

ECOGRAFIA

Fisica del fenomeno

Risoluzione

Aspetti tecnici, modi ecografici

Flussimetria Doppler



Università di Pavia, Facoltà di Medicina e Chirurgia

Misure elettriche ed elettroniche

ECOGRAFIA

parte I^a

- FONDAMENTI DI FISICA

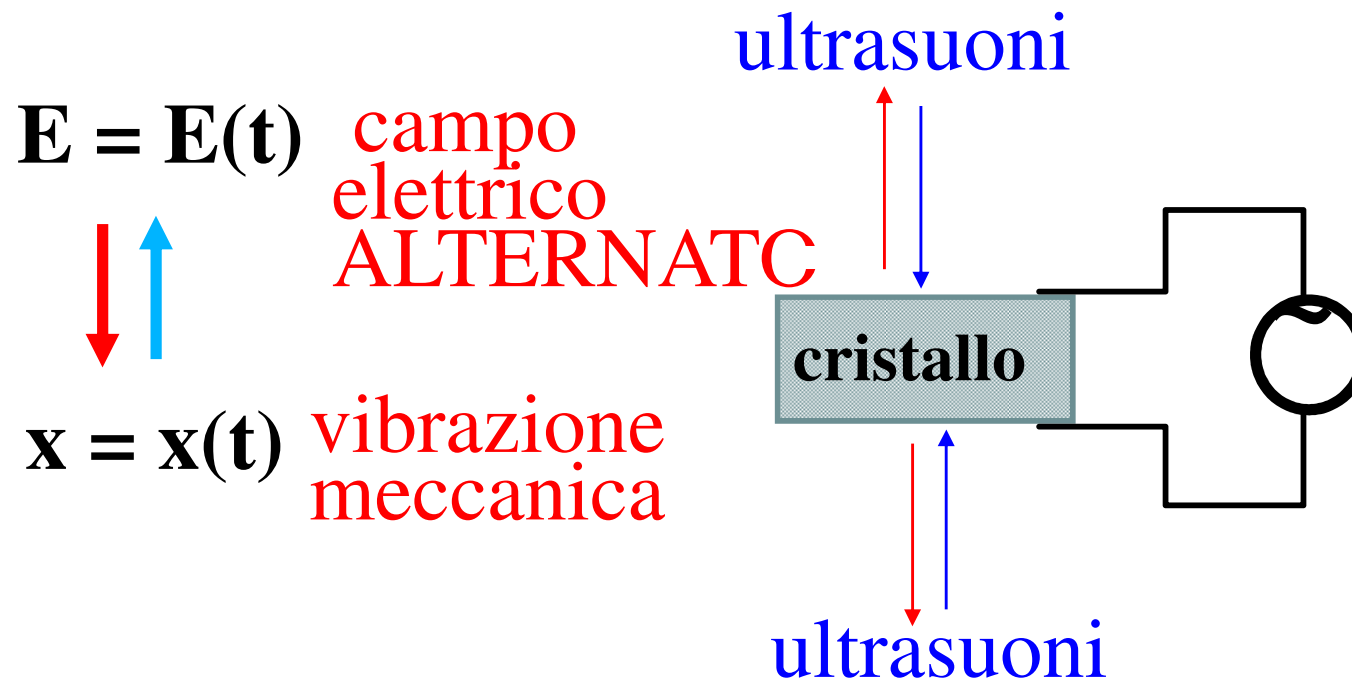
ULTRASUONI

1

vibrazioni meccaniche $\nu > 2 \cdot 10^4$ Hz

(non udibili da orecchio umano - sì cani, pipistrelli, farfalle)

- **produzione artificiale mediante cristalli piezoelettrici**
(titanato di bario, zirconato di piombo)



• i cristalli piezoelettrici non solo producono ultrasuoni, ma li rilevano !

ULTRASUONI

2

■ per applicazioni mediche:

100 kHz ÷ 1 GHz

ν	aria λ	acqua λ	
100 kHz	3.4 mm	14.5 mm	<i>(da $v = \lambda \nu$)</i>
1 MHz	0.34 mm	1.45 mm	
10 MHz	34 μm	0.145 mm	
100 MHz	3.4 μm	14.5 μm	
1 GHz	0.34 μm	1.45 μm	

(luce gialla : 6000 Å = 0.6 μm ⇒)

$\lambda \approx \text{luce} \longrightarrow$ propagazione **rettilinea**

INTENSITA'

1

- intensità: $10^{-4} \text{ W cm}^{-2} < I < 10 \text{ W cm}^{-2}$
(*per impiego medico*)

- nel caso estremo $I = 10 \text{ W cm}^{-2}$:

azioni meccaniche intense e produzione di calore, che può portare alla rottura di legami molecolari, formazione di radicali liberi e altri tipi di danni biologici (-> *tecnica impulsata, vedi poi*)

ASSORBIMENTO

1

■ **assorbimento** (dopo attraversamento di uno spessore x):

$$I(x) = I_0 e^{-\alpha x}$$

● **nei mezzi biologici:**

	α (cm ⁻¹) (per 1 MHz)
acqua	0.0006
plasma	0.014
sangue intero	0.04
muscolo scheletrico	0.45
fegato	0.34
rene	0.44
tessuto adiposo	0.26

$$\alpha = \alpha(\nu)$$

nell'intervallo 0.5 ÷ 15 MHz:

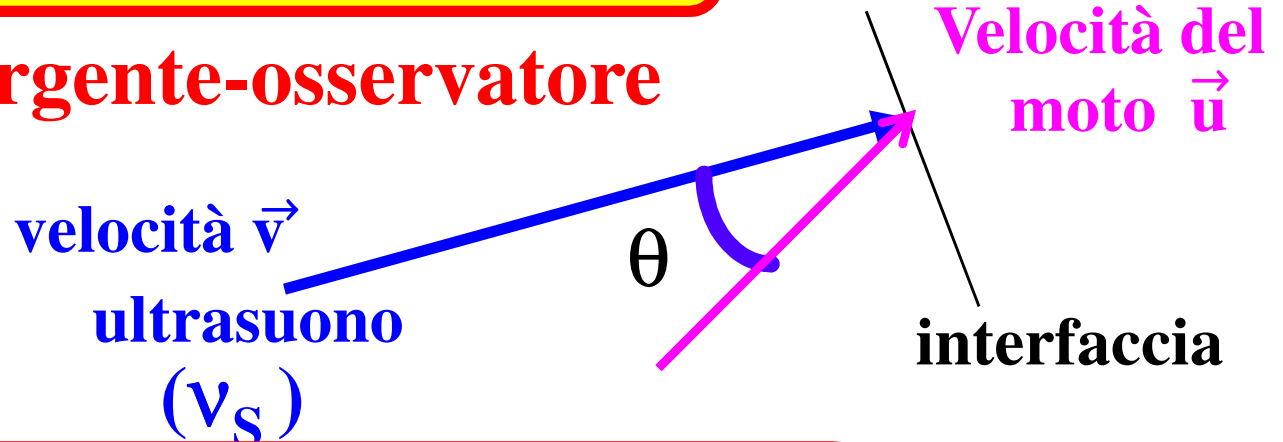
$$\alpha \propto \nu$$

EFFETTO DOPPLER

1

moto relativo sorgente-osservatore

velocità \vec{v}
ultrasuono
(v_s)



Andata: osservatore (interfaccia) in moto
sorgente (emettitore) ferma:

$$\Delta v = v - v_s = v_s \frac{\pm u \cos \theta}{v}$$

Ritorno: sorgente (interfaccia) in moto
osservatore (rivelatore) fermo:

$$\Delta v = v - v_s = v_s \left[\frac{\pm u \cos \theta}{v \mp u \cos \theta} \right]$$

**doppio
effetto
Doppler
(andata e
ritorno)**

EFFETTO DOPPLER

2

- A)** emissione da emettitore fermo su interfaccia in moto
R) riflessione da interfaccia in moto su ricevitore fermo



- avvicinamento al rivelatore $v_r > v_s$
 $\Rightarrow v$ aumenta \Rightarrow tonalità colore rosso
- allontanamento dal rivelatore $v_r < v_s$
 $\Rightarrow v$ diminuisce \Rightarrow tonalità colore blu

v_s = frequenza *emessa*

v_r = frequenza *rivelata (echi)*

u = velocità dell'interfaccia

v = velocità dell'ultrasuono

$$\Delta v = v_r - v_s = v_s \left[\frac{\pm 2 u \cos \theta}{v \pm u \cos \theta} \right]$$



Università degli Studi di Pavia, Facoltà di Medicina e Chirurgia

Misure elettriche ed elettroniche

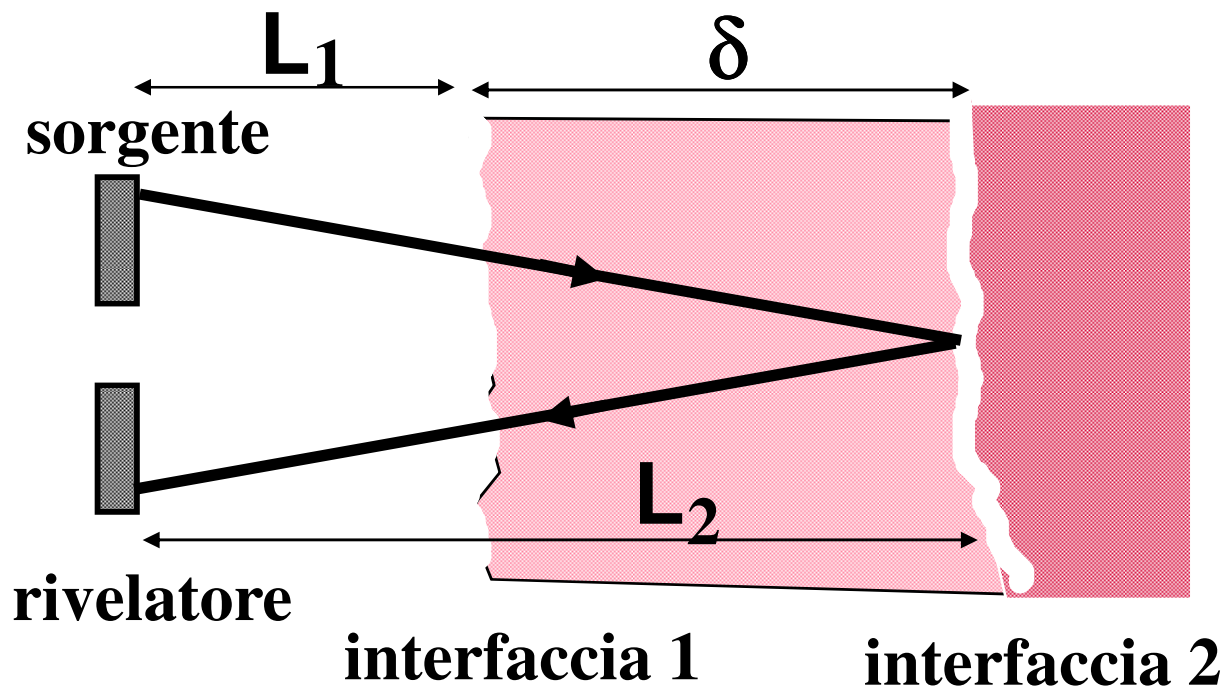
ECOGRAFIA

parte II^a

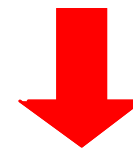
-
- **ECOGRAFIA E RISOLUZIONE**

ECOGRAFIA

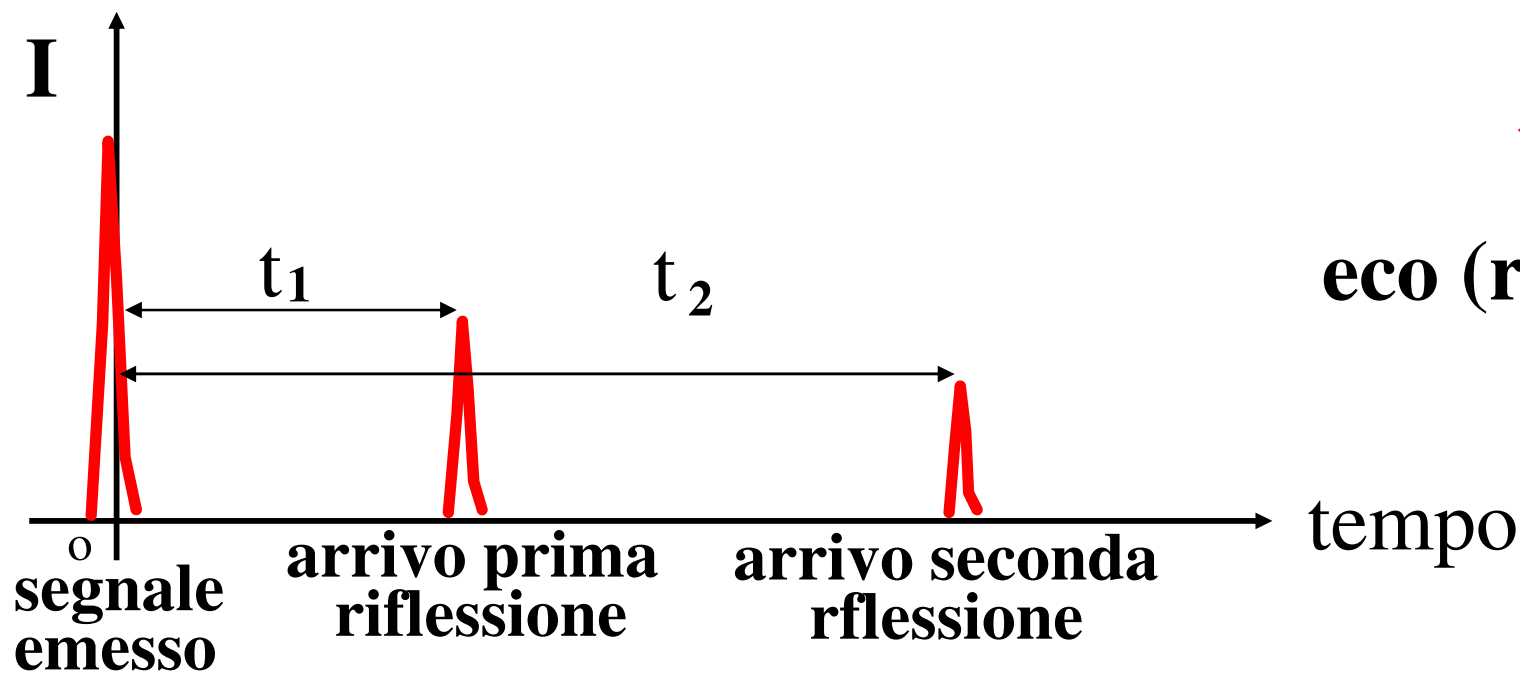
1

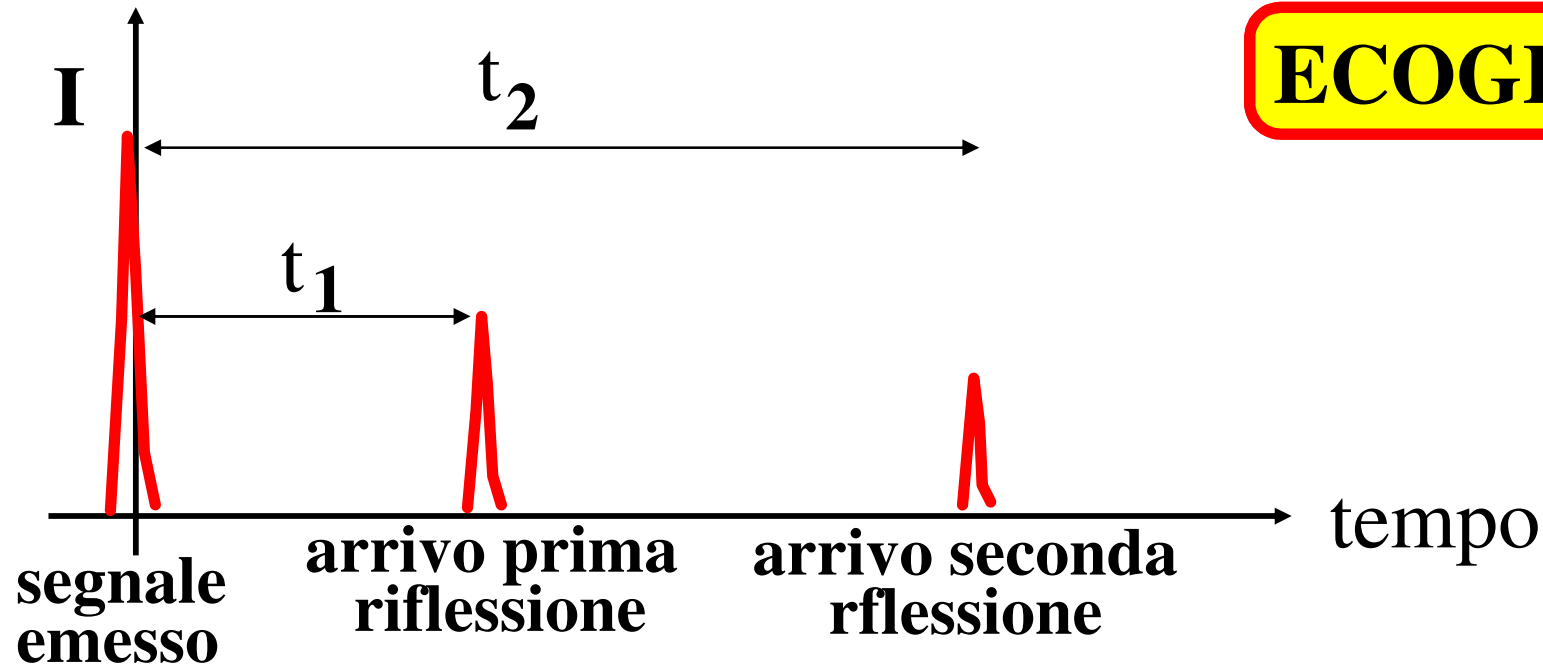


**immagini
acustiche**



eco (riflessione)





$v =$ velocità di propagazione dell'ultrasuono

$$2L_1 = v t_1 \quad \Rightarrow \quad \bullet \delta = L_2 - L_1 = \frac{v(t_2 - t_1)}{2}$$

$$2L_2 = v t_2$$

distanza δ fra le interfacce

misura Δt

costruzione dell'immagine

FENOMENI DI ATTENUAZIONE

intensità decrescente (-> attenuazione) a causa di:

- **assorbimento**
- **divergenza del fascio**
- **riflessione**
- **rifrazione**

attenuazione σ

- **unità di misura bel (B)**

I_0 = intensità iniziale

$$\sigma \text{ (bel)} = \text{Log} \frac{I}{I_0}$$

$$\sigma \text{ (decibel)} = 10 \text{Log} \frac{I}{I_0}$$

ASSORBIMENTO

$$I = I_0 e^{-\alpha x}$$

$$\alpha = \alpha(\nu)$$

$$\alpha \propto \nu$$

$$(\nu = 0.5 \div 15 \text{ MHz})$$

$\nu = 1 \text{ MHz}$ \longrightarrow **attenuazione = 1 dB cm⁻¹ MHz⁻¹**
(nei tessuti molli)

$\nu = 1 \text{ MHz}$, $L = 10 \text{ cm}$	\longrightarrow	20 dB	} $10^2 = 100$
$\nu = 2 \text{ MHz}$, $L = 10 \text{ cm}$	\longrightarrow	40 dB	
$\nu = 3 \text{ MHz}$, $L = 10 \text{ cm}$	\longrightarrow	60 dB	

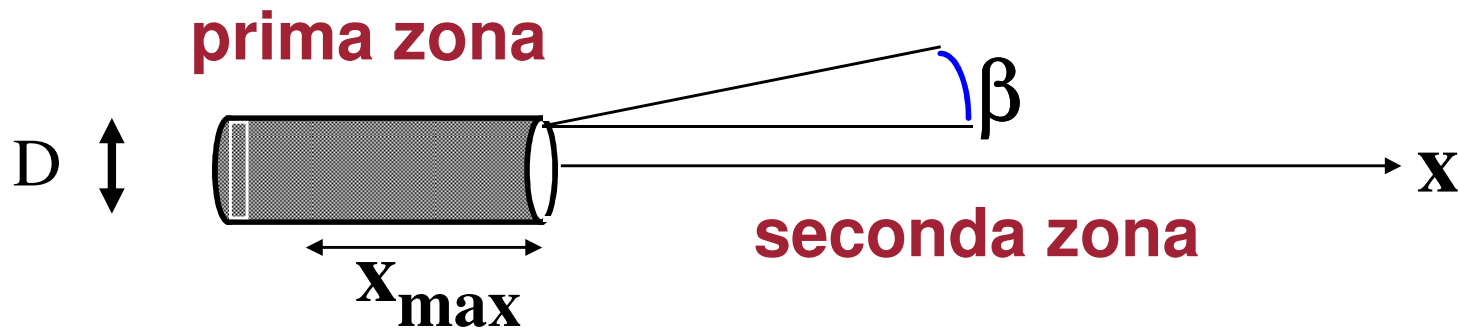
assorbimento:

- **crescente con ν**
- **crescente con rigidità materiale**

tessuto osseo ≈ 10 tessuto molle
tessuto molle ≈ 10 liquido

DIVERGENZA

1



0 divergenza β

$x > x_{\max}$

$$\beta = \beta(\nu)$$

$$x_{\max} = x_{\max}(\nu)$$

x_{\max} **crescente** con l'aumento di frequenza ν

β **decescente** con l'aumento di frequenza ν

-> rispetto alla divergenza, sarebbe meglio usare frequenze alte

ECOGRAFIA

Delle due zone la **prima**, definita zona di **campo prossimo**, è caratterizzata da un fascio cilindrico in cui però l'andamento delle pressioni è aleatorio corrispondendo questa zona alla zona di composizione del fascio ultrasonico; la **seconda**, definita zona di **campo lontano**, è caratterizzata da una geometria conica per cui le pressioni saranno sempre più contenute all'aumentare della distanza.

Limite della zona di campo prossimo:

$$X_{MAX} = D^2/4\lambda$$

Divergenza:

$$\sin \beta = 1.22 \lambda/D$$

DIVERGENZA

2

tessuto cardiaco, $v = 1500 \text{ m s}^{-1}$

ν (MHz)	λ (cm)	x_{max} (cm)	β	$x_{1/2}$ (cm)
1.0	0.15	2.4	8.8°	2.2
2.5	0.06	6.0	3.5°	0.8
5.0	0.03	12.0	1.75°	0.3

$x_{1/2}$ = spessore dimezzamento intensità
(per assorbimento)

Osservazione: la divergenza e l'assorbimento dipendono in modo *opposto* dalla frequenza -> necessario un **compromesso** per ottimizzare lo strumento

DIVERGENZA

4

Per rilevare un buon segnale, serve un'intensità di almeno **80 W cm⁻²**

Tuttavia, già a **20 W cm⁻²** (a frequenza 1 MHz) si possono avere danni ai tessuti



TECNICA IMPULSATA

TECNICA IMPULSATA

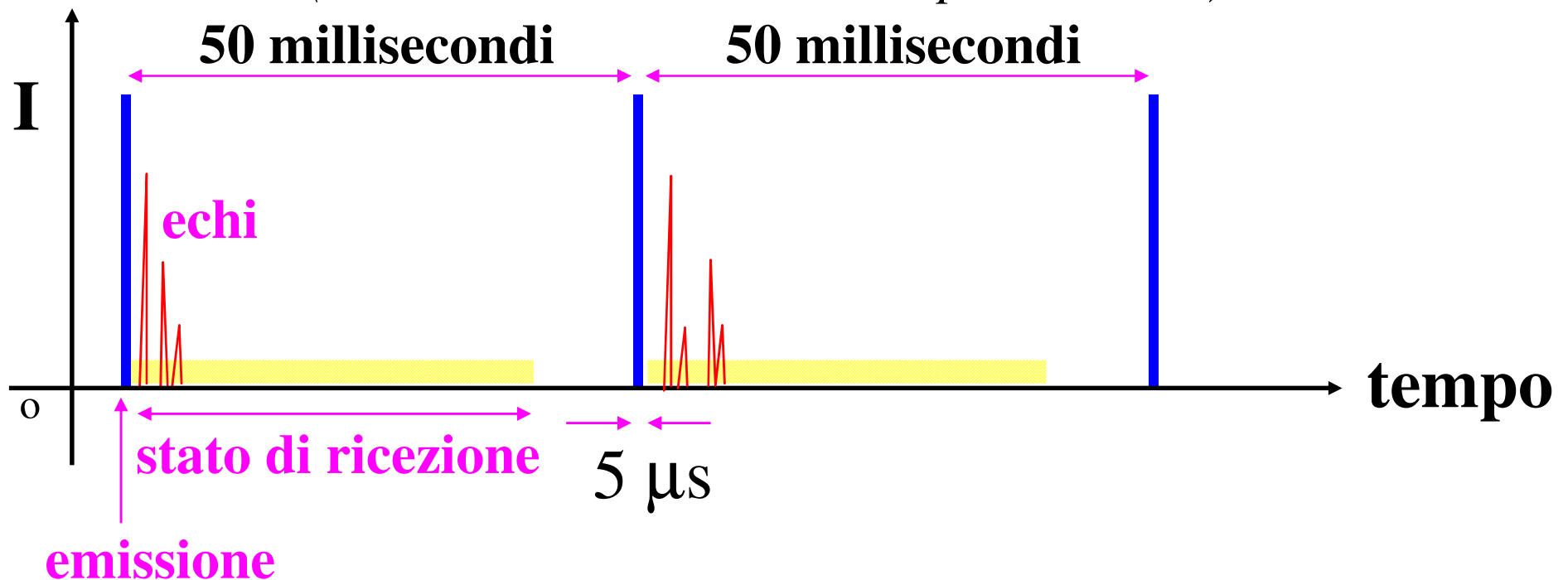
emissione ultrasuoni : 200 impulsi s^{-1}

durata ciascun impulso : 5 μs

$$200 s^{-1} \times 5 \cdot 10^{-6} s = 10^{-3}$$

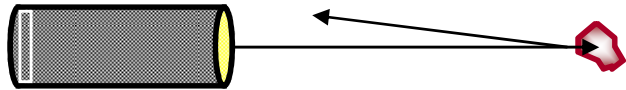
$$I_{\text{effettiva}} = 80 W cm^{-2} \times 10^{-3} = 0.08 W cm^{-2}$$

(ben al di sotto del limite di pericolosità)



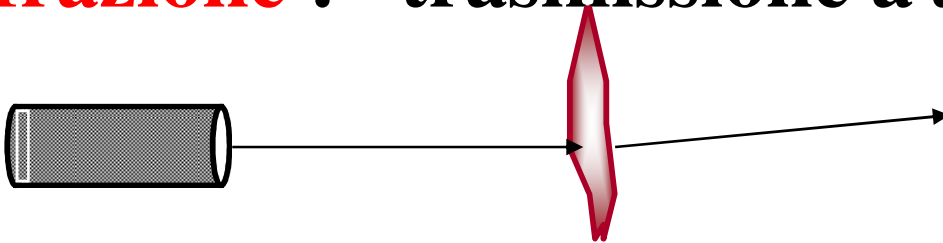
RIFLESSIONE e RIFRAZIONE

riflessione : eco di ritorno dall'interfaccia



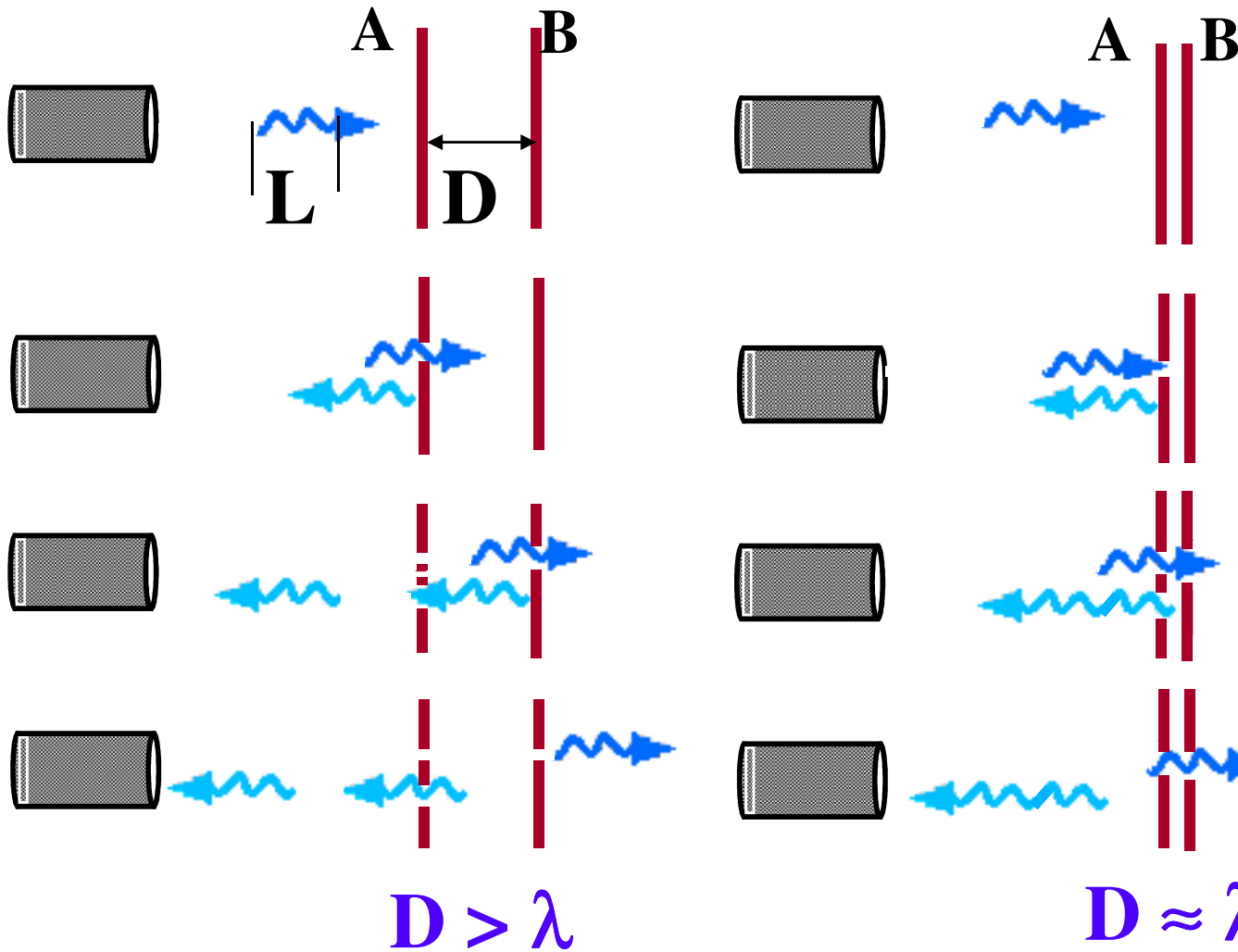
se il raggio riflesso **non** ha la stessa direzione del raggio incidente, il raggio riflesso non raggiunge la sonda e quindi va perso

rifrazione : trasmissione a *diverso* angolo



-> perdita di intensità sul fascio

RISOLUZIONE ASSIALE



**risoluzione
assiale
(o longitudinale)
 $\approx \lambda$**

$\nu : 1 \div 15 \text{ MHz}$



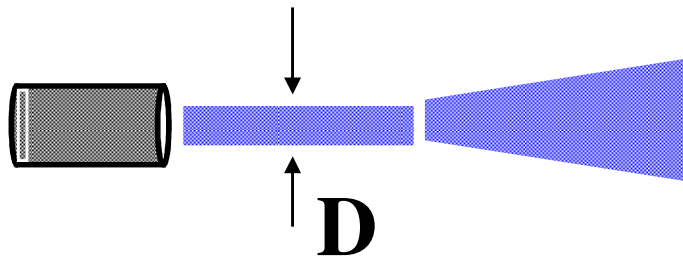
$\lambda : 1.5 \div 0.1 \text{ mm}$

non distinguibili

$\lambda =$ lunghezza d'onda
 $L =$ lunghezza impulso

se λ e/o L sono troppo grandi,
 limitano la risoluzione assiale

RISOLUZIONE LATERALE

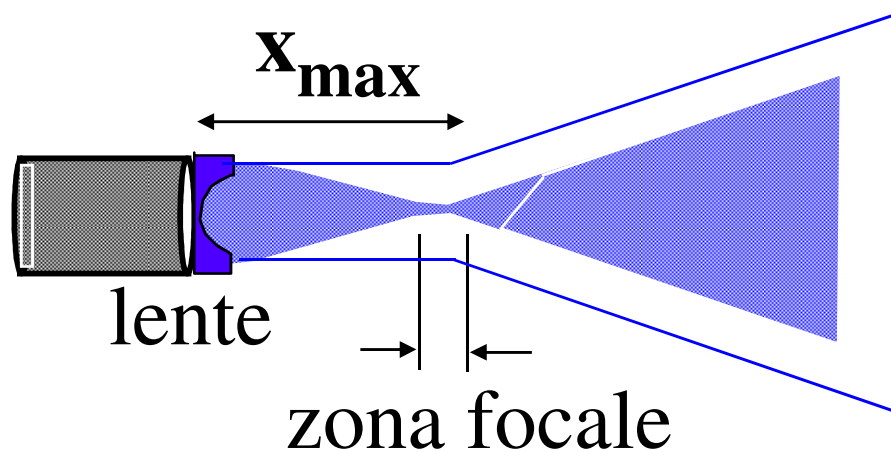


la risoluzione laterale dipende da:

- dimensione del fascio D
- propagazione del fascio (x_{\max})

è migliorabile grazie alla “focalizzazione acustica”

(*analogia con l'ottica*)





Università di Pavia, Facoltà di Medicina e Chirurgia

Misure elettriche ed elettroniche

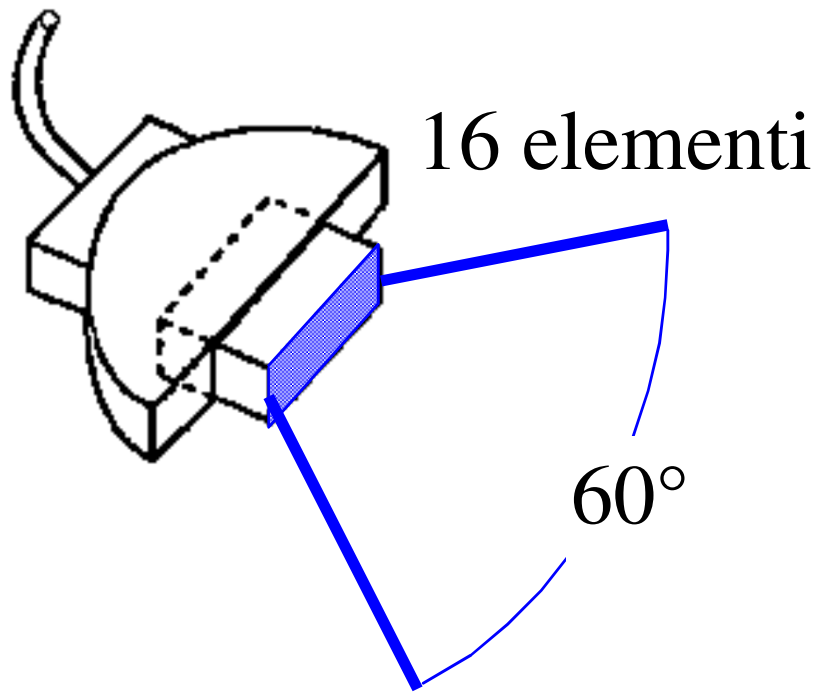
ECOGRAFIA FLUSSIMETRIA DOPPLER

parte III^a

- ASPETTI TECNICI E MODI ECOGRAFICI**
- FLUSSIMETRIA DOPPLER**

SONDA ECOGRAFICA

1



- **matrice di cristalli piezoelettrici**
- **risoluzione laterale dipende da:
dimensioni singoli cristalli**

■ **compensazione di guadagno temporale**

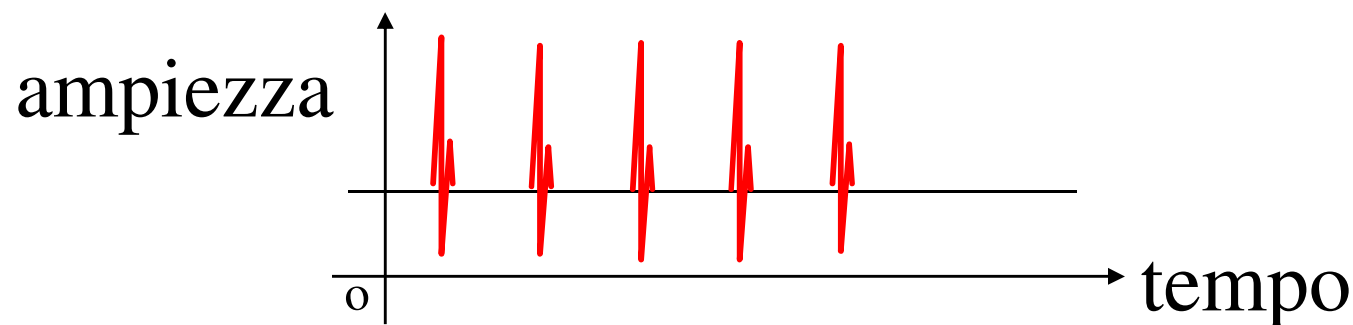
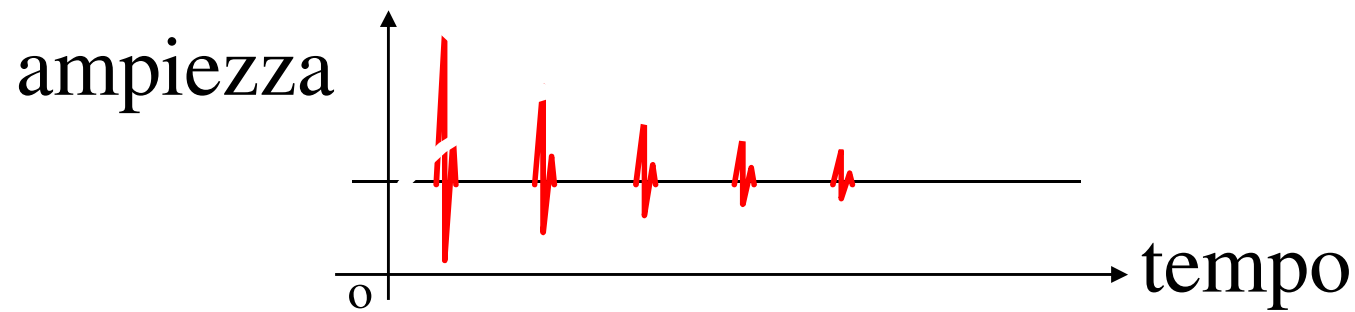
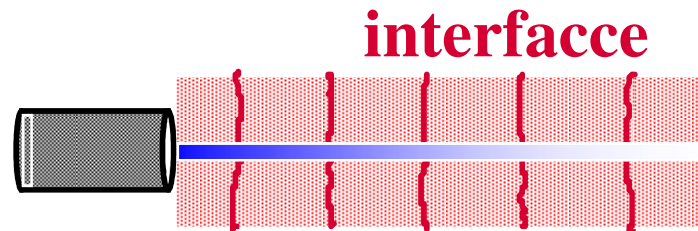
TGC - Time Gain Compensation

attenuazione echi successivi

circuiti di amplificazione *a guadagno variabile in funzione del tempo* (distanza)

uniformità d'ampiezza degli echi

■ compensazione di guadagno temporale TGC - Time Gain Compensation



■ **amplificazione complessiva**

System Gain, o Overall Gain (indipendente da TGC)

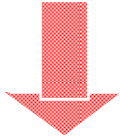
(per variare l'intensità globale dei segnali d'uscita)

amplificazione fissa per tutti i segnali
(echi di ritorno)

intervallo (range) dinamico R:

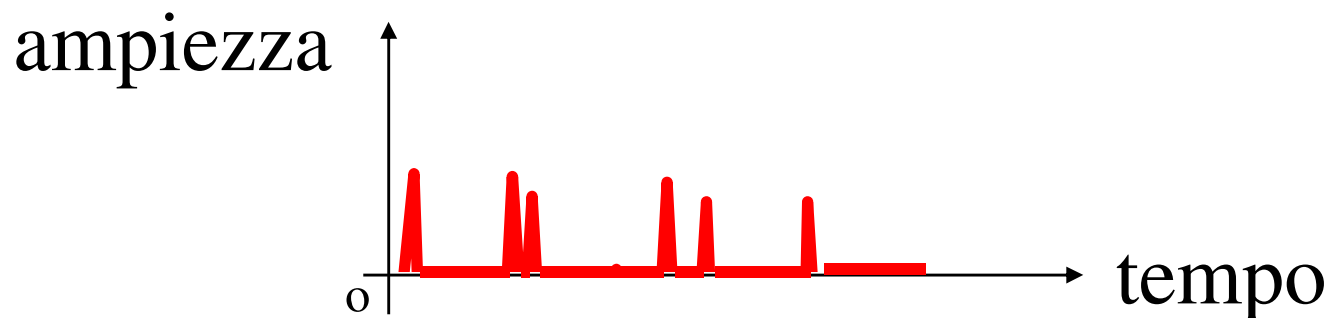
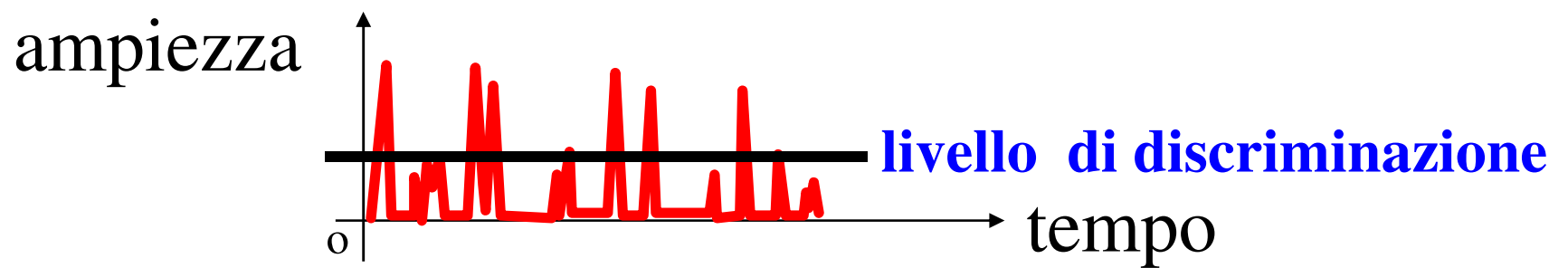
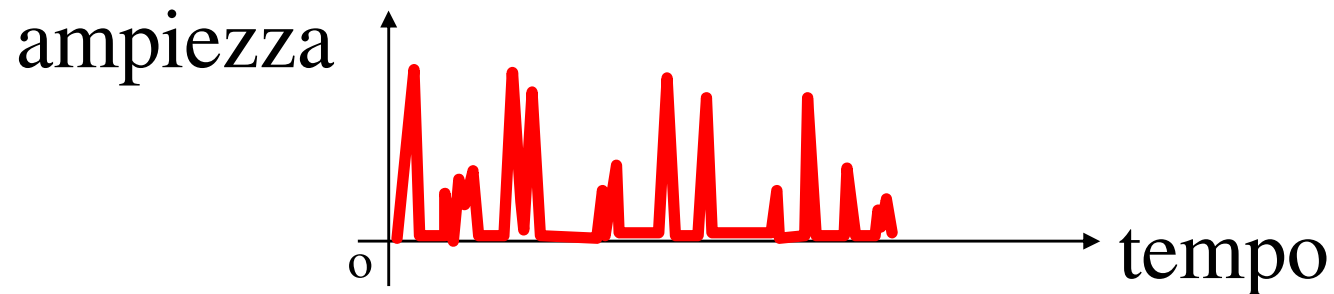
$$R = \frac{\text{massimo segnale amplificabile senza saturazione}}{\text{minimo segnale distinguibile dal rumore di fondo}}$$

■ **discriminazione (reject)**



soppressione dei disturbi
(rumore el., interferenze elettromagnetiche)

■ discriminazione (reject)



ARTEFATTI

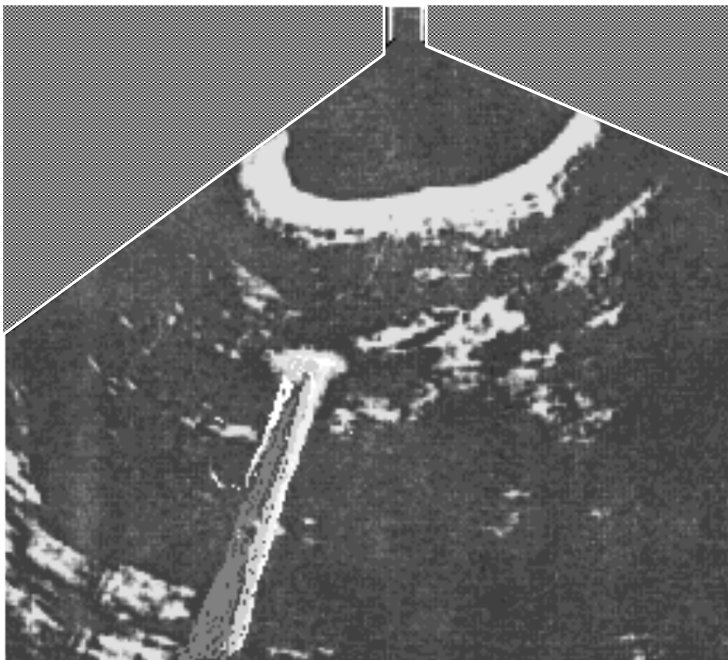
variazione velocità di propagazione

$$\text{aria } v = 345 \text{ m s}^{-1}$$

tempo di ritorno ≈ 5 volte più lungo

eco non arriva in tempo al trasduttore

regione priva di echi
(striscie bianche)

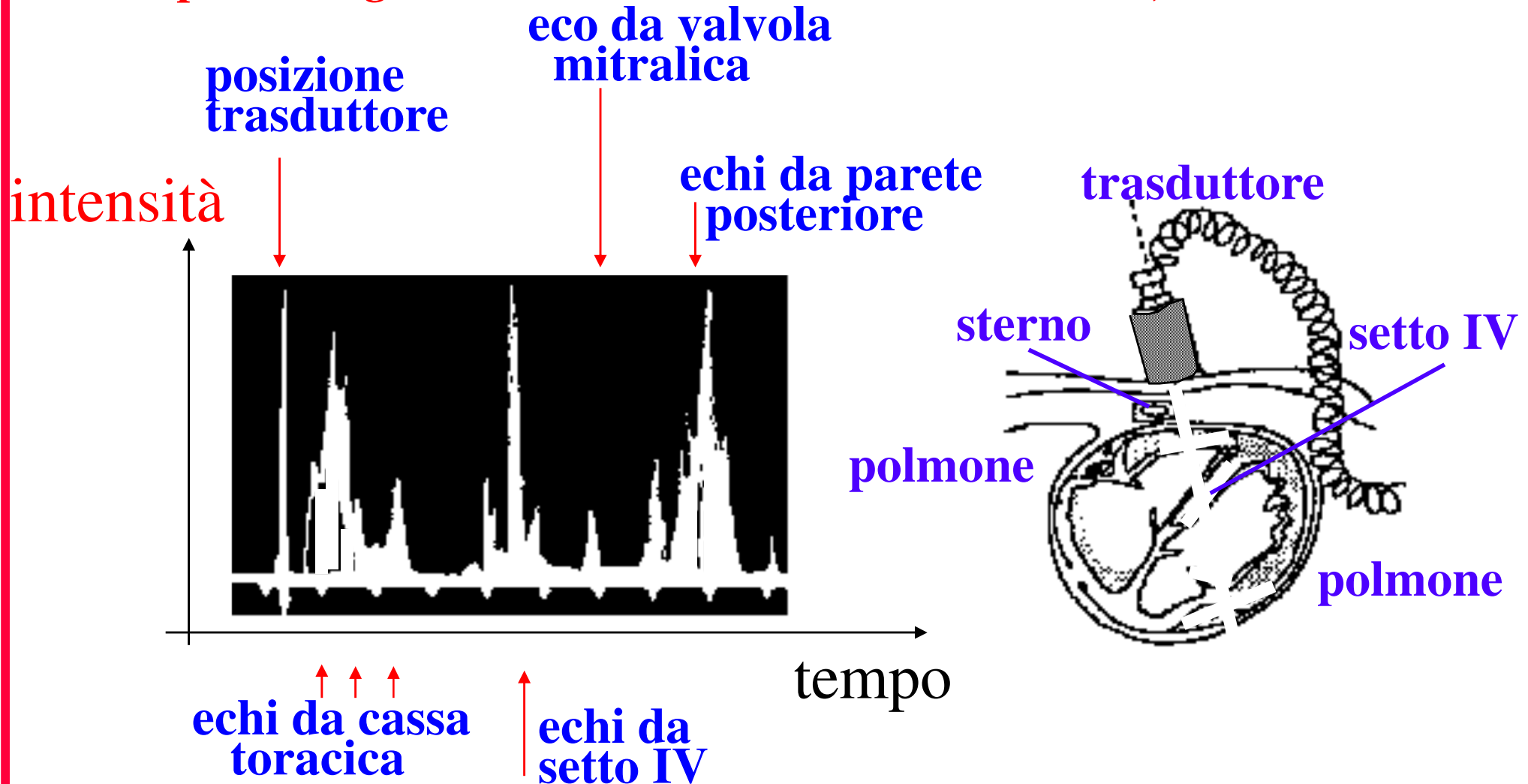


ecografia viscerale

MODO DI ANALISI

1

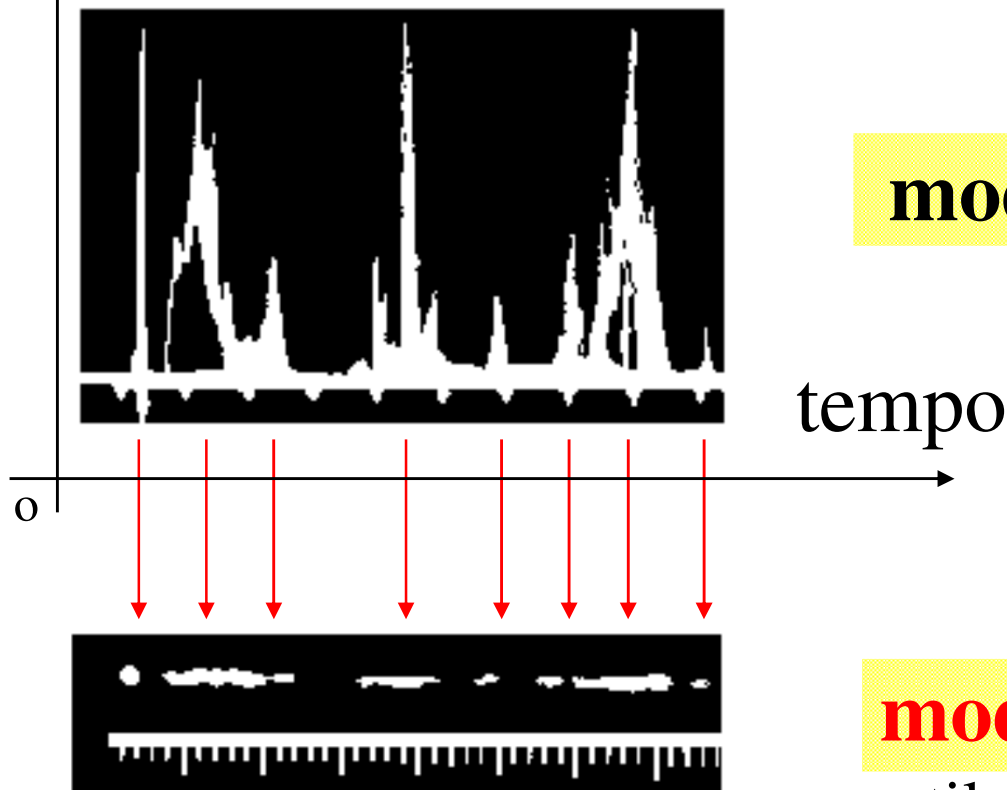
- modo di analisi A (*echi visualizzati sull'asse dei tempi, ampiezze degli echi visualizzate sull'asse verticale*)



