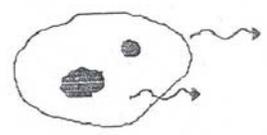


Tecniche Radar
(Radar Doppler, Riflettometria e Radar UWB)

Tecniche di indagine diagnostica per immagini
Applicazione dei campi elettromagnetici in medicina

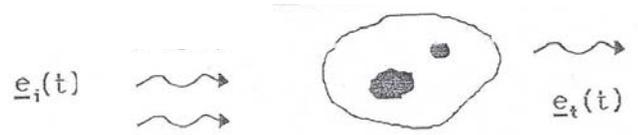
Marta Cavagnaro

Diagnostica per immagini

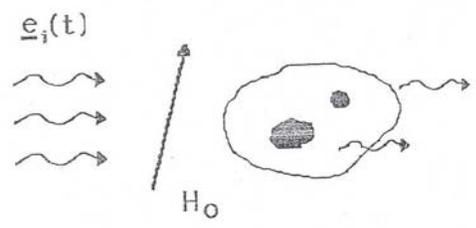
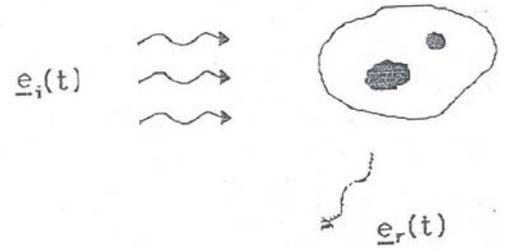


EMISSIONE SPONTANEA
(RADIOMETRIA E TERMOGRAFIA)

TRASMISSIONE
(TOMOGRAFIA)

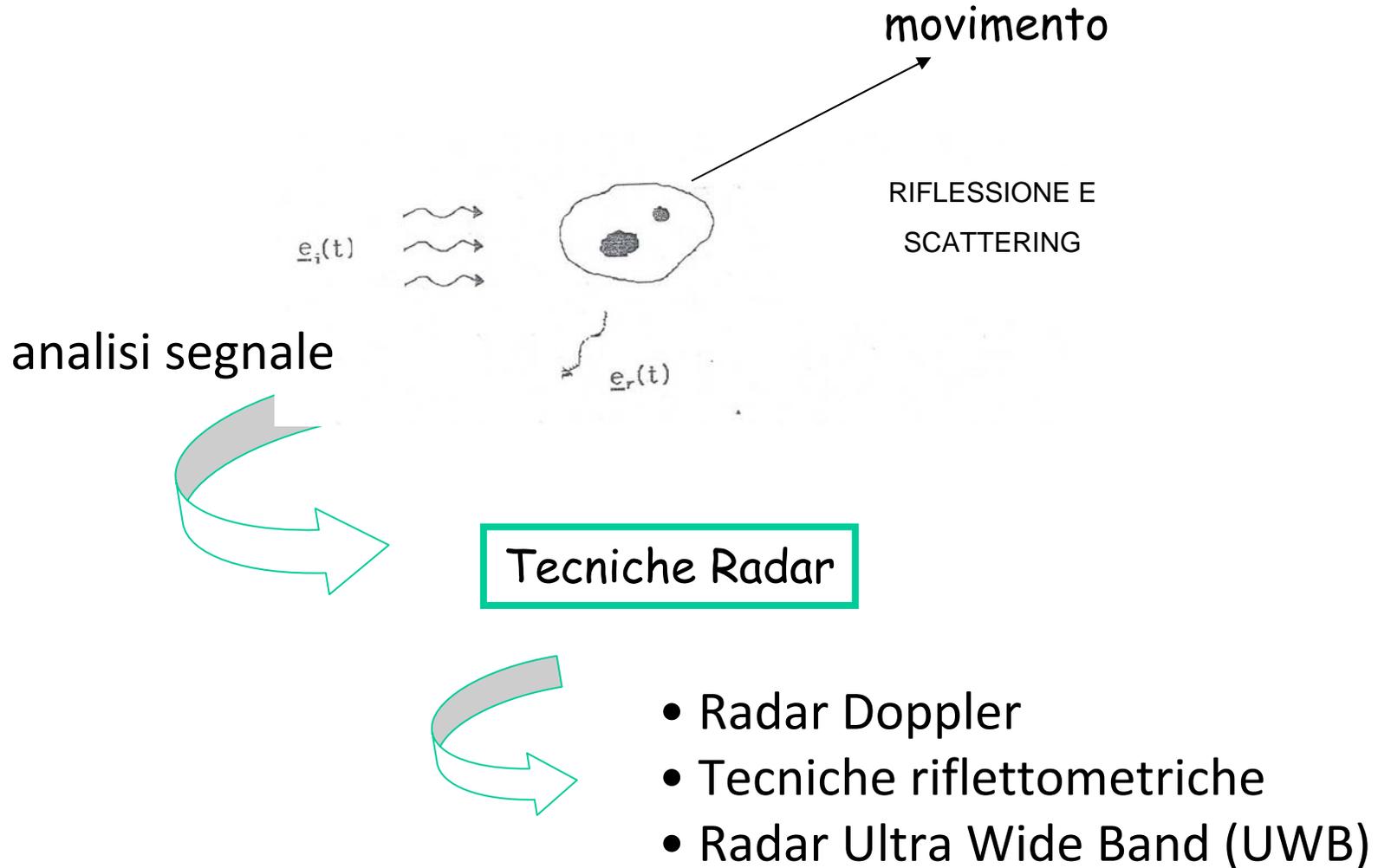


RIFLESSIONE E SCATTERING
(MICROWAVE IMAGING)



EMISSIONE INDOTTA DA UNA STIMOLAZIONE RF IMPULSIVA
(RMN)

Tecniche di indagini diagnostiche

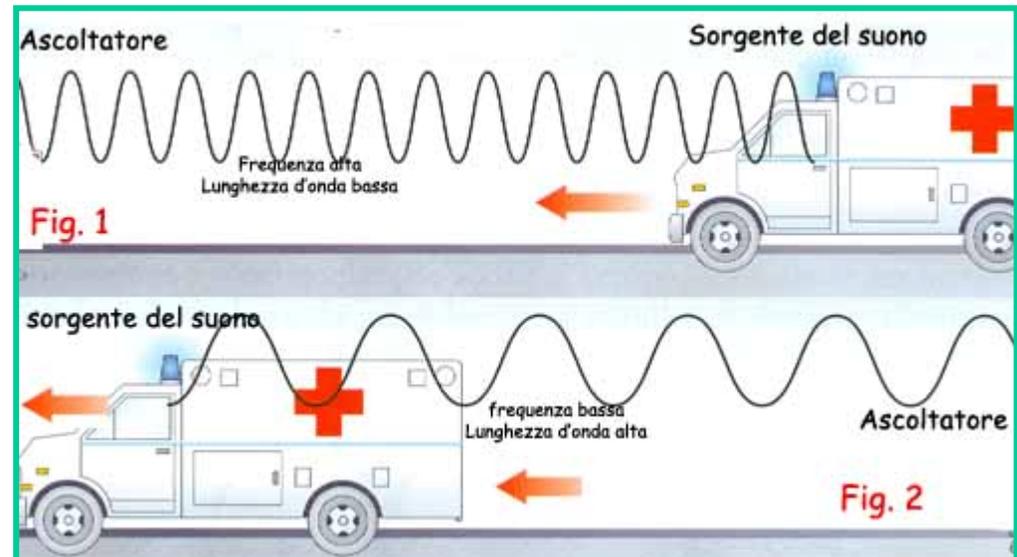


Effetto Doppler

L'effetto Doppler (scoperto 1842 dal Fisico austriaco Doppler C.J.), consiste nella variazione apparente della frequenza di una radiazione, per effetto del moto relativo tra sorgente e ricevitore. Esso si applica a tutti i fenomeni ondulatori, e dunque sia alla propagazione dei fenomeni sonori che luminosi (nei primi è l'aria ad essere compressa e dilatata periodicamente, mentre i secondi vengono prodotti da un'oscillazione concertata di un campo elettrico e di un campo magnetico).

Tipico esempio è dato dall'ascolto della sirena di un'ambulanza che si muove rispetto a un osservatore.

In astrofisica questo effetto permette di stabilire la velocità di stelle o corpi celesti osservando in che modo i loro spettri luminosi si spostano verso il colore rosso (se la stella si sta avvicinando, allora lo spettro si sposta verso il blu; se si sta allontanando allora verso il rosso).



Principio di funzionamento

Un'antenna trasmette un segnale alla frequenza ω_T

$$\underline{E}(\underline{r}, \omega) = \underline{E}_0 e^{-j\beta r}$$

$$\underline{E}(\underline{r}, t) = \text{Re} \left[\underline{E}_0 e^{-j\beta r} e^{j\omega_T t} \right] = \underline{E}_0 \cos(\omega_T t - \beta r)$$

che viene riflesso da un oggetto posto a distanza R . Il segnale, pertanto, tornerà all'antenna dopo un tempo Δt con una fase:

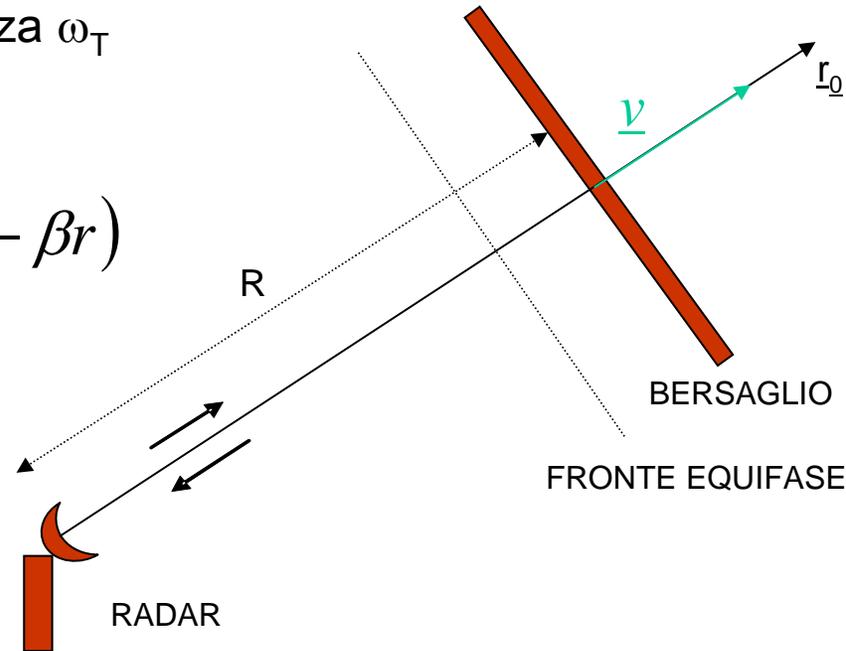
$$\omega_T \Delta t - \beta 2R = \omega_T \Delta t - \varphi$$

Se il bersaglio si muove, nel tempo Δt impiegato dal segnale per tornare all'antenna cambierà la distanza R , ovvero φ , per cui la fase ricevuta sarà:

$$\omega_T \Delta t - (\varphi + \Delta\varphi)$$

Questo cambiamento viene percepito come una variazione di frequenza, ovvero

$$\omega_T \Delta t - (\varphi + \Delta\varphi) = \omega_R \Delta t - \varphi$$

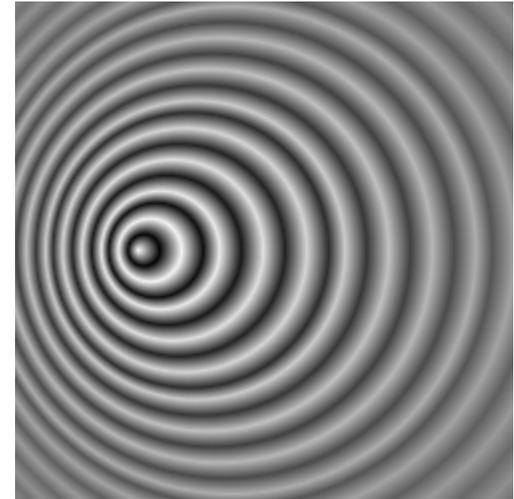


Principio di funzionamento

$$\omega_T \Delta t - \varphi - \Delta \varphi = \omega_R \Delta t - \varphi$$

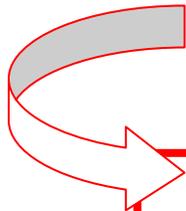
Allora

$$(\omega_T - \omega_R) \Delta t = \Delta \varphi \quad \Rightarrow \quad (\omega_T - \omega_R) = \frac{\Delta \varphi}{\Delta t}$$



Il cambiamento di pulsazione (pulsazione ricevuta meno pulsazione trasmessa ($\omega_d = \omega_r - \omega_t$) detto pulsazione Doppler sarà dato da:

$$(\omega_R - \omega_T) = \omega_D = -\frac{\partial \varphi}{\partial t} = -\frac{\partial}{\partial t} (2\beta R) = -\frac{\partial}{\partial t} \left(2 \frac{2\pi}{\lambda} R \right)$$



$$\omega_D = -\frac{4\pi}{\lambda} \frac{\partial R}{\partial t} = -\frac{4\pi}{\lambda} v$$

$$f_D = -\frac{2}{\lambda} \frac{\partial R}{\partial t} = -\frac{2}{\lambda} v$$

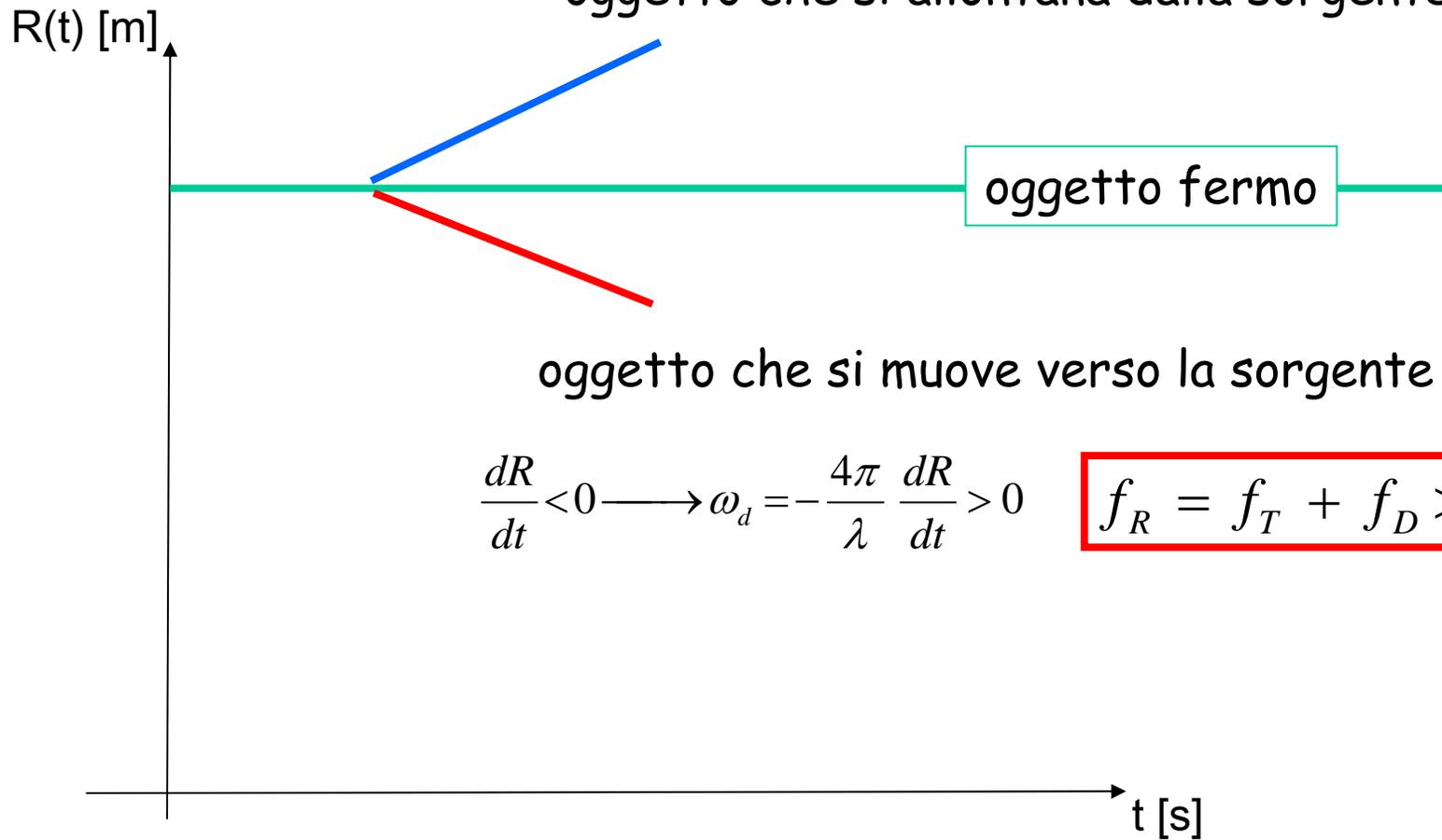
Velocità con cui si muove l'oggetto

Frequenza Doppler ($\theta=0^\circ$; $\theta=180^\circ$)

$$f_D = -\frac{2}{\lambda} \frac{\partial R}{\partial t} = -\frac{2}{\lambda} v$$

$$\frac{dR}{dt} > 0 \longrightarrow \omega_D = -\frac{4\pi}{\lambda} \frac{dR}{dt} < 0 \quad \boxed{f_R = f_T + f_D < f_T}$$

oggetto che si allontana dalla sorgente



$$\frac{dR}{dt} < 0 \longrightarrow \omega_d = -\frac{4\pi}{\lambda} \frac{dR}{dt} > 0 \quad \boxed{f_R = f_T + f_D > f_T}$$

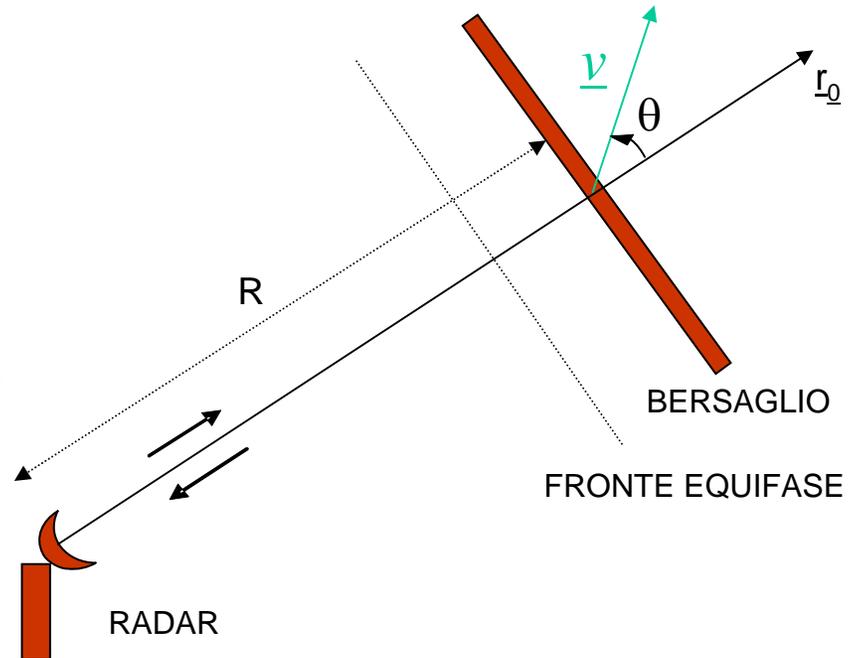
Frequenza Doppler ($\theta \neq 0^\circ$; $\theta \neq 180^\circ$)

In questo caso bisogna considerare la componente della velocità nella direzione r_0 .

Si ha:

$$v_r = \underline{v} \cdot \underline{r}_0 = v \cos \theta$$

Quindi la frequenza doppler risulta:



$$f_D = -\frac{2v_r}{\lambda} = -\frac{2v \cos \theta}{\lambda} = -\frac{2v f \cos \theta}{c} = -\frac{2f}{c} \underline{v} \cdot \underline{r}_0$$

Frequenza Doppler

$$f_D = -\frac{2f}{c} \underline{v} \cdot \underline{r}_0$$

Dalla formula risulta che:

- la frequenza Doppler è proporzionale alla frequenza trasmessa
- la frequenza Doppler è proporzionale alla velocità del bersaglio e dipende dal rapporto v/c
- la frequenza Doppler è positiva (frequenza ricevuta maggiore di quella trasmessa) se il bersaglio si muove verso il rice-trasmittitore ed è negativa (frequenza ricevuta minore di quella trasmessa) se il bersaglio si allontana dal rice-trasmittitore
- la frequenza Doppler è massima per $\theta = 0^\circ$ e $\theta = 180^\circ$

Esempi

Autovelox

$f = 24 \text{ GHz}$; $V = 60 \text{ m/s}$;

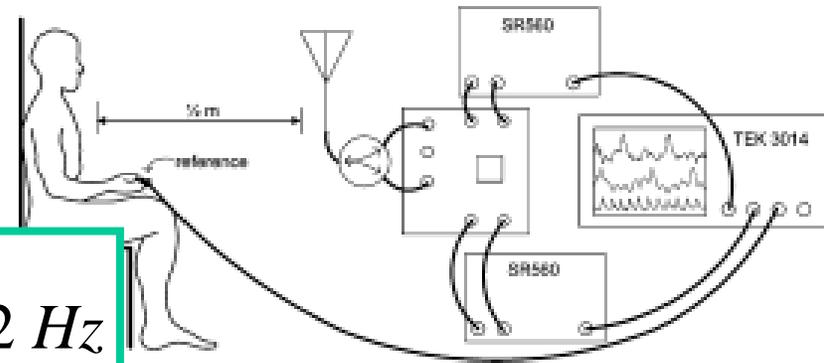


$$f_D = \pm \frac{2f}{c} \underline{V} \cdot \underline{r}_0 = \pm \frac{2 \cdot 24 \cdot 10^9}{3 \cdot 10^8} \cdot 60 = 9600 \text{ Hz} = 9.6 \text{ kHz}$$

Radar Doppler per il monitoraggio dell'attività respiratoria

$f = 10 \text{ GHz}$; $V = 3 \text{ cm/s}$;

$$f_D = \pm \frac{2f}{c} \underline{V} \cdot \underline{r}_0 = \pm \frac{2 \cdot 10 \cdot 10^9}{3 \cdot 10^8} \cdot 0.03 = 2 \text{ Hz}$$



Applicazioni

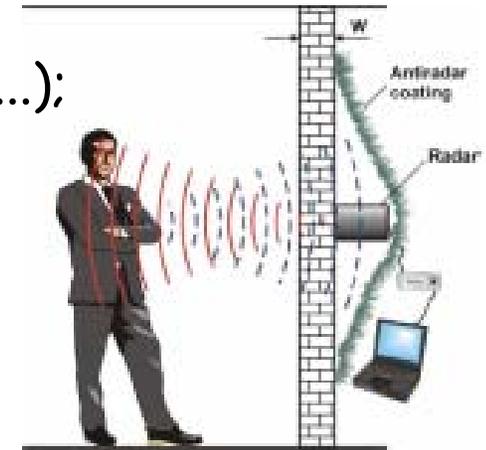
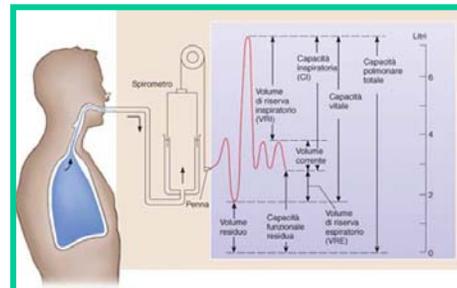
- Le possibili applicazioni sono diverse:
- individuazione persone sepolte (macerie, valanghe...);
- rilevamento presenze luoghi chiusi
- medicina



- onde acustiche (ultrasuoni): flusso sanguigno
- microonde: battito cardiaco e respirazione
- visibile: perfusione sanguigna tessuti

Tecnica non invasiva e non necessita del contatto con il paziente (uso anche per grandi ustionati o pazienti con contaminazioni chimiche...)

SPIROMETRIA



Ivashov et al. PIERS 2004

ELECTROCARDIOGRAMMA



- E' stato proposto nel 1975 (contemporaneamente come tecnica doppler e riflettometrica)
- sviluppato negli anni '90

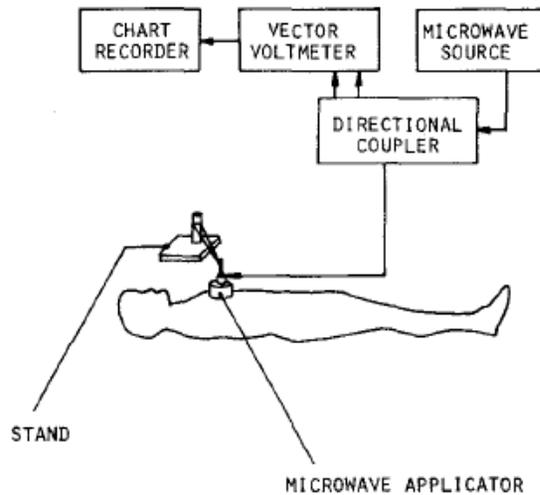
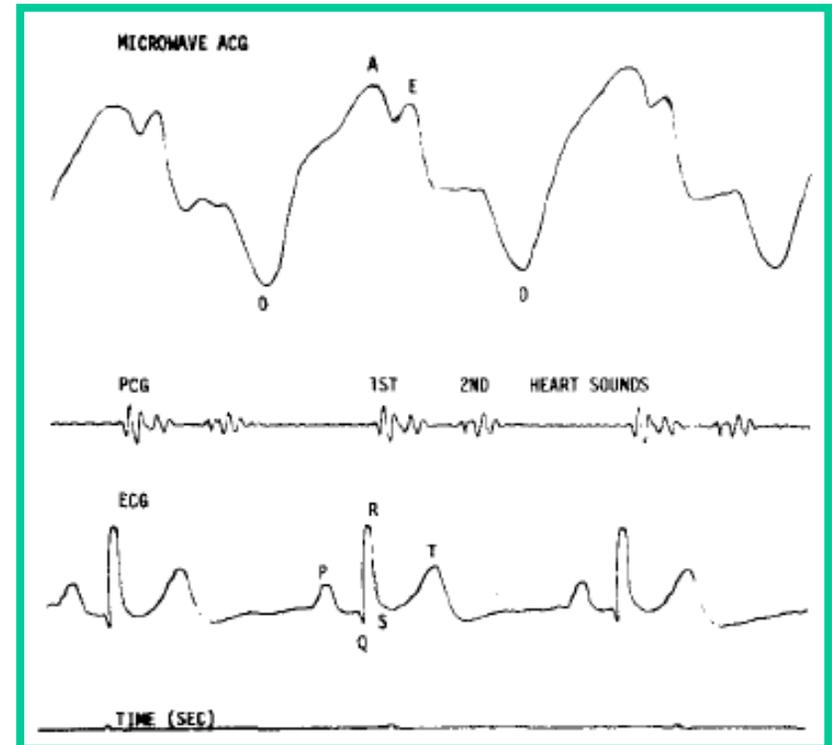


Fig. 1. Schematic diagram for noncontact microwave measurement of precordial movements.



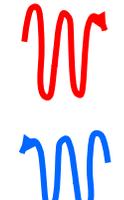
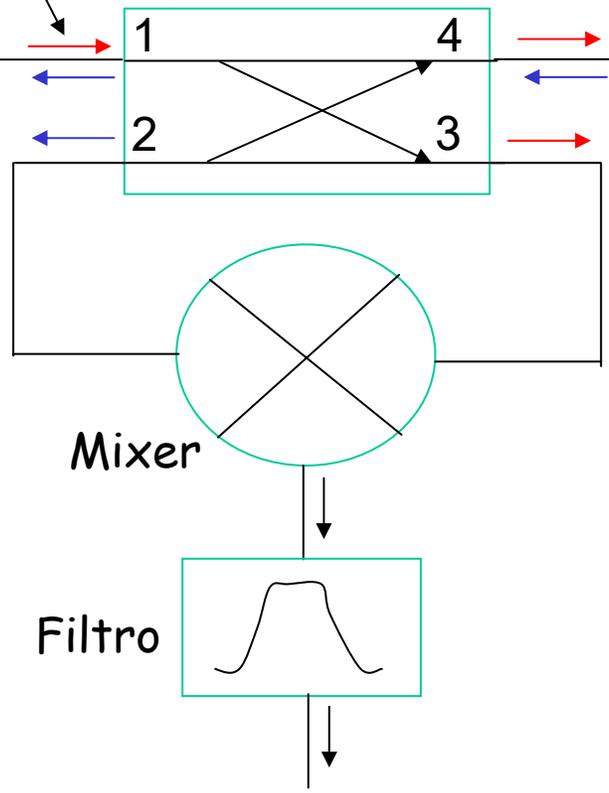
Radar Doppler - circuito

$$v_T(t) = V_T \cos(\omega_T t)$$

Generatore MW

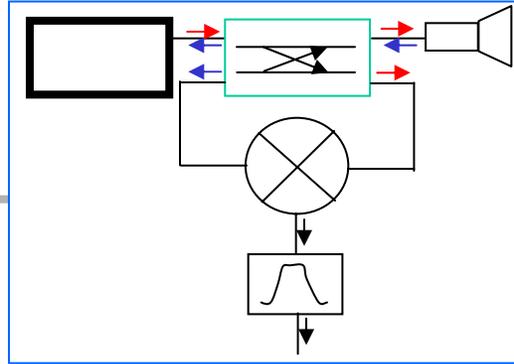
Accoppiatore direzionale (ibrido a 3 dB)

Antenna



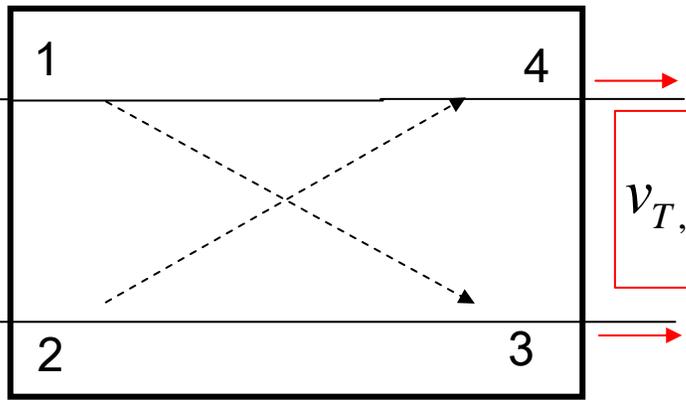
Emissione continua (CW)

Accoppiatore direzionale



$$v_{T,1}(t) = V_T \cos(\omega_T t)$$

$$v_{T,2}(t) \approx 0$$



$$v_{T,3-4}(t) = \frac{V_T}{\sqrt{2}} \cos(\omega_T t + \varphi)$$



$$C_{(dB)} = 10 \log_{10} \frac{P_1}{P_3}$$

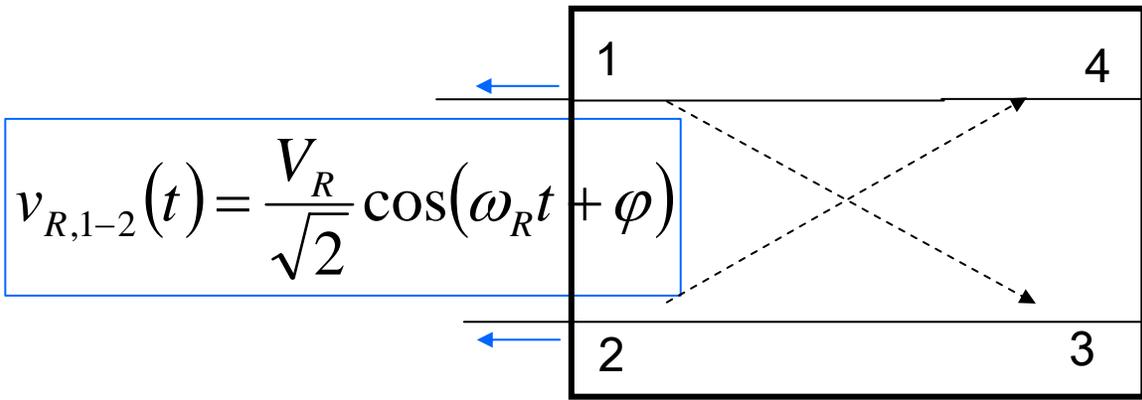
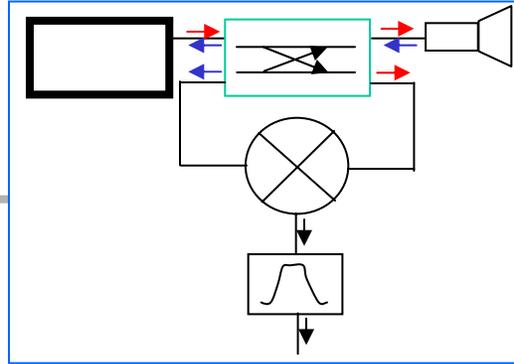
Accoppiamento

$$C = 3 \text{ dB}$$

$$D_{(dB)} = 10 \log_{10} \frac{P_{31}}{P_{21}}$$

Direttività

Accoppiatore direzionale



$$v_{R,1-2}(t) = \frac{V_R}{\sqrt{2}} \cos(\omega_R t + \varphi)$$

$$v_{R,3}(t) = V_R \cos(\omega_R t)$$

$$v_{R,4}(t) \approx 0$$

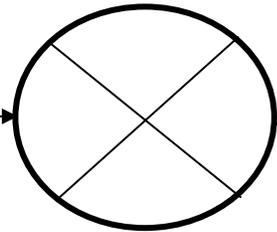
$$C_{(dB)} = 10 \log_{10} \frac{P_1}{P_3} \quad \text{Accoppiamento}$$

$$D_{(dB)} = 10 \log_{10} \frac{P_{31}}{P_{21}} \quad \text{Direttività}$$

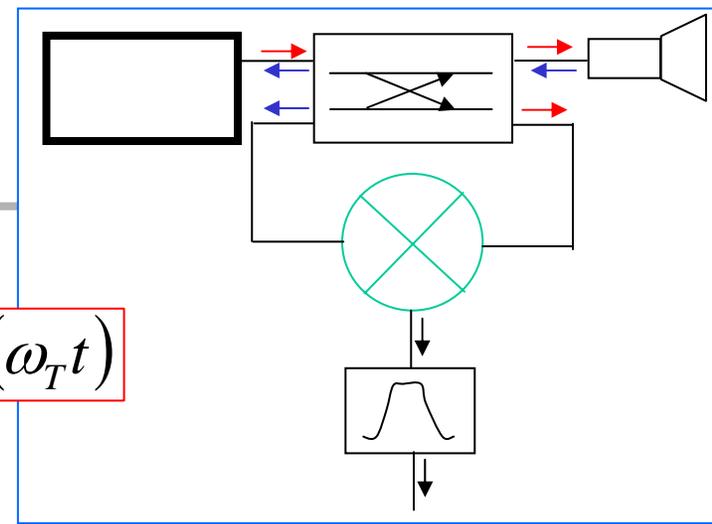
Mixer

$$v_R(t) = V_R \cos(\omega_R t)$$

$$v_T(t) = V_T \cos(\omega_T t)$$



$$v_{out}(t) = \alpha V_R \cos(\omega_R t) + \alpha V_T \cos(\omega_T t) + \beta V_R V_T \cos[(\omega_R + \omega_T)t] + \beta V_R V_T \cos[(\omega_R - \omega_T)t] + \dots$$



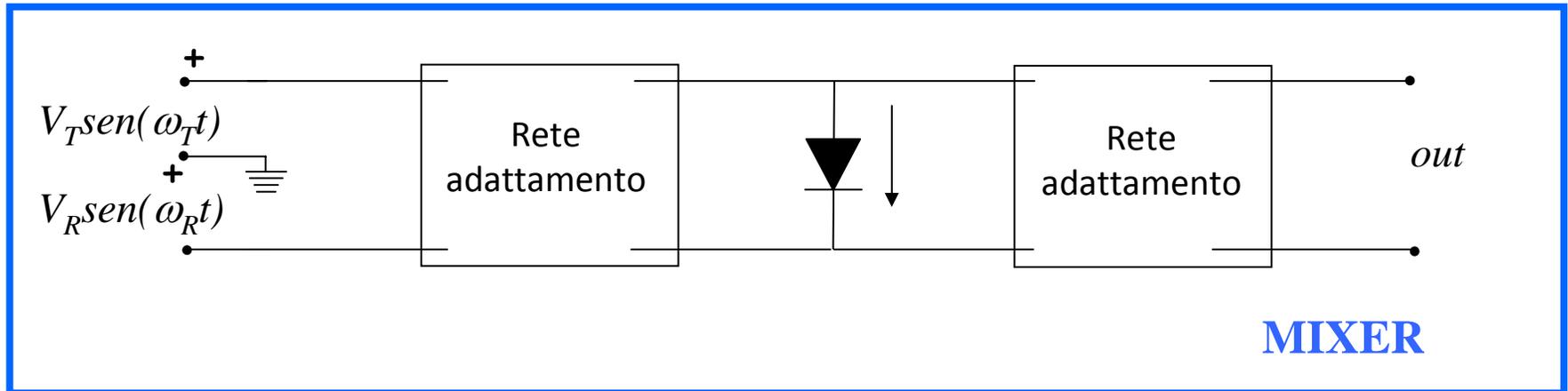
Il mixer è un dispositivo a tre porte che converte un segnale da una frequenza ad un'altra. Per definizione è un dispositivo non lineare (all'uscita sono presenti frequenze che non erano presenti all'ingresso...).

Il segnale di uscita è costituito dai due segnali in ingresso (f_T e f_R) e dalla loro somma (f_T+f_R) e differenza (f_T-f_R).

Il segnale di interesse è quello differenza, il quale, pertanto, viene filtrato, amplificato, rilevato e visualizzato, mentre gli altri vengono (in qualche modo) trascurati.

Mixer: principi di funzionamento

Per effettuare la traslazione in frequenza si possono utilizzare le non linearità della resistenza dei diodi Schottky. Ci sono diverse soluzioni circuitali per i mixer basati sull'uso di 1 (single ended) o 2 diodi (mixer bilanciati). Nel caso di un mixer a singolo diodo un semplice schema a blocchi è



Il legame tra tensione e corrente ai capi del diodo Schottky è del tipo (piccoli segnali):

$$I = I_S (e^{qV/nkT} - 1) \quad \Rightarrow \quad i(t) = \frac{v(t)}{R_J} + \frac{\alpha v(t)^2}{2R_J} = G_J v(t) + G_J \frac{\alpha}{2} v(t)^2$$

Dove la tensione sul diodo è data dalla somma dei due segnali di ingresso

$$v(t) = V_T \cos(\omega_T t) + V_R \cos(\omega_R t)$$

Mixer: principi di funzionamento

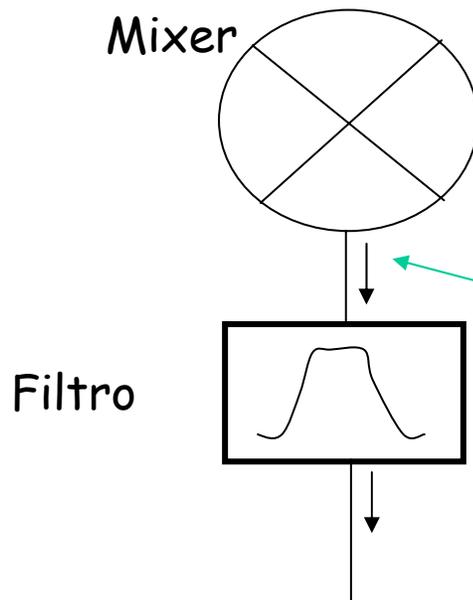
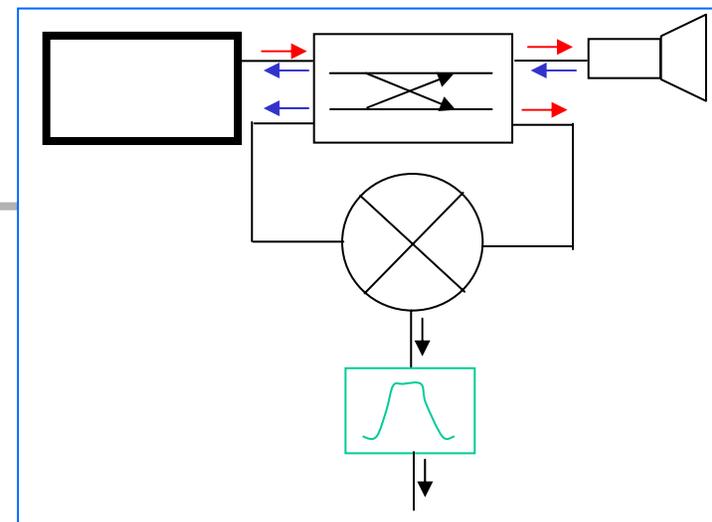
- e quindi, per la corrente, si ottiene:

$$i(t) = G_J [V_R \cos(\omega_R t) + V_T \cos(\omega_T t)] + \frac{G_J \alpha}{2} [V_R \cos(\omega_R t) + V_T \cos(\omega_T t)]^2$$


$$i(t) = G_J V_R \cos(\omega_R t) + G_J V_T \cos(\omega_T t) + \frac{G_J \alpha V_R^2}{4} + \frac{G_J \alpha V_R^2}{4} \cos(2\omega_R t) +$$
$$\frac{G_J \alpha V_T^2}{4} + \frac{G_J \alpha V_T^2}{4} \cos(2\omega_T t) + \frac{G_J \alpha}{2} V_R V_T \cos((\omega_R - \omega_T)t)$$
$$+ \frac{G_J \alpha}{2} V_R V_T \cos((\omega_R + \omega_T)t)$$

Inoltre, per la struttura del circuito, alcune di queste frequenze ricircolano nel diodo dando vita ad ulteriori combinazioni in uscita. In conclusione, in uscita al diodo è presente la frequenza intermedia ($\omega_1 = \omega_0 - \omega_R$) ma anche tutta una serie di frequenze che dovranno essere opportunamente filtrate (filtro passa banda). Particolarmente pericolose sono le frequenze immagine ($2\omega_R - \omega_0$ e $2\omega_0 - \omega_R$) in quanto queste frequenze, se ricircolano nel diodo, possono dar luogo a termini a pulsazione ω_1 con fase arbitraria che possono ridurre il livello del segnale di uscita.

Filtro passa-banda



$$v_{out}(t) = \alpha V_R \cos(\omega_R t) + \\ + \alpha V_T \cos(\omega_T t) + \\ + \beta V_R V_T \cos[(\omega_R + \omega_T)t] + \\ + \beta V_R V_T \cos[(\omega_R - \omega_T)t] + \dots$$

$$v_{out}(t) = \beta V_R V_T \cos[(\omega_R - \omega_T)t]$$

Rilevazione a distanza del segnale cardiaco e polmonare

- Il cuore batte con circa 50-90 battiti al minuto a cui corrisponde una frequenza tra 0.8 Hz e 1.5 Hz
- il segnale polmonare ha una frequenza tra 0.2 e 0.5 Hz (circa 18 respiri al minuto...)

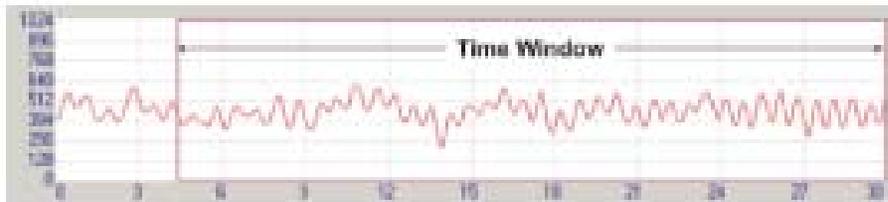


Figure 4. Pulse record of the examinee.
Breath delay is equal to about one minute

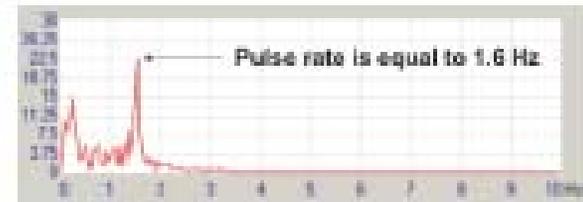


Figure 5. Frequency spectrum of
the signal presented in Fig. 4

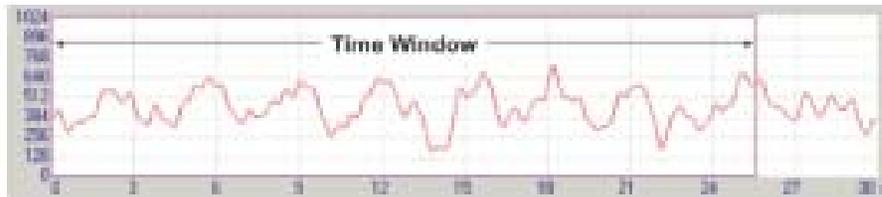


Figure 6. Breath and pulse record of
the examinee without breath delay



Figure 7. Frequency spectrum of
the signal presented in Fig. 6

Radar Doppler esempi

- E' stato realizzato con elementi commerciali a basso costo:
- il segnale di stimolo proviene da un "baby monitor", mentre un dispositivo appositamente sviluppato registra sia il segnale di stimolo che quello riflesso

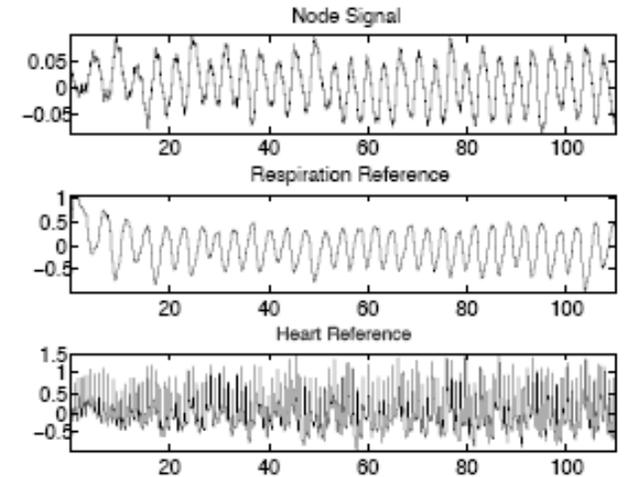
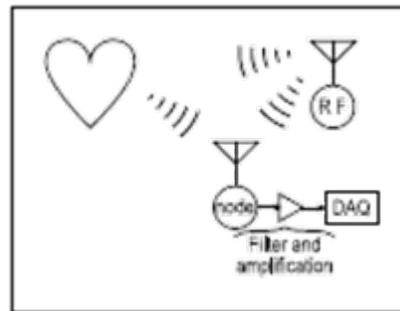
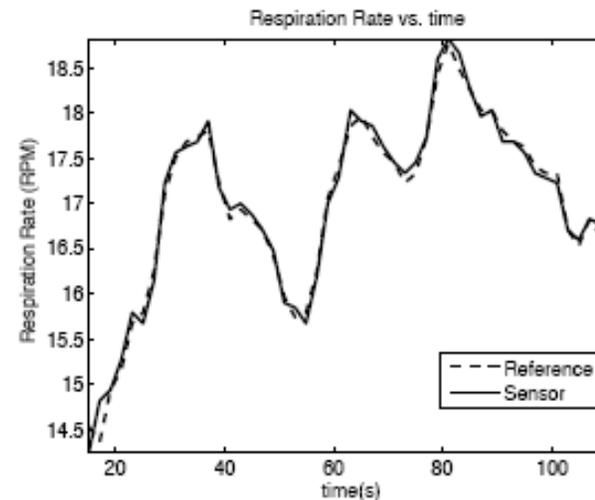
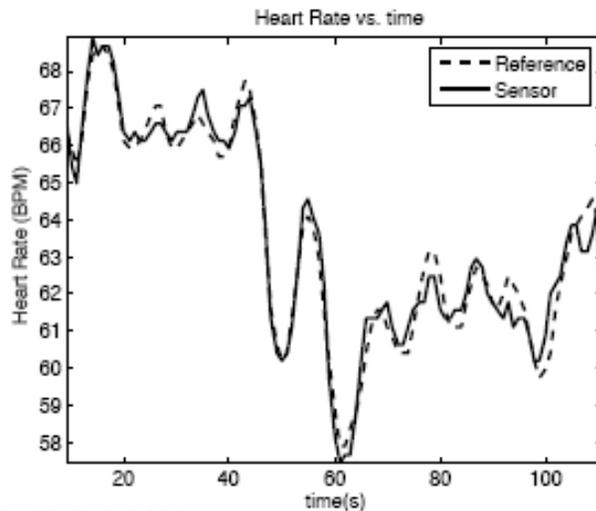
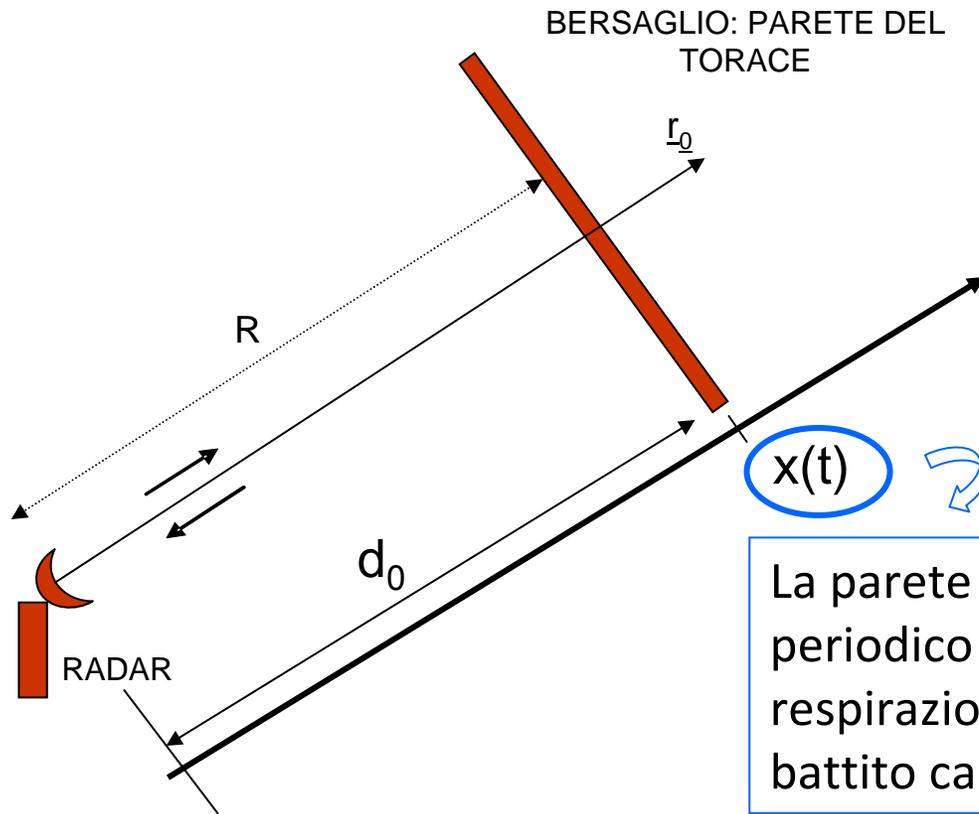


