

↳ deve dare sia una misura quantitativa che qualitativa  
 ↳ IN AMAREZZA: minimo valore del pixel recuperabile sull'immagine  
 LEGGE DI WEBER: minimo del sistema visivo umano  
 occhio non allenato: contrasto di soglia = 0.02 ↳ 50 ton di grigio riconoscibili  
 ↳ TEMPORALE: numero di immagini acquisite nell'unità di tempo  
 capacità di un dispositivo di fornire più immagini nel tempo

## DISPOSITIVI AD ULTRASUONI

Le ultrasuoni sono RADIAZIONI NON-IONIZZANTI (basso rischio) ↳ diognosi in gravidanza  
 ↳ non sono pericolosi per il corpo umano ↳ possono essere osservate ripetutamente  
 maggior sviluppo tecnologico in questo momento ↳ dalla diagnosi alla terapia

Risoluzione temporale molto esatta (centinaia di immagini al secondo) ↳ usate in cardiologia (ecocardiografici)

Principio della riflessione (è l'unica) ↳ informazioni complementari alle altre tecniche

• ULTRASUONI = suono oltre la soglia dell'udibile umano:  $f > 20 \text{ kHz}$   
 ↳ (20kHz - 30MHz)

l'acqua conduce molto bene gli ultrasuoni ↳ in gravidanza si vede bene

onda meccanica che crea una compressione e una rarefazione dei tessuti dove passa  
 alla frequenza: picco positivo ↳ max compressione, picco negativo ↳ max rarefazione  
 il tessuto non subisce danni xrf è molto elastico (se la frequenza delle onde  
 sparse fosse altissima la rarefazione è pericolosa)

trasferiscono ai tessuti solo ENERGIA MECCANICA

come le onde acustiche, possono essere facilmente convogliate (aumento  
 d'intensità) ↳ possono essere molto selettive  
 intensità = potenza / area ↳ se è molto alta brucia le cellule (ablazione a ultrasuoni)

la velocità di propagazione dipende dall'elasticità del mezzo ↳ non si  
 propagano nel vuoto ↳ necessità della continuità di mezzo  
 ↳ devono essere apparecchiature A CONTATTO con il corpo umano

## EQUAZIONI FONDAMENTALI

$$v = \lambda \cdot f \quad \text{velocità} = \text{lunghezza d'onda} \cdot \text{frequenza}$$

la frequenza è la variabile indipendente (quella che scegliamo noi)  
 le altre due sono determinate dal mezzo

[l'osso si comporta quasi come il metallo per gli ultrasuoni]

$v = 300 \text{ m/s}$  aria  
 $v = 1500 \text{ m/s}$  tessuti  
 $v = 4000 \text{ m/s}$  osso

Per gli ultrasuoni  $\lambda$  è preso come misura della  
 risoluzione spaziale  
 ↳ alta risoluzione ↳  $\lambda$  piccolo ↳ alta frequenza

$$Z = \rho v \quad \text{impedenza acustica} = \text{densità} \cdot \text{velocità}$$

è l'impedenza misura la resistenza che oppone un tessuto al passaggio  
 degli ultrasuoni

a parità di densità, l'impedenza è + alta nei mezzi dove viaggia + veloce

le impedenze acustiche dei tessuti governano la propagazione degli ultrasuoni  
 ↳ non la densità!

[tessuto cardiaco sano e colpito da infarto hanno la stessa  $\rho$  ma diversa  $v$ ]

~~le onde~~ Tutti gli ecografi suppongono  $v = 1540 \text{ m/s}$  (o prescindere dal mezzo)  
 nel corpo umano

il polmone è così raro xrf è pieno d'aria  
 l'osso è così denso xrf è pieno d'osso ↳ ECCEZIONI DALLA MEDIA