MODO DI ANALISI

2

- modo di analisi B:** l'ampiezza degli echi è proporzionale *non* alla deflessione lungo l'asse y (come accade per il modo A), ma alla *luminosità* dei punti luminosi sull'oscilloscopio
intensità



modo di analisi A

utile per strutture
statiche

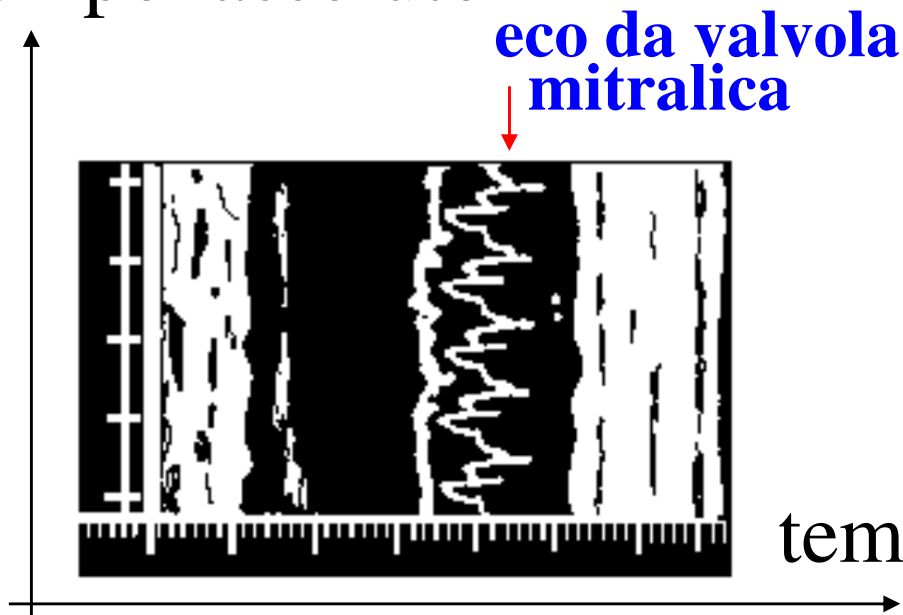
modo di analisi B

utile per strutture in
movimento

MODO DI ANALISI

modo di analisi M (se le immagini del modo B vengono fatte passare sullo schermo in istanti successivi)

tempo assoluto



modo di analisi M

Particolarmente utile per il cuore

modo di analisi B



tempo (echi)

ECOGRAFIA DOPPLER

**rivelazione di strutture in movimento :
interfacce e/o moto del sangue (eritrociti)**

■ **avvicinamento al rivelatore $v_r > v_o$
tonalità colore rosso**

■ **allontanamento dal rivelatore $v_r < v_o$
tonalità colore blu**

v_o = frequenza emessa u = velocità interfaccia
 v_r = frequenza rivelata (echi) v = velocità ultrasuono

$$\Delta v = v_r - v_o = v_o \left[\frac{\pm 2 u \cos \theta}{v \pm u \cos \theta} \right]$$

(per $v > u$)

ECOGRAFIA DOPPLER

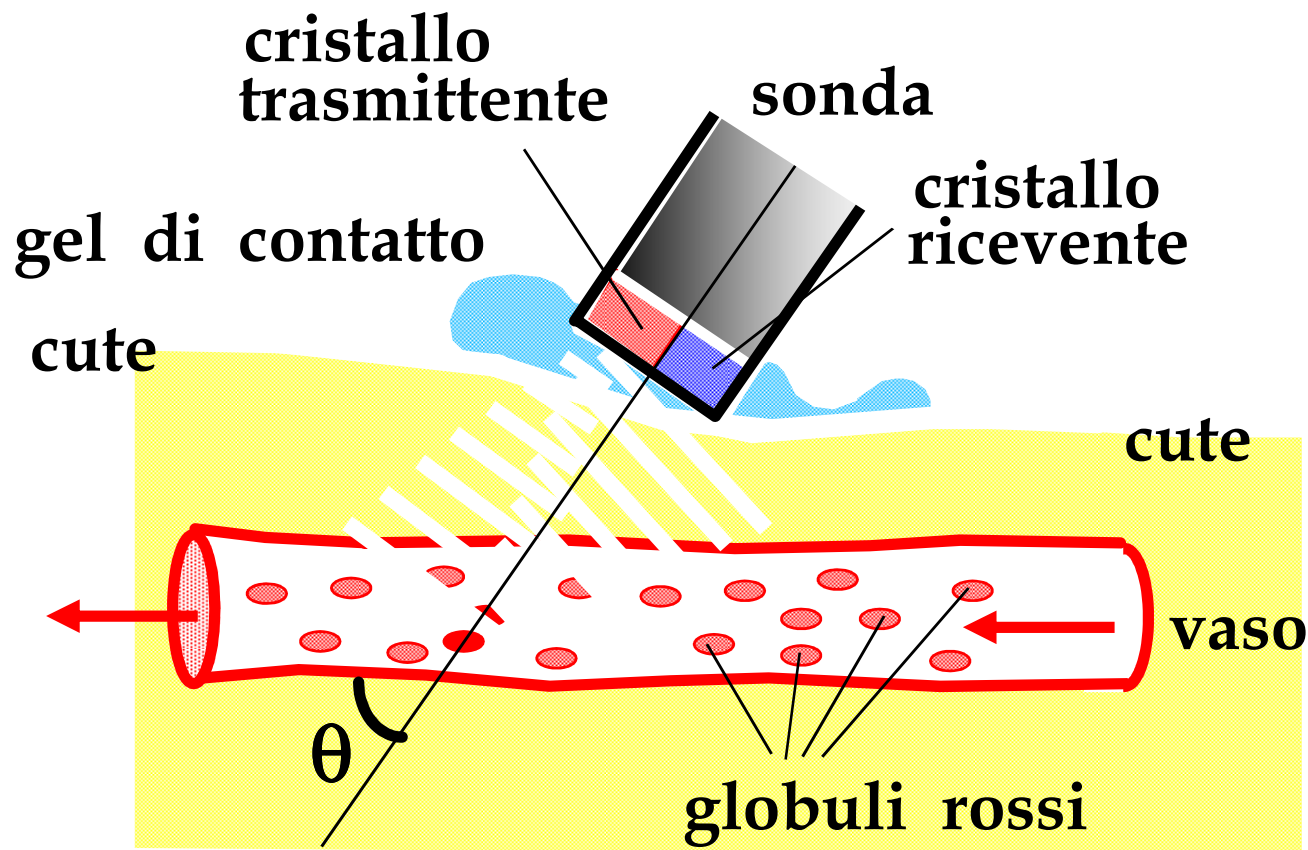
$$\Delta v = v_r - v_o = v_o \left[\frac{\bar{+} 2 u \cos\theta}{v \pm u \cos\theta} \right]$$

per v molto maggiore di u :

$$\Delta v = v_r - v_o = v_o \left[\frac{\bar{+} 2 u \cos\theta}{v} \right]$$

FLUSSIMETRIA DOPPLER

1



A emissione da emettitore fermo su interfaccia in moto

R riflessione da interfaccia in moto su ricevitore fermo