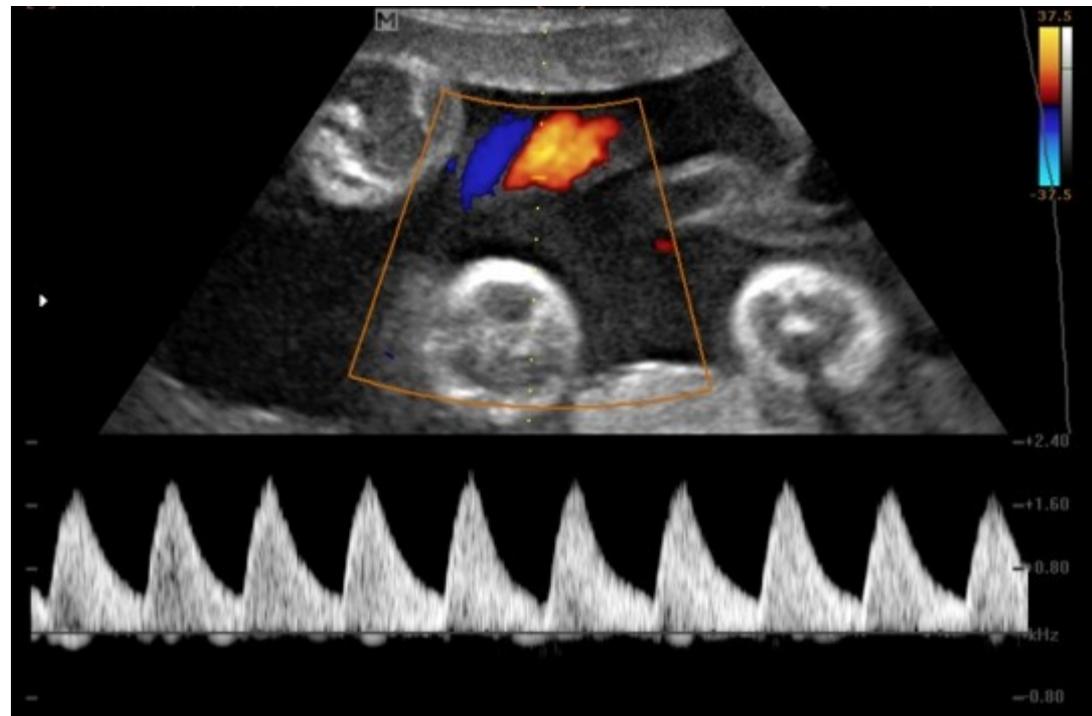


Contrazione cardiaca
(alte frequenze → alte
velocità del sangue)

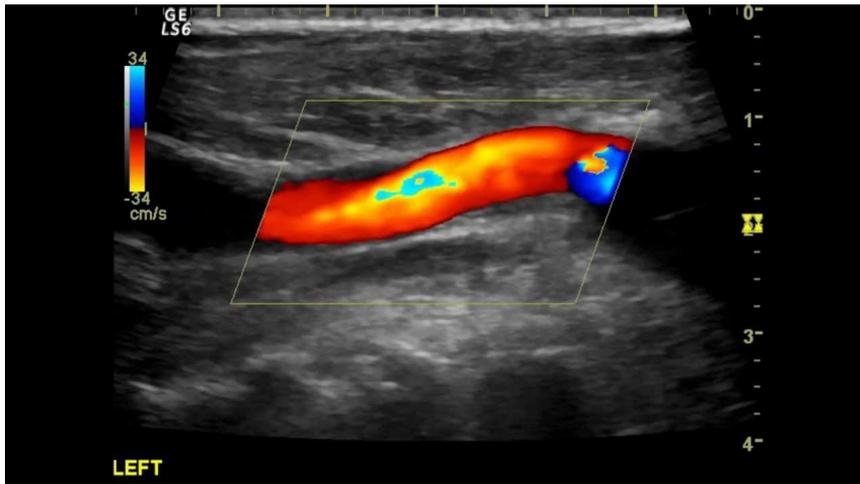
Espansione cardiaca
(bassa frequenza → bassa
velocità del sangue)

Immagini Triplex

Triplex = B-mode + colour flow Doppler + spectral Doppler



Aliasing nel Pulsed Wave Doppler



$$f_{\max} = \frac{1}{2t_{\text{rep}}} = \frac{\text{PRR}}{2}.$$

$$v_{\max} = \frac{cf_{\max}}{2f_i} = \frac{(\text{PRR})c}{4f_i}.$$

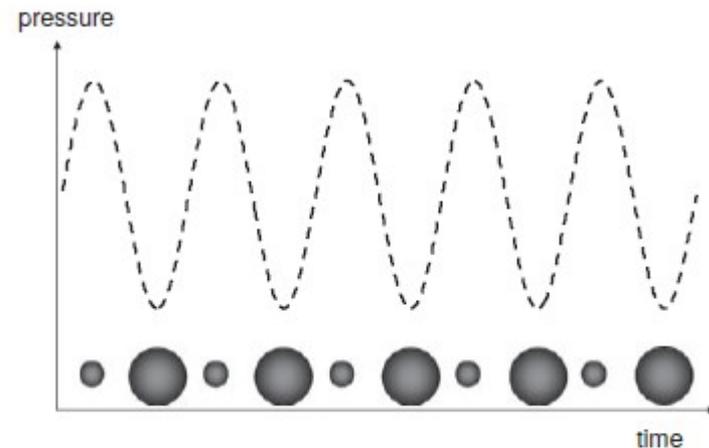
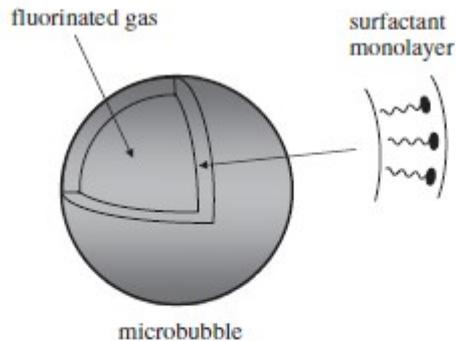
$$d_{\max} = \frac{ct_{\text{rep}}}{2} = \frac{c}{2\text{PRR}} = \frac{c^2}{8f_i v_{\max}}.$$

Si può evitare con:

- ▶ Power Doppler
- ▶ Continuous Wave (CW) Doppler

Agenti di contrasto in ecografia

► Microbolle e microsferere

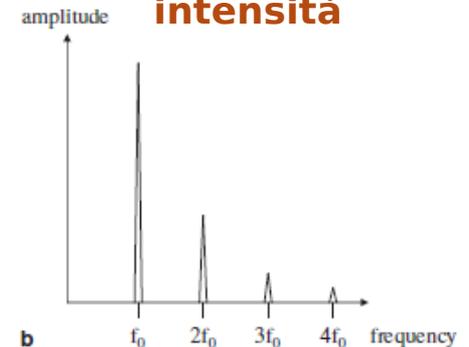
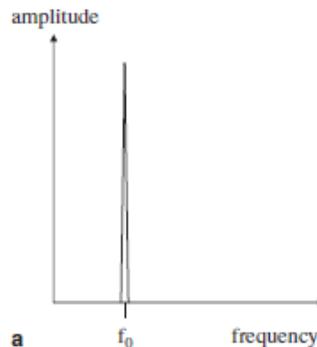