# GENERAZIONE ULTRASUONI

Agitando ad un atomo energia in due direzioni diverse <sup>(es)</sup> non restituisce energia allo stesso modo  
↳ EMISSIONE ISOTROPICA (dovuta alla geometria del sistema e agli elevati gradi di libertà)  
non mono che unidirezionale, ci sono dei piani di emissione preferenziali  
se ruotando la direzione, variando gli atomi che incontriamo, il cristallo emette in maniera  
diversa (ANISOTROPIA) => sviluppo delle proprietà: piezoelettrico (= se diamo una  
deformazione meccanica si genera uno stimolo elettrico e viceversa)

↳ si usano questi cristalli: dando una tensione di 10 MHz a questi cristalli, si crea un  
onda meccanica di 10 MHz, tensione positivo si comprime, negativo si dilata

La generazione di ultrasuoni avviene per effetto piezoelettrico inverso

Il QUARZO era un cristallo molto usato, ma invecchia velocemente fino a rompersi  
(invecchiato il quarzo modifica la frequenza)

Adesso si usa una ceramica: PET: durata molto lunga, ma molto costosa  
x una sonda -> 2500 - 3000 €

Lo stesso cristallo che è usato x <sup>generare</sup> emettere con effetto piezoelettrico inverso, è usato  
anche x 'ricevere' e misurare l'onda acustica di ritorno con effetto piezoelettrico diretto  
↳ MECCANISMO ECO-PULSATO (quando ricevere non può emettere)

l'oscillatore è accordato quando lo spessore è lo metà della lunghezza d'onda  
↳ funziona al meglio: miglior prestazione

$$\text{spessore } h = \frac{\lambda}{2} = \frac{v}{2f}$$

Ogni ecografo ha perciò una frequenza a cui bisogna sintonizzarsi (2.5, 5, 7.5, 7.5-10)  
perché lo spessore del ~~cristallo~~ cristallo ~~è~~ è quello.  
Per usare molte frequenze bisogna usare sonde diverse (cristalli diversi)

19-10-2010

Questi cristalli sono alloggiati nella sonda -> in contatto con il corpo del paziente

Conviene lavorare ad alta frequenza -> più piccola è  $\lambda$  -> la risoluzione è migliore

Normalmente un piezoelettrico irradia:  
- zona prossimale: potenza focalizzata in un cilindro lungo  
- zona distale: dopo converge in tutto lo spazio

Il dispositivo ad ultrasuoni funziona meglio quando la potenza è concentrata su un'area piccola

Però davanti hanno una lente che serve a convergere gli ultrasuoni -> lenti diverse  
compensano le distorsioni diverse. Le lenti sono di plastica, ma non si usano più, si  
usa una convergenza elettronica

# ONDA A ULTRASUONI

C'è una riflessione: LEGGE DI SNELL => in un'onda cambia mezzo (densità) c'è riflessione e  
ultrazione.

Per gli US si genera un'eco quando c'è un'interfaccia di impedenza acustica.

- di posto di  $m_1$  e  $m_2$  ci sono  $Z_1$  e  $Z_2$  } approssimazioni  
-  $\alpha = 0 \Rightarrow \cos \alpha = 1$  } risonanze perpendicolari

$$R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad T = 1 - R$$

$R = 0$  coefficiente di riflessione => nessuna parte della radiazione torna indietro  
 $R = 1$  tutta la radiazione torna indietro

L'energia che viene riflessa si chiama ECO

Un fascio di US viaggia in un mezzo dove non c'è  $\Delta Z$  -> non c'è ECO  
(se  $\Delta Z$  è molto piccolo il ritorno può essere scomparso per rumore.)

Se  $\Delta Z$  è molto grande ( $Z_2 \gg Z_1$  oppure  $Z_1 \gg Z_2$ ) =>  $R \rightarrow 1$  tutta l'energia torna  
indietro => barriera acustica (es. ha difficoltà a fare un'ecografia transcranica -> il  
15% della popolazione è impossibile) (anche con le cure è difficile -> transcranica - ma Z  
cambia; transcranica dell'interno)  
rambasse e ecografo polemonare ->  $\Delta Z$  è pieno d'aria





La risonanza legata alla frequenza <sup>è o 1</sup> è quello assiale,  
 le risonanze in elevazione e laterale sono legate alla tecnologia → sono 2-5 volte minore di quello assiale.

## DISPOSITIVI E SONDE US

Misura l'eco di ritorno → rappresentazione grafica

- Determinare dove si è generato l'eco di ritorno: posso misurare il tempo di volo e l'impulso si muove con velocità costante  $\approx 1500 \text{ m/s}$  ma i risultati non sono considerati standard per tutto il corpo umano

$$d = \frac{1}{2} c \Delta t$$

$d$ : distanza  
 $c$ :  $1500 \text{ m/s}$   
 $\Delta t$ : tempo di volo

LINEA DI SENSIONE = rinvio tutte le AZ lungo quella linea

Attorcendo + linee di sensione crea un'immagine  
 questi imp (dell'ordine dei  $\mu\text{s}$ ) sono molto fuori da calcolate

L'immagine è in più determinata  $\ll$  si assume una velocità uguale a quella reali → non si può fare niente.

## SISTEMA AD ECO-PUSATO: a sono + modi x disegnato

- 1) il trasmettitore emette impulsi US (i trasmettitori sono in trasmissione o ricezione)
- 2) il trasduttore si pone in ricezione degli echi di ritorno
- 3) viene calcolato il tempo di volo → calcolo profondità della discontinuità
- 4) il segnale ha ampiezza proporzionale alla differenza di impedenze acustiche della discontinuità

TRASMETTITORE: frequenza / impulso / potenza

RICEVITORE: frequenza, registra il segnale elettrico quando il trasduttore riceve il ritorno c'è un amplificatore di questo segnale

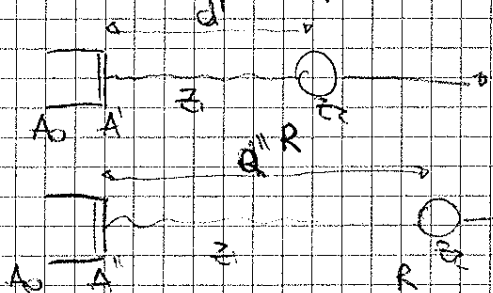
GENERATORE MUSI: converte la corrente elettrica come mi serve

↳ GENERATORE PICO-FREQUENZA ad alta potenza (circa 300 W)

cioè il trasmettitore che il ricevitore devono conoscere la frequenza nominale (x identificare l'eco di ritorno in mezzo al rumore)

l'ampiezza del segnale di ritorno è proporzionale a R

- TGC (time gain compensation)



quando arriva al bersaglio l'onda è attenuata  
 quando si riflette sul bersaglio una parte è trasmessa  
 quando torna al ricevitore l'onda è attenuata

Se il bersaglio è + lontano, c'è + attenuazione

→  $A' > A''$  ma a me non interessa la profondità

Il TGC (dato che conosciamo la distanza) amplifica di più gli echi che viaggiano per più tempo ⇒ praticamente "corregge" l'attenuazione mantenendo solo la R ⇒ ampiezza costante proporzionalmente proporzionale al tempo di volo

All'uscita del TGC abbiamo echi a cui l'effetto della profondità è stato compensato

Ma ogni eco ha una frequenza x rispetto al TGC: normalmente ci sono 0-7 bande  
 → si può regolare x avere immagini + chiare o + scure

L'onda dopo il TGC ha una frequenza sempre  $f_0$  con diversa ampiezza (proporzionale a R)  
 → è quello di partenza (non serve)

Lo SCAN CONVERTER converte le ampiezze in toni di griglia (meco = non c'è eco)

il demodulatore riduce la dinamica del segnale utile a 35 dB e genera i canali a video frequenza (4-5 MHz)

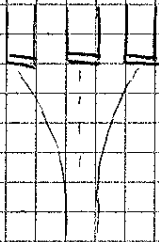
Ora dal ricevitore escono segnali digitali

le immagini ecografiche sono rigorosamente a 8 bit

Ma una delle prime ecografie era all'archivio  $\rightarrow$  xre e onde x tutti.  
 Ma potrebbe essere pericoloso x il cristallino che assorbe molto energia degli us  
 (quando non riesce + a dissipare  $\times$  calore si deforma e danneggia)  
 Ecografia è usata nell'archivio  $\times$  vedere la vascolarizzazione del fondo della retina  
 (se il soggetto guarda da un'altra parte togliere il cristallino dalla direzione degli us)  
 i materiali + dura espongono molte radiazioni fino a rompersi:  
 • LITOTRITTORE (per rompere i calcoli)  
 • ANTITRATTORE  
 L'ecografia marina serve al differenzio di impedenza acustica

## TECNICHE DI SCANSIONE - SONDE

- Rotore che gira con i cristalli che si accendono quando sono ruotati verso il basso (nella  
 "sedia")  $\rightarrow$  primo prototipo. Foreve tutte linee di scansione non ruota che girava.  
 sonde risonanze e difficili da posizionare sul corpo del paziente (xre cilindriche)  
 (la velocità di rotazione non può essere alta a meno che xre deve attendere gli echi  
 di ritorno)  $\rightarrow$  deve essere proporzionale alla velocità di scansione o ai suoi angoli  
 $\Rightarrow$  legame tra movimento/commutazione del cristallo e profondità  
 $\hookrightarrow$  TEMPO-FREQUENZA DI RIPETIZIONE DELL'IMPULSO (PRF) : qualche  $\dots$  kHz
  - Oggi il meccanismo di scansione è a pilotaggio elettronico: APPARATI piezoelettrici  
 elementi paralleli  $\rightarrow$  SONDA LINEARE elementi a semicerchio  $\rightarrow$  SONDA CONVEK  
 (linee di scansione a ventaglio)  
 da 128 a 256 cristalli (si può arrivare anche a 400-500 cristalli  $\times$  sonde portatili)
- ci sono i piezoelettrici con le barre sopra. Sopra c'è l'elettronico di pilotaggio  
 collegato ai cristalli e il fo rilevatore e focalizzazione ELETTRONICA  $\rightarrow$   
 Per focalizzare le onde non si usano + delle lenti: ma si usano 3-5 piezoelettrici  
 affiancati; muovendo anche quelli vicini con un leggero ritardo  $\times$  focalizzare



Tutti questi elementi contenuti nella sonda sono spessi almeno 3-4 cm

Nelle sonde reali in contatto con la cute (e con i piezoelettrici) c'è  
 una gamma ottimizzata  $\times$  frequenza di max e passaggio di US:  
 • non deve essere troppo (senza rompere) solitamente continua  
 • deve incrinare il meno possibile  
 • deve reggere la deformazione con disinfettanti

Alcuni ecografi incorporano le sonde in preservativi  $\times$  non  
 sporco  $\rightarrow$  sterilità! (meglio il dopopila)

## • SONDA PHASED ARRAY (SONDA SETTORIALE)

o secondo di come il segnale elettrico arriva su piezoelettrici, si possono generare  
 diversi fronti d'onda (paralleli, iperbolici, convergenti),  
 i transduttori (cristalli) sono disposti a matrice  $\rightarrow$  si può indirizzare il  
 fascio dove si vuole, superiormente  $\times$  la barriera ossea (ecografografo transitorica  
 (ecografia transitorica: usa basse frequenze  $\times$  andare + in profondità  $\rightarrow$  2-25 MHz  
 poi con il processo onde dopo che sono entrate da una cavità  $\rightarrow$  es sono  
 temporale che ha il caso + sottile - può spostare meglio)  
 $\hookrightarrow$  e se tra le barre sono accenti  $\rightarrow$  permettono il passaggio di us

SONDA LINEARE: a + alta frequenza (5-10 MHz), onde parallele  $\rightarrow$  esami superficiali,  
 sonda pediatrica  $\rightarrow$  immagine con la miglior risoluzione spaziale

SONDA CONVEK: frequenze intermedie, fascio a ventaglio, cavità addominale,  
 cardiaca

SONDA PHASED ARRAY: generalmente a basse frequenze, ma anche alta, fascio a  
 ventaglio, usato + comune in cardiologia  
 transitorica e transitorica, transfontanello (bambini)

SONDