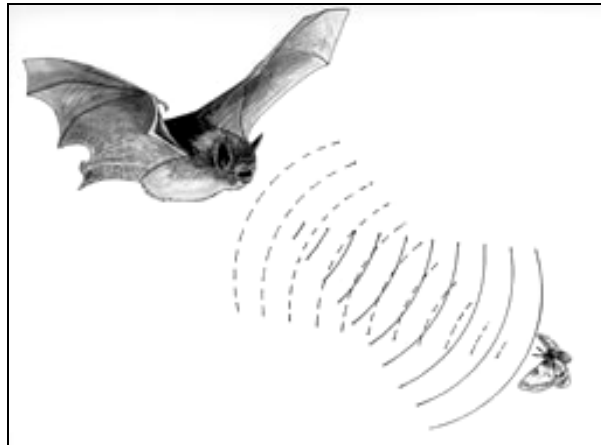
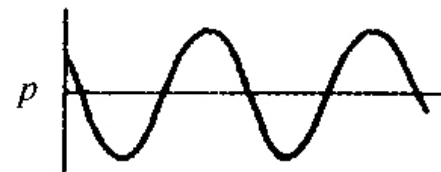
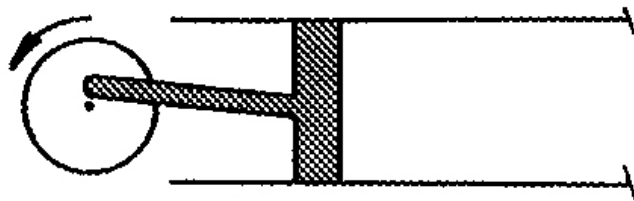


PRINCIPI DI FISICA DEGLI ULTRASUONI



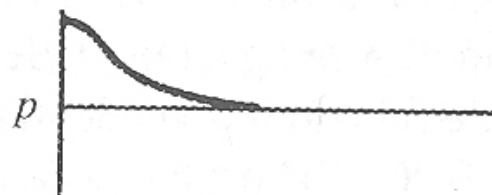
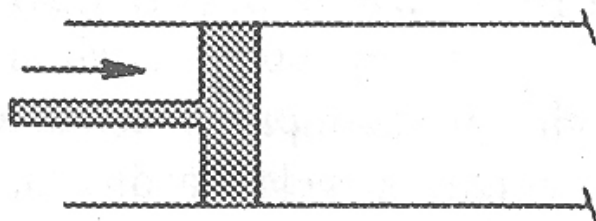


Segnale sinusoidale

$$T = \frac{1}{f} \text{ s.}$$

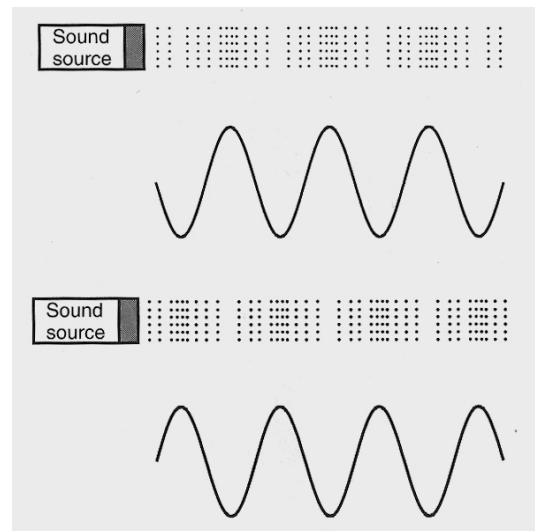
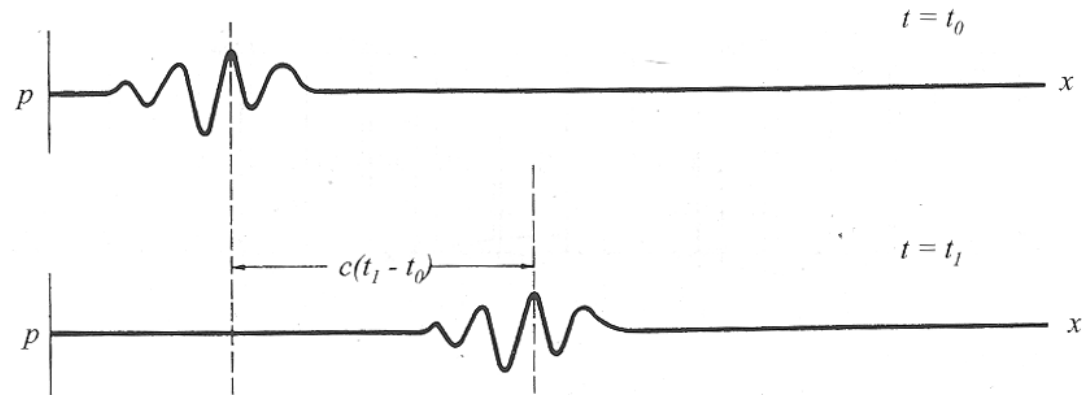
Frequenza f numero di oscillazioni al secondo (Hz)

Periodo T durata di un'oscillazione completa (s)



Singolo impulso

Spazio percorso nell'intervallo di tempo $(t_1 - t_0)$



Velocità di propagazione c (m/s)

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

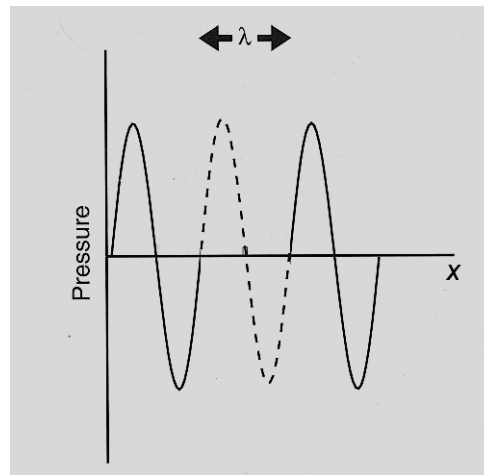
$$c = \frac{\sqrt{B}}{\sqrt{\rho}}$$

K compressibilità (diminuzione percentuale del volume per una certa pressione applicata)

$B = 1/K$ modulo di elasticità

ρ densità (massa volumica)

in acqua $c \sim 1480$ m/s



Lunghezza d'onda

$$\lambda = \frac{c}{f} = cT \quad \text{m}$$

In acqua a 100 Hz $\rightarrow \lambda = 14.8 \text{ m}$

a 100 kHz $\rightarrow \lambda = 14.8 \times 10^{-3} \text{ m} = 14.8 \text{ mm}$

a 1 MHz $\rightarrow \lambda = 1.48 \times 10^{-3} \text{ m} = 1.48 \text{ mm}$

a 10 MHz $\rightarrow \lambda = 0.148 \text{ mm} = 148 \text{ }\mu\text{m}$

Impedenza acustica caratteristica
(unità di misura: rayl)

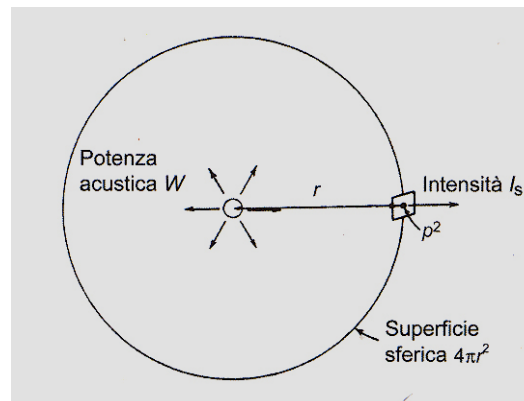
$$Z_0 = \frac{p}{u} = \rho_0 c$$

Valore caratteristico di ciascun mezzo di propagazione
Definisce la “attitudine” di un mezzo di farsi attraversare da un’onda acustica

Intensità acustica media

$$\langle I \rangle = \frac{\hat{p}^2}{\rho_0 c} \quad \text{W/m}^2$$

Relazioni tra potenza W , intensità I e pressione acustica p



$$W = 4\pi r^2 I_s \quad \text{W}$$

$$W = 4\pi r^2 \frac{\hat{p}^2}{\rho_0 c} \quad \text{W}$$

Pressione e intensità di fasci di ultrasuoni

$$I = \frac{p^2}{\rho \cdot c} \left(\frac{W}{m^2} \right) \quad \text{in acqua}$$

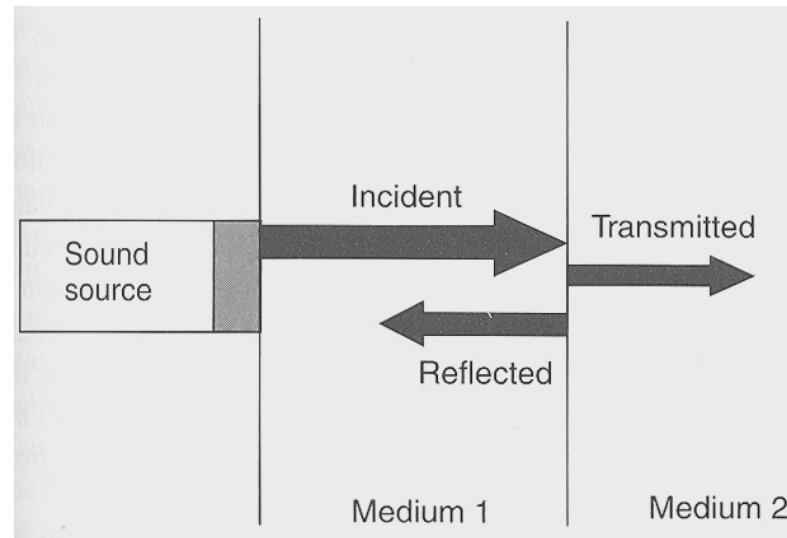
$$\rho \cdot c \approx 1.6 \cdot 10^6 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1} (\text{rayl})$$

Pressione		Intensità
MPa	atm	W/cm^2
→ 0.004	0.04	0.001
0.0126	0.126	0.01
0.04	0.4	0.1
0.126	1.26	1.
0.4	4.	10.
1.26	12.6	100.

$$1 \text{ atm} \approx 100 \text{ kPa}$$

$$I = \frac{(0.004 \cdot 10^6)^2}{1.6 \cdot 10^6} = 10 \frac{W}{m^2} \longrightarrow 0.001 \frac{W}{cm^2}$$

Riflessione e trasmissione (a incidenza normale)



Coefficienti di riflessione e trasmissione (per la pressione acustica)

$$r = \frac{Z_{02} - Z_{01}}{Z_{02} + Z_{01}} = \frac{1 - Z_{01} / Z_{02}}{1 + Z_{01} / Z_{02}},$$

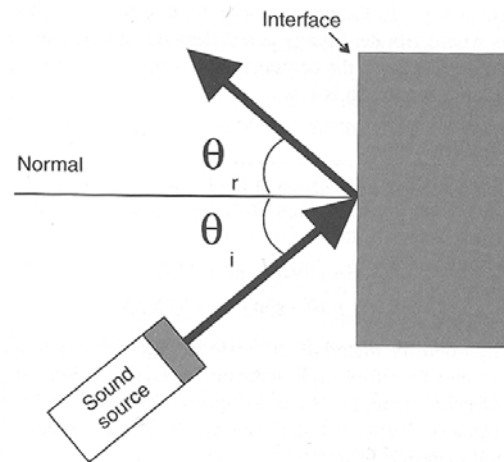
$$\tau = \frac{2Z_{02}}{Z_{02} + Z_{01}} = \frac{2}{1 + Z_{01} / Z_{02}}$$

Coefficienti di riflessione e trasmissione (per l'intensità acustica)

$$r_I = \left(\frac{Z_{02} - Z_{01}}{Z_{02} + Z_{01}} \right)^2 = \left(\frac{1 - Z_{01} / Z_{02}}{1 + Z_{01} / Z_{02}} \right)^2 ,$$

$$\tau_I = \frac{4Z_{01}Z_{02}}{(Z_{02} + Z_{01})^2} = \frac{4Z_{01} / Z_{02}}{(1 + Z_{01} / Z_{02})^2}$$

Riflessione speculare per incidenza obliqua

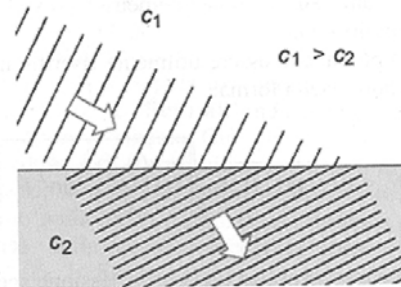


Coefficienti di riflessione e trasmissione

$$r_I = \left(\frac{Z_{02} \cos \theta_i - Z_{01} \cos \theta_t}{Z_{02} \cos \theta_i + Z_{01} \cos \theta_t} \right)^2,$$

$$\tau_I = \frac{4Z_{01}Z_{02} \cos^2 \theta_i}{(Z_{02} \cos \theta_i + Z_{01} \cos \theta_t)^2}$$

RIFRAZIONE



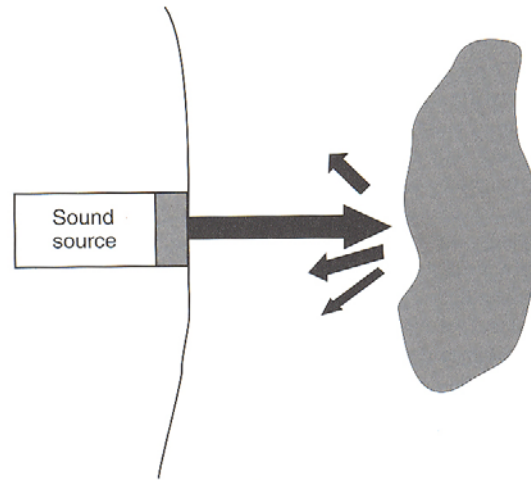
$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad \text{oppure} \quad \frac{\sin \theta_i}{c_1} = \frac{\sin \theta_t}{c_2}$$

Angolo limite. L'angolo per cui:

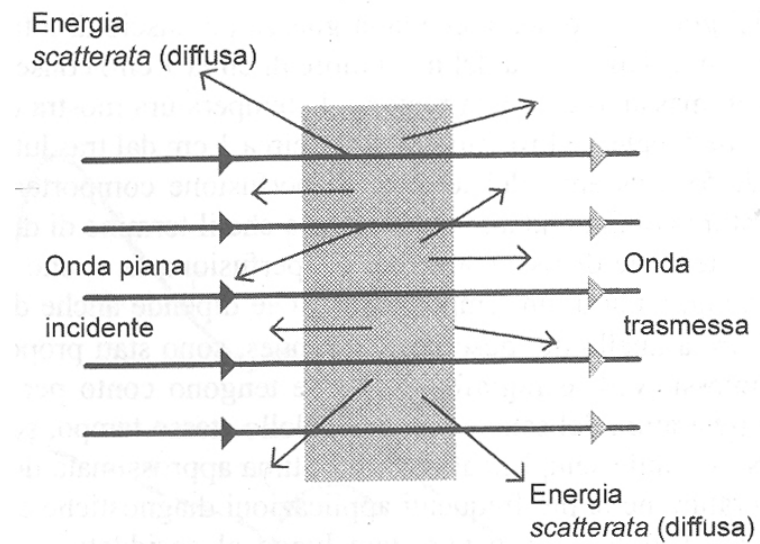
$$\sin \theta_c = \frac{c_1}{c_2}$$

- se $c_1 > c_2$ e $\theta_i > \theta_c$ vi è riflessione totale

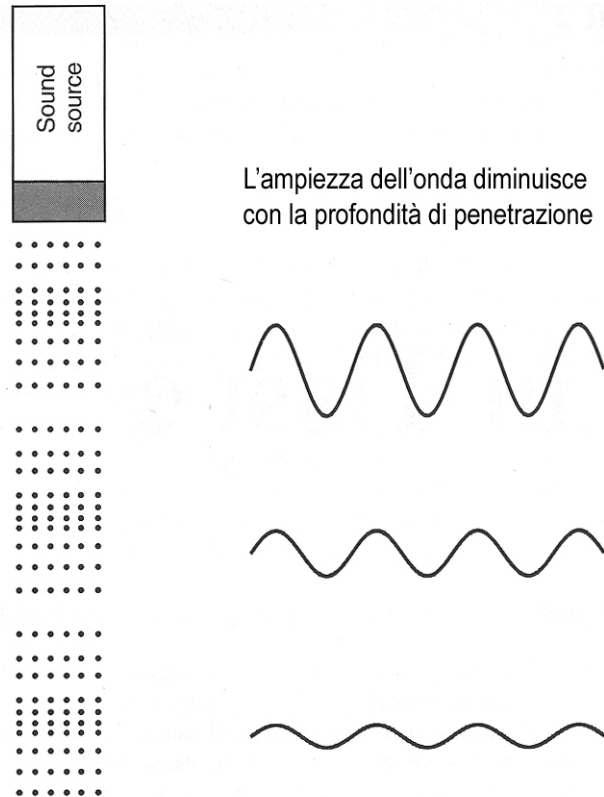
RIFLESSIONE DIFFUSA (non speculare su di una superficie irregolare)



SCATTERING NELL'ATTRAVERSAMENTO DI UN MEZZO CON DISOMOGENEITÀ



ATTENUAZIONE

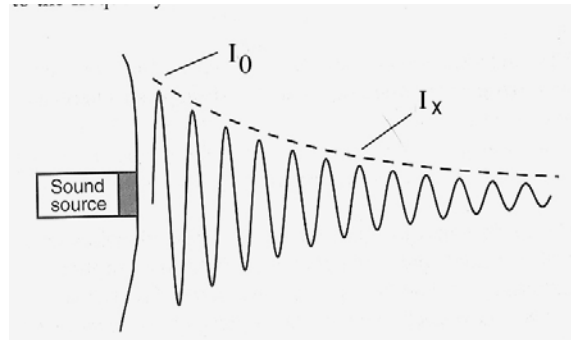


$$I(x) = I_0 e^{-2(\alpha_a + \alpha_s)x} = I_0 e^{-2\alpha x}$$

I_0 Intensità iniziale

α_a coefficiente di attenuazione per assorbimento

α_s coefficiente di attenuazione per scattering



In scala logaritmica (dB)

Per l'intensità acustica:

$$10 \log \frac{I_0}{I(x)} = 20 \alpha x \cdot \log(e)$$

$$10 \log \frac{I_0}{I(x)} = 8,68 \alpha x$$

$$\alpha_{dB} = 8,68 \alpha$$

$$\alpha_{dB} = \frac{10}{x} \log \frac{I_0}{I(x)} = -\frac{10}{x} \log \frac{I(x)}{I_0} \quad \text{dB/cm}$$

Per la pressione acustica:

$$\alpha_{dB} = \frac{20}{x} \log \frac{p_0}{p(x)} = -\frac{20}{x} \log \frac{p(x)}{p_0} \quad \text{dB/cm}$$

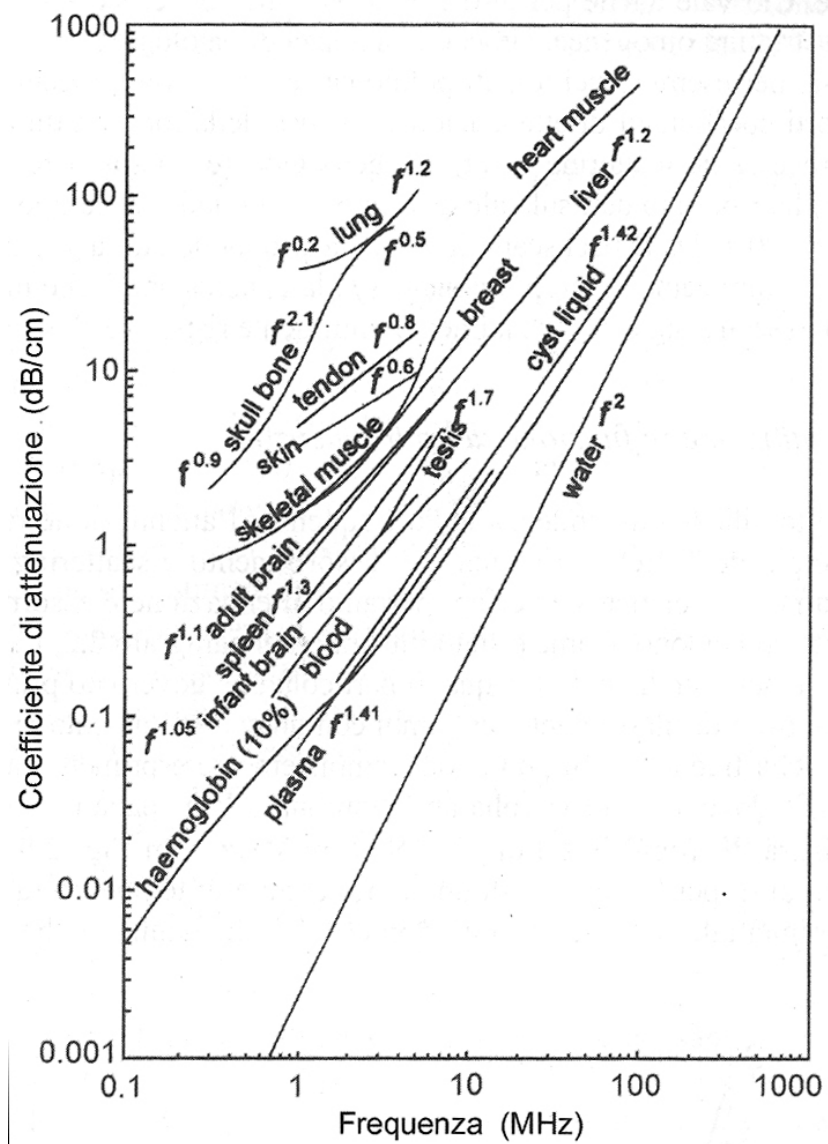
Rapporti di pressione e intensità e scala logaritmica (in dB)

I/I_0	p/p_0	dB
10000	100	40
400	20	26
100	10	20
4	2	6
1	1	0
0,25	0,5	-6
0,01	0,1	-20
0,0025	0,05	-26
0,0001	0,01	-40

$$10\log \frac{I}{I_0}$$

$$10\log \frac{p^2}{p_0^2} = 20\log \frac{p}{p_0}$$

Coefficiente di attenuazione in funzione della frequenza
in alcuni materiali biologici



Esempio di calcolo dell'attenuazione dell'intensità

Riduzione di Intensità per attenuazione

$$\Delta I = a \cdot f \cdot l \quad (\text{dB})$$

$\swarrow$ $\nwarrow$
 dB/cm/MHz distanza percorsa nel mezzo

es.: Diminuzione dell'intensità a 2.5 MHz
in 6 cm di tessuto ($a = 0.8 \text{ dB/cm/MHz}$)

$$\Delta I = 0.8 \cdot 2.5 \cdot 6 = 12 \text{ dB}$$

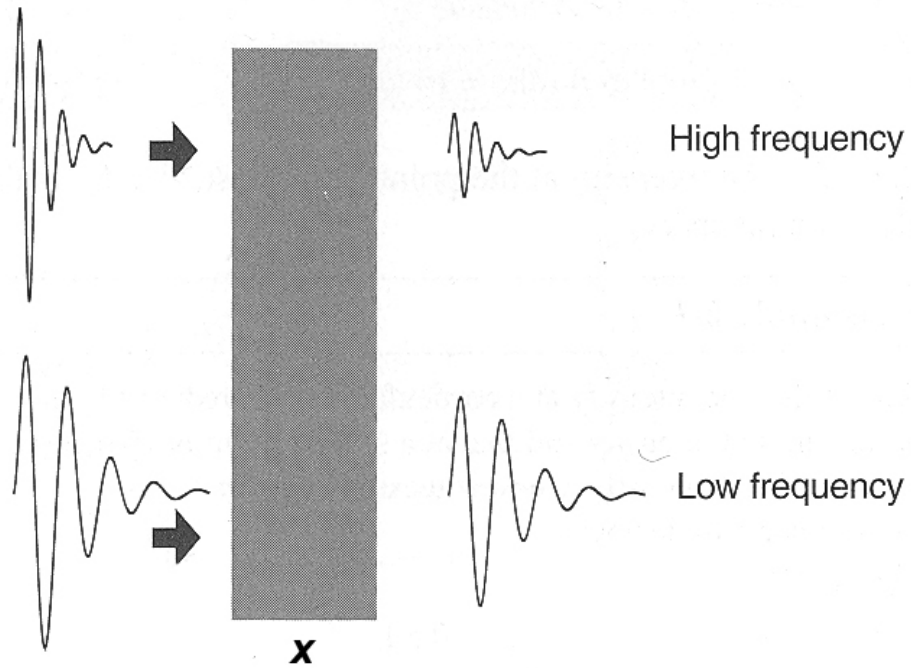
$$\text{a } 10 \text{ MHz} \Rightarrow \Delta I = 48 \text{ dB}$$

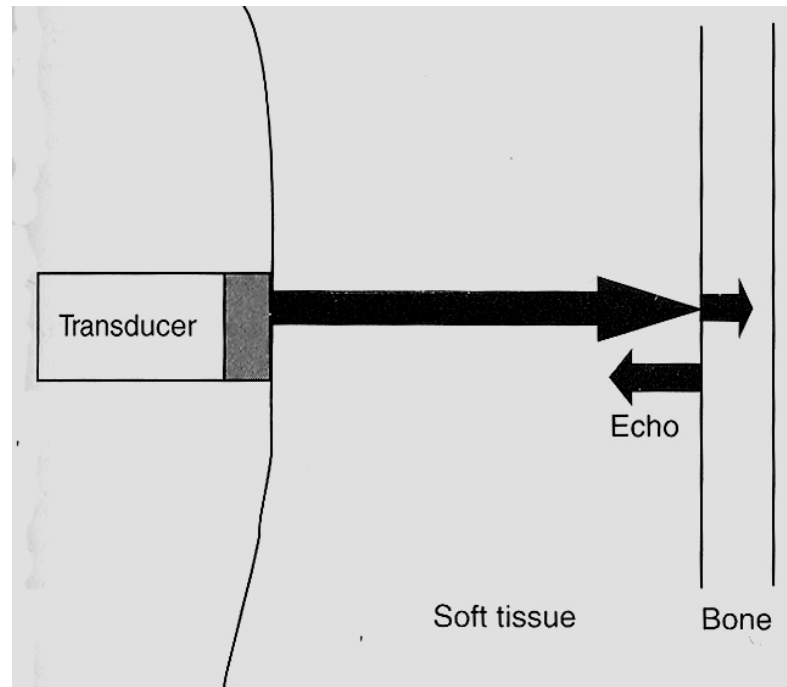
$$\text{per } a = 8 \text{ dB/cm/MHz} \quad \underline{l = 1 \text{ cm}}$$

$$2.5 \text{ MHz} \Rightarrow 8 \times 2.5 \times 1 \Rightarrow \Delta I = 20 \text{ dB}$$

$$10 \text{ MHz} \Rightarrow \Delta I = 80 \text{ dB}$$

Attenuazione di impulsi
ad alta frequenza e a bassa frequenza





Attenuazione (dell'Intensità) in dB
 $= \alpha f x$
 α (dB/cm/MHz) x (cm)

Calculate the intensity loss in decibels for a 2.5 MHz ultrasound beam after traversing 6 cm of soft tissue.

$$\alpha = 0.8 \text{ dB/cm/MHz}$$

$$f = 2.5 \text{ MHz}$$

$$x = 6 \text{ cm}$$

$$\text{Intensity loss (dB)} =$$

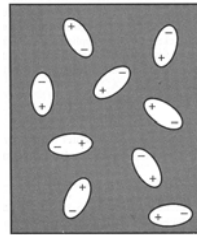
$$\text{Intensity loss (dB)} = (0.8 \text{ dB/cm/MHz})(2.5 \text{ MHz})(6 \text{ cm})$$

$$\text{Intensity loss (dB)} = 12 \text{ dB}$$

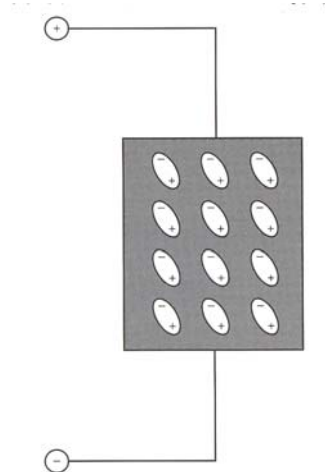
Effetto piezoelettrico e Materiali piezoelettrici

Fornire una differenza di potenziale elettrico quando viene sollecitato meccanicamente
Reversibilmente, deformarsi se sottoposto a un campo elettrico esterno

Presente in natura in materiali come il quarzo
Indotto artificialmente in materiali ceramici come il titanato di bario, niobato di litio
o le più diffuse ceramiche ferroelettriche PZT (Piezo Lead Zirconate Titanate)

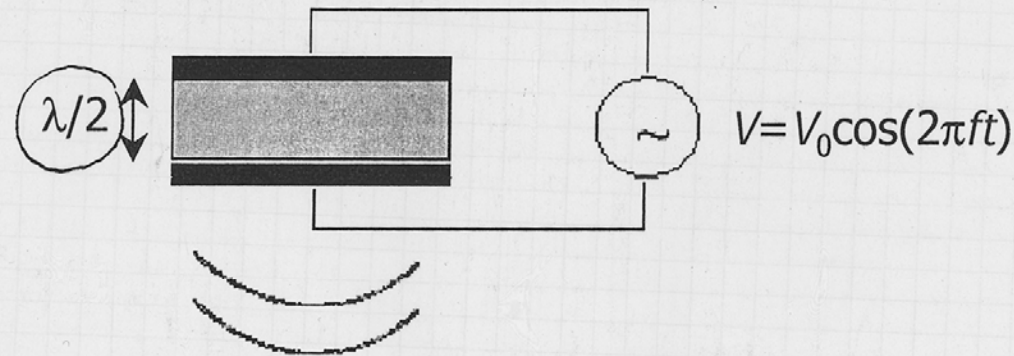


Polarizzazione



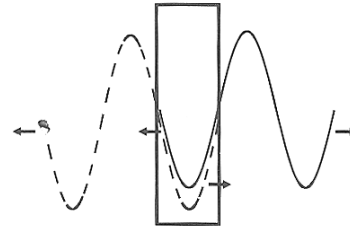
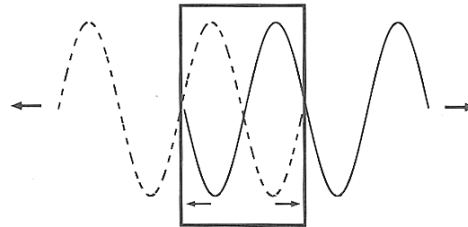
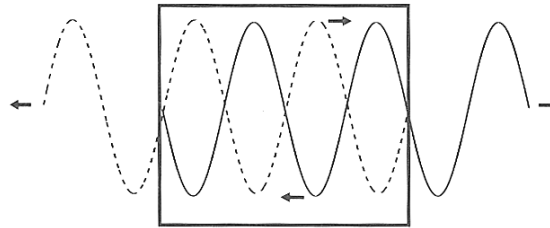
Trasduttori piezoelettrici

Generazione di ultrasuoni



- se la tensione alternata è applicata ad una frequenza di pulsazione f e lo spessore del materiale è pari a metà della lunghezza d'onda corrispondente ($\lambda = u/f$), il trasduttore risuona alla stessa frequenza della tensione applicata. La risonanza aumenta l'efficienza in generazione e ricezione dell'onda acustica

Frequenza di funzionamento ottimale



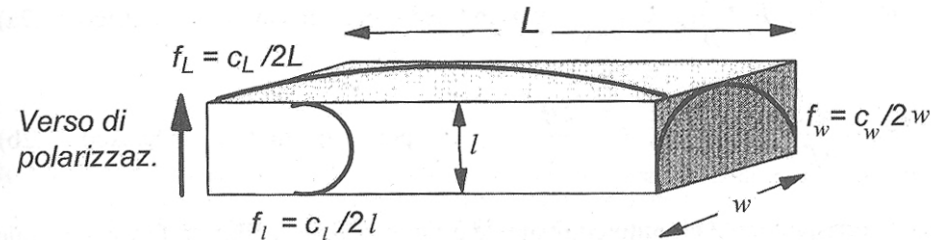
Condizione di risonanza nel cristallo

(Massima efficienza di emissione: $\lambda / 2 =$ spessore del cristallo)

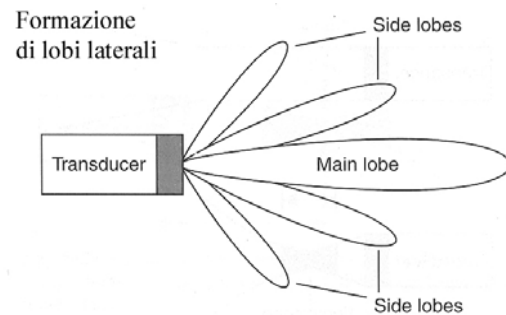
p.es. $f = 2 \text{ MHz}$

$$\text{spessore} = \frac{\lambda}{2} = \frac{c}{2f} \approx \frac{4 \cdot 10^3}{2 \cdot 2 \cdot 10^6} = 1 \cdot 10^{-3} \text{ m} = 1 \text{ mm}$$

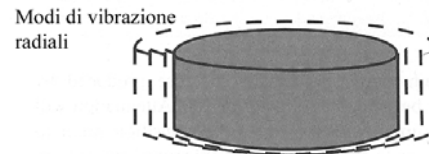
Modi propri di un cristalli parallelepipedo (lo spessore è molto più piccolo delle altre due dimensioni)



Formazione di lobi laterali A causa di modi vibrazionali radiali "spuri"

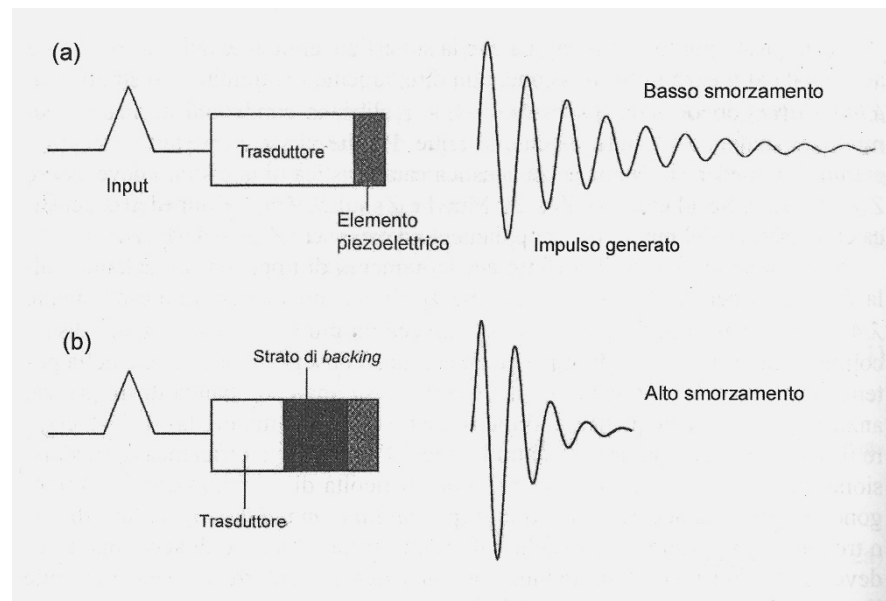
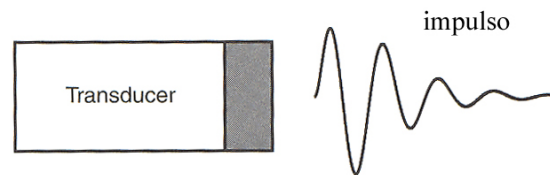
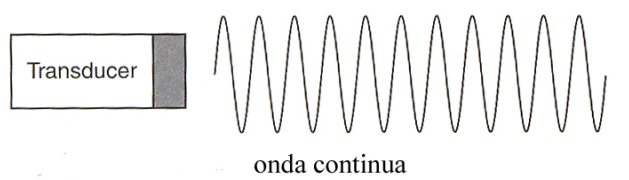


Side lobes. Sound energy radiates in multiple directions. The intensity of the side lobes is less than that of the main lobe.

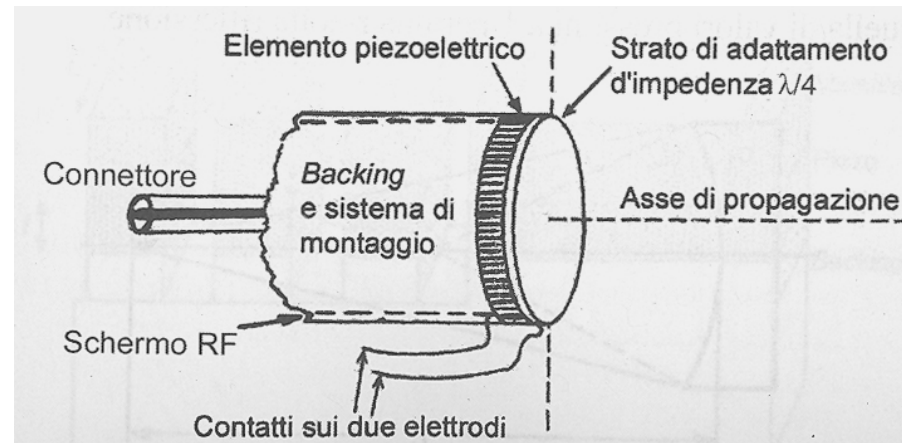


I lobi laterali vengono ridotti con tecniche di "apodizzazione" meccanica o elettronica per ridurre l'emissione ai bordi del trasduttore

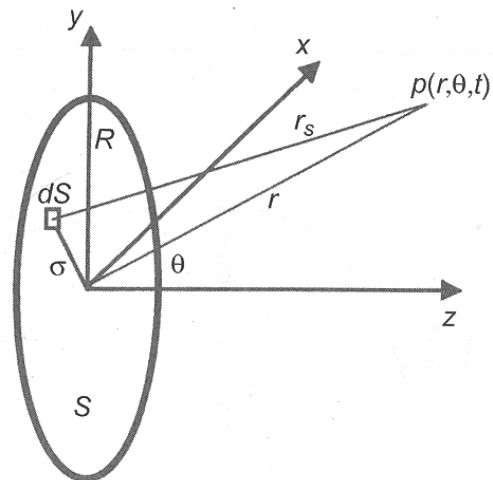
Funzionamento in onda continua e a impulsi



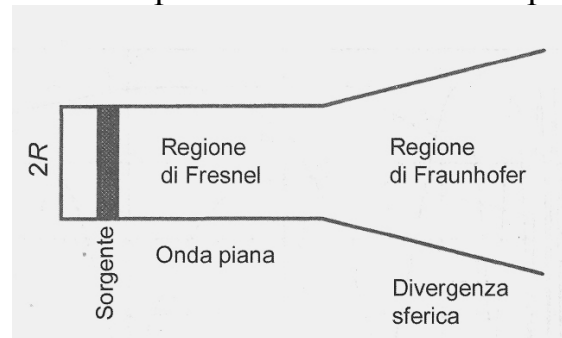
Schema di costruzione di un trasduttore a singolo elemento



Modello semplice di un trasduttore piano circolare

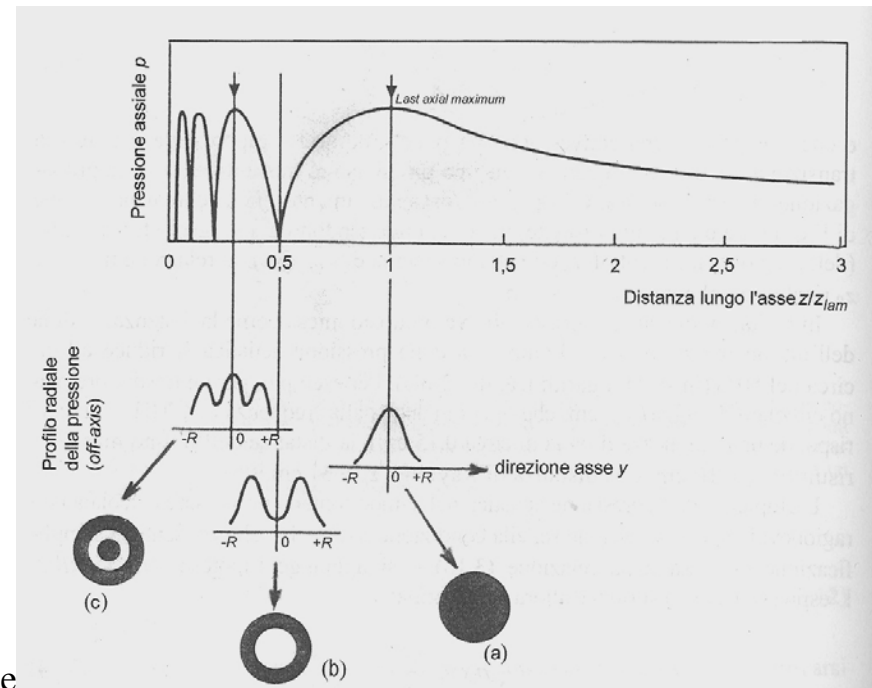


Campo di ultrasuoni prodotto da un elemento piano circolare



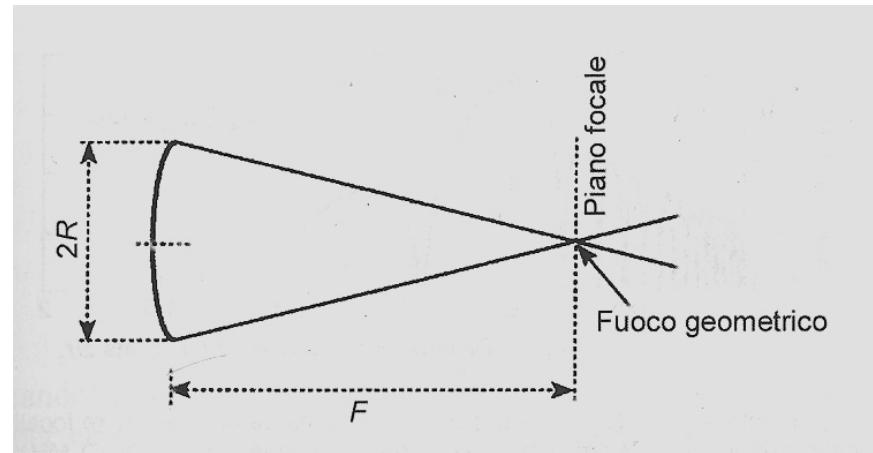
La zona di Fresnel (o di “campo vicino”) è tanto più estesa tanto più grande è il diametro del trasduttore e più elevata è la frequenza di funzionamento.

L'angolo di divergenza è tanto più piccolo quanto è elevata la frequenza e grande il diametro del trasduttore



Pressione acustica lungo l'asse del trasduttore e in direzione radiale

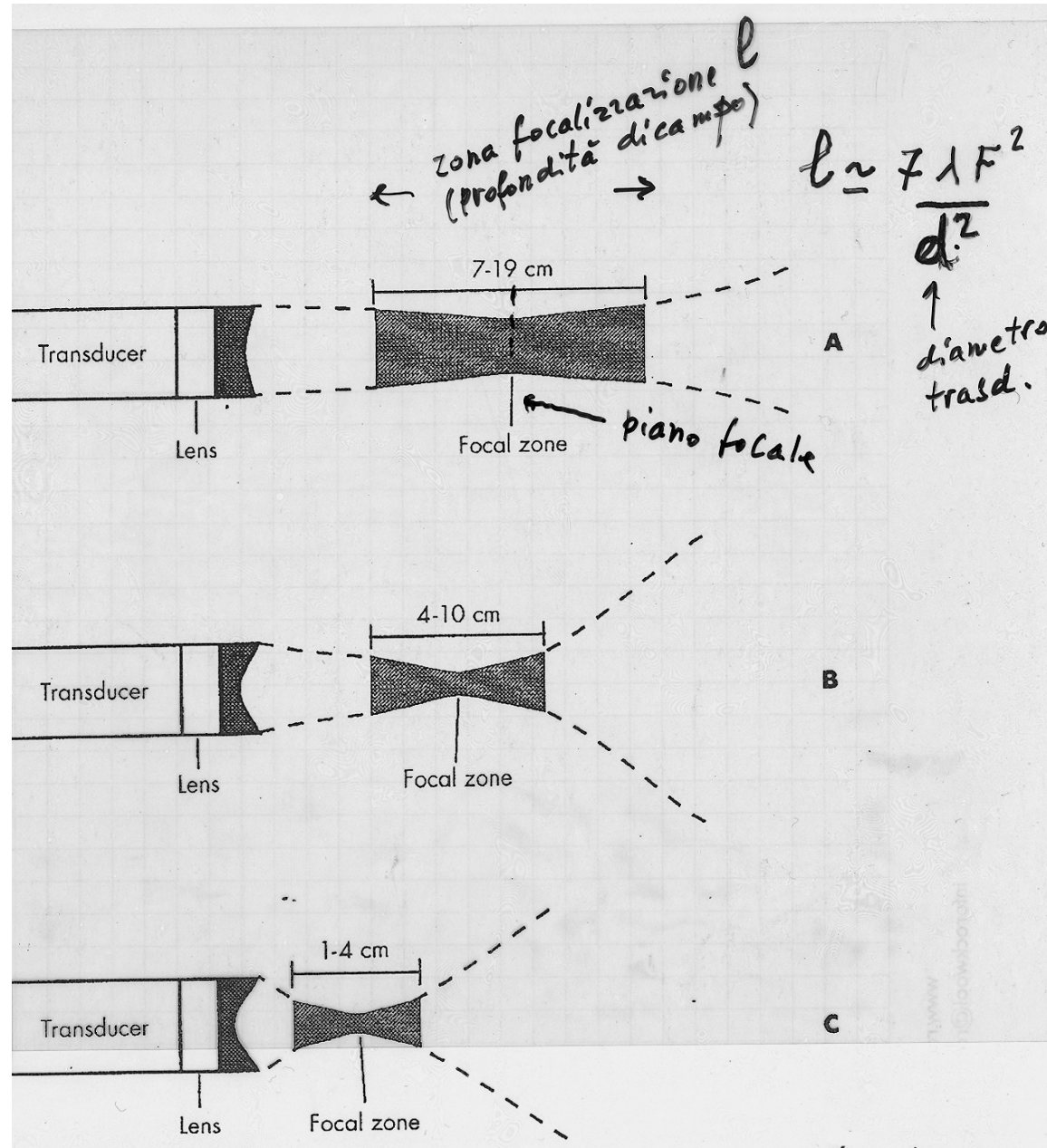
Focalizzazione



Guadagno di focalizzazione (aumento della pressione nel fuoco)