Diametro delle microbolle: 2 - 10 μm

Spessore dello strato: pochi nanometri

Campo di pressione a bassa

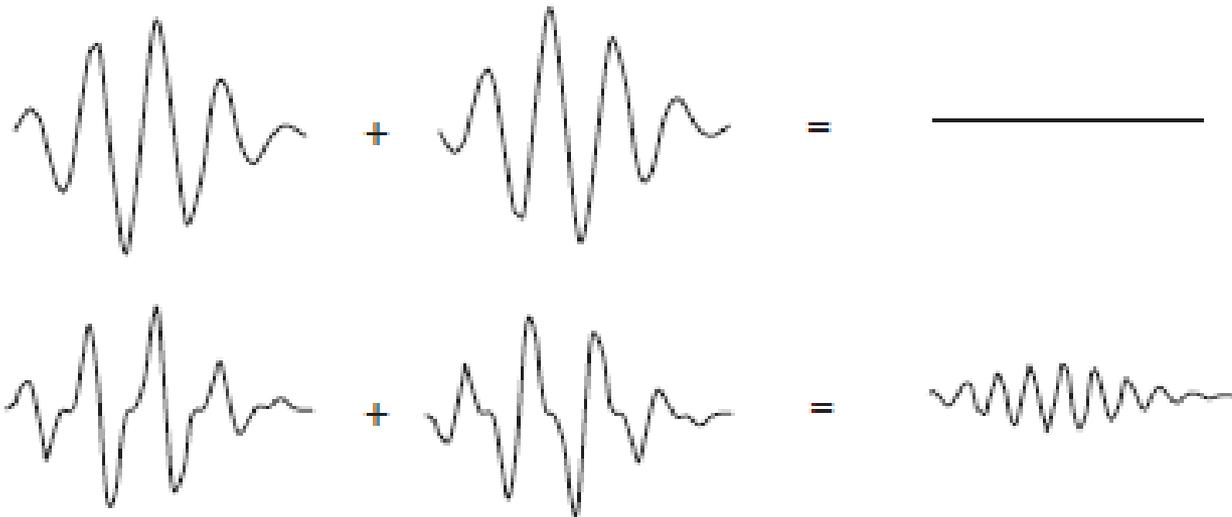
Campo di pressione ad alta intensità



Harmonic and Pulse Inversion Imaging

Scan 1 transmit 0°

Scan 2 transmit 180°



Tipologie di misura dell'energia acustica

(i) Spatial average (SA)	Takes into account the Gaussian shape of the lateral beamwidth and calculates the average value of the Gaussian function
(ii) Temporal average (TA)	Multiplies the average intensity during the pulse by the duty cycle (the percentage of the total imaging time for which the driving voltage is gated on)
(iii) Spatial peak (SP)	Measures the peak intensity at the focal spot of the beam
(iv) Temporal peak (TP)	Measures the highest instantaneous intensity of the beam

Applicazioni cliniche dell'ecografia

► Ostetricia e ginecologia



Feto di 19 settimane



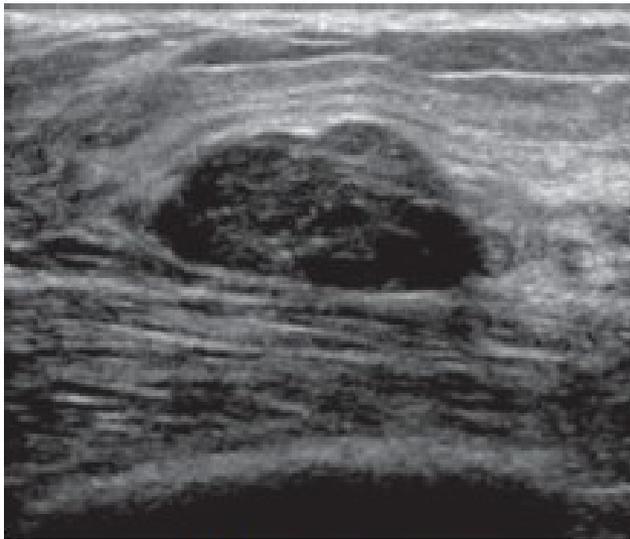
**Cervello
fetale**



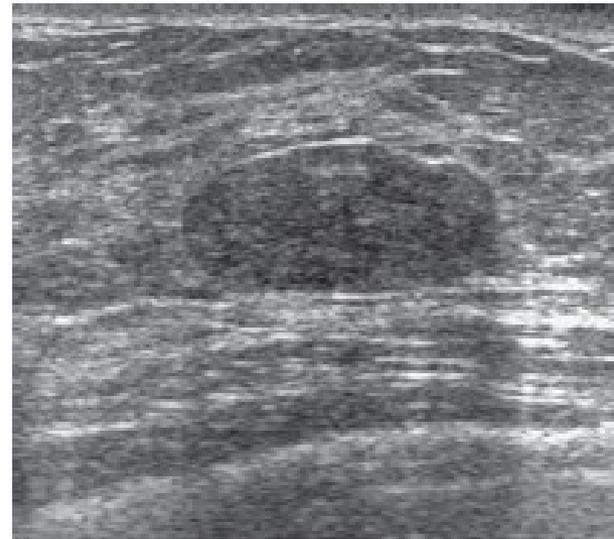
Immagine 3D

Applicazioni cliniche dell'ecografia

► Imaging della mammella



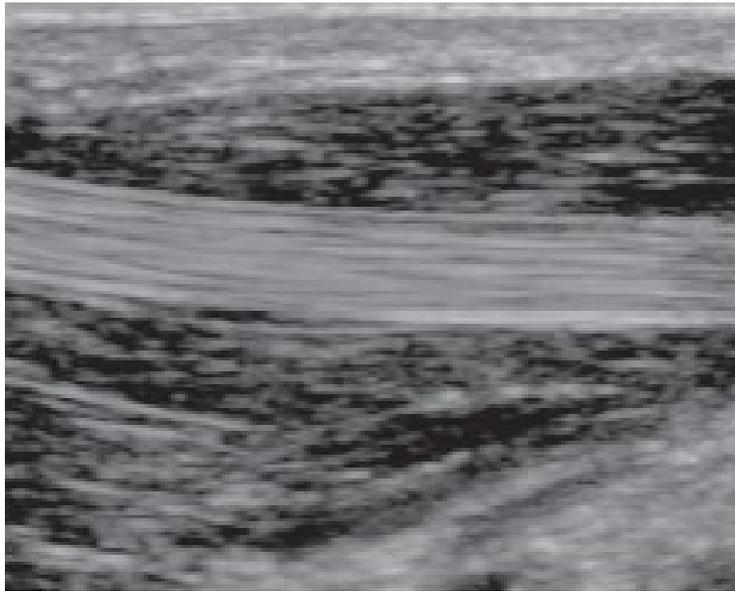
Fibroadenoma



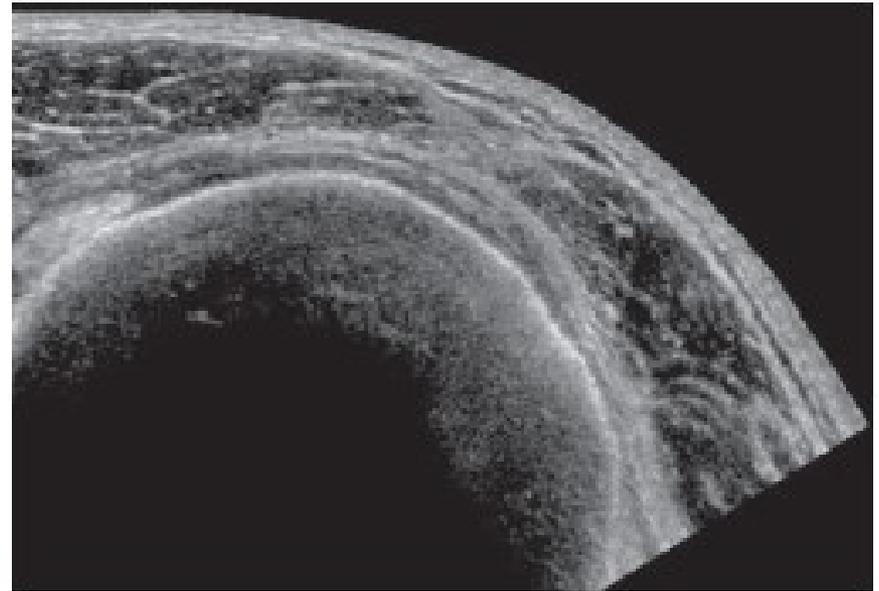
**Presenza di
una massa**

Applicazioni cliniche dell'ecografia

