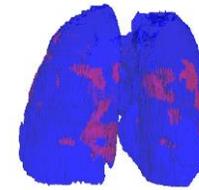
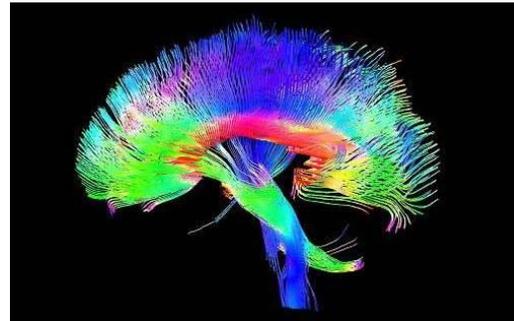


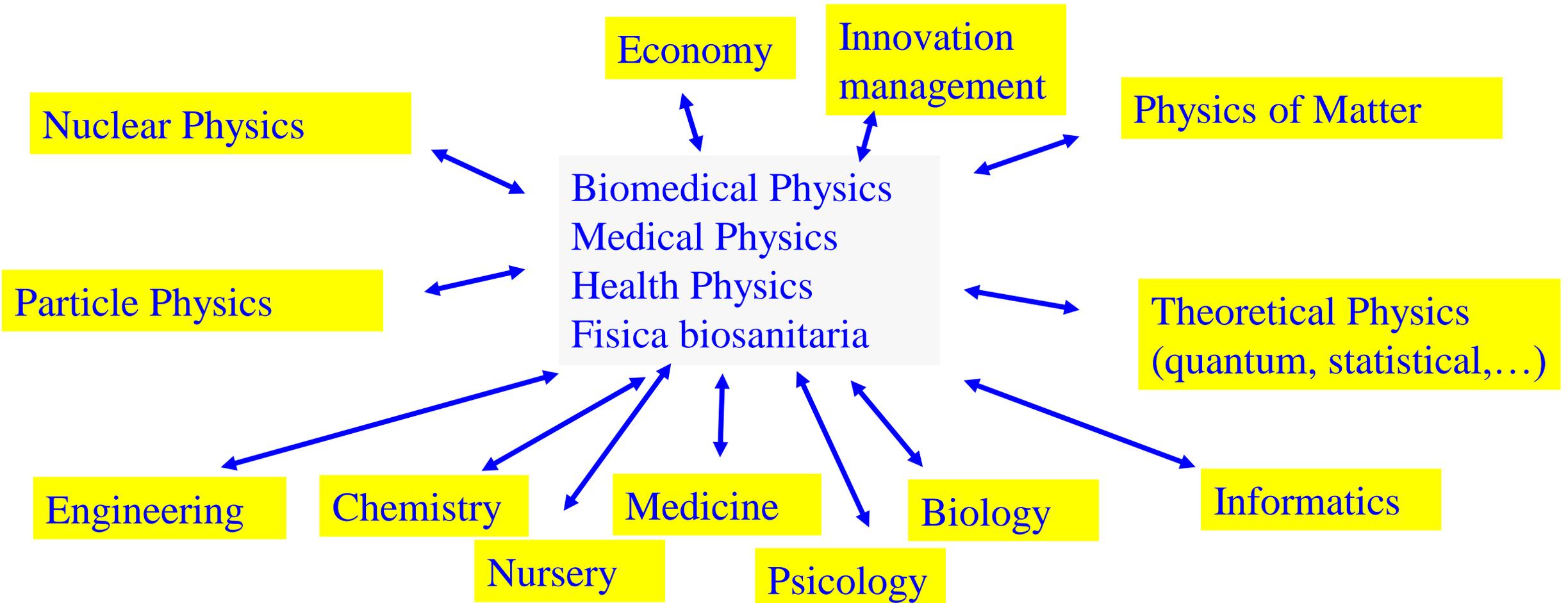
Il fenomeno delle onde : applicazioni in medicina e biomedicina

Alessandro Lascialfari

Dipartimento di Fisica, Università degli studi di Pavia, CNR, INSTM e Sezione INFN, Pavia (Italy)



Some links of biomedical physics with other disciplines and basics/branches of Physics



One word : Multidisciplinarity !

Topics (not exhaustive) on waves in medicine and biomedicine

- Mechanical waves : **ultrasounds**
- Electromechanical waves/transduced : **electrocardiogram (ECG)**
- Electromechanical waves/transduced : **electroencephalogram (EEG)**
- Electromagnetic waves, **imaging** with **ionizing** radiations : X-rays, **Computed Tomography (CT)**, Positron Emission Tomography (**PET**), Single Photon Emission Computed Tomography (**SPECT**)
- Electromagnetic waves, **imaging** with **non ionizing** radiations : **Magnetic Resonance**
- Electromagnetic waves for **therapy** with **ionizing** radiations : **radiotherapy, nuclear medicine, hadron therapy (CNAO), brachytherapy, Boron Neutron Capture Therapy-BNCT (CNAO and LENA)**
- Electromagnetic/Mechanical waves for **therapy** with **non ionizing** radiations : *focused ultrasounds, low-frequency electromagnetic fields*, magneto-fluid hyperthermia
- *Other applications of electromagnetic waves : dosimetry, radiation protection, laser therapy , photodynamic therapy, Optical Imaging*

Alcuni concetti di base

Concetti base 1 :
Le onde meccaniche e le
onde elettromagnetiche

FENOMENI ONDULATORI

Eq. caratteristica della sorgente di una perturbazione periodica

$$f(t) = f(t + T) \quad T = \text{periodo caratteristico}$$

- $f(t)$ può essere una funzione periodica **qualsiasi**
- la funzione periodica **più semplice** è:

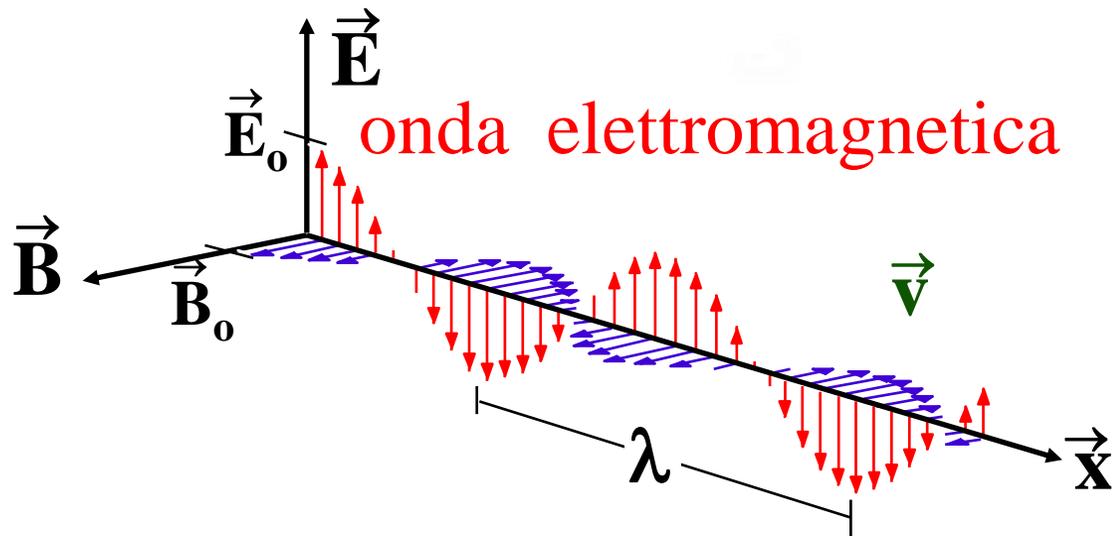
$$f(t) = A \text{ sen}(\omega t + \phi)$$

- $\omega = 2\pi \nu = \frac{2\pi}{T}$
- $\nu = \frac{1}{T}$

- **dimensioni:** $[v] = [t]^{-1}$
- **unità di misura nel S.I.:**
 $s^{-1} \equiv \text{hertz (Hz)}$

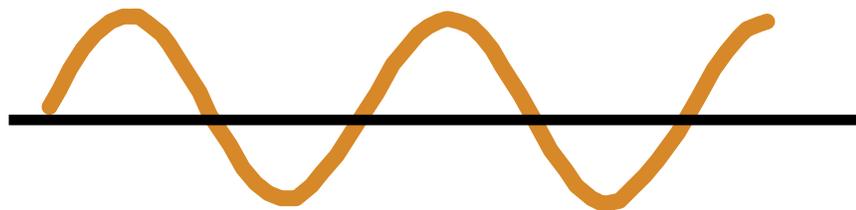
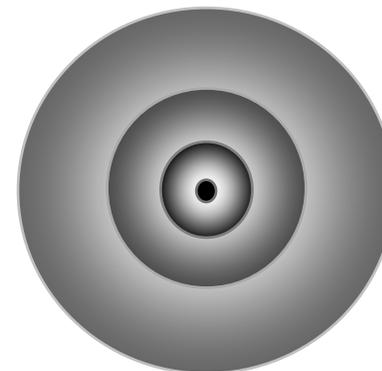
$$f(t) = A \text{ sen}\left(\frac{2\pi}{T} t + \phi\right) \quad [\text{oppure } \cos(\dots\dots) \text{ oppure } e^{i\omega t + \phi}]$$

Propagazione di tipi diversi di onde



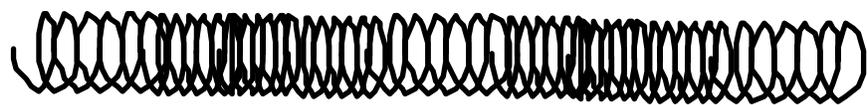
onda elettromagnetica

onda meccanica
(suono)

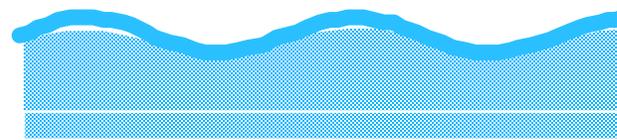


onda meccanica lungo una fune

onda meccanica
(superficie gas-liquido)



onda meccanica lungo una molla



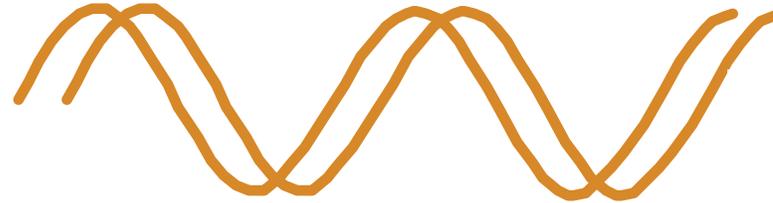
Onde trasversali e longitudinali

■ onde trasversali:

la vibrazione è perpendicolare alla propagazione

esempio :

onda lungo una corda



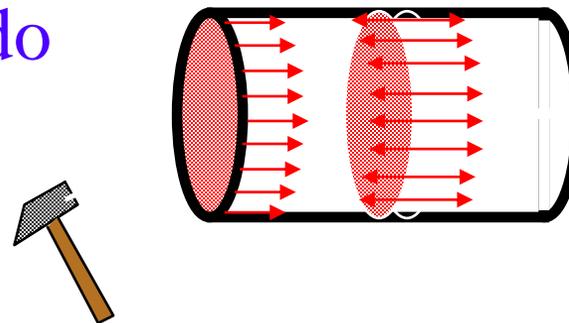
■ onde longitudinali:

la vibrazione ha la stessa direzione della propagazione

esempio :

onda di percussione in un solido

(idem in aria)

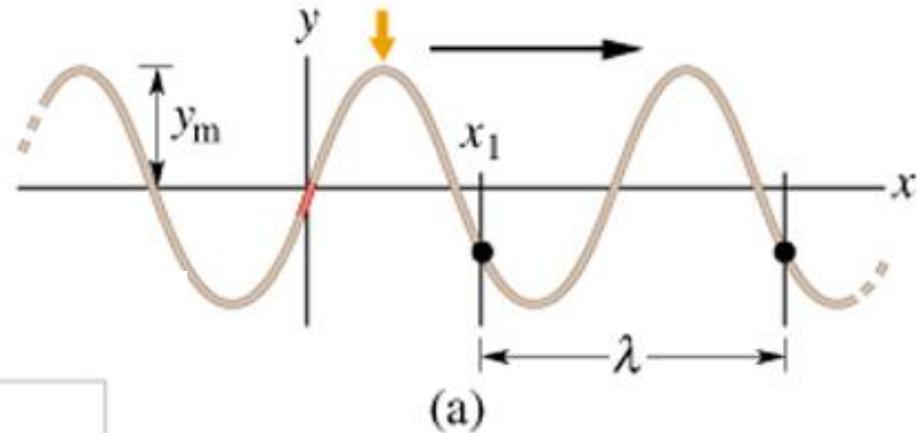
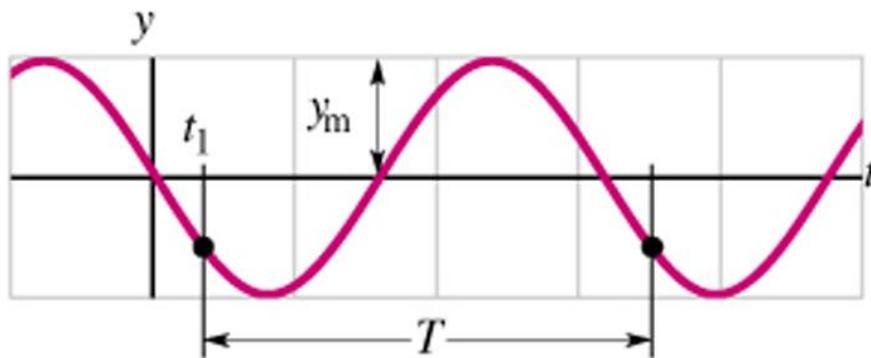


Propagazione di un fenomeno ondulatorio : onda viaggiante

$$y(x,t) = A \sin(kx - \omega t + \phi)$$

$$k = 2\pi / \lambda = \text{numero d'onda}$$

$$A \equiv y_m = \text{ampiezza}$$



Concetti base 2 :
lo spettro delle onde
elettromagnetiche

Spettro delle onde elettromagnetiche (fenomeno ondulatorio)

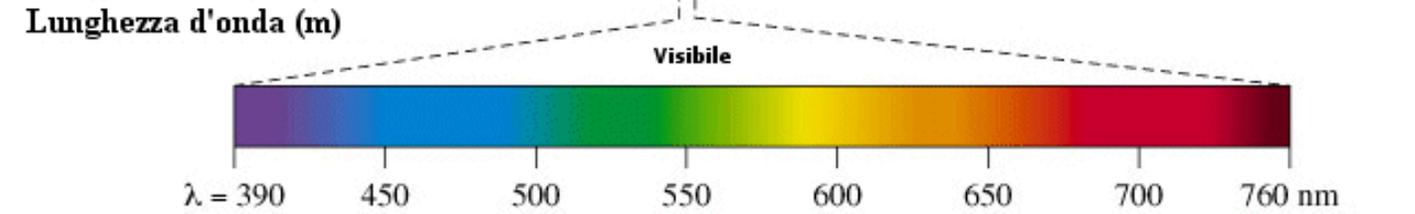
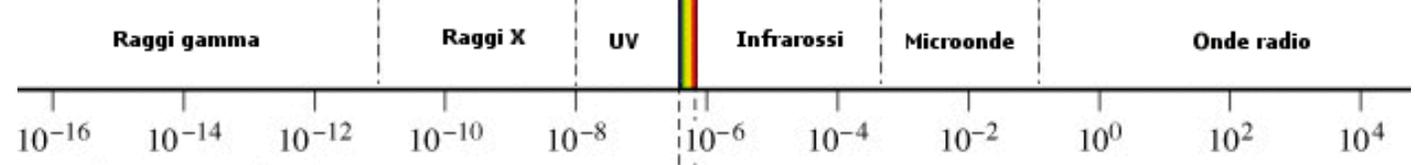
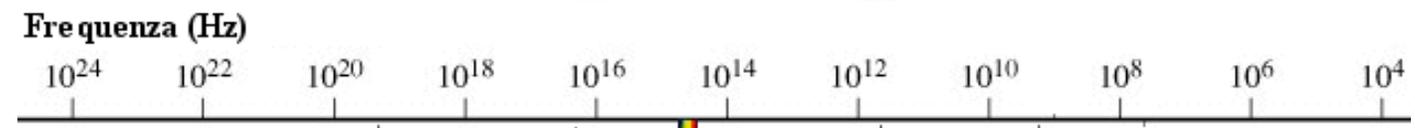
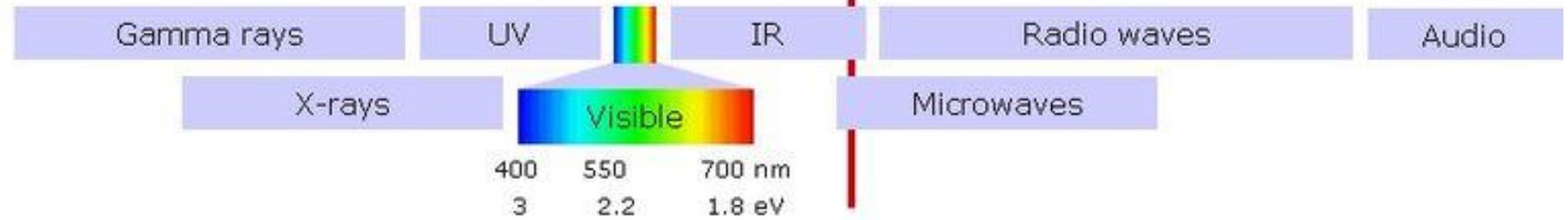
$E = h \nu$ (**energia** di un fotone di **frequenza** ν), dove h è la costante di Planck

$\lambda = \nu / T =$ **lunghezza d'onda** $\nu =$ **velocità di propagazione** (= c nel vuoto)

The Electromagnetic Spectrum

λ/m	10^{-13}	10^{-12}	10^{-11}	10^{-10}	10^{-9}	10^{-8}	10^{-7}	10^{-6}	10^{-5}	10^{-4}	10^{-3}	10^{-2}	10^{-1}	1	10^1	10^2	10^3	10^4	10^5	
	pm		Å	nm		μm		mm		m		km								
E/eV	10^7	10^6	10^5	10^4	10^3	10^2	10^1	1	10^{-1}	10^{-2}	10^{-3}	10^{-4}	10^{-5}	10^{-6}	10^{-7}	10^{-8}	10^{-9}			

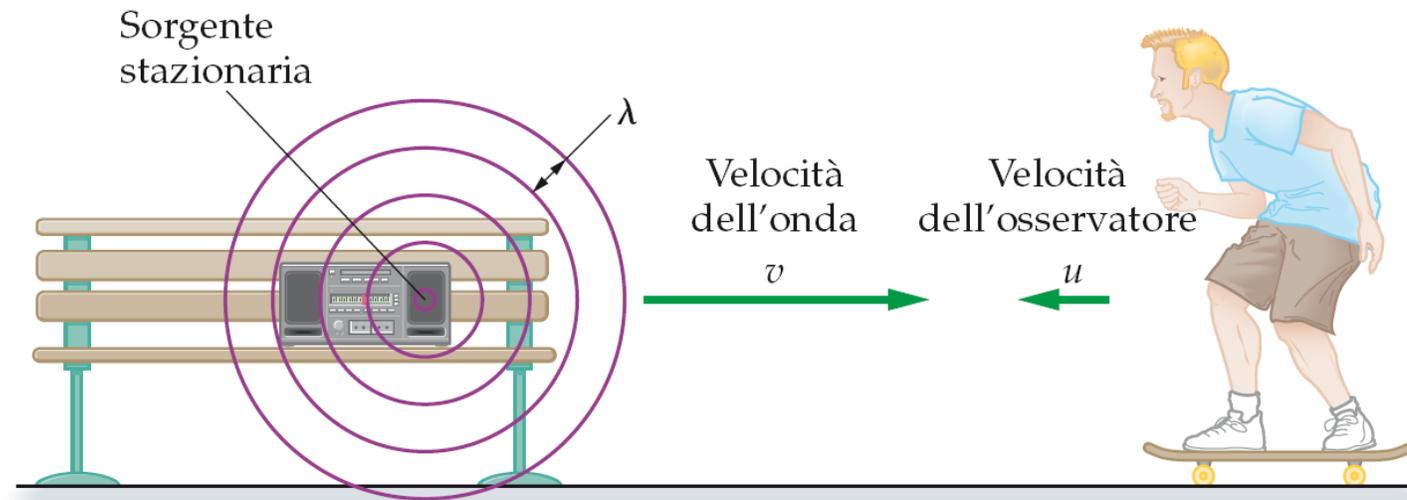
$k_B T_R$ - The thermal energy at room temperature



Concetti base 3 :
effetto Doppler

L'effetto Doppler

L'effetto Doppler è la **variazione della frequenza percepita** (del tono nel caso del suono) quando c'è un **moto relativo** tra la sorgente e l'osservatore.



EFFETTO DOPPLER

2

1) sorgente ferma - osservatore in moto

v = velocità di propagazione dell'onda

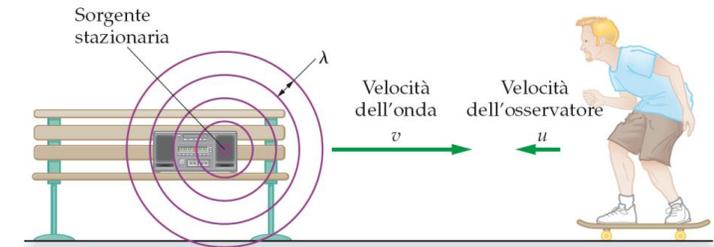
u = velocità dell'osservatore

$$v' = v_s \frac{(u \pm v)}{v} = v_s \left[1 \pm \frac{u}{v} \right] \quad \begin{array}{l} \text{per l'avvicinamento vale il +,} \\ \text{per l'allontanamento vale il -} \end{array}$$

effetto Doppler

O in avvicinamento: $\Delta v = v' - v_s = v_s \frac{u}{v}$
 $v' > v_s$

O in allontanamento: $\Delta v = v' - v_s = v_s \frac{-u}{v}$
 $v' < v_s$



Quando è l'**osservatore a muoversi** verso la sorgente, l'onda sembra avere una velocità maggiore e una frequenza maggiore.

EFFETTO DOPPLER

4

2) sorgente in moto - osservatore fermo

v = velocità di propagazione dell'onda

u_s = velocità della sorgente

Vale la seguente relazione:

$$v = v_s \frac{v}{v \mp u_s}$$

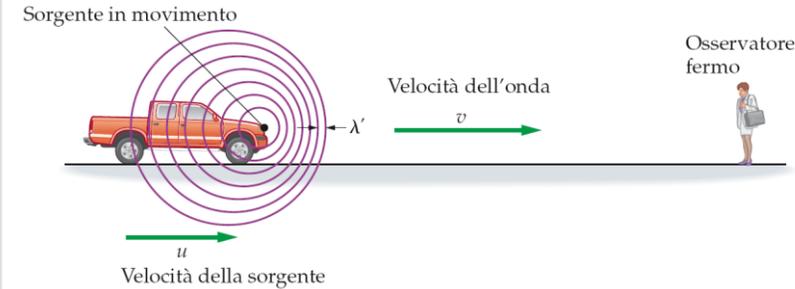
v_s = frequenza della sorgente

v = frequenza percepita dall'osservatore

effetto Doppler:

S in avvicinamento: $\Delta v = v - v_s = v_s \left[\frac{u_s}{v - u_s} \right]$
 $v > v_s$

S in allontanamento: $\Delta v = v - v_s = v_s \left[\frac{-u_s}{v + u_s} \right]$
 $v < v_s$



Nel caso di una **sorgente in movimento** l'analisi dell'effetto Doppler è analoga: questa volta, si può più facilmente "visualizzare" una lunghezza d'onda diversa.

Spostamento Doppler Δv

moto relativo sorgente-osservatore:

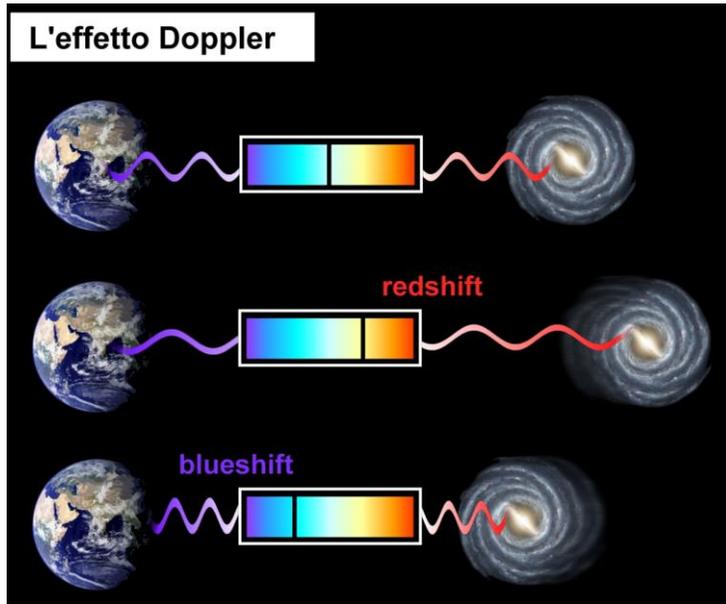
osservatore in moto: $\Delta v = v - v_S = v_S \frac{\pm u}{v}$

sorgente in moto: $\Delta v = v - v_S = v_S \left[\frac{\pm u_S}{v \mp u_S} \right]$

v = frequenza percepita; v_S = frequenza emessa da S
 u = velocità osservatore; u_S = velocità della sorgente S
 v = velocità di propagazione dell'onda

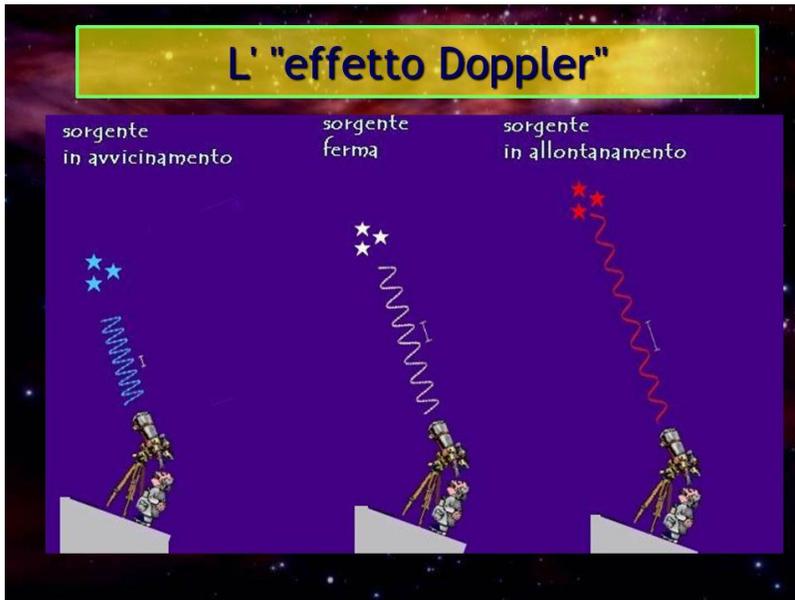
Limitazione: dev'essere $v > u_S$, cioè la velocità di propagazione dell'onda dev'essere maggiore della velocità della sorgente

Effetto Doppler : applicazioni. I



L'effetto Doppler ha molte applicazioni pratiche: dai radar dei meteorologi agli **strumenti diagnostici** e a quelli astronomici.

- galassia in allontanamento dal rivelatore
⇒ λ aumenta, ν diminuisce ⇒ tonalità colore rosso
- galassia in avvicinamento al rivelatore
⇒ λ diminuisce, ν aumenta ⇒ tonalità colore blu



ν_s = frequenza *emessa*

u = velocità dell'interfaccia

ν_r = frequenza *rivelata (echi)*

S in **avvicinamento**: $\Delta\nu = \nu - \nu_s = \nu_s \left[\frac{u_s}{\nu - u_s} \right]$
 $\nu > \nu_s$

S in **allontanamento**: $\Delta\nu = \nu - \nu_s = \nu_s \left[\frac{-u_s}{\nu + u_s} \right]$
 $\nu < \nu_s$

Effetto Doppler : applicazioni. III

Il radar meteorologico

RADAR è l'acronimo di **RA**dio **D**etection **A**nd **R**anging

Permette di stimare in tempo reale:

- l'intensità di precipitazione fino a 200 km dal sito
- il tipo di idrometeore (pioggia, neve, grandine)
- velocità e direzione di spostamento della perturbazione

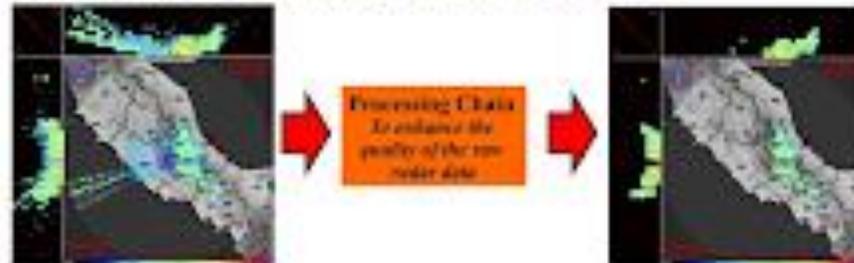
Inoltre, applicando opportuni algoritmi, permette:

- di fare una previsione su brevissimo periodo (nowcasting)



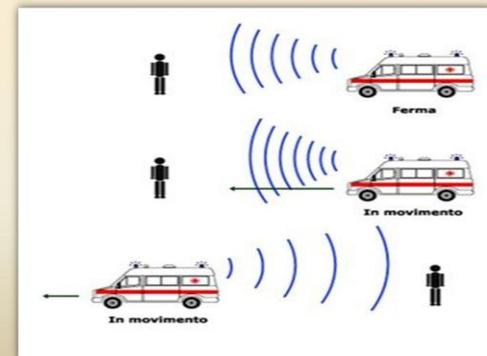
Principali tipi di errori nelle misure radar

- Effetti orografici (clutter statico, astocali,...)
- Blocchi Parziali del fascio radar
- Propagazione anomala ed echi di seconda scala
- Riconoscimento tipo di precipitazione
- Bright Band, Clutter di mare e Interferenze
- Attenuazione da percorso e da precipitazione
- Incertezze parametri operativi del radar



... e l' "eco Doppler" ??

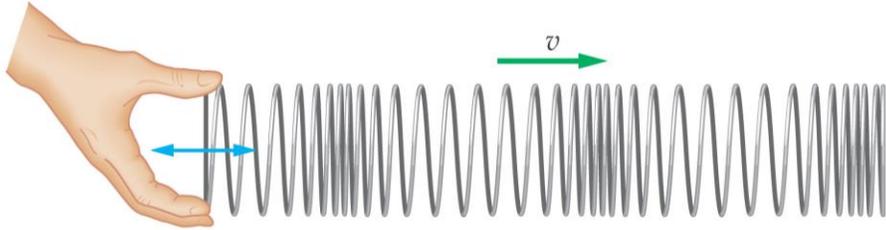
Vi siete mai Chiesti perché la sirena dell'ambulanza viene percepita in modo diverso al Variare della distanza?



Concetti base 4 :
il suono

Onde sonore : quali grandezze variano

Le onde sonore sono **onde longitudinali** simili a quelle che si propagano in una molla.



In questo caso l'onda è una successione di compressioni e rarefazioni.

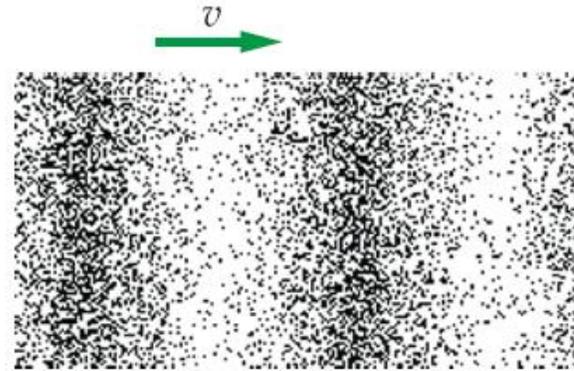
In un'onda sonora le grandezze che oscillano sono la **densità e la pressione dell'aria** (o del mezzo in cui si propaga l'onda).

Onda viaggiante

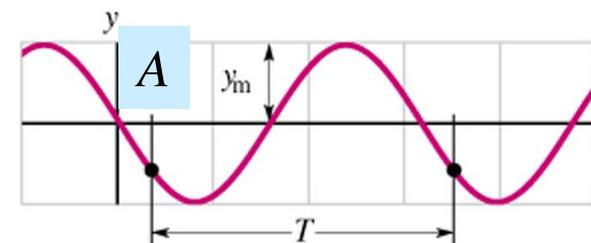
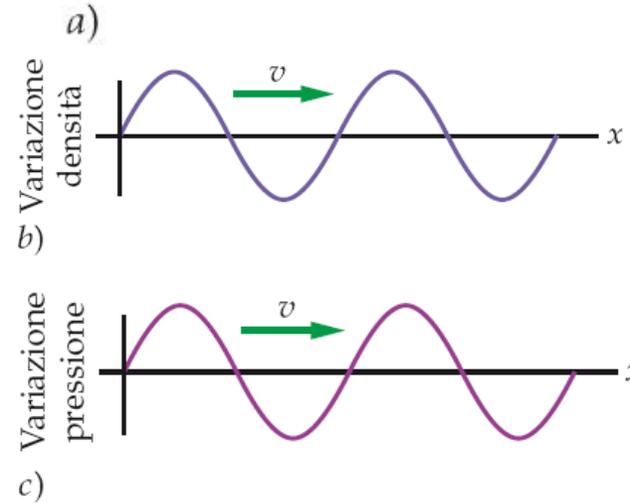
$$y(x,t) = A \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda}x - \frac{2\pi}{T}t\right)$$

oppure : $y(x,t) = A \sin\left[\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)x - \left(\frac{2\pi}{T}\right)t + \phi\right]$

$2\pi/T = \omega$ pulsazione ; $2\pi/\lambda = k$ numero d'onda



Oscillazione di (densità) pressione in un punto x



Le onde sonore godono delle proprietà di :

Riflessione
Rifrazione
Diffrazione

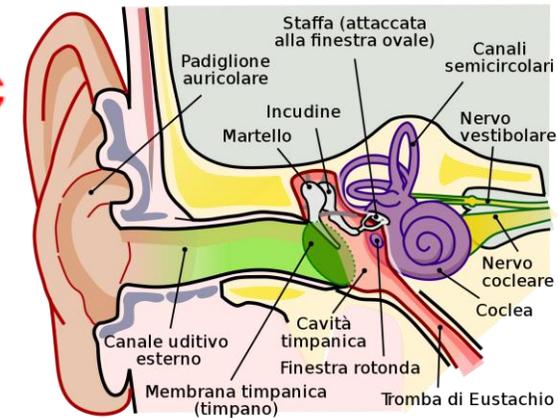
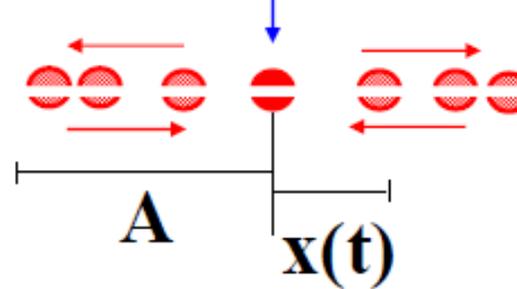
Non sono onde "polarizzate"

SUONO

2

molecola in moto

punto di equilibrio

**fluidi:***(liquidi e gas)*

- spostamenti delle molecole
- addensamenti e rarefazioni
- compressioni e dilatazioni

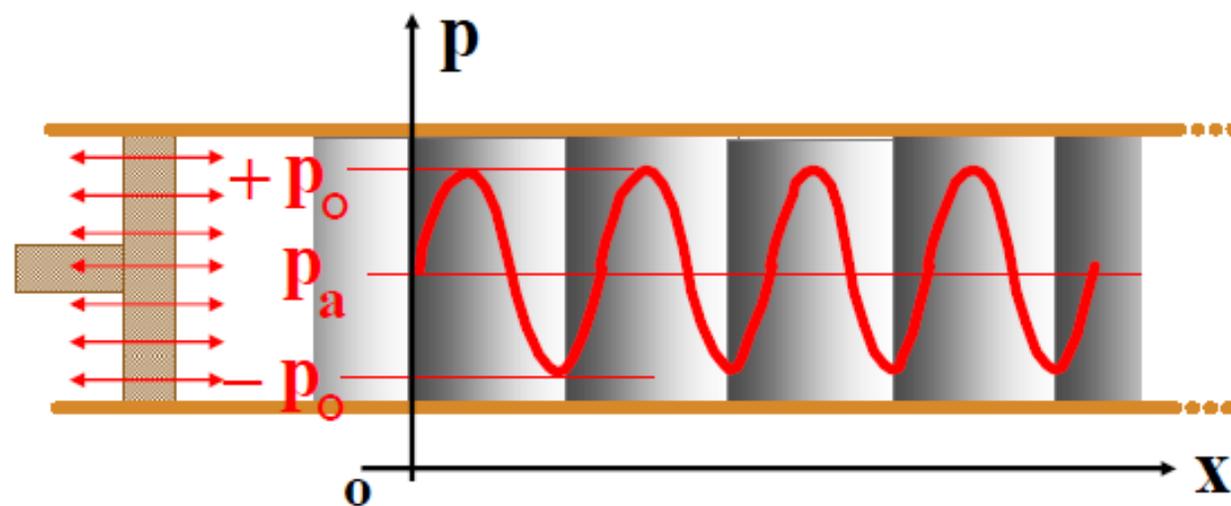


onda di *pressione* che si propaga

PRESSIONE SONORA

1

pressione sonora *istantanea*:



in ogni posizione x , al variare del tempo ho un'onda di pressione del tipo:

$$p(t) = p_o \text{sen}(\omega t + \phi)$$

...e quindi una variazione di pressione:

$$\Delta p(t) = p(t) - p_a$$

p_a = pressione dell'ambiente

(nell'aria è la pressione atmosferica)

Velocità del suono

La **velocità** del suono **varia in funzione del mezzo** di propagazione; in generale, più è denso il materiale e maggiore è la velocità delle onde sonore al suo interno.



Materiale	Velocità (m/s)
Alluminio	6420
Granito	6000
Acciaio	5960
Vetro Pyrex	5640
Rame	5010
Plastica	2680
Acqua dolce (20 °C)	1482
Acqua dolce (0 °C)	1402
Idrogeno (0 °C)	1284
Elio (0 °C)	965
Aria (20 °C)	343
Aria (0 °C)	331

- per la velocità del suono v in un **gas** di densità d , si può ricavare che:

$$v = \sqrt{\frac{\gamma P_a}{d}}$$

p_a è la pressione dell'ambiente

Gas monoatomici: $\gamma=5/3$; gas biatomici e aria: $\gamma=7/5$

- In particolare, nell'aria ($p_a = 1 \text{ atm} = 10^5 \text{ Pascal}$, $\gamma = 1.4$, $d=1.2 \text{ kg/m}^3$):

$$v_{\text{aria}} \approx \sqrt{\frac{1.42 \cdot 10^5 \text{ Pa}}{1.2 \text{ kg m}^{-3}}} = 344 \text{ m s}^{-1}$$

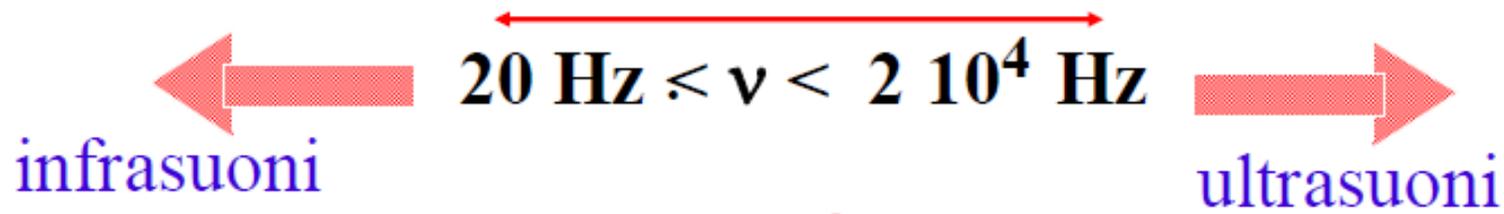
in acqua, $v \sim 1450 \text{ m/s}$!

Frequenza e velocità del suono

3

onda sonora: vibrazione meccanica percepibile dal senso dell'udito (orecchio)

sensibilità dell'orecchio umano:



$$v = \lambda \nu$$

$$f \equiv \nu$$

$$v_{\text{aria}} \sim 344 \text{ m s}^{-1} \Rightarrow 1.72 \text{ cm} < \lambda < 17.2 \text{ m}$$

$$v_{\text{H}_2\text{O}} \sim 1450 \text{ m s}^{-1} \Rightarrow 7.25 \text{ cm} < \lambda < 72.5 \text{ m}$$

•(i rumori sono dati da vibrazioni NON PERIODICHE)

Concetti base 5 :

Gli Ultrasuoni

Suono : Ultrasuoni

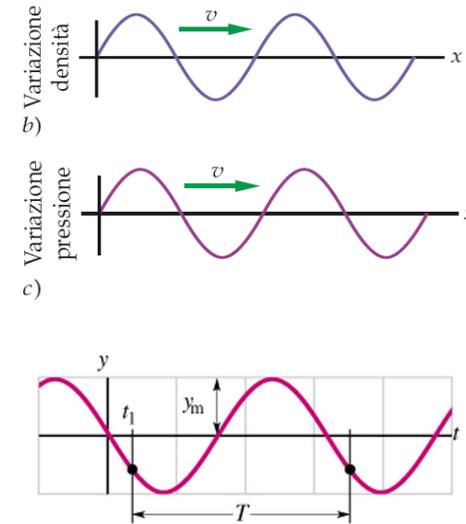
onda sonora: vibrazione meccanica percepibile dal senso dell'udito (orecchio)

sensibilità dell'orecchio umano:

$20 \text{ Hz} \leq \nu < 2 \cdot 10^4 \text{ Hz}$

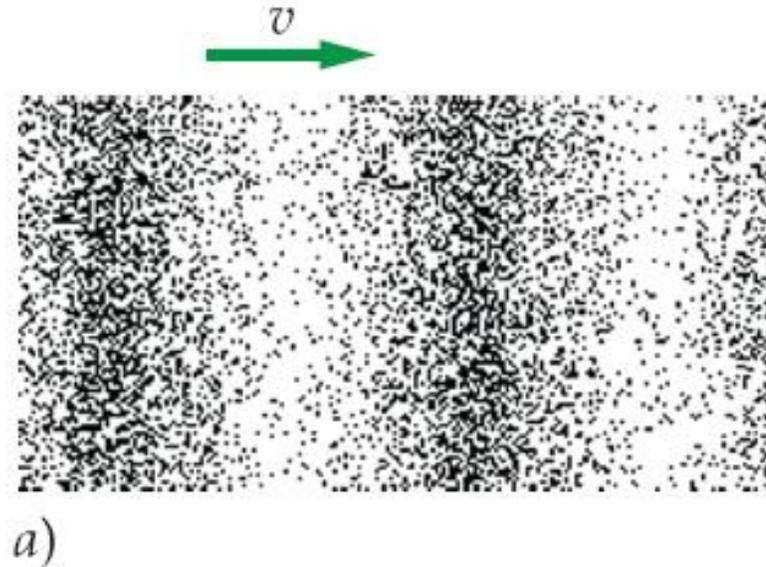
← infrasuoni ultrasuoni

$v = \lambda \nu$



Fenomeni riguardanti gli ultrasuoni (come tutte le altre Onde Meccaniche) che incidono su un mezzo (corpo umano) :

- **Assorbimento**
- **Riflessione**
- **Diffusione**
- **(rifrazione)**



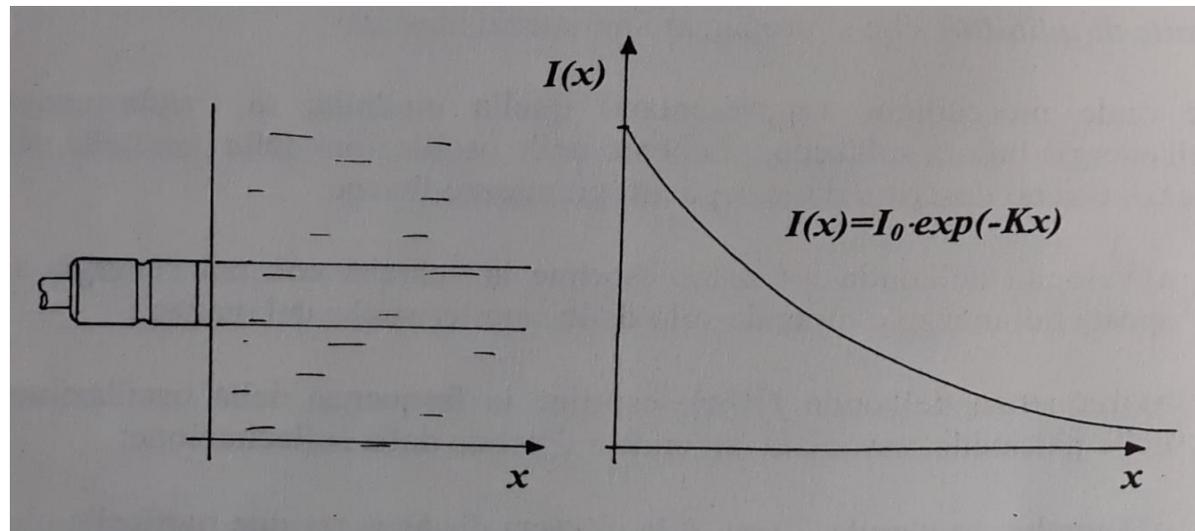
Assorbimento di Ultrasuoni

Assorbimento

Dovuto al comportamento visco-elastico del mezzo

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

La costante di assorbimento k aumenta con la frequenza f e alle frequenze di interesse diagnostico dipende dal mezzo attraversato



Riflessione di Ultrasuoni

Riflessione

Si ha una riflessione parziale dell'onda quando questa incontra la superficie di separazione fra due mezzi con caratteristiche acustiche diverse (diversa densità ρ e/o velocità v di propagazione dell'onda).

Le due grandezze determinano l'impedenza acustica del mezzo :

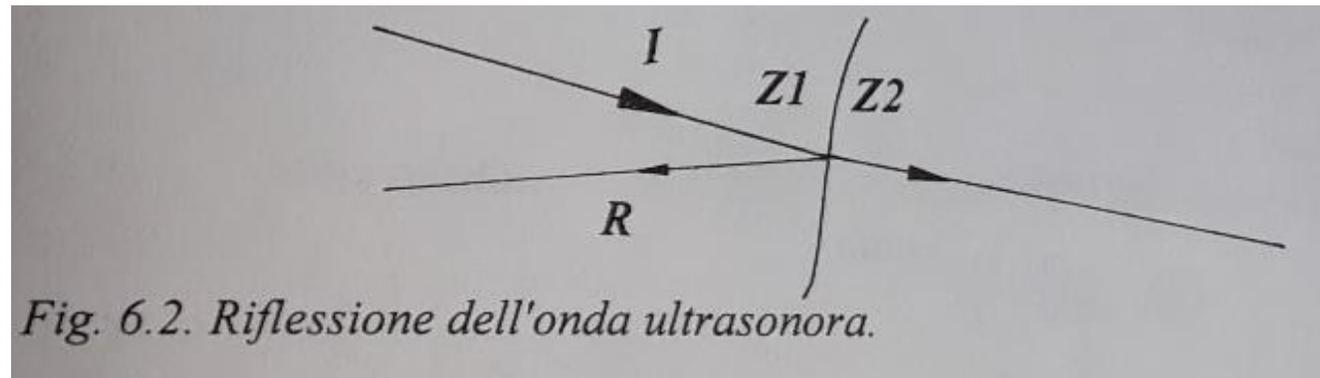
$$Z = \rho v$$

Quindi riflessione < --- > quando l'onda incontra la superficie di sep. fra 2 mezzi con Z diversa. L'indice di riflessione (entità della riflessione) è dato da :

$$R = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}$$

Aria-tessuto : grande $\Delta Z = Z_1 - Z_2$, e quindi tutta l'energia viene riflessa

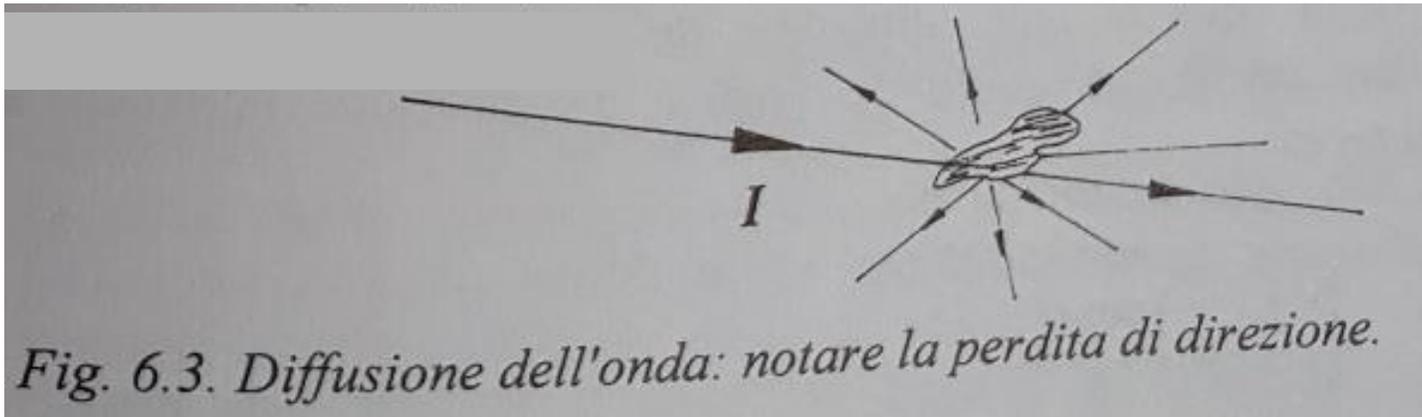
Sangue-tessuto : piccola ΔZ e quindi $I_{\text{rifl}} = 0.01 I_{\text{inc}}$ (riflessione quasi nulla)



Diffusione di Ultrasuoni

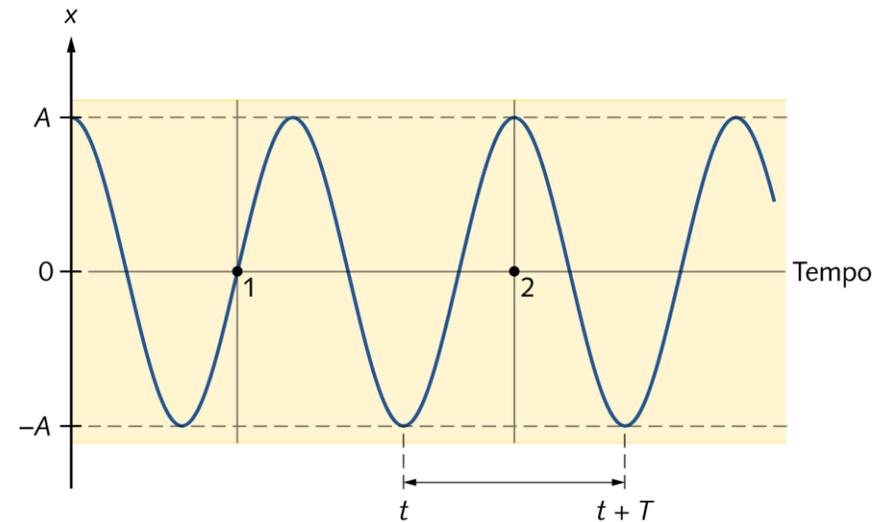
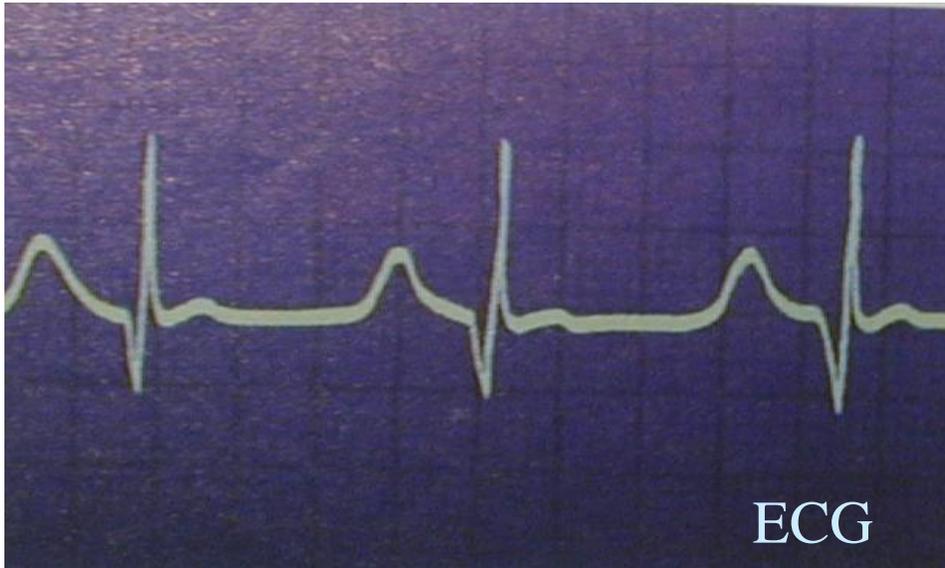
Diffusione

Si ha quando l'onda investe un oggetto, con Z diversa dal mezzo, di dimensioni piccole rispetto alla lunghezza d'onda λ . L'onda che colpisce l'oggetto viene riflessa senza una ben precisa direzione. In campo diagnostico si ha diffusione quando un'onda US ($\lambda \cong 1$ mm) colpisce le particelle trasportate dal sangue (eritrociti, piastrine) di dimensioni $\ll \lambda$. La radiazione diffusa viene rilevata in tutto lo spazio circostante la zona di impatto dell'onda incidente.



Concetti base (avanzati) 5: analisi di Fourier

Oscillazioni e fenomeni periodici



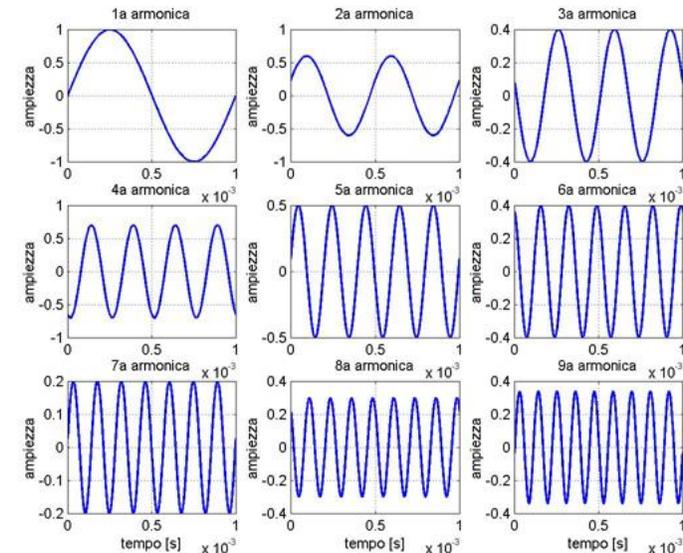
Il **periodo T**

è il tempo necessario a compiere un ciclo completo in un moto periodico

La **frequenza f** è il numero di oscillazioni complete per unità di tempo.

$$f = 1/T$$

[f] = [T⁻¹] e si misura in Hz (hertz) = 1 ciclo/secondo



ANALISI DI FOURIER

1

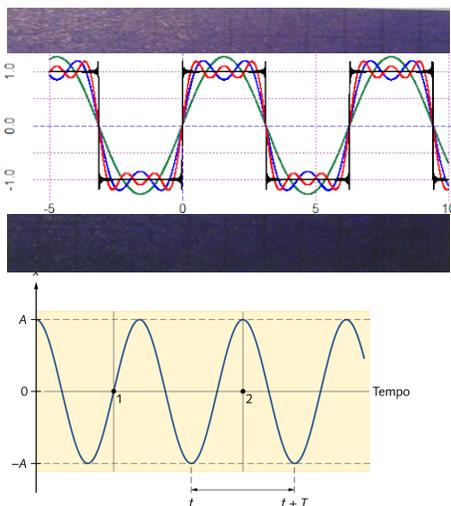
Sia $f(t)$ una generica funzione *periodica*

ν = frequenza
(precedentemente f)

\Rightarrow sono definibili un *periodo* $T = \frac{1}{\nu}$ e una *pulsazione* $\omega = 2\pi \nu$

• Secondo il teorema di Fourier, si può scrivere:

$$\begin{aligned} f(t) = f(t+T) = & A_0 + A_1 \text{sen}(\omega t) + B_1 \text{cos}(\omega t) + \\ & + A_2 \text{sen}(2\omega t) + B_2 \text{cos}(2\omega t) + \\ & + A_3 \text{sen}(3\omega t) + B_3 \text{cos}(3\omega t) + \\ & + \dots + \dots \\ & + A_i \text{sen}(i\omega t) + B_i \text{cos}(i\omega t) + \dots = \end{aligned}$$

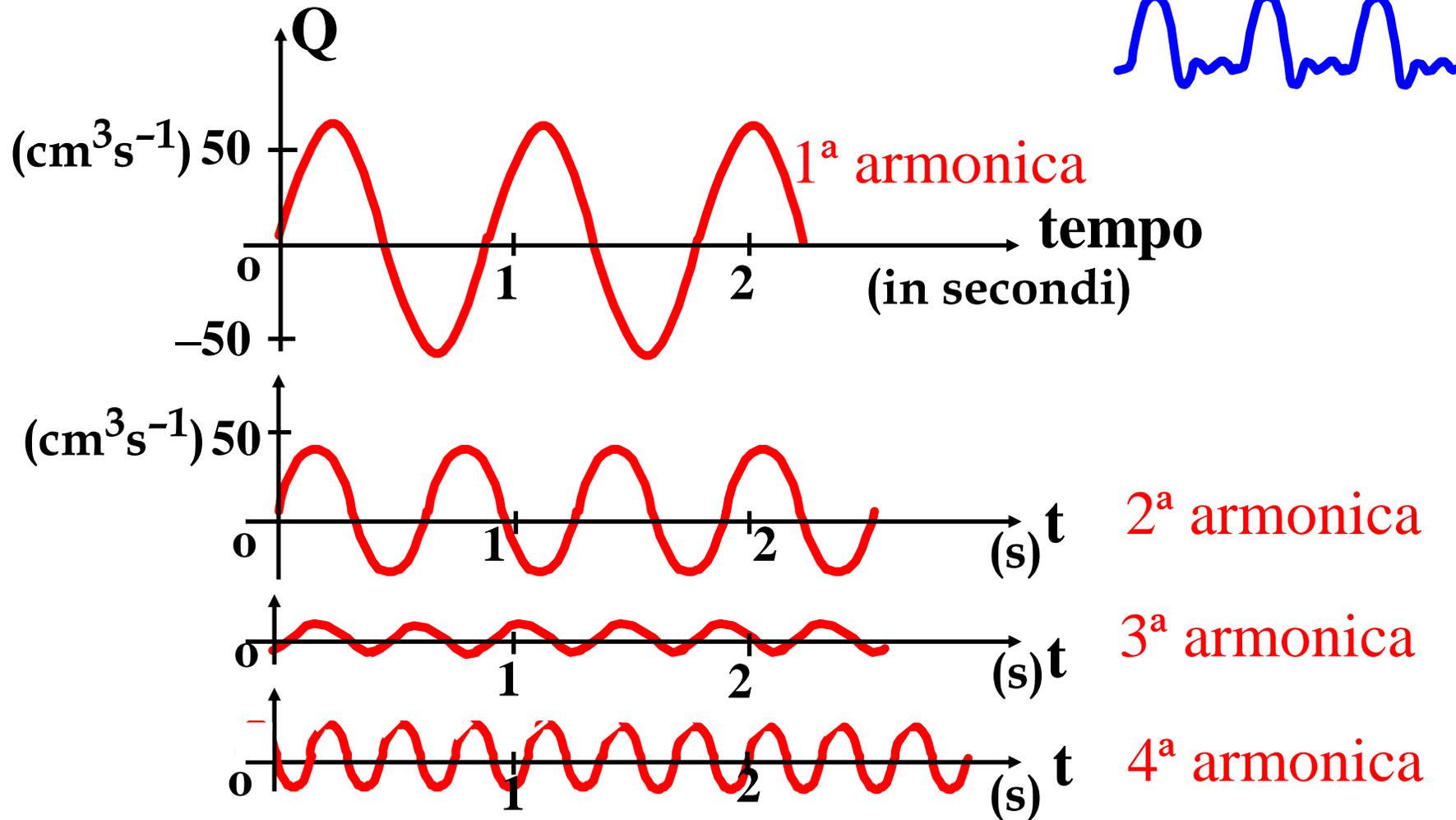


(“sviluppo in serie di Fourier”)

ANALISI DI FOURIER

8

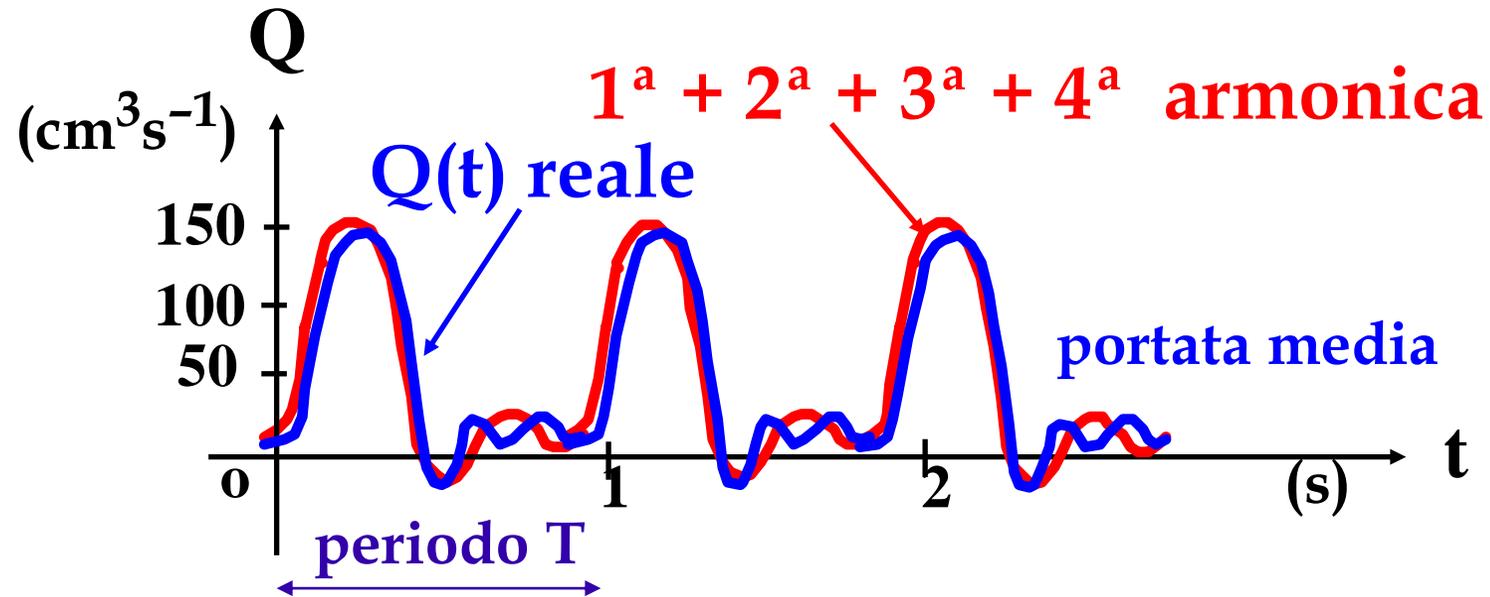
Esempio 1: portata $Q = Q(t)$ del sangue in aorta



ANALISI DI FOURIER

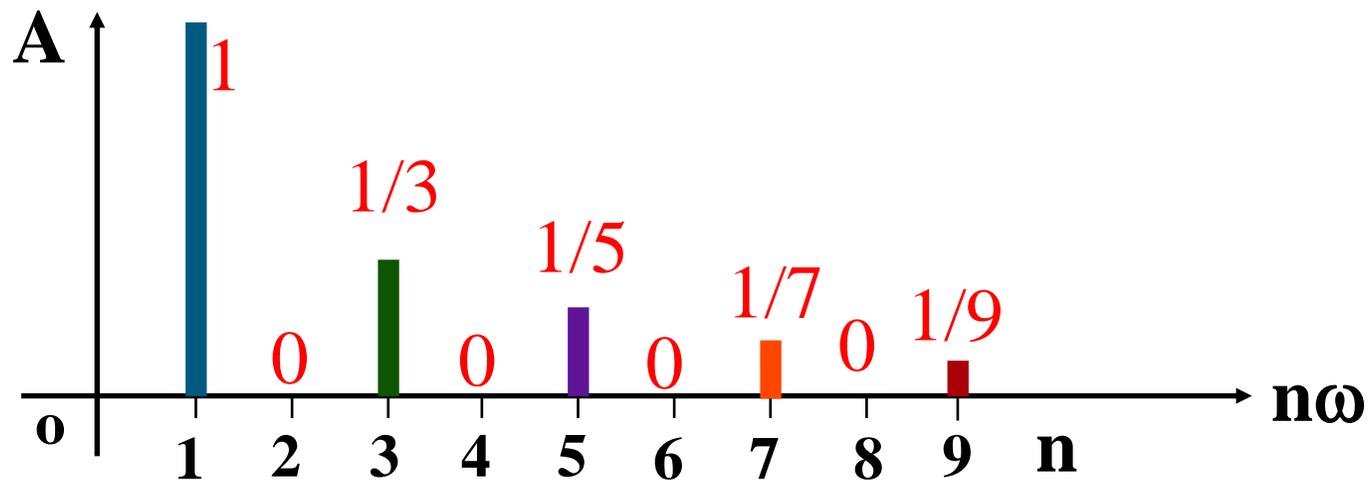
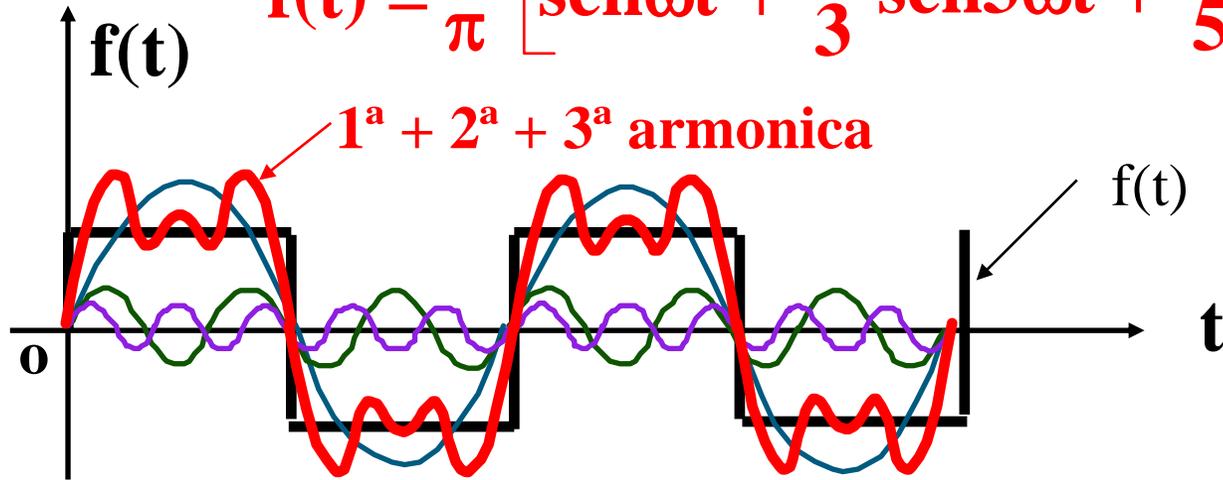
9

Esempio 1: portata $Q = Q(t)$ del sangue in aorta



Esempio 2: onda quadra

$$f(t) = \frac{4}{\pi} \left[\text{sen}\omega t + \frac{1}{3} \text{sen}3\omega t + \frac{1}{5} \text{sen}5\omega t + \dots \right]$$



**Applicazioni :
elettroencefalogramma**

Tracciato EEG

Ritmi rapidi

Hanno frequenza superiore ai 14 cicli per secondo, hanno un voltaggio più basso ed hanno sede preferenziale nelle regioni rolandiche e prerolandiche. Il più regolare dei ritmi rapidi è il ritmo beta.

Ritmo alfa: è il principale componente del tracciato del soggetto normale adulto in riposo sensoriale (prima dei 12 anni non appare bene costituito). Risulta da oscillazioni di frequenza comprese tra 8 e 12 cicli per secondo, con voltaggio di circa 50 microvolts e di aspetto sinusoidale, per lo più radunati in fusi. Quando un soggetto è sottoposto ad un'attività cerebrale maggiore, si registra la presenza del ritmo beta.

Ritmo beta: è distinto in beta lento (13.5-18 c/s) e beta rapido (18.5-30 c/s), e presenta un voltaggio medio di 19 microVolt (8-30 microVolt). Le onde beta sono dominanti in un soggetto ad occhi aperti, ma anche in stati di allerta.

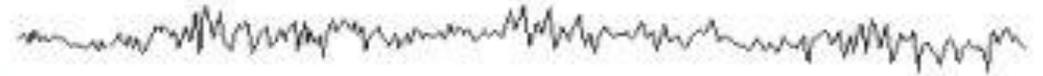
Ritmi lenti

Onde theta: hanno una frequenza tra 4 e 7 cicli per secondo e possono avere voltaggio vario, in genere inferiore all'alfa. La localizzazione preferenziale è temporo-parietale. Nell'adulto hanno quasi sempre carattere patologico.

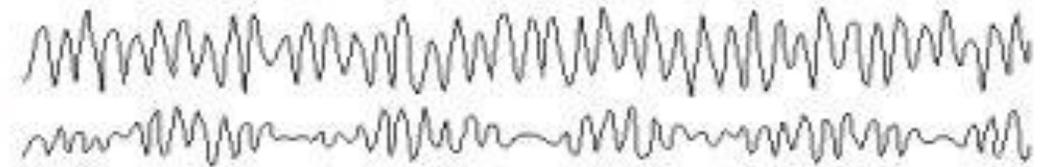
Onde delta: hanno una frequenza tra 0 e 3 cicli al secondo; il voltaggio è variabile e può raggiungere e superare i 200 microvolts. Le onde delta sono caratteristiche del sonno non R.E.M. (sonno ad onde lente). Nei diversi stadi di sonno sono presenti principalmente onde theta e onde delta (caratteristiche del sonno ad onde lente), a cui si aggiungono squarci di attività alfa e, raramente, di attività beta.

Brain Waves: EEG Tracings

Beta (β)
13-30 Hz



Alpha (α)
8-13 Hz



Theta (θ)
4-8 Hz



Delta (δ)
0.5-4 Hz



TRACINGS FROM [HTTP://WEBUTLER.CC.TUT.FI/~HALNULU/ESH/ESHBOOK/12/FV1206.GIF](http://webutler.cc.tut.fi/~halnalu/esh/eshbook/12/fv1206.gif)
AFTER HALNULU & PLODSKY (1995) WEB EDITION, WITH PERMISSION.

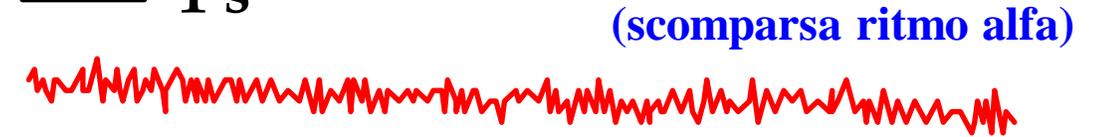
ANALISI E.E.G. (ElettroEncefaloGrafia)

soggetto normale occhi chiusi (spettro, vs t)



— 1 s

soggetto normale occhi aperti (spettro, vs t)



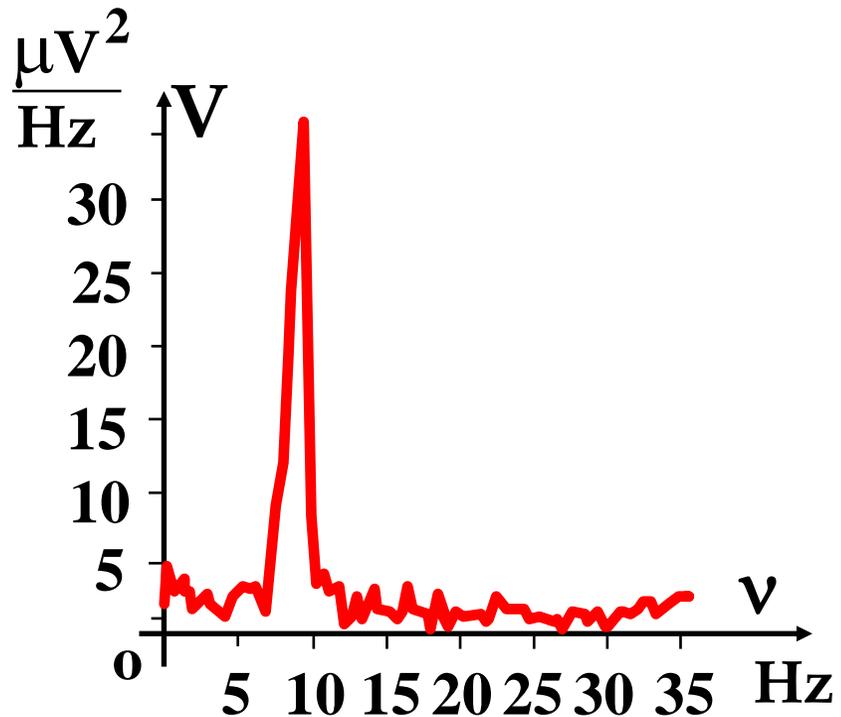
E.E.G. : segnale non periodico !

soluzione :

il segnale è considerato *periodico* dopo un intervallo di tempo Δt sufficientemente lungo

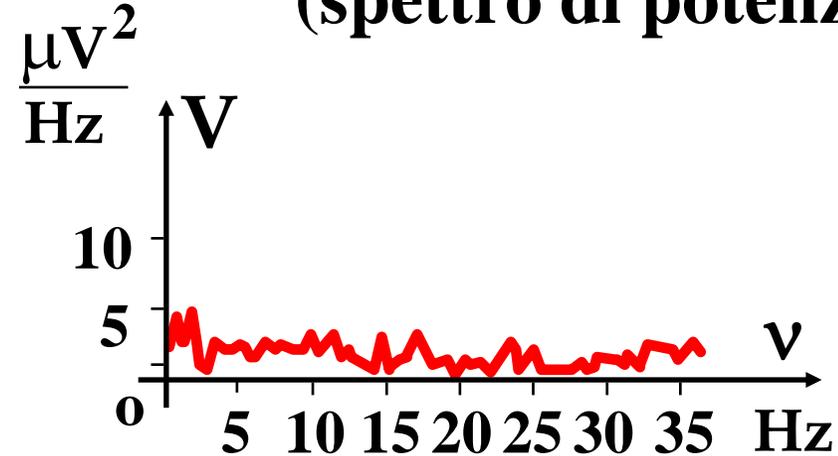
analisi di Fourier

ANALISI spettri di potenza E.E.G.



Soggetto normale a occhi **chiusi**
(spettro di potenza)

Soggetto normale a occhi **aperti**
(spettro di potenza)

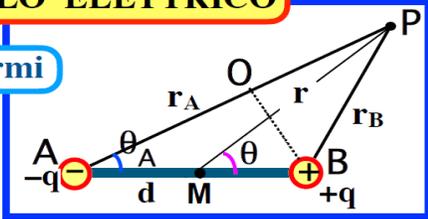


Applicazioni : elettrocardiogramma

DIPOLO ELETTRICO

cariche puntiformi

punto P lontanissimo

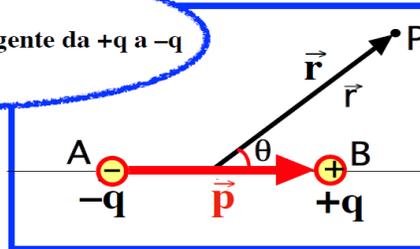


DIPOLO ELETTRICO

$$V(P) = \frac{q d \cos\theta}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r r^2} = \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r r^3}$$

\vec{p} = vettore momento di dipolo elettrico

\vec{p} {
• modulo $p = qd$
• direzione congiungente da +q a -q
• verso da +q a -q



DIPOLO ELETTRICO

$$V(P) = \frac{q d \cos\theta}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r r^2} = \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r r^3}$$

\vec{p} {
• modulo $p = qd$
• direzione congiungente da +q a -q
• verso da +q a -q

• unità di misura

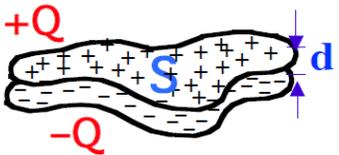
S.I.
unità pratica

coulomb metro (C m)
debye (Deb) = $3.33 \cdot 10^{-30}$ C m

$p_{H_2O} = 6.13 \cdot 10^{-30}$ C m = 1.84 Deb

STRATO DIPOLARE

p_t = momento di dipolo elettrico **totale**



$p_t = Q d$ $Q =$ carica totale

$\sigma = \frac{Q}{S}$

σ densità superficiale di carica elettrica (coulomb m^{-2})

$p_s = \sigma d = \frac{Q d}{S} = \frac{p_t}{S}$ momento di dipolo elettrico per unità di area

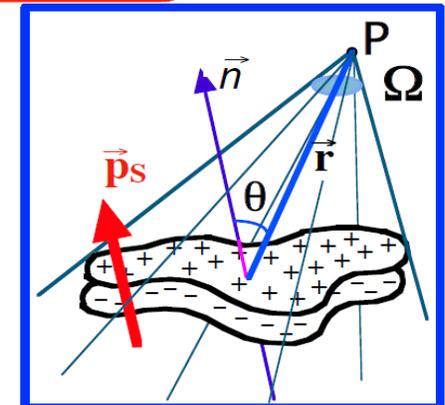
$p_t = p_s S$ **costante** per distribuzione di carica omogenea ($\sigma =$ costante)

STRATO DIPOLARE

$$V(P) = \frac{q d \cos\theta}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r r^2} = \frac{\vec{p}_t \cdot \vec{r}}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r r^3} =$$

$$= \frac{p_s S \cos\theta}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r r^2}$$

$$V(P) = \frac{p_s \Omega}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r}$$



in generale: $V(P) = \frac{1}{4\pi \epsilon_0 \epsilon_r} \int_{\Omega} p_s(\Omega) d\Omega$

ATTIVITA' BIOELETTRICHE

membrane cellule eccitabili

fenomeni elettrici transienti

propagazione potenziali d'azione

*manifestazioni
microscopiche*

*manifestazioni
macroscopiche*

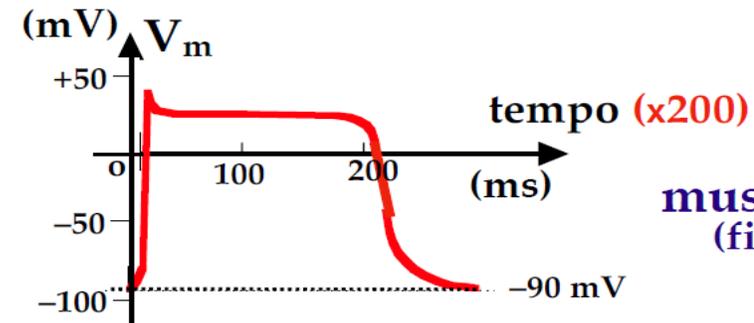
ECG - EEG - EMG

ATTIVITA' BIOELETTRICHE



cellule muscolari
(fibre amieliniche)

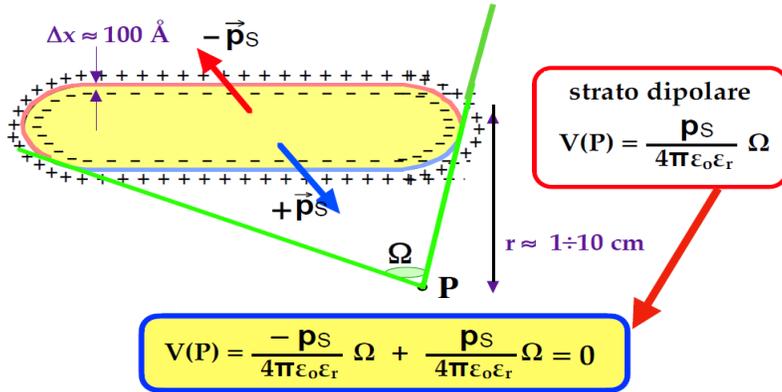
potenziali d'azione
("lunga durata")



muscolo cardiaco
(fibra amielinica)

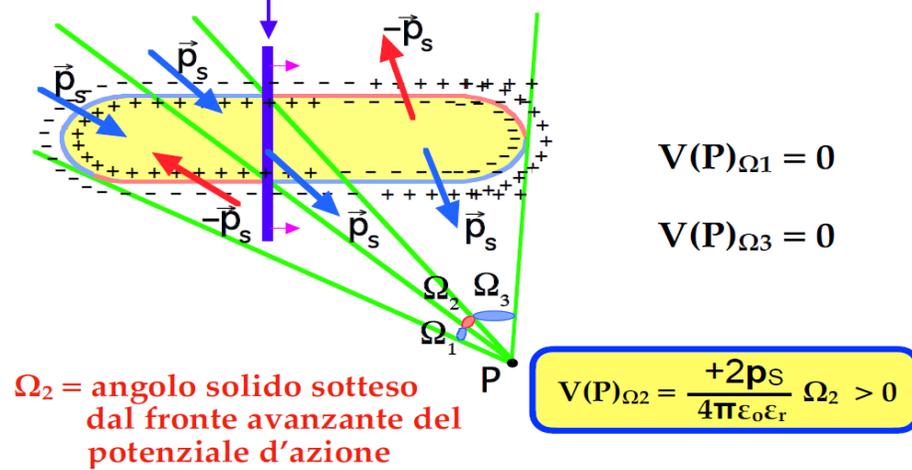
POTENZIALE ELETTRICO da CELLULA ECCITABILE

membrana in equilibrio (V_m costante)

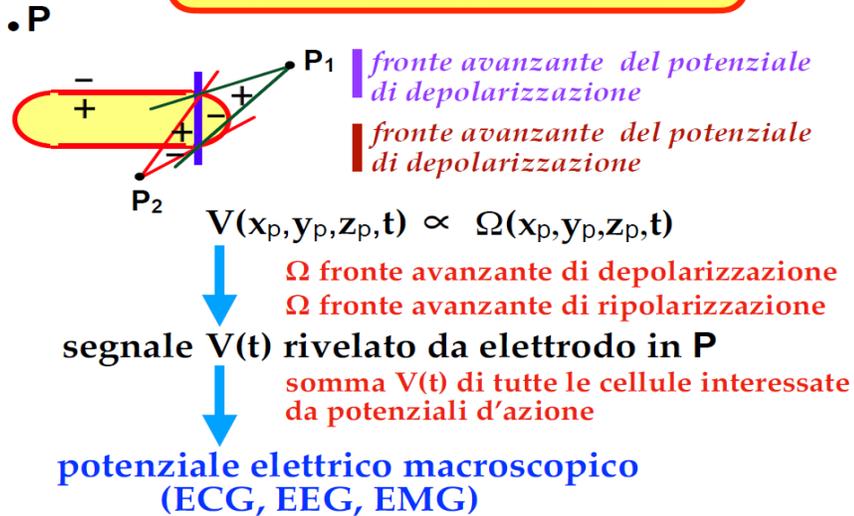


POTENZIALE ELETTRICO da CELLULA ECCITABILE

fronte avanzante di depolarizzazione



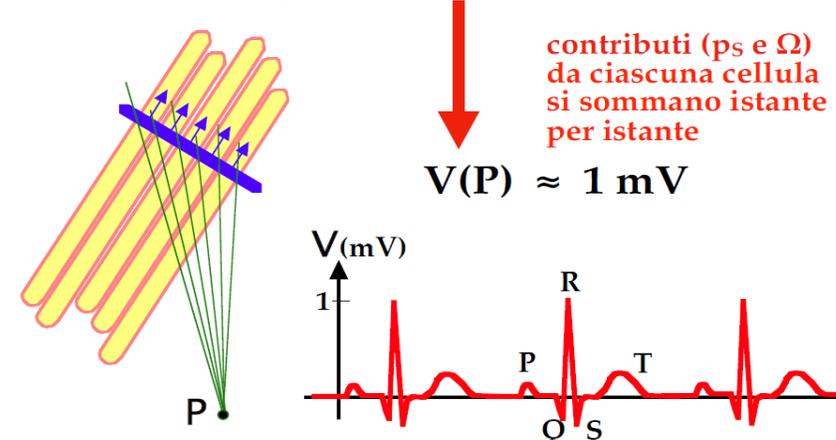
POTENZIALE ELETTRICO da CELLULA ECCITABILE



ELETTROCARDIOGRAMMA (ECG)

cellule muscolari cardiache:

- ◆ disposte a fasci
- ◆ attraversate da potenziali d'azione sincroni



DERIVAZIONI ELETTRICHE

- 6 derivazioni frontali (6 direzioni diverse)
- 6 derivazioni precordiali (6 direzioni diverse)
 - **totale 12 tracciati**
- collegamento elettrodi:
 - polso sinistro (**giallo**)
 - polso destro (**rosso**)
 - caviglia sinistra (**verde**)
 - caviglia destra (**nero**)
 - 6 precordiali (**bianchi**)