Fig. 3. Data traces before software processing



Radar Doppler a microonde - analisi

Si può pensare di non rilevare la velocità, ma direttamente la posizione della parete toracica o del cuore



La parete si muove con moto periodico legato alla respirazione, modulato dal battito cardiaco...

$$R(t) = d_0 + x(t)$$

Segnale Doppler

Il segnale trasmesso:

$$v_T(t) = V_T \cos(\omega_T t)$$

$$v_T(t) = V_T \cos(\omega_T t - \varphi)$$



Dopo un tempo t_1 , il segnale incide sulla parete toracica e torna verso la sorgente

Fase del segnale all'istante t

Il segnale che arriva all'antenna nell'istante t è dato da

$$v_R(t) = V_R \cos \left[\omega_T \left(t - \frac{2R(t - R/c)}{c} \right) - \varphi \left(t - \frac{2R(t - R/c)}{c} \right) \right]$$



Il segnale che arriva in t era stato trasmesso dall'antenna in un istante precedente definito dalla distanza percorsa dal segnale: $2R$. Ma R a sua volta dipende dal tempo...

$$R(t - R/c) = d_0 + x(t - R/c)$$

Segnale Doppler ricevuto

Il segnale che ritorna all'antenna nell'istante t è dato da

$$v_R(t) = V_R \cos \left[\omega_T \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) - \varphi \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) \right]$$

$R(t-R/c) = d_0 + x(t-R/c)$

$$v_R(t) = V_R \cos \left[\omega_T t - \omega_T \frac{2d_0}{c} - \omega_T \frac{2x(t-R/c)}{c} - \varphi \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) \right]$$

Ritardo legato alla distanza antenna-soggetto $\omega_T \frac{2d_0}{c} = 2\pi f_T \frac{2d_0}{c} = \frac{4\pi d_0}{\lambda}$

Il movimento del torace è lento rispetto alla velocità di propagazione dell'onda... $x(t-R/c) \cong x(t)$

$$v_R(t) = V_R \cos \left[\omega_T t - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} - \varphi \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) \right]$$

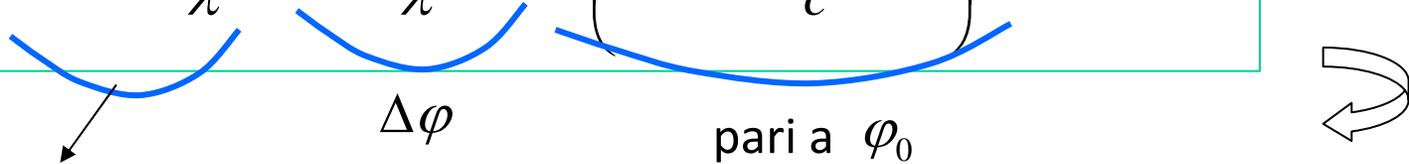
Segnale Doppler ricevuto (analisi funzionamento)

Il segnale che ritorna all'antenna nell'istante t è dato da

$$v_R(t) = V_R \cos \left[\omega_T t - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} - \varphi \left(t - \frac{2R(t - R/c)}{c} \right) \right]$$

Analisi funzionamento diceva

$$\omega_T t - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} - \varphi \left(t - \frac{2R(t - R/c)}{c} \right) = \omega_R \Delta t - \varphi_0$$



$\Delta\varphi$

pari a φ_0

$$\omega_T t - \frac{4\pi d_0}{\lambda} = \omega_T \left(t - \frac{2d_0}{c} \right) = \omega_T \Delta t$$

$$\omega_D = \frac{\partial \varphi}{\partial t} = \frac{4\pi}{\lambda} \frac{\partial x}{\partial t}$$

Se però invece che la velocità si vuole prendere direttamente la posizione x(t)...

Segnale Doppler ricevuto

$$v_R(t) = V_R \cos \left[\underbrace{\omega_T t - \frac{4\pi d_0}{\lambda}}_{\text{Tempo arrivo ritardato legato alla posizione}} - \underbrace{\frac{4\pi x(t)}{\lambda} - \varphi \left(t - \frac{2R(t - R/c)}{c} \right)}_{\text{Fase legata dalla variazione di posizione del target}} \right]$$

Tempo arrivo ritardato legato alla posizione

Fase legata dalla variazione di posizione del target

Dalla catena Mixer – filtro PB esce il segnale differenza tra quello trasmesso e quello ricevuto

$$v_{out} = A \cos \left[\underbrace{\omega_T t - \varphi(t)}_{\text{sfasamento costante legato alla distanza di riferimento antenna - soggetto } \mathcal{G}} - \underbrace{\omega_T t + \frac{4\pi d_0}{\lambda} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \varphi \left(t - \frac{2R(t - R/c)}{c} \right)}_{\text{segnale che si vuole rivelare}} \right]$$

sfasamento costante legato alla distanza di riferimento antenna - soggetto \mathcal{G}

segnale che si vuole rivelare

rumore di fase residuo

Segnale Doppler

$$v_{out} = A \cos \left[\mathcal{G} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right]$$

SE \mathcal{G} è un multiplo dispari di $\pi/2$,

$$v_{out} = A \cos \left[\frac{\pi}{2} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right] = A \sin \left[\frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right] \approx \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t)$$

Lineare con $x(t)$

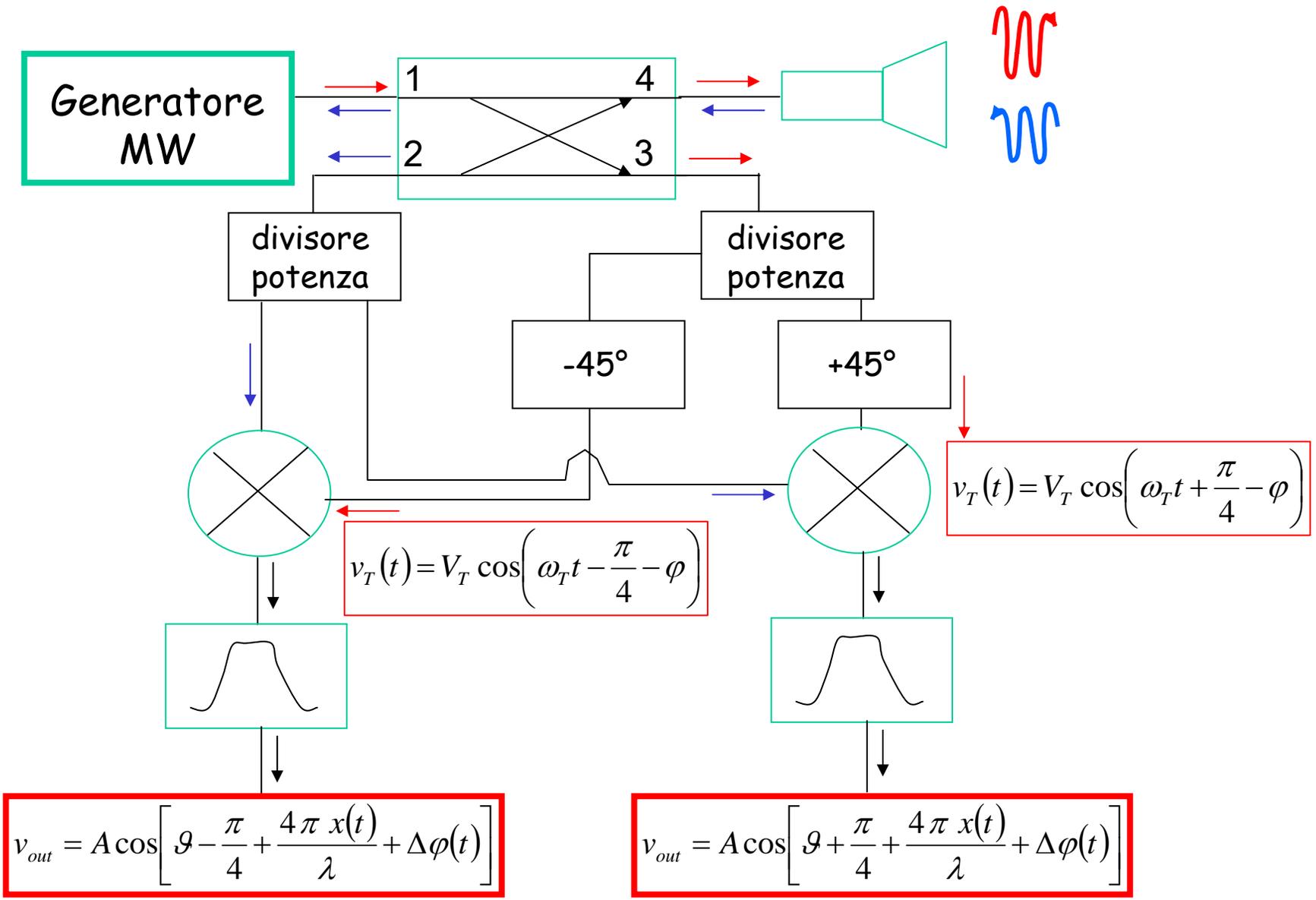
valida per piccoli valori dell'angolo, $x \ll \lambda$