► Strutture muscoloscheletriche



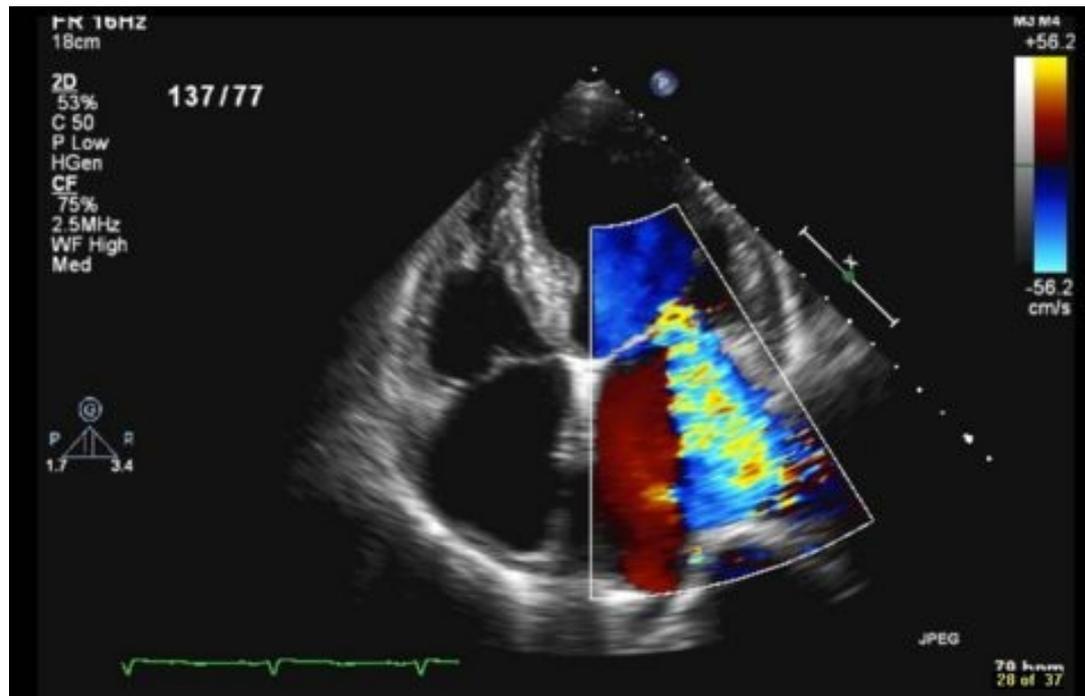
**Compound scan del tendine
flessore del pollice**



**Compound scan della cuffia
dei rotatori**

Applicazioni cliniche dell'ecografia

► Ecocardiografia

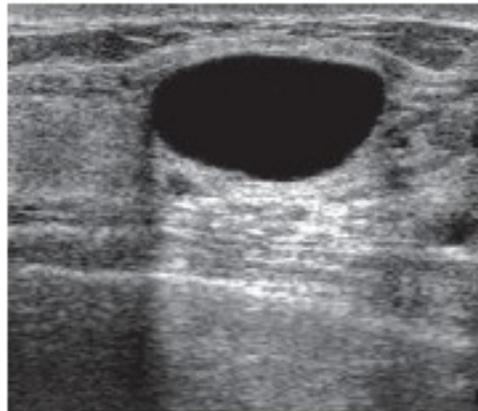


Rigurgito mitrale (colour Doppler)

Artefatti

- ▶ Speckle
- ▶ Riverberi
- ▶ Riflessioni multiple
- ▶ Acoustic enhancement
- ▶ Acoustic shadowing

Acoustic enhancement



Acoustic shadowing