$$G = \frac{z_R}{F} = \frac{\pi R^2}{\lambda F}$$

$$\text{diametro del fascio nel fuoco} \approx \frac{\pi d^2}{4cF}$$

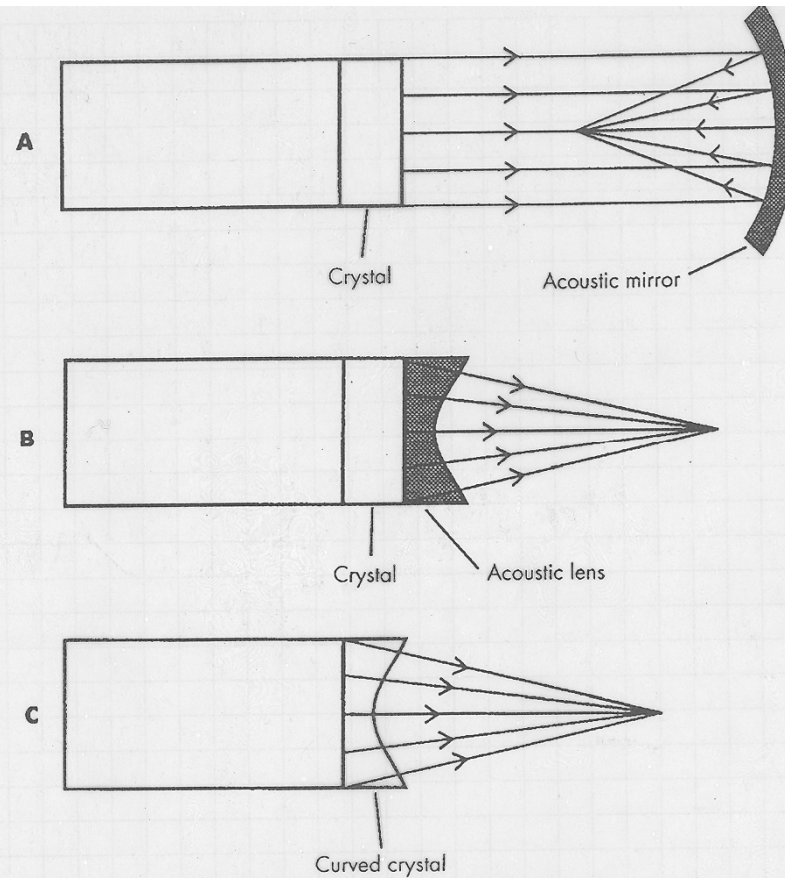


Metodi di focalizzazione
dei trasduttori.

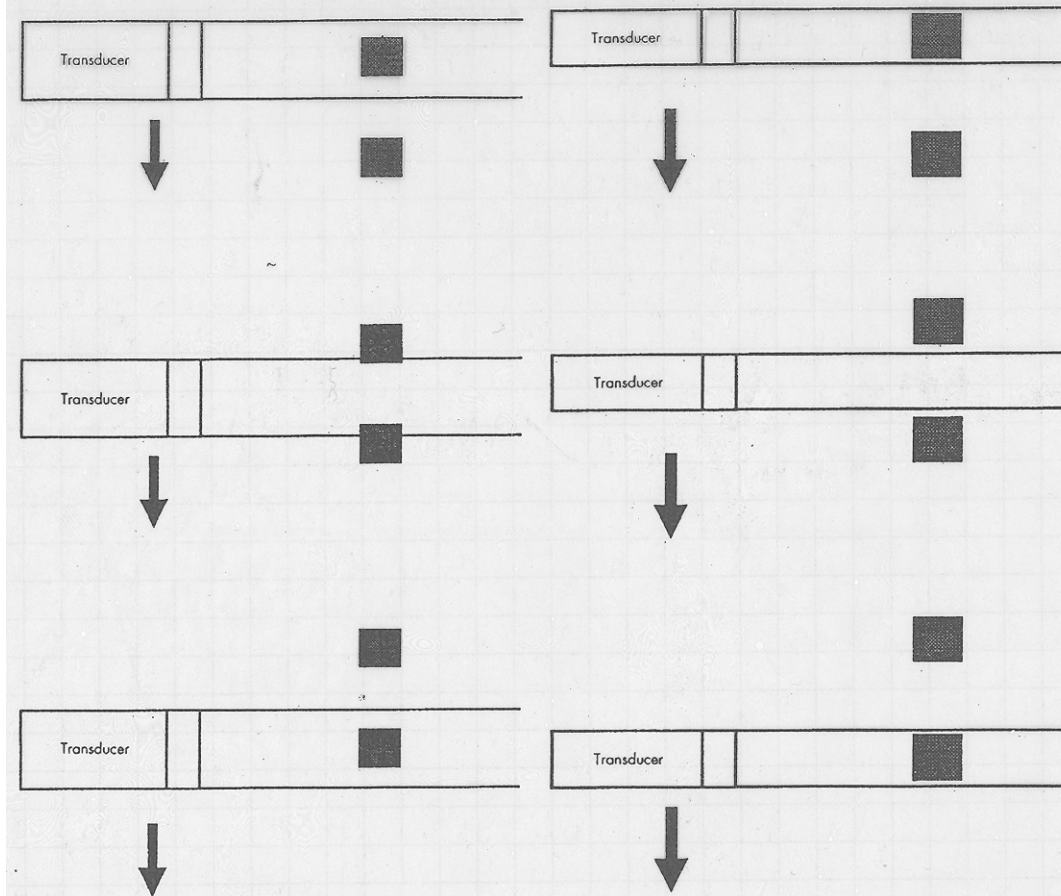
A: specchio acustica

B: lente acustica

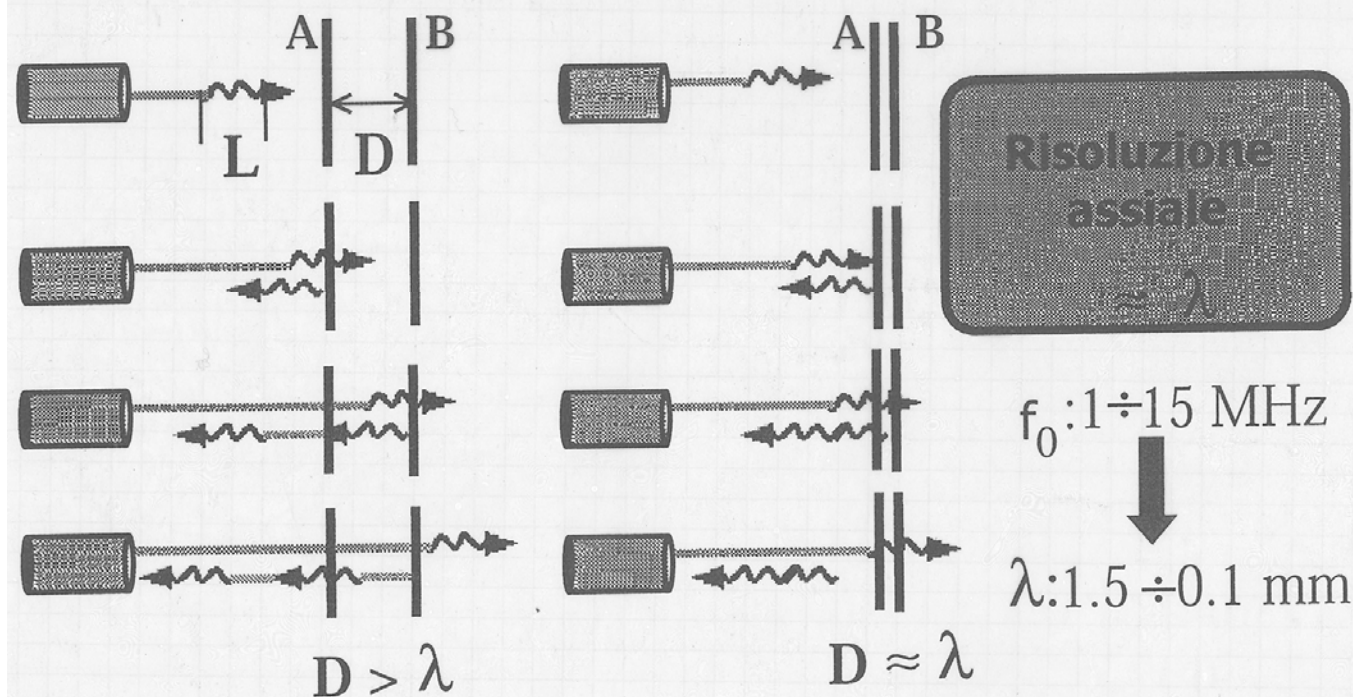
C: cristallo curvo



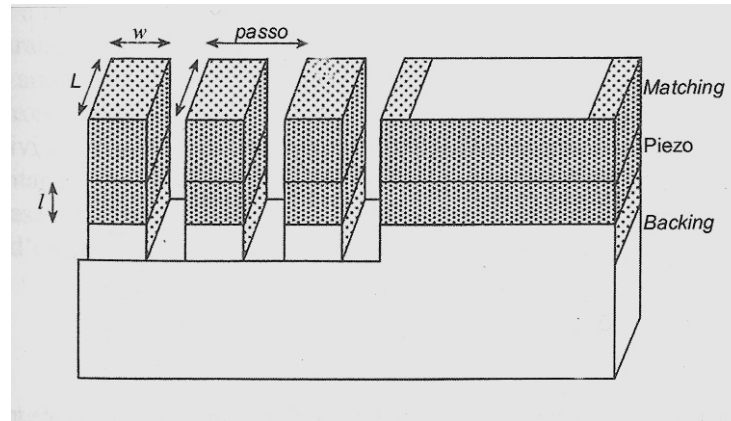
Risoluzione laterale



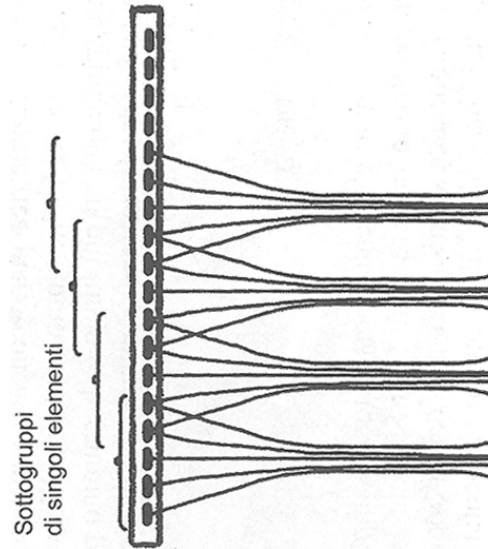
Risoluzione assiale (in direzione parallela all'asse del fascio)



Principio di costruzione di un trasduttore a multi-elementi

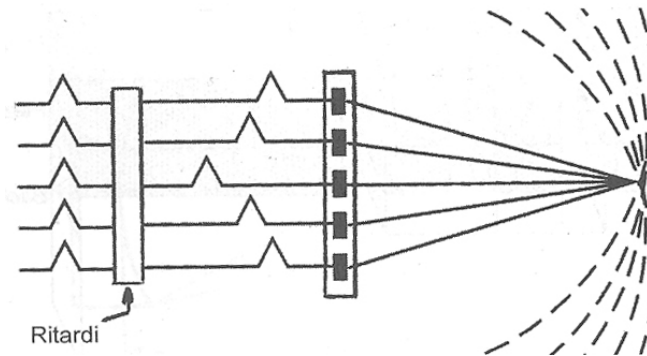


Array (schiera) lineare di trasduttori

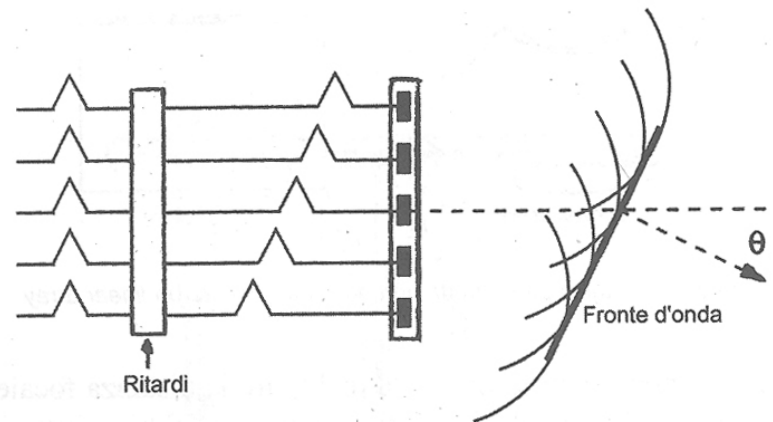


Singoli elementi possono essere raggruppati tra loro per ottenere maggiore profondità di campo e fasci meno divergenti

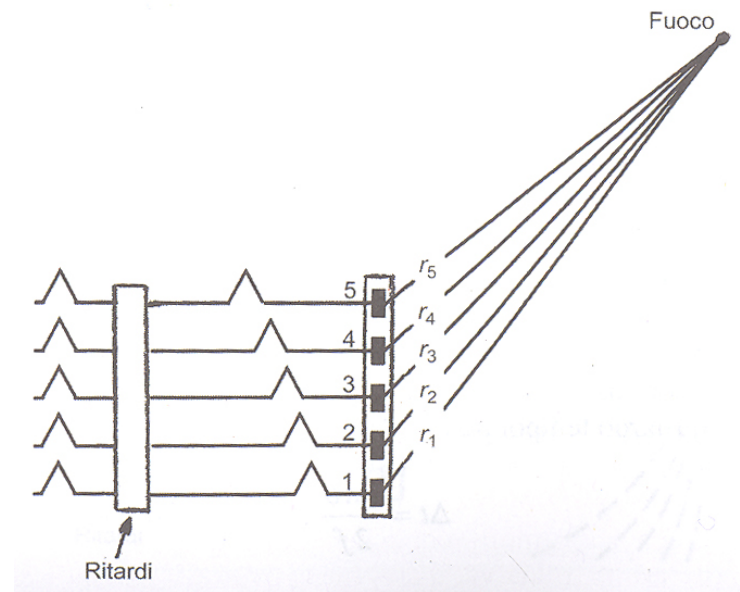
Focalizzazione per via elettronica



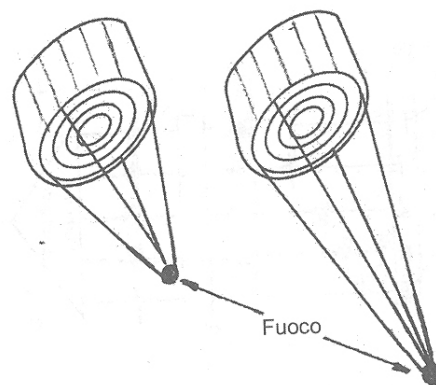
Controllo dell'angolo di direzione del fascio (steering), con costruzione di un unico fronte d'onda



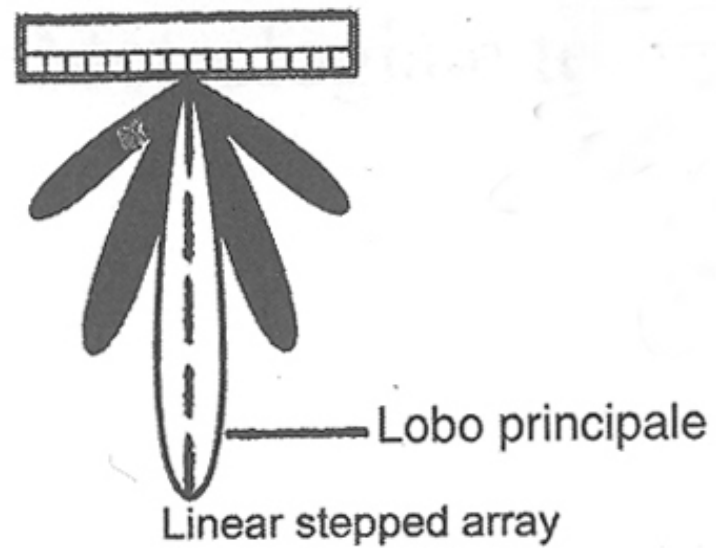
Steering e focalizzazione del fascio



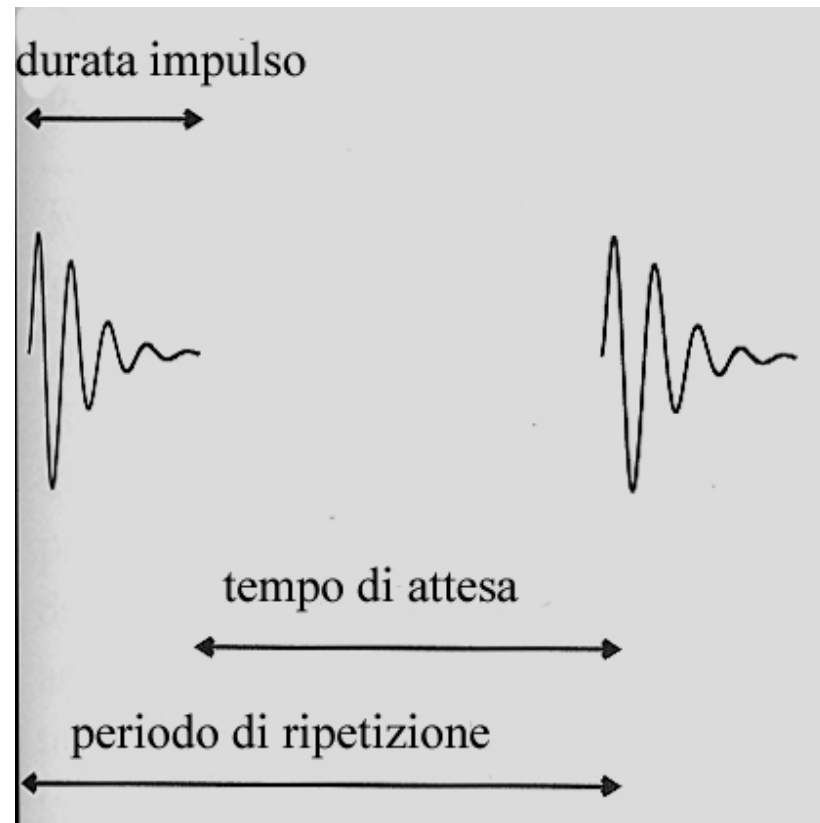
Focalizzazione con array anulari



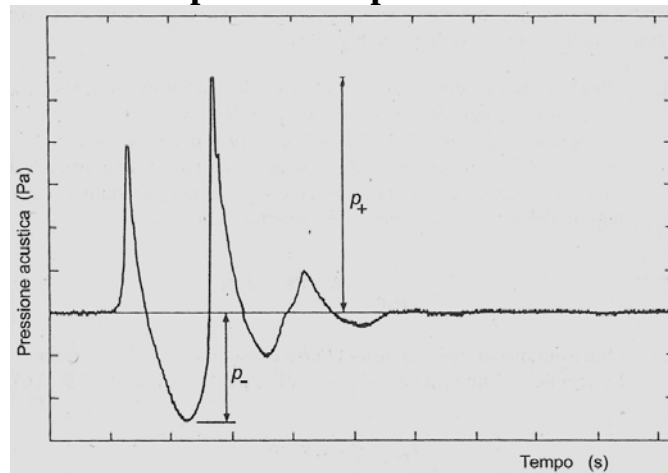
Formazione di lobi laterali in array lineari
(si riducono con tecniche di “apodizzazione” elettronica del fascio)



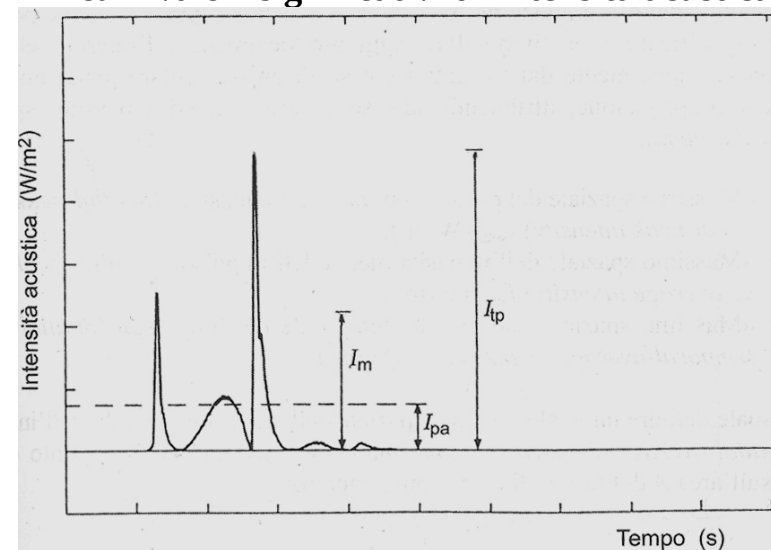
Principali grandezze temporali



Valori importanti di pressione acustica

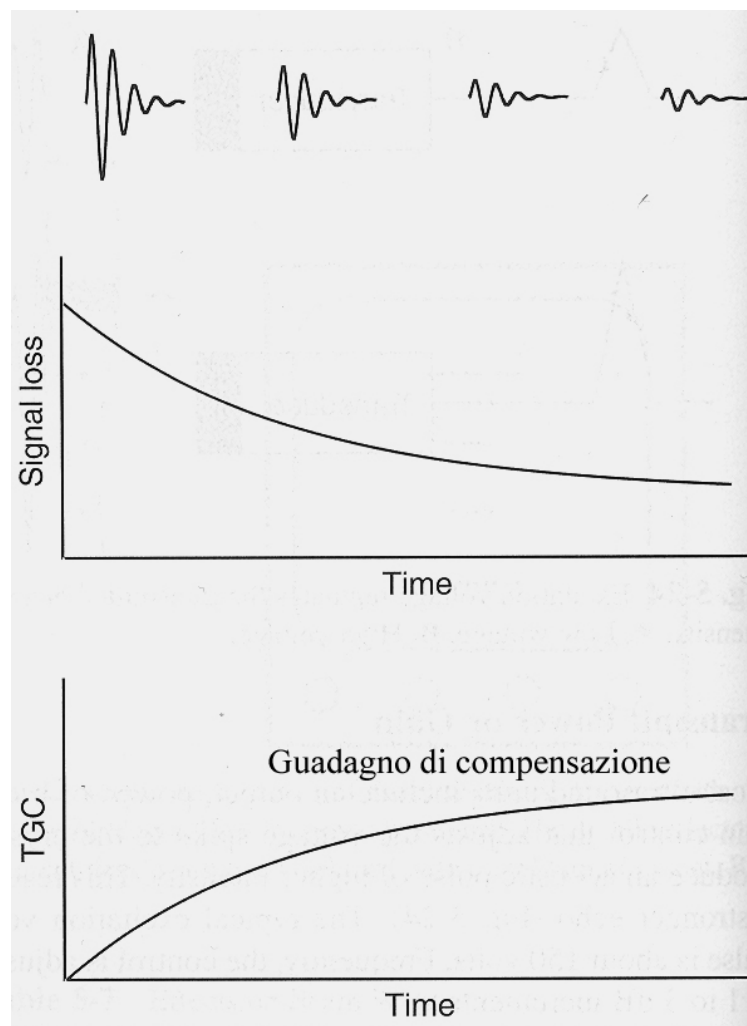


Alcuni valori significativi di Intensità acustica

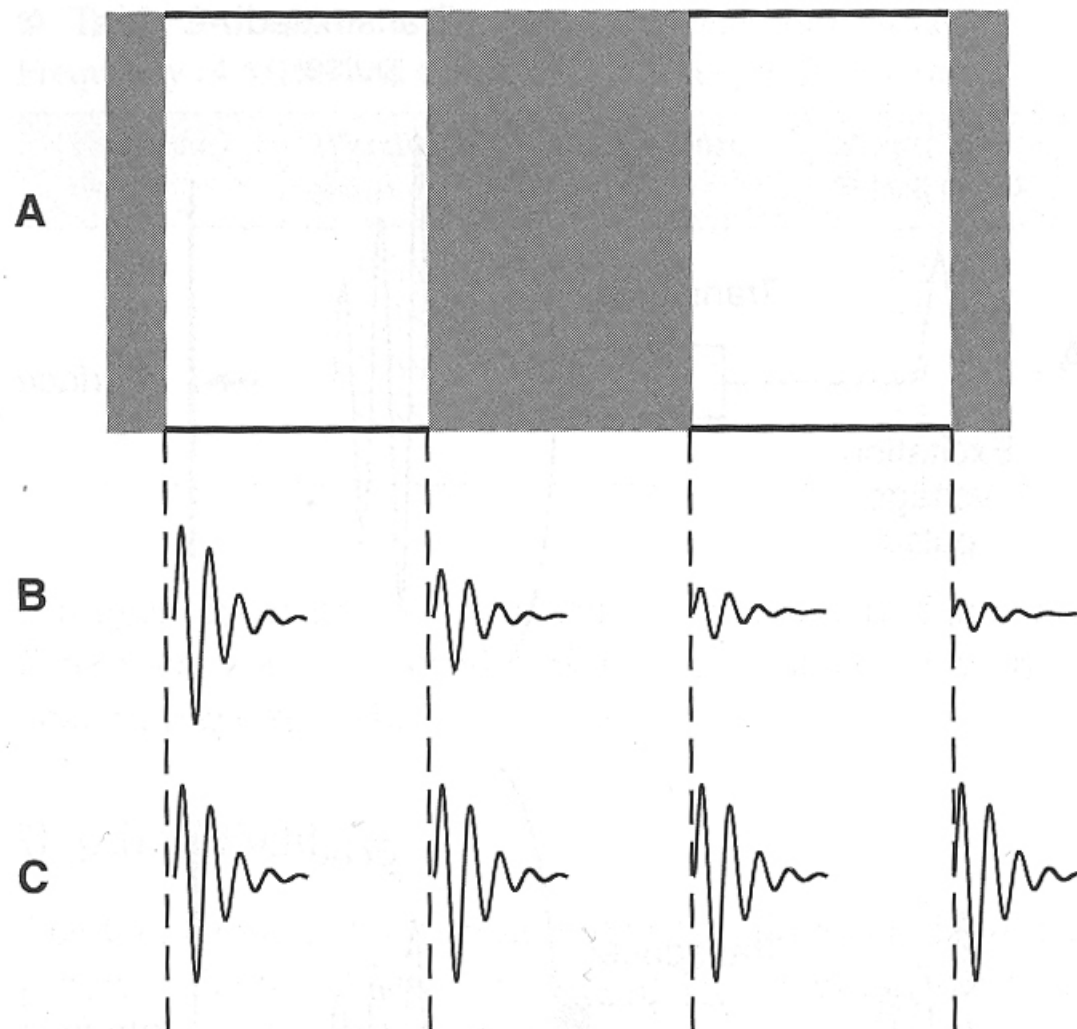


- I_m Valore medio calcolato sul semiperiodo del picco di intensità più elevato
 I_{pa} Valore medio calcolato sul tempo di durata dell'impulso

Compensazione automatica dell'attenuazione

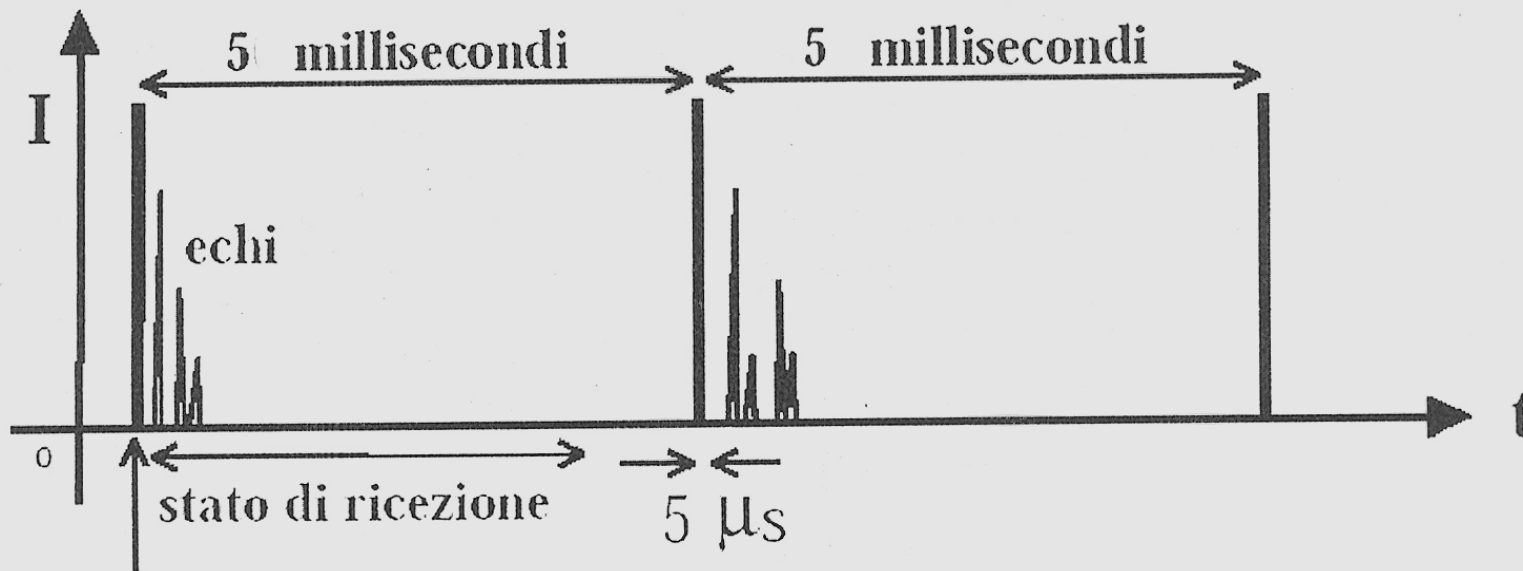


Compensazione dell'attenuazione (TGC)



Esempio di tecnica impulsata (*riduzione dell'intensità erogata*)

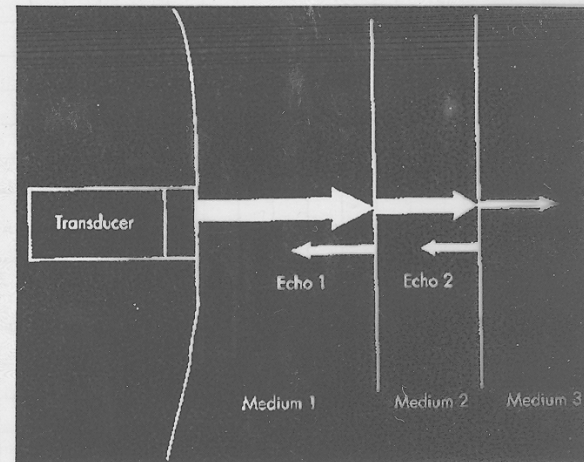
- $f_0 = 1\text{MHz}$ Intensità dell'impulso inviato 80 W/cm^2
 - 200 impulsi al secondo (200 PRF, Pulse Repetition Frequency)
 - durata impulso $5\text{ }\mu\text{s}$
- $I_{\text{eff}} = 80[\text{W/cm}^2] \cdot 200[\text{s}^{-1}] \cdot 5 \cdot 10^{-6} [\text{s}] = 0.08 [\text{W/cm}^2]$



Riflettività delle interfacce

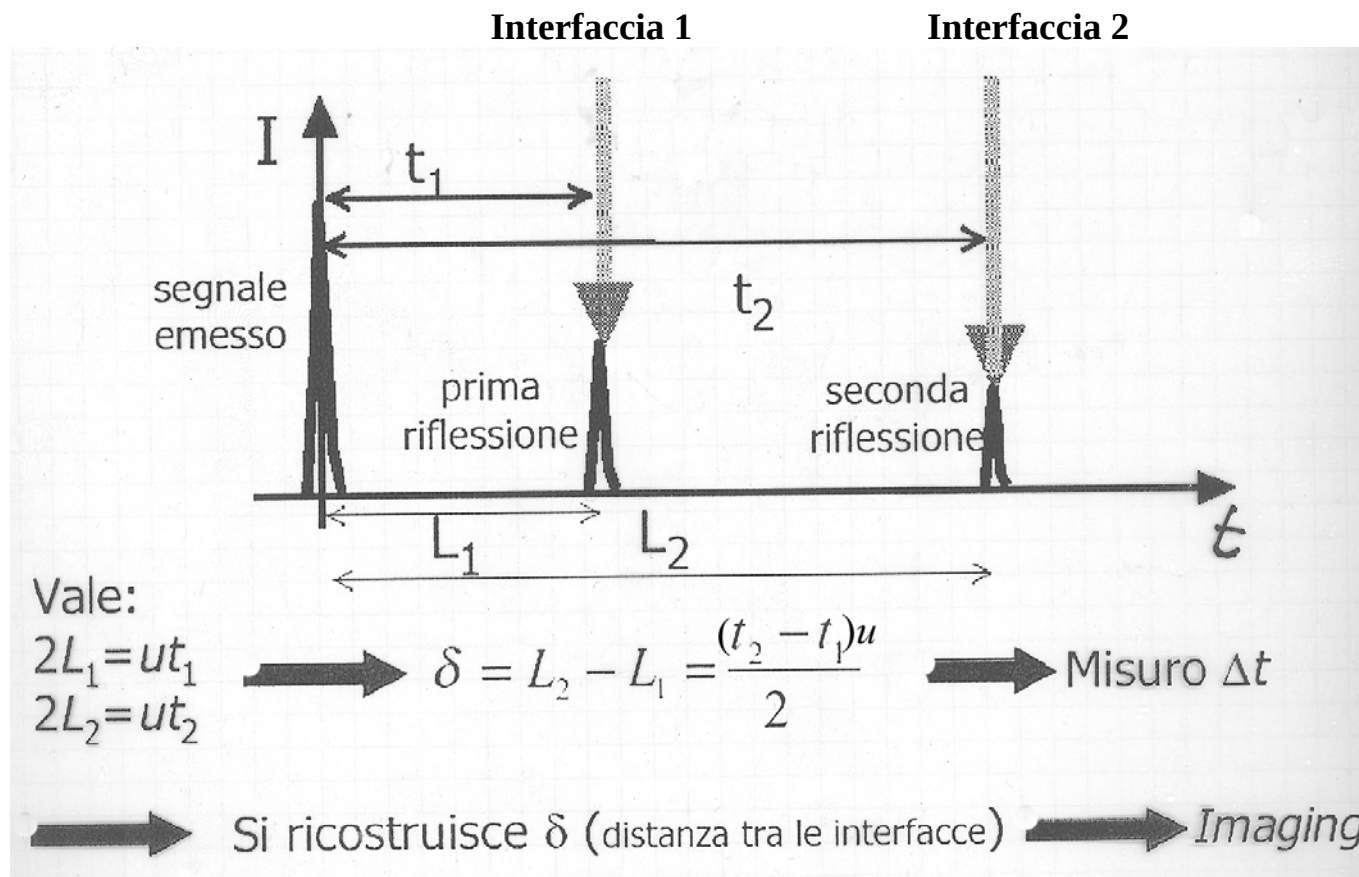
Intensità della riflessione

$$I_r = I_i \cdot r$$

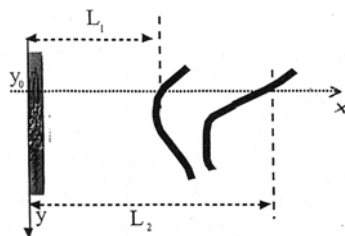


Riflettività a incidenza normale
per alcune interfacce

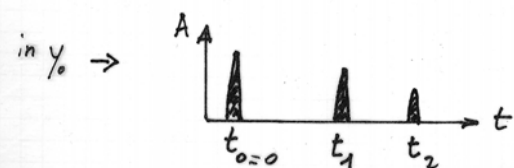
grasso - muscolo	0.10 0.10	→ (10% dell'energia incidente viene riflessa)
grasso - reni	0.08	
muscolo - sangue	0.03	
tessuto molle - acqua	0.05	
tessuto molle - aria	0.999	
cervello - ossa cranio	0.66	→ (oltre il 60% dell'energia incidente viene riflessa)



Imaging statico con singolo elemento trasduttore



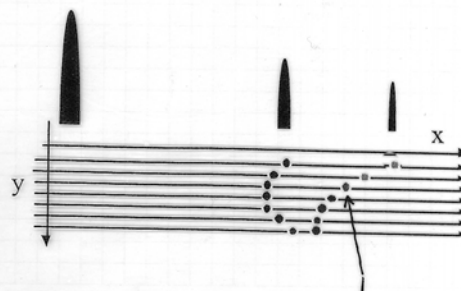
Esempio: L_1 distanza cute-vaso sanguigno
 $(L_2 - L_1)$ spessore del vaso



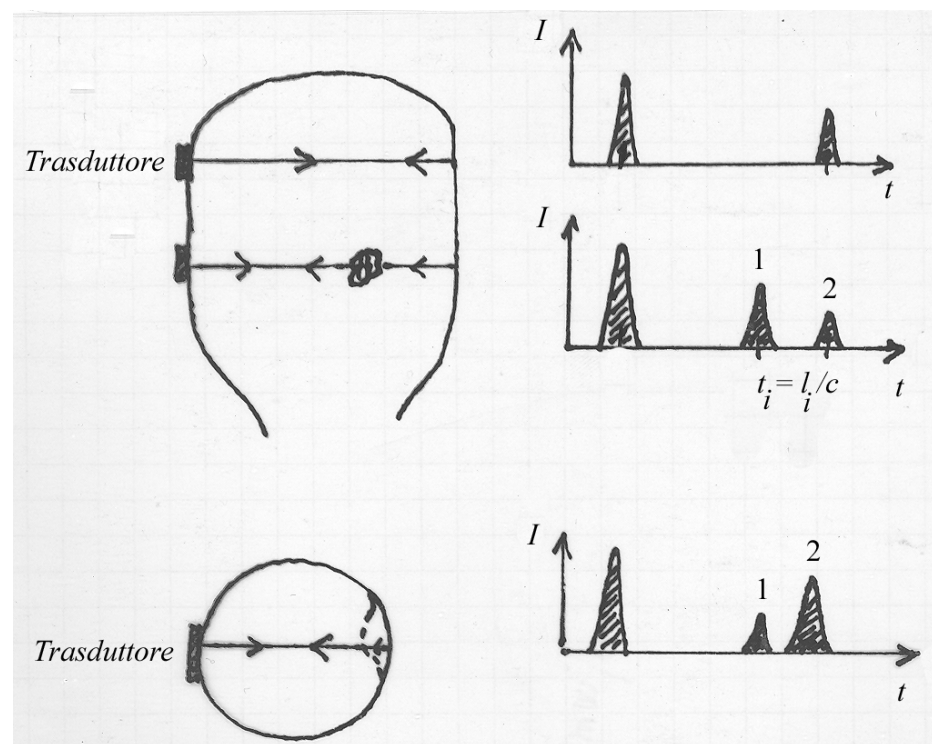
$$2L_1 = ct_1 \Rightarrow L_1 = ct_1/2$$

$$2L_2 = ct_2 \Rightarrow L_2 = ct_2/2$$

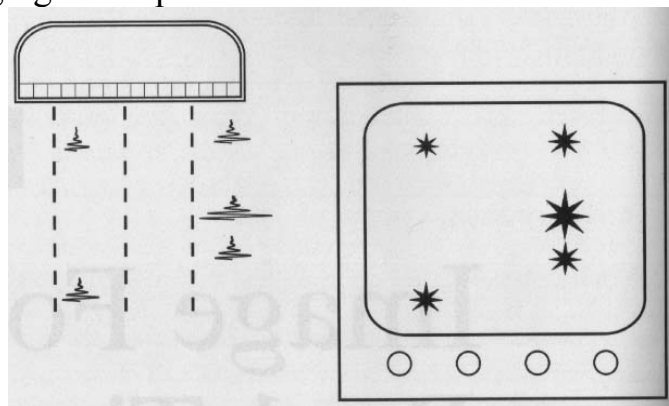
$$\Delta L = (L_2 - L_1) = c(t_2 - t_1)/2$$



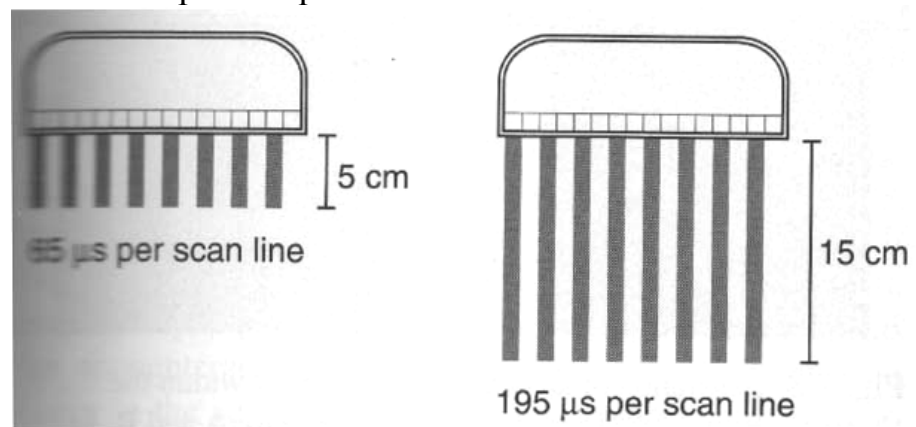
L'ampiezza delle riflessioni
viene rappresentata in toni
di grigio o luminosità di pixel



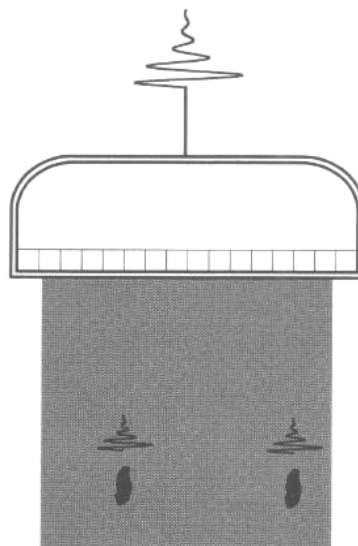
Imaging in tempo reale con trasduttore a multi-elementi



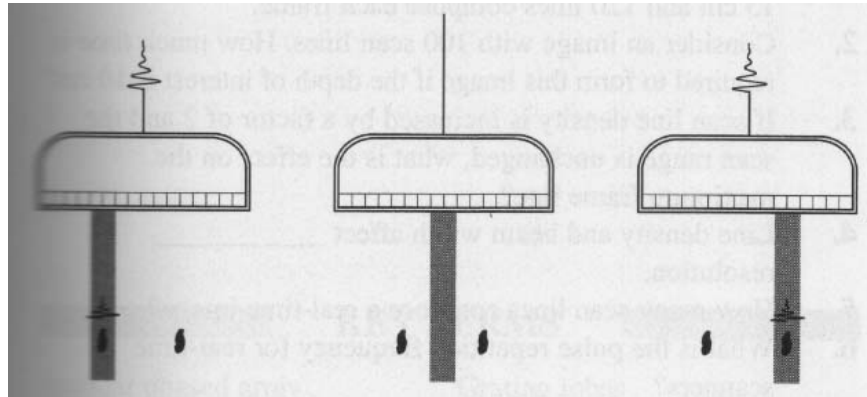
Tempi di acquisizione di una linea di scansione



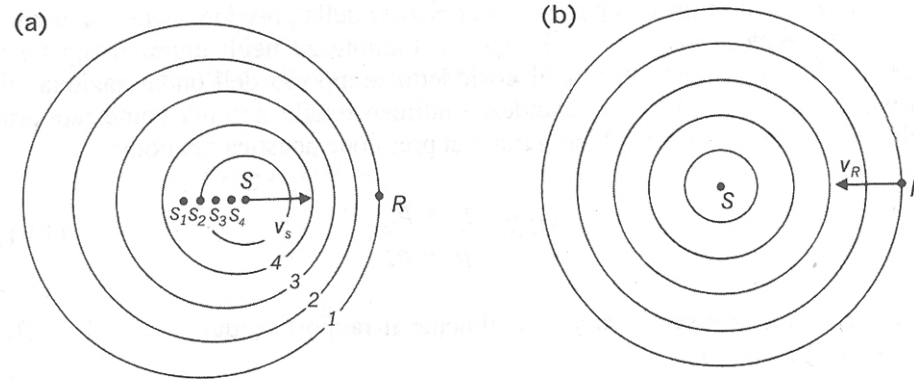
Fascio esteso (non è in grado di distinguere due oggetti uguali alla stessa profondità)



Restringendo le dimensioni del fascio è possibile discriminare i singoli oggetti



Effetto Doppler



Sorgente che si avvicina al punto di ricezione

$$f'_s = \frac{c}{\lambda'} = \frac{c}{(c - v_s) / f_s} = f_s \left(\frac{c}{c - v_s} \right) \text{ Hz.}$$

Sorgente che si allontana dal punto di ricezione

$$f'_s = \frac{c}{\lambda'} = \frac{c}{(c + v_s) / f_s} = f_s \left(\frac{c}{c + v_s} \right) \text{ Hz}$$

Punto di ricezione si avvicina alla sorgente

$$f'_s = f_s \frac{c + v_R}{c} = f_s \left(1 + \frac{v_R}{c} \right) \text{ Hz}$$

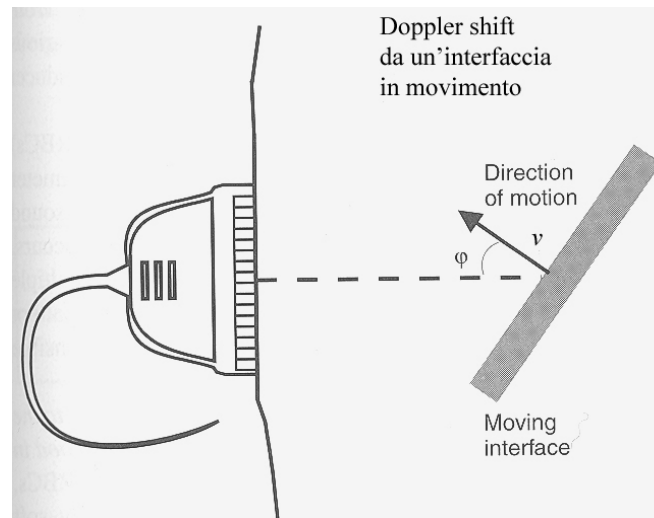
$$f_s' = f_s \frac{c - v_R}{c} = f_s \left(1 - \frac{v_R}{c} \right) \quad \text{Hz.}$$

Punto di ricezione si allontana dalla sorgente fissa

Doppler shift

$$\Delta f_d = f_s' - f_s = f_s \left(1 + \frac{v_R}{c} \right) - f_s = f_s \frac{v_R}{c} \quad \text{Hz}$$

per un ricevitore che si muove verso la sorgente



$$\Delta f_d = 2v \frac{f \cos \theta}{c}.$$

Analisi Doppler in “onda continua”