SE \mathcal{G} è un multiplo intero di π ,

$$v_{out} = A \cos \left[\pi + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right] = A \cos \left[\frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right] \approx 1 - \frac{1}{2} \left(\frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right)^2$$

Quadratica con $x(t)$

Radar Doppler a microonde - es circuito



Radar Doppler - misure effettuate

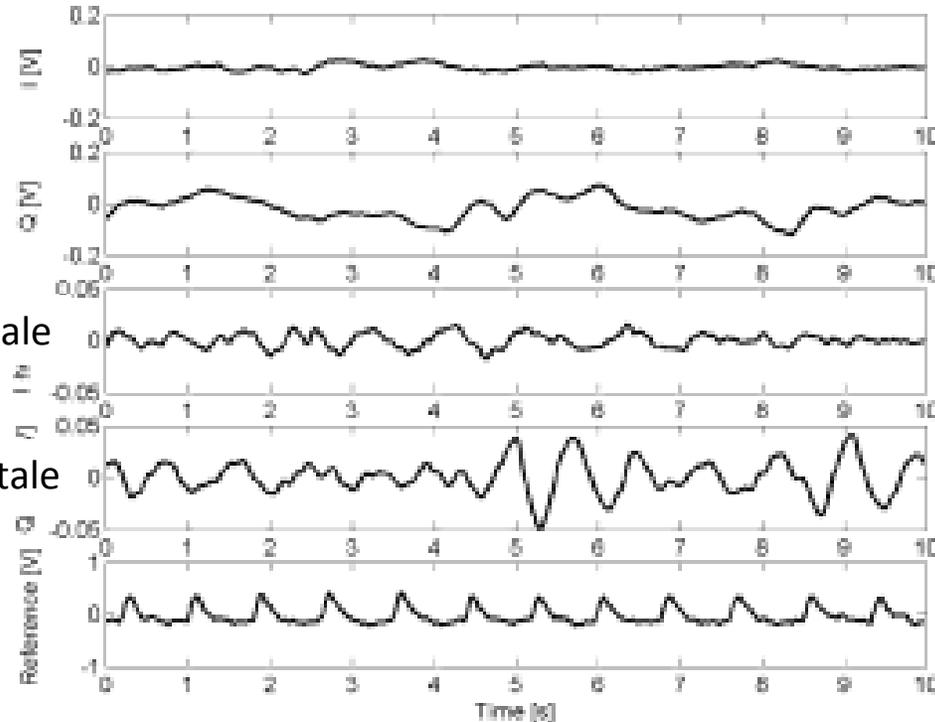
Segnale I

Segnale Q

Segnale I dopo filtraggio digitale

Segnale Q dopo filtraggio digitale

Segnale di riferimento



Segnale Q ha
ampiezza
maggiore di
segnale I

Fig. 10. Heart and respiration activity measured with the 2.4-GHz quadrature chip. The analog-filtered I and Q outputs are shown at the top, followed by the digitally filtered I and Q signals. The Q output is near the maximum sensitivity point and the I signal is near the null point so the amplitude of the Q signal is greater than that of the I signal. The I output is within one beat per minute of the reference 46% of the time and the Q output 100% of the time.

Radar Doppler a microonde - rumore di fase

$$v_{out} = A \cos \left[\mathcal{G} + \frac{4 \pi x(t)}{\lambda} + \Delta \varphi(t) \right]$$

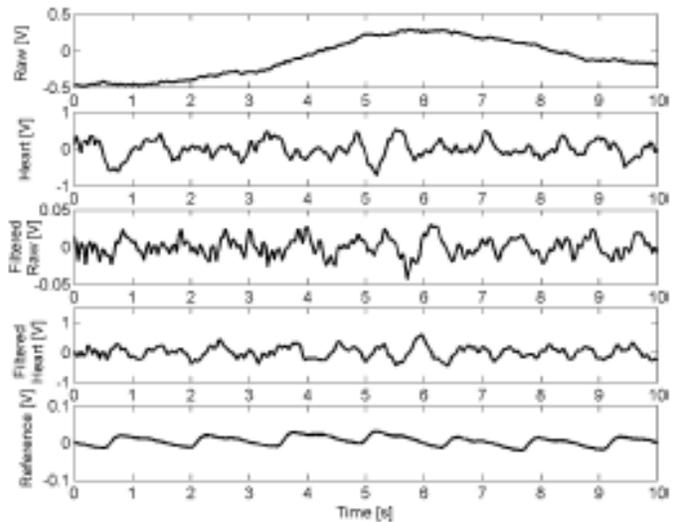
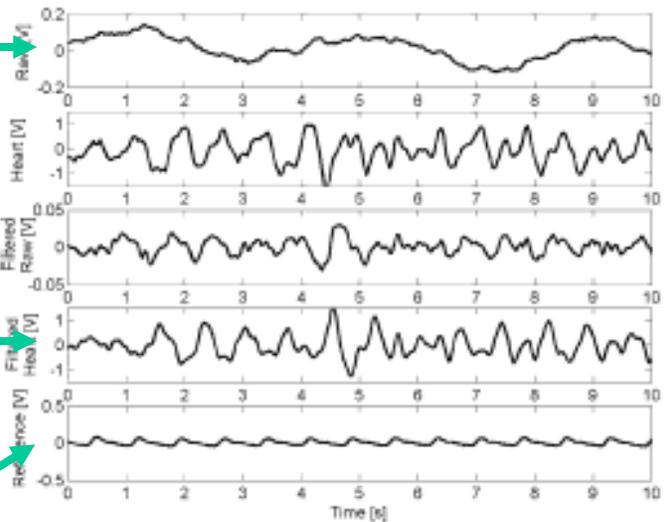
$$\Delta \varphi = \varphi(t) - \varphi \left(t - \frac{2 R(t - R/c)}{c} \right)$$

- uso generatori di segnale con basso rumore di fase (costoso...);
- distanza antenna – soggetto non eccessiva...

torace a 50 cm distanza

torace a 85 cm distanza

segnale ricevuto



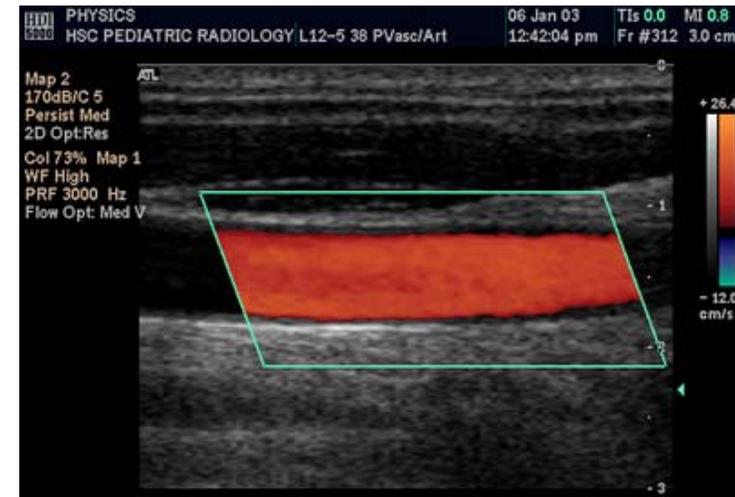
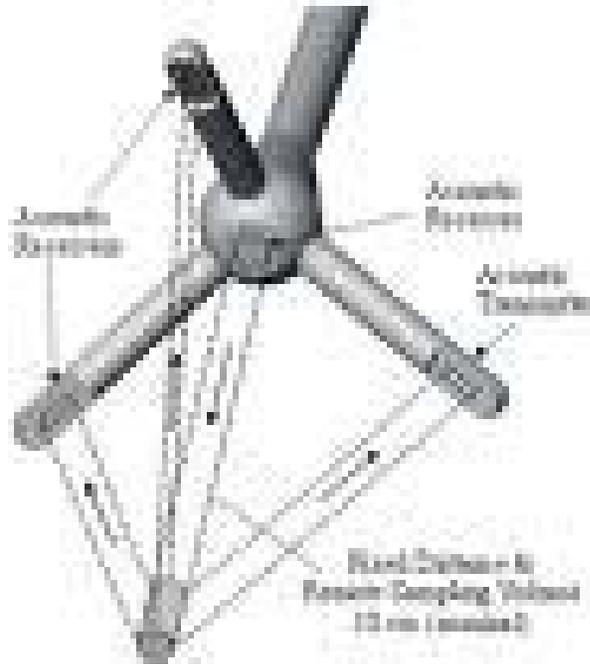
segnale cuore
dopo filtraggio
digitale

riferimento

Ultrasuoni

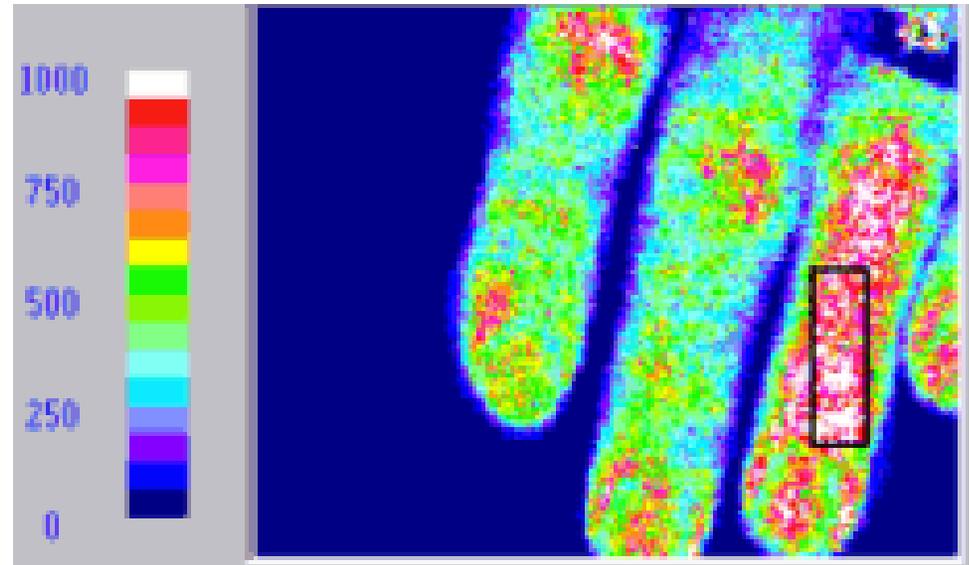
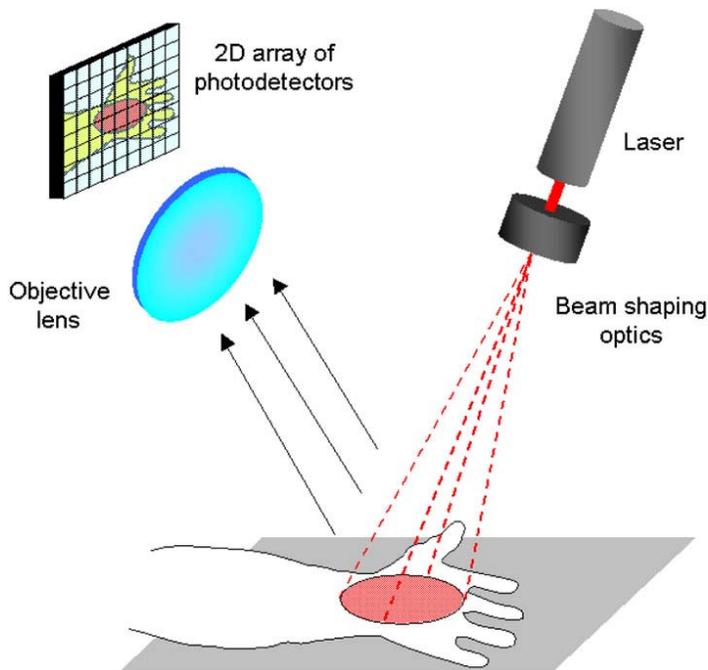
L'effetto Doppler è usato in medicina per:

- la rilevazione della velocità del sangue (**ecodoppler**) nelle vene e nelle arterie. L'effetto Doppler è sfruttato dai Flussimetri Eco-Doppler (ADV, Acoustic Doppler Velocimeter), nei quali le onde acustiche (generalmente ultrasuoni) vengono riflesse con una nuova frequenza a seconda della velocità vettoriale delle particelle sanguigne. In questo modo si può disegnare una mappa delle diverse velocità del flusso sanguigno in tutti i punti della sezione di un vaso.



Visibile

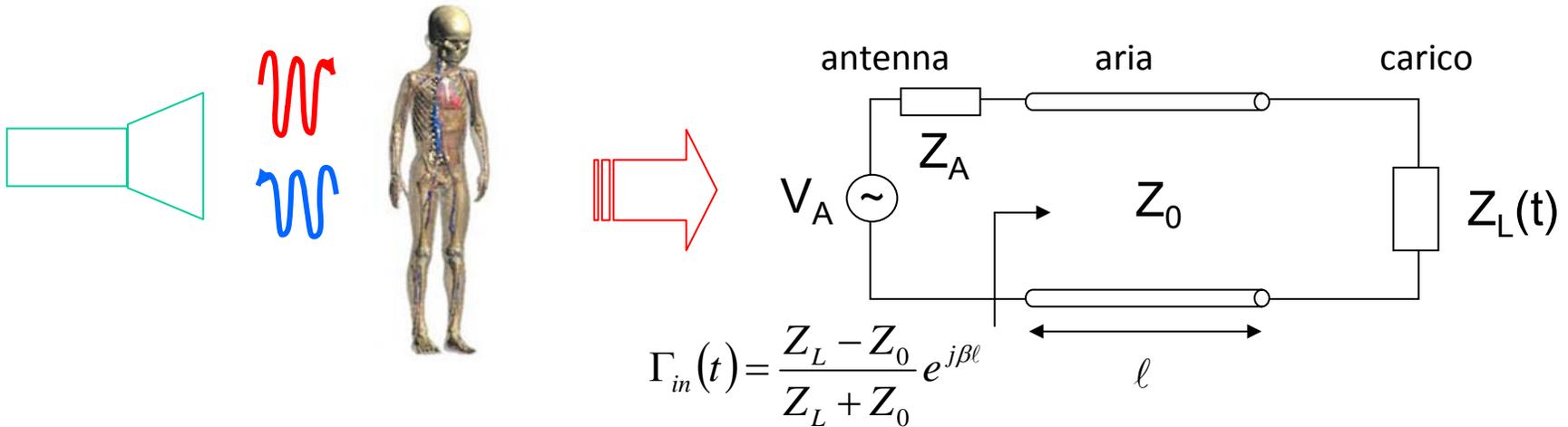
- L'effetto Doppler è usato in medicina per:
- Studiare la perfusione sanguigna dei tessuti tramite il **laser Doppler**. Questo sfrutta l'effetto Doppler manifestato dalla luce quando i fotoni colpiscono gli eritrociti in movimento. Nel laser Doppler imager (a differenza del più diffuso laser Doppler a fibra ottica, nel quale la luce laser viene trasportata al tessuto da una sonda a fibre ottiche), non c'è contatto tra sorgente laser e tessuto in esame, e la distanza i due può variare da 15 a 50 cm. Il raggio laser effettua una scansione dell'area stabilita, l'elaborazione dei dati prodotti dalla luce riflessa, ed in particolare della componente che ha subito un effetto Doppler, genera una mappa colorata che rappresenta la distribuzione della perfusione ematica della superficie del tessuto scansionato.



Studio ustioni, micro-circolazione pelle...

Tecniche riflettometriche

L'antenna "vede" un carico che varia nel tempo (sia come posizione che come proprietà....)



Il segnale riflesso dal corpo sarà modulato in ampiezza e fase....

$$v_R(t) = \text{Re}\{V_R e^{j\omega t}\} = \text{Re}\{V_T \Gamma(t) e^{j\omega t}\} = \text{Re}\{V_T \rho(t) e^{j\psi_\Gamma(t)} e^{j\omega t}\}$$



$$v_R(t) = V_T \rho(t) \cos \left[\omega_T \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) - \varphi \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) - \psi_\Gamma \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) \right]$$

Radar riflettometrico

$$v_R(t) = V_T \rho(t) \cos \left[\omega_T \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) - \varphi \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) - \psi_T \left(t - \frac{2R(t-R/c)}{c} \right) \right]$$

facendo il rapporto dei moduli con il segnale trasmesso....

$$\frac{|v_R(t)|}{|v_T(t)|} = \rho(t)$$

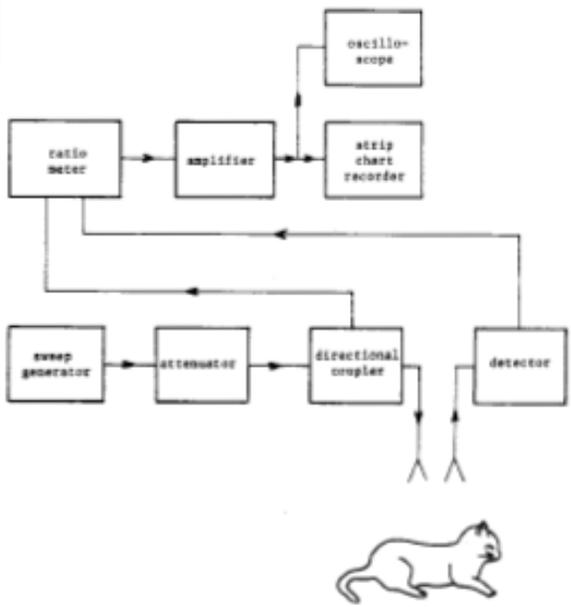


Fig. 1. Experimental setup of noncontact microwave respiration measurement.

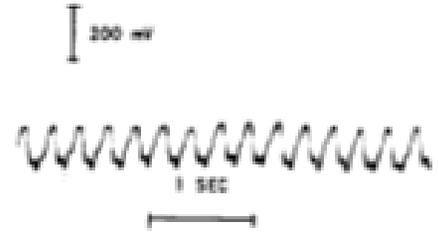


Fig. 2. Microwave measurement of respiratory movement of intact (un anesthetized) rabbit.