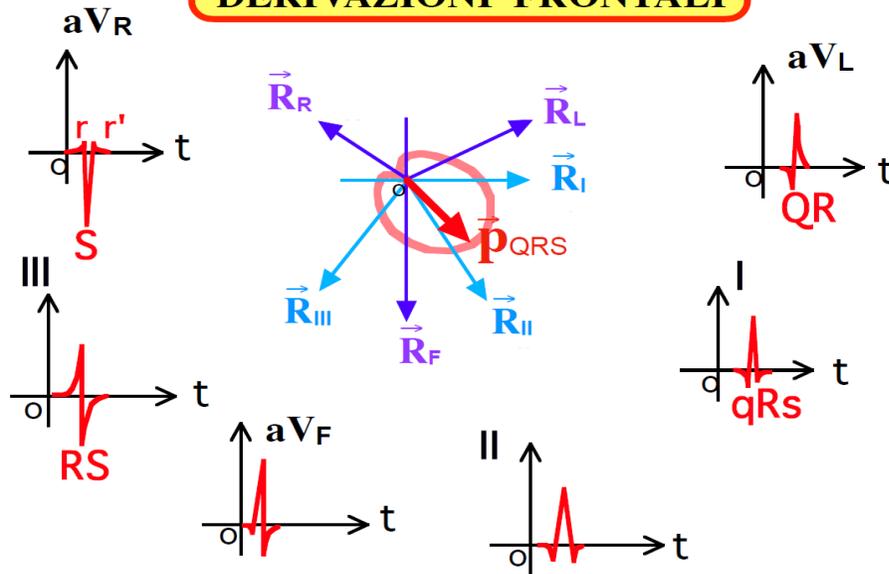
★ caviglia destra: elettrodo di messa a terra (riferimento dei potenziali elettrici)

- ★ arti: buoni conduttori
- polsi → spalle
 - caviglia → inferiore (inizio gamba sx)

DERIVAZIONI FRONTALI

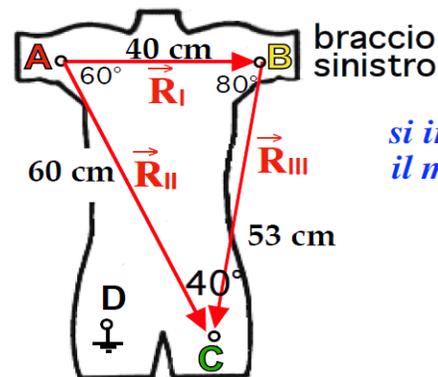
ipotesi semplificative introdotte per soddisfare il modello a dipolo:

- differenze in $\frac{1}{r^2}$ trascurabili
- piano frontale (2 dimensioni):
 - 2 componenti di p_{totale} istantaneo
- punti R, L, F equidistanti dal cuore (dal **centro isoelettrico**)
- punti R, L, F ai vertici di un triangolo equilatero (**triangolo di Einthoven**)



DERIVAZIONI FRONTALI

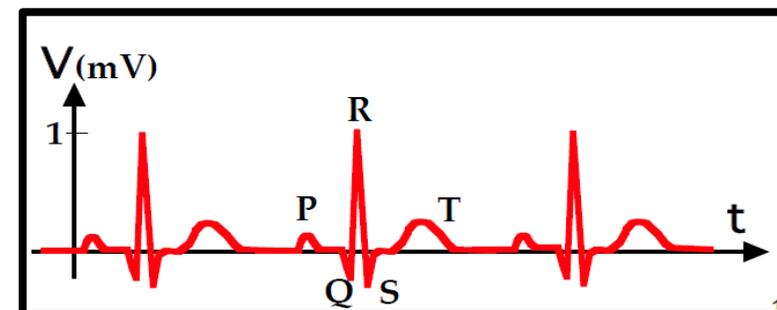
(ci sono anche le precordiali)



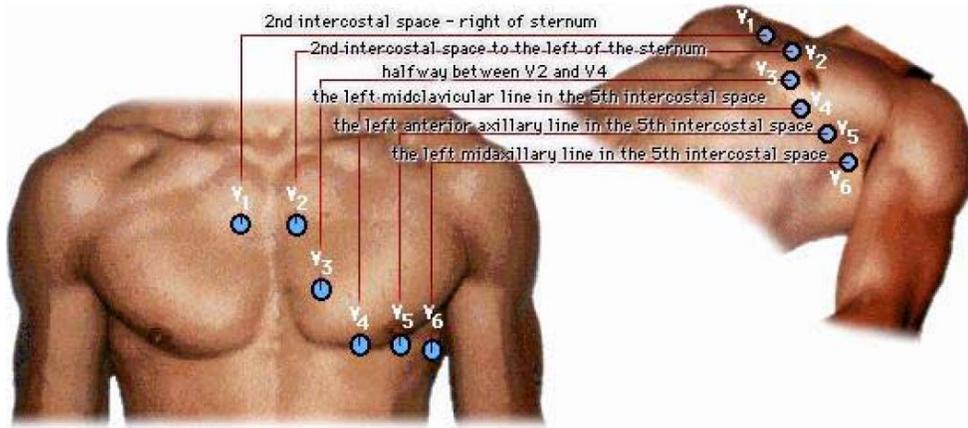
si individuano 6 direzioni su cui proiettare il momento di dipolo elettrico \vec{p}

$$\begin{aligned} I &\rightarrow R_I = V_A - V_B \\ II &\rightarrow R_{II} = V_A - V_C \\ III &\rightarrow R_{III} = V_B - V_C \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} R &\rightarrow aV_R = -V_A + \frac{1}{2}(V_B + V_C) = -\frac{1}{2}(I + II) \\ L &\rightarrow aV_L = -V_B + \frac{1}{2}(V_C + V_A) = \frac{1}{2}(I - III) \\ F &\rightarrow aV_F = -V_C + \frac{1}{2}(V_B + V_A) = \frac{1}{2}(II + III) \end{aligned}$$

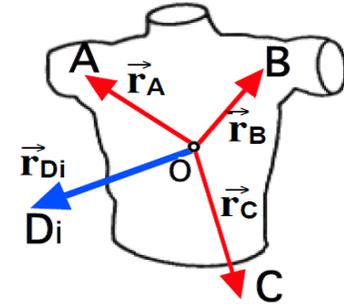
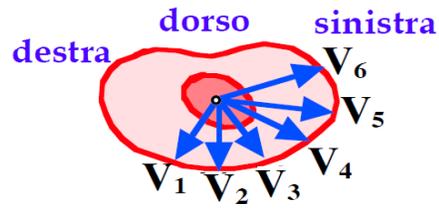


• DERIVAZIONI PRECORDIALI



- si usano per valutare il vettore cardiaco sul piano trasversale

DERIVAZIONI PRECORDIALI

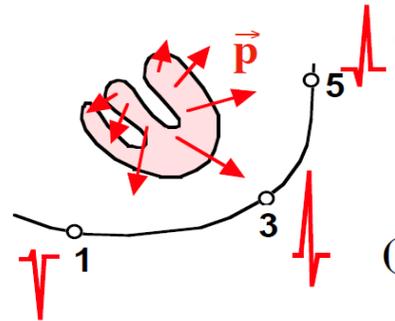


proiezioni di \vec{p} nella 3^a dimensione
(piano assiale)

punto O = punto isoelettrico

$$\vec{r}_A + \vec{r}_B + \vec{r}_C = 0 \quad r_A \approx r_B \approx r_C$$

MODELLO a STRATO DIPOLARE



complesso QRS

$r_{Di} \approx D$
variazioni in $\frac{1}{r^2}$ NON trascurabili
(r_{Di} diversa per ogni punto del miocardio)

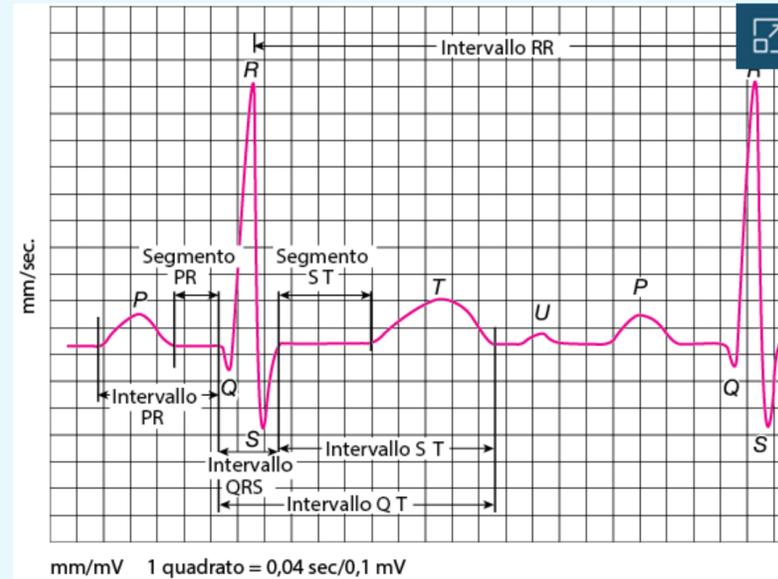
MODELLO a DIPOLO
non adeguato per l'interpretazione !

MODELLO a STRATO DIPOLARE

INTERPRETAZ. ONDE ECG

Onde elettrocardiografiche (ECG)

Onda P = attivazione (depolarizzazione) degli atri. Intervallo PR = è il tempo che intercorre tra l'inizio della depolarizzazione atriale e l'inizio della depolarizzazione ventricolare. Complesso QRS = depolarizzazione dei ventricoli, costituite dalle onde Q, R, S. Intervallo QT = intervallo di tempo tra l'esordio della depolarizzazione ventricolare e la fine della ripolarizzazione ventricolare. Intervallo RR = Intervallo di tempo tra 2 complessi QRS. Onda T = ripolarizzazione ventricolare. Segmento ST più onda T = ripolarizzazione ventricolare. Onda U = post depolarizzazione (rilasciamento) dei ventricoli.



<https://www.msmanuals.com/it-it/professionale/disturbi-dell-apparato-cardiovascolare/esami-e-procedure-cardiovascolari/elettrocardiografia>

Segmento ST

Il segmento ST rappresenta il completamento della depolarizzazione miocardica ventricolare. Normalmente è un segmento orizzontale lungo la linea di base degli intervalli PR (o TP) o appena al di sotto.

Il **sopraslivellamento del segmento ST** può derivare da

- Ripolarizzazione precoce
- Ipertrofia ventricolare sinistra
- Miocardio, ischemia/infarto
- Aneurisma ventricolare sinistro
- Pericardite
- Iperkaliemia
- Ipotermia
- Embolia polmonare

La **depressione del segmento ST** può derivare da

- Ipokaliemia
- Digossina
- Ischemia subendocardica
- Variazioni reciproche da infarto del miocardio acuto

Onda T

L'onda T indica la ripolarizzazione ventricolare. Di solito mantiene la stessa direzione del complesso QRS (concordanza); una polarità opposta (discordanza) può indicare un infarto in corso o pregresso. L'onda T è solitamente liscia e arrotondata ma può essere di bassa ampiezza nell'ipokaliemia e nell'ipomagnesiemia e alta e appuntita nell'iperkaliemia, nell'ipocalcemia, e nell'ipertrofia ventricolare sinistra.

Onda U

L'onda U compare solitamente nei pazienti con ipokaliemia, ipomagnesiemia o ischemia. È spesso presente in persone sane.

Onda P

1

L'onda P rappresenta la depolarizzazione atriale. È positiva nella maggior parte delle derivazioni tranne che in aVR. Può essere bifasica nelle derivazioni II e V1; la prima componente rappresenta l'attività atriale destra, la 2a componente rappresenta l'attività atriale sinistra.

Nei casi di dilatazione atriale si verifica un incremento di ampiezza di una o di entrambe le componenti. La dilatazione atriale destra produce un'onda P di > 2 mm nelle derivazioni II, III e aVF (P polmonare); la dilatazione dell'atrio sinistro determina un'onda P ampia e bifida nella derivazione II (P mitrale). Normalmente, l'asse P è compreso tra 0° e 75°.

Intervallo PR

L'intervallo PR è il tempo che intercorre tra l'inizio della depolarizzazione atriale e l'inizio della depolarizzazione ventricolare. Normalmente è compreso tra 0,10 e 0,20 secondi; il suo prolungamento definisce il blocco atrioventricolare di 1o grado.

Complesso QRS

Il complesso QRS rappresenta la depolarizzazione ventricolare.

L'onda Q è la prima deflessione verso il basso; dura di norma < 0,05 secondi in tutte le derivazioni tranne che in V1-V3, in cui ogni onda Q è considerata anomala, poiché espressione di un infarto in atto o pregresso.

L'onda R è la prima deflessione positiva; i criteri di normalità per quanto riguarda l'altezza o le dimensioni non sono assoluti, ma onde R più alte possono essere causate dall'ipertrofia ventricolare. Una 2a deflessione positiva nel complesso QRS è identificata come R'.

L'onda S è la 2a deflessione negativa in presenza di un'onda Q e la prima in caso contrario.

Il complesso QRS può essere costituito da onde R isolate, QS (no onda R), QR (no onda S), SR (no onda Q) o RSR', a seconda della derivazione ECG, del vettore e della presenza di disturbi cardiaci.

Normalmente, l'intervallo QRS varia da 0,07 a 0,10 secondi. Un intervallo di 0,10-0,11 secondi è considerato un blocco di branca incompleto o un aspecifico ritardo di conduzione intraventricolare, a seconda della morfologia del QRS. Un intervallo ≥ 0,12 secondi è considerato blocco di branca completo o un ritardo di conduzione intraventricolare.

Normalmente l'asse QRS è compreso tra 90° e -30°. Un asse da -30° a -90° è considerato deviazione assiale sinistra e si verifica nel blocco fascicolare anteriore sinistro (-60°) e nell'infarto del miocardio inferiore.

Un asse di 90°-180° è considerato deviazione assiale destra; si verifica in qualsiasi condizione che aumenta le pressioni polmonari e provoca l'ipertrofia del ventricolo destro (cuore polmonare, embolia polmonare acuta, ipertensione polmonare), e si verifica a volte in blocco di branca destra o sinistro blocco fascicolare posteriore.

2

Intervallo QT

L'intervallo QT è il tempo compreso tra l'inizio della depolarizzazione ventricolare e la fine della ripolarizzazione ventricolare. L'intervallo QT deve essere corretto per la frequenza cardiaca usando la formula:

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}}$$

dove QT_c è l'intervallo QT corretto e l'intervallo RR è il tempo compreso tra 2 complessi QRS. Tutti gli intervalli sono registrati in secondi. Il prolungamento del segmento QT_c è fortemente connesso con lo sviluppo di [tachicardia ventricolare con torsioni di punta](#). Il QT_c è spesso difficile da calcolare poiché la fine dell'onda T spesso non è chiara o è seguita da un'onda a U con cui spesso converge. Numerosi farmaci sono implicati nel prolungare l'intervallo QT (vedi [CredibleMeds](#)).

3

4

Applicazioni :
Ecografia



Università di Pavia, Facoltà di Medicina e Chirurgia

Misure elettriche ed elettroniche

ECOGRAFIA

parte I^a

- FONDAMENTI DI FISICA

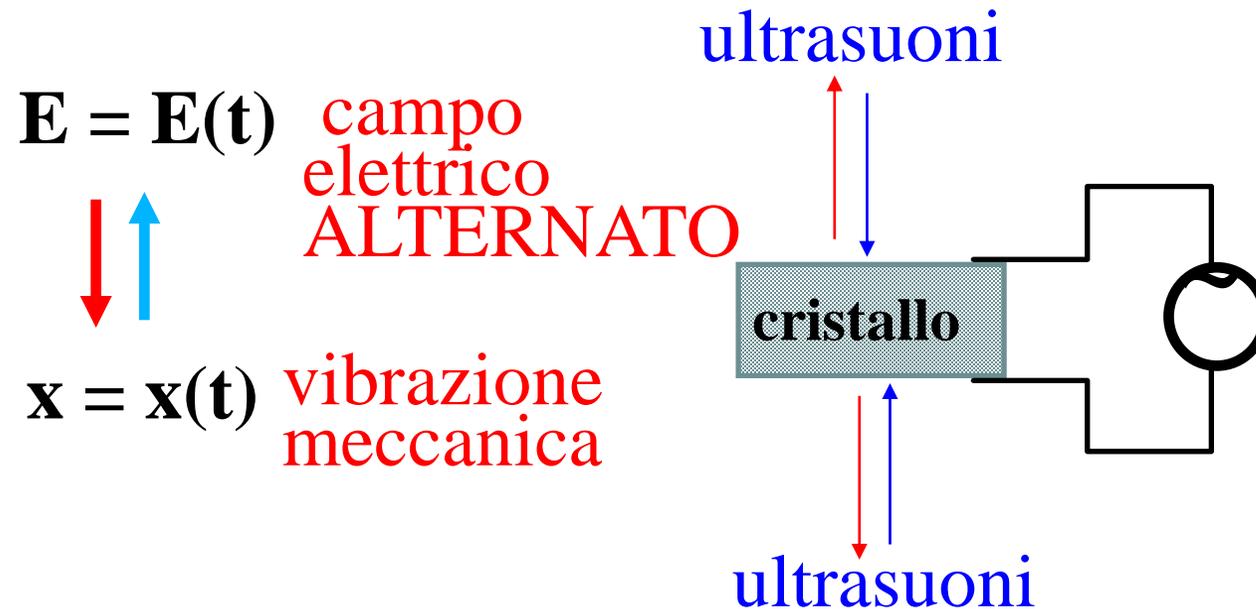
ULTRASUONI

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 !

INTENSITA' ULTRASUONI

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

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

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:

$$\alpha \propto \nu$$

PRODUZIONE E RILEVAZIONE DI ULTRASUONI

Materiali piezoelettrici (titanato di bario, zirconato di piombo):

Sottoposti a un campo elettrico modificano la loro dimensione e, viceversa, modificati meccanicamente producono un campo elettrico. Si verifica quando la deformazione meccanica causa un diverso spostamento di cariche elettriche positive e negative, determinando dei dipoli elettrici (e quindi un campo elettrico e relative ddp). Si sagoma il materiale piezoelettrico (isolante) a forma di pastiglia e si metallizzano le superfici laterali: si applica ddp fra le superfici e si crea il c.e. che causa la deformazione. Se la ddp è sinusoidale, la deformazione segue la ddp e le pareti metallizzate (elettrodi) oscillano con lo stesso periodo. Nelle applicazioni diagnostiche c'è talvolta bisogno di una sollecitazione elettrica impulsiva (ddp elevate per brevissimo tempo) e dopo la deformazione il cristallo torna alle dimensioni originali con una oscillazione smorzata (di $f \propto$ spessore d della pastiglia)

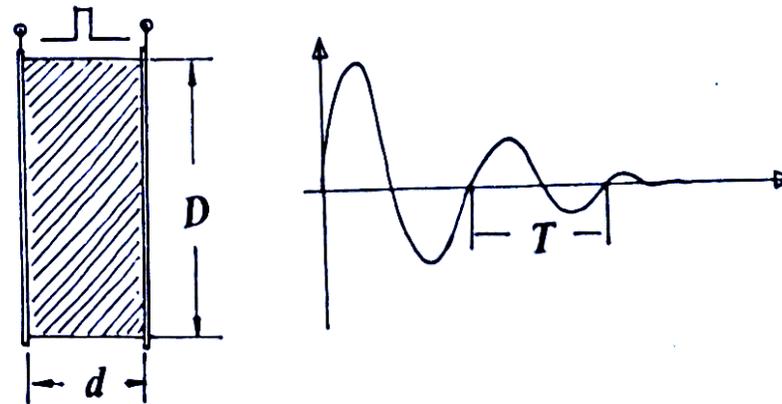


Fig. 6.6. Piezoelettricità e produzione di ultrasuoni.

LA TECNICA ECOGRAFICA

Sfruttando la $v=c$ degli ultrasuoni nei tessuti biologici e la possibilità di realizzare dei fasci orientabili, si possono **localizzare le superfici di separazione interne degli organi**. **Tale tecnica di ecografia** è basata **sull'emissione di brevi pacchetti di ultrasuoni** che, penetrando nei tessuti, vengono parzialmente riflessi da ogni superficie di separazione tra zone a diversa impedenza acustica e determinano delle eco che vengono rilevate dal cristallo e convertite in segnale elettrico. Sapendo che $v=1500$ m/s (velocità media nei tessuti molli umani), misurando l'intervallo tra emissione dell'impulso e ricezione dell'eco è possibile calcolare la distanza della struttura riflettente dal cristallo. Il cristallo piezoelettrico viene indicato come **trasduttore** (genera ultrasuoni e converte le eco in segnale elettrico).

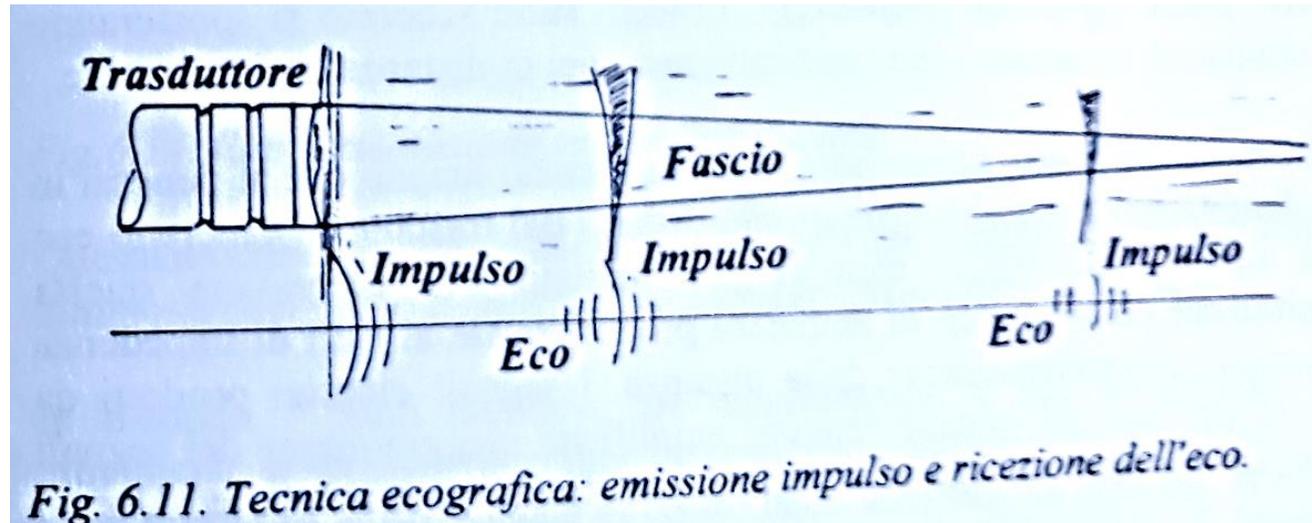


Fig. 6.11. Tecnica ecografica: emissione impulso e ricezione dell'eco.

Immagini ecografiche

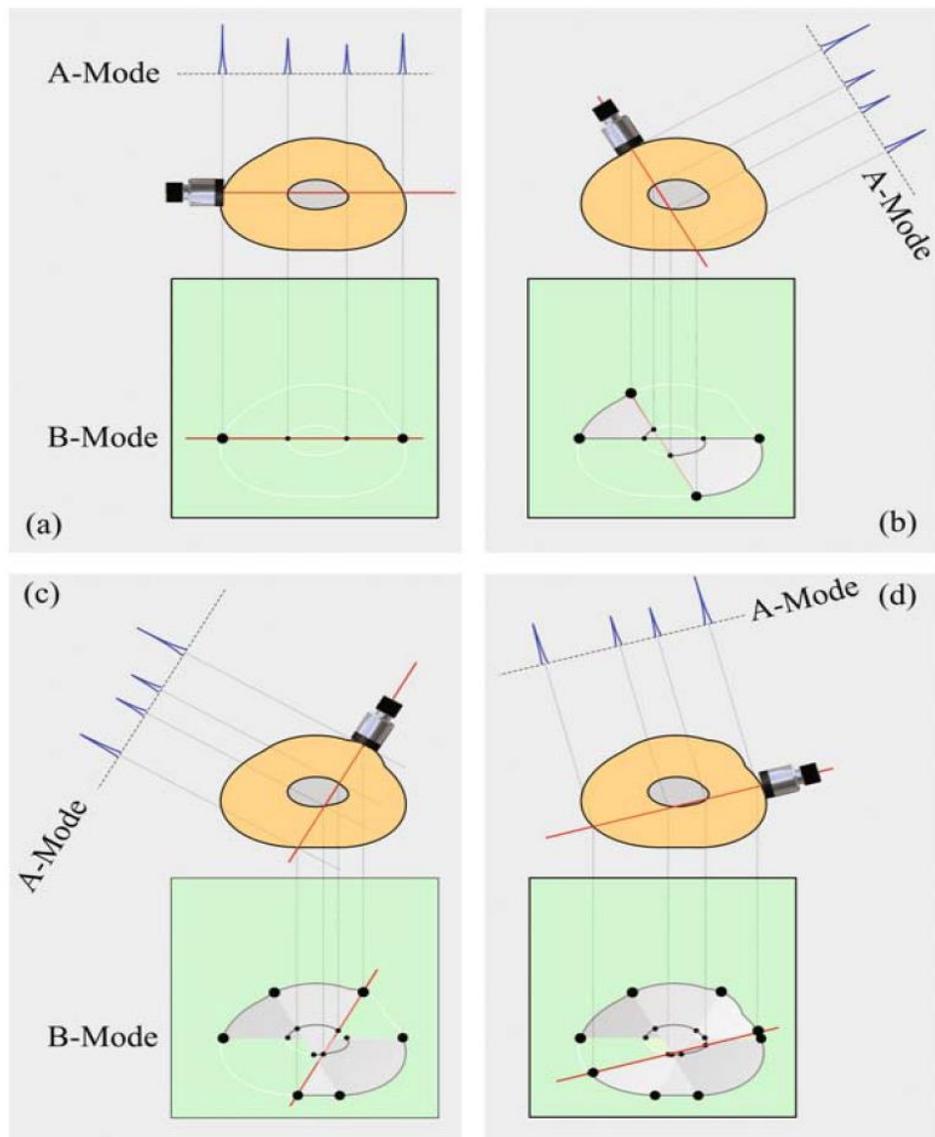


Figura 8.2. Costruzione dell'immagine ecografica B-Mode statica a partire dalla composizione di linee di vista successive lungo la superficie corporea del paziente. In ciascuna immagine sono rappresentate quattro linee di vista e le tracce luminose corrispondenti agli echi A-Scan. Le dimensioni delle tracce B-Scan sullo schermo dell'oscilloscopio sono proporzionali all'ampiezza dell'eco A-Scan (modulazione dell'asse z).

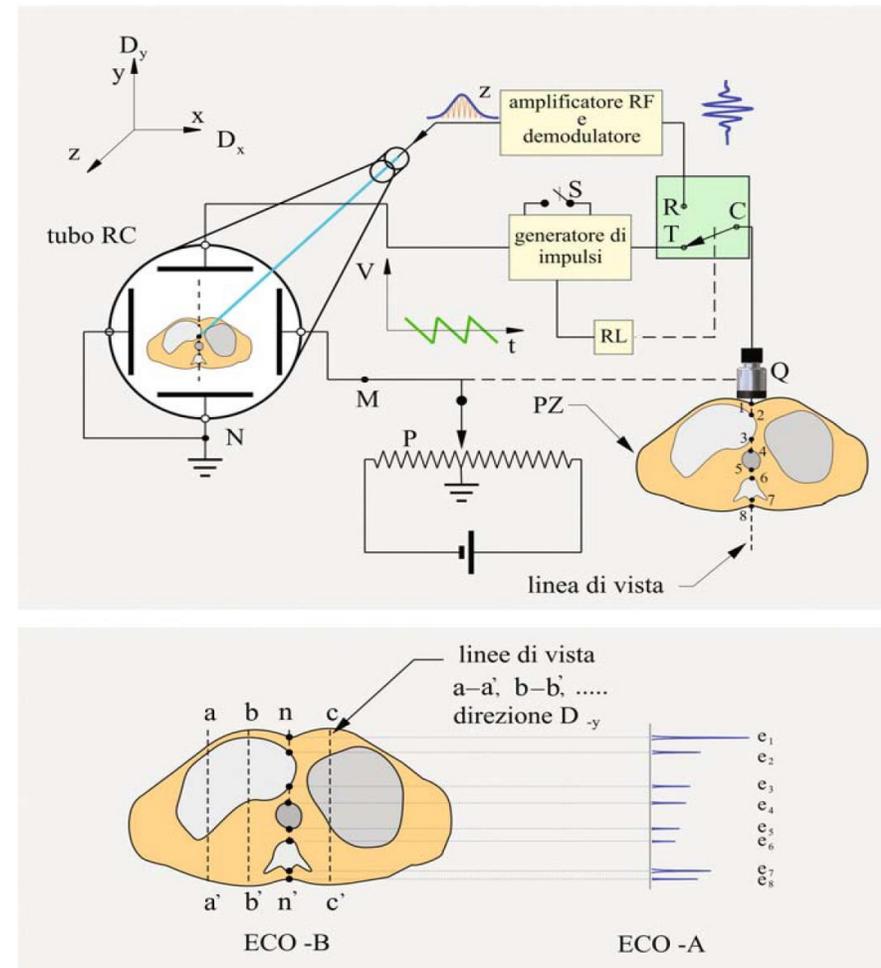


Figura 8.1. Schema funzionale di un ecotomografo B-Scan statico. Per ogni singola linea di vista, la sonda Q passa dalla fase di trasmissione (T) a quella di ricezione (R) mediante il commutatore C . Gli echi generati all'interno del paziente PZ sono ricevuti dal trasduttore e convertiti in segnali elettrici inviati all'asse z di un oscilloscopio (tubo RC), previa amplificazione in radiofrequenza RF e successiva demodolazione. Il pennello elettronico percorre sullo schermo, dall'alto verso il basso, ciascuna linea di vista (che si sviluppa lungo l'asse di propagazione del fascio ultrasonoro), comandato dal dente di sega inviato dal generatore di impulsi (interruttore S aperto); esso è allo stesso tempo modulato dall'asse z , sicché a ogni quota sullo schermo lo spot possiede una brillantezza proporzionale all'ampiezza dell'eco corrispondente. La posizione del trasduttore Q , e quindi l'ascissa di ogni singola linea di vista, è individuata e rappresentata sul monitor per mezzo del potenziometro P , che è collegato alle placchette X dell'oscilloscopio e perciò devia il pennello luminoso proporzionalmente all'ascissa di Q ; spostando manualmente Q in posizioni successive a, b, \dots, n , il pennello elettronico descrive le linee di vista $a-a', b-b', \dots, n-n'$, effettuando una scansione in PZ .



Università degli Studi di Pavia, Facoltà di Medicina e Chirurgia

Misure elettriche ed elettroniche

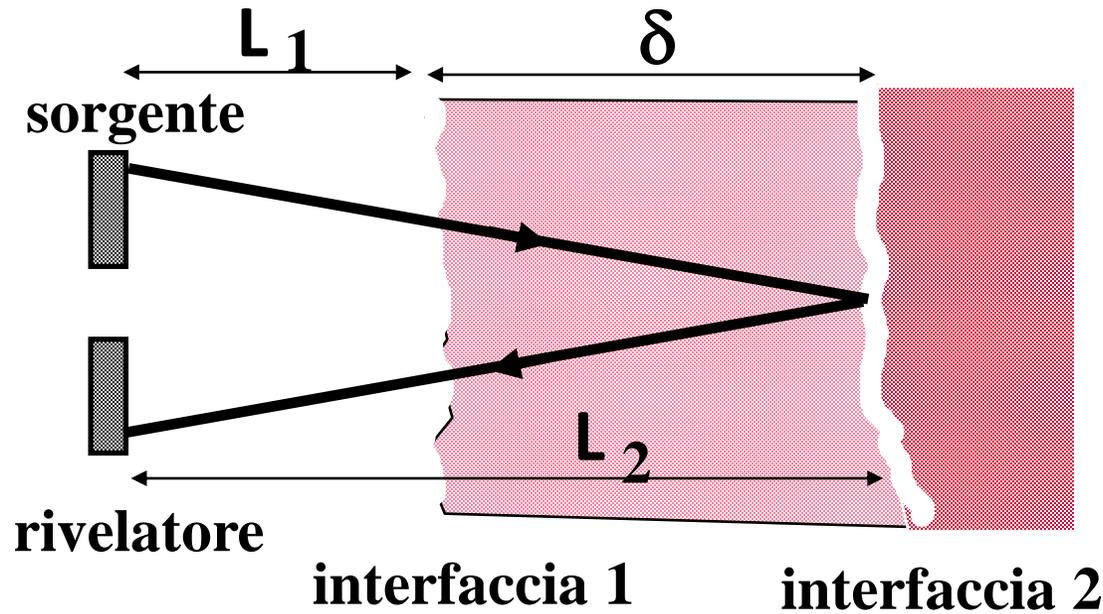
ECOGRAFIA

parte II^a

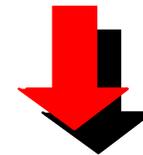
-
- **ECOGRAFIA E RISOLUZIONE**

ECOGRAFIA

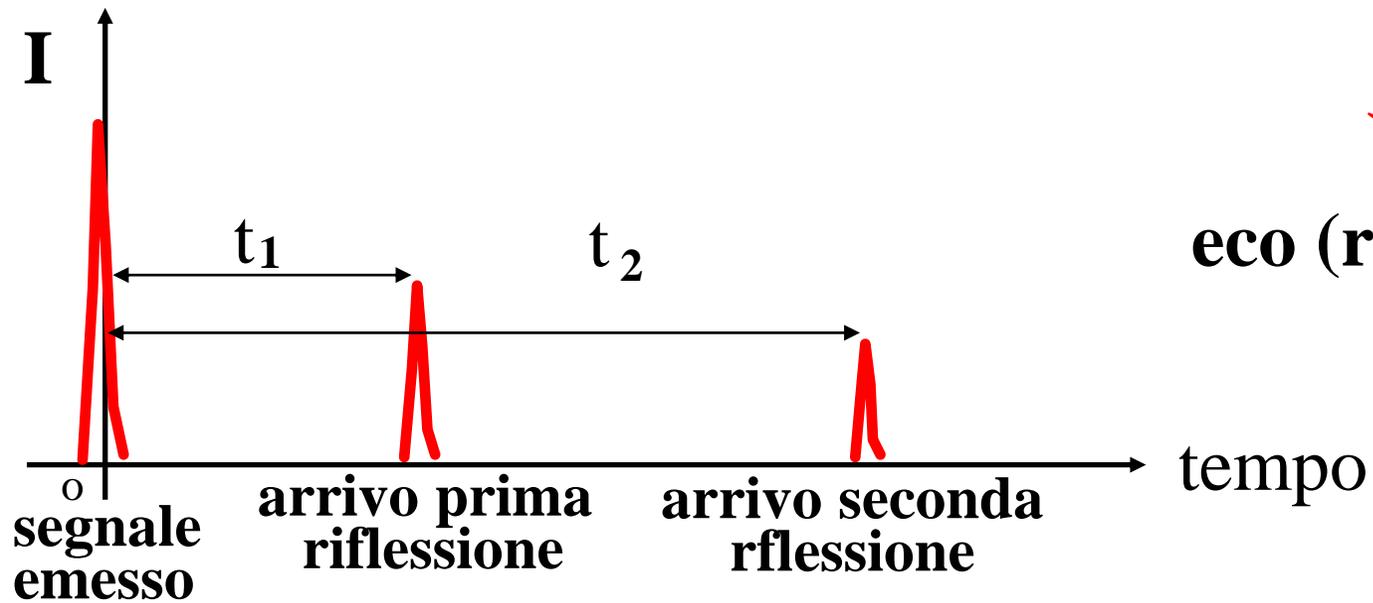
1

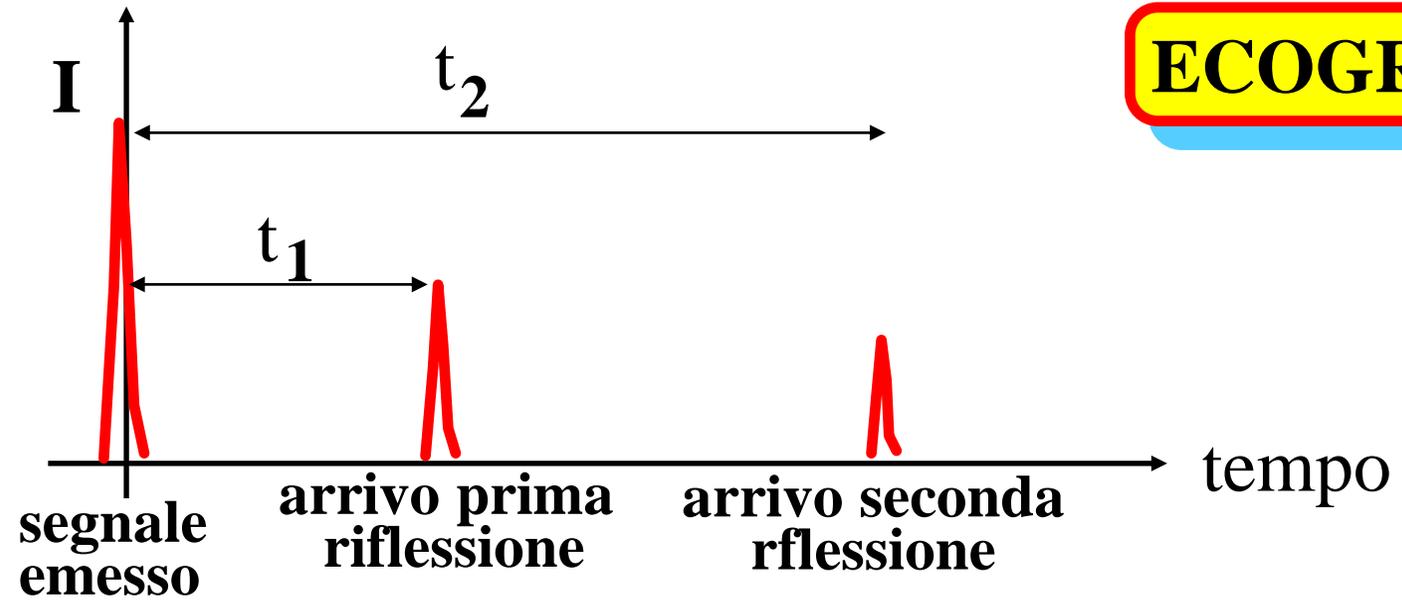


immagini
acustiche



eco (riflessione)





$v =$ velocità di propagazione dell'ultrasuono

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

distanza δ fra le interfacce

misura Δt

costruzione dell'immagine

FENOMENI DI ATTENUAZIONE

intensità decrescente (-> attenuazione) a causa di:

- assorbimento
- divergenza del fascio
- Riflessione ad angolo diverso
- rifrazione

attenuazione σ

- **unità di misura bel (B)**

I_0 = intensità iniziale

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

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



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**

EFFETTO DOPPLER

2

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



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

- 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

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

(per $v > u$)

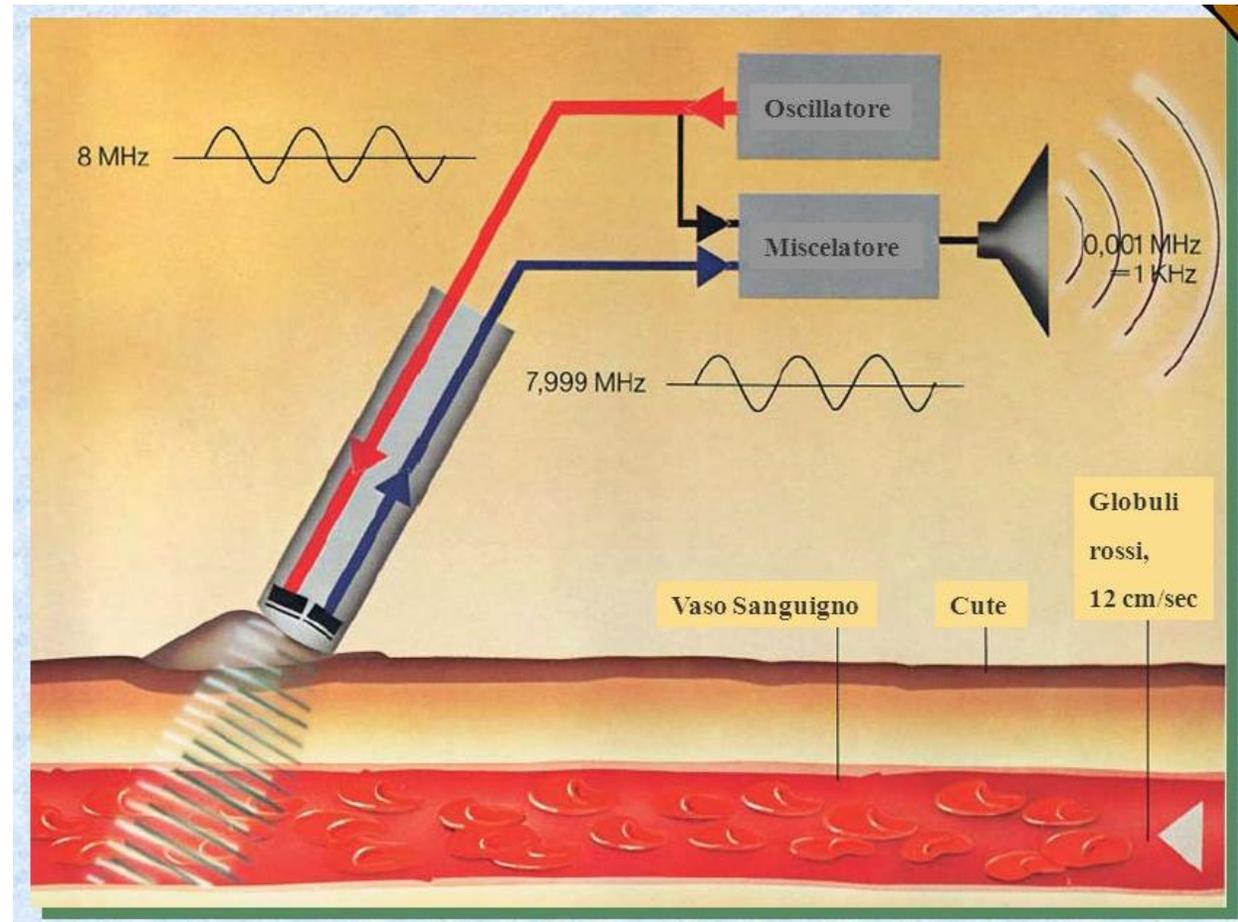
Flussimetria Doppler

Si basa sull'effetto Doppler

L'effetto Doppler è usato, ad esempio, in medicina per la **rilevazione della velocità del flusso sanguigno**, tramite i **Flussimetri Eco-Doppler** (ADV, ovvero Acoustic Doppler Velocimeter).

In tali strumenti una **sorgente di onde sonore**, generalmente ultrasuoni, viene orientata opportunamente. **Le onde acustiche emesse**, sfruttando il fenomeno della riflessione a cui obbediscono tali onde, vengono poi **riflesse dal sangue con una nuova frequenza (che dipende dalla velocità vettoriale delle particelle sanguigne)**, rilevata e rielaborata in modo da **ottenere tale misura di velocità**.

$$\Delta v \sim \text{kHz (udibile se amplificata)}$$

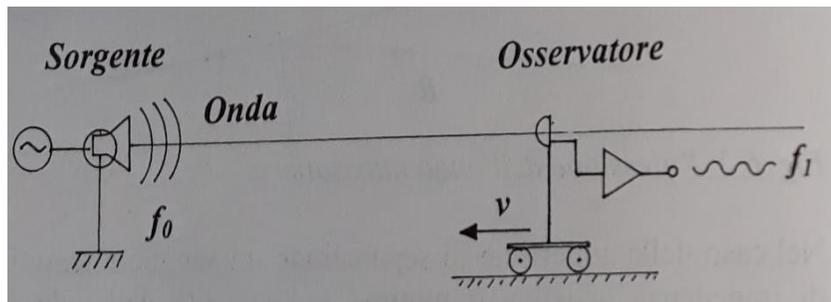


Ecografia Doppler

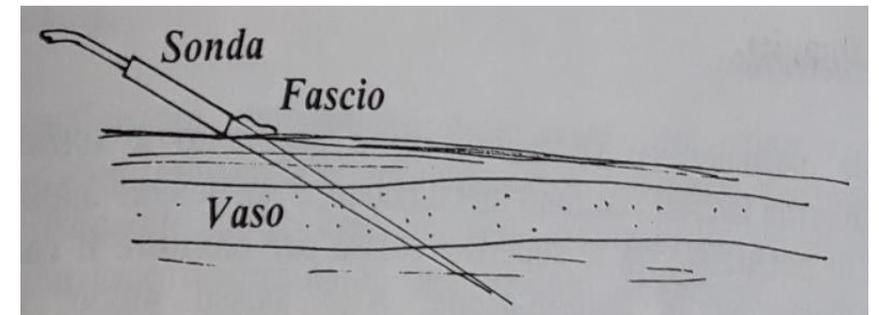
Si basa sull'effetto Doppler

Effetto Doppler : la differenza fra f_r percepita e f_s della sorgente è \propto velocità relativa fra sorgente e osservatore (nella direzione di propagazione dell'onda).

$\Delta f = f_r - f_s$ viene utilizzata per misurare la Velocità degli eritrociti e altre strutture mobili. **Se la sorgente è fissa e si rileva l'onda riflessa o diffusa dagli oggetti in movimento, Δf risulta doppia.** Infatti l'oggetto in moto rileva una f alterata dalla sua velocità e il ricevitore rileva una f ulteriormente alterata (l'onda è generata da un oggetto in moto). Per risalire dalla velocità nella direzione dell'onda alla velocità reale dell'oggetto si deve tenere conto dell'angolo θ fra direzione dell'onda e direzione del moto.



$$F_D = f_s - f_r = 2 \cdot f_s \left(\frac{v}{v_0} \right) \cos \theta$$



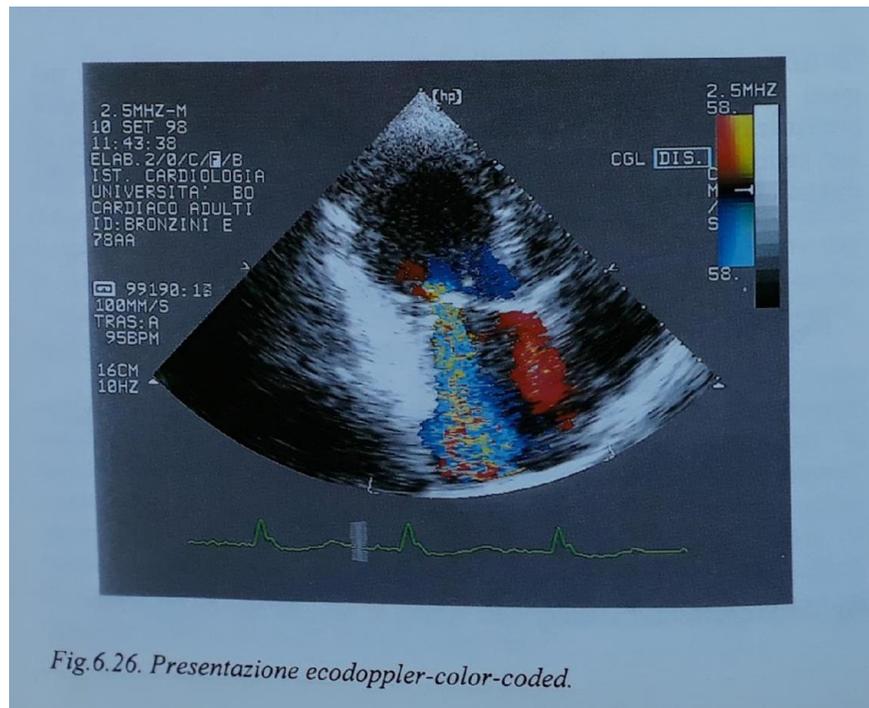
v_0 = velocità dell'onda nel mezzo, v = velocità degli ultrasuoni nel mezzo

In diagnostica l'effetto Doppler viene utilizzato per calcolare la velocità del sangue nei vasi; se il segnale Doppler viene convertito in un segnale elettrico ed applicato ad un altoparlante, si udirà un suono la cui frequenza è direttamente proporzionale alla velocità del sangue nel vaso (suono pulsatile).

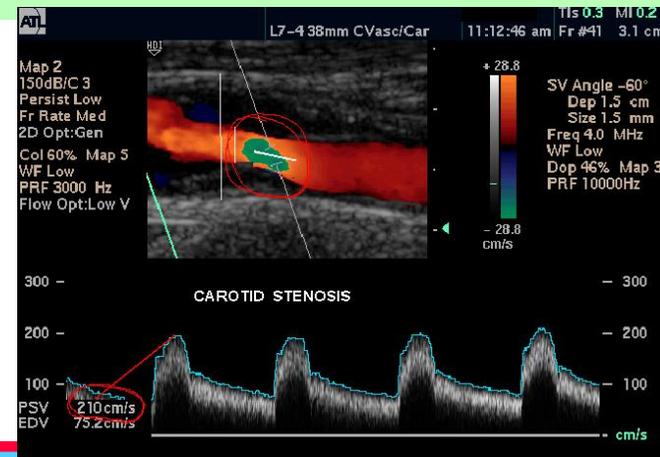
ECOGRAFIA color-DOPPLER

Si vuole ottenere una **misura di velocità locale** : si memorizza il **segnale di eco** e si **calcolano le velocità** ($\Delta f = f_0 - f_{\text{rilevata}} \propto v_{\text{nel vaso}}$). Con i computer di oggi l'analisi del segnale è in tempo reale ; dal trasduttore **si ottiene quindi la velocità istantanea punto per punto** (all'interno del campo di osservazione rappresentato con l'ecografia).

Le velocità calcolate sono nella direzione dell'asse del trasduttore (LIMITE !!). Per rappresentare la **distribuzione delle velocità (nel settore osservato), si utilizza una codifica in colore**, che associa varie tonalità di **rosso ai diversi valori di velocità in avvicinamento** e varie tonalità di **blu ai diversi valori di velocità in allontanamento**.



Il Color Doppler è indicato per **lo studio delle strutture vascolari**. Infatti, grazie alla colorazione effettuata mediante calcolatore, si può studiare il **movimento e la direzione del flusso sanguigno**. La metodica ha rivoluzionato la diagnostica delle malattie vascolari e cardiache con la possibilità di **rilevare e monitorare nel tempo stenosi arteriose e venose, aneurismi, trombosi venose profonde e insufficienza venosa cronica**.



ECOGRAFIA (color)DOPPLER

Immagine ecografica

L'immagine ecografica in bianco/nero sarà quindi sormontata da una immagine a colori che esprime al distribuzione delle velocità istantanee locali. Le valutazioni sono ripetute scansione dopo scansione e nella presentazione «dinamica» si possono osservare sia i movimenti delle strutture sia i cambiamenti «locali» di velocità del sangue.

LIMITE : la misura della velocità è sempre nella direzione del trasduttore e quindi l'operatore deve individuare il piano di scansione ottimale !

Effetto Doppler in breve

- Variazione della frequenza se osservatore in moto relativo rispetto alla sorgente
- frequenza percepita + alta se osservatore si avvicina alla sorgente, più bassa se si allontana
- $\Delta f \propto v_s - v_o$
- Oggetto : sangue (globuli rossi e piastrine) □ come visto precedentemente Δf è doppia
- Per velocità del sangue dell'ordine dei m/s si ha $\Delta f \sim$ kHz : segnali audio cioè si può ascoltare il segnale Doppler
- Suono acuto □ velocità elevate, suono grave □ velocità bassa

Evoluzione tecnologica

Aumento potenzialità dei calcolatori fondamentale sia per prelievo segnale (regolazione Gain, TGC, etc), sia per memorizzazione e analisi (Fast Fourier Transform).

Contrindicazione : «Abbellimento delle immagini» solo artificiale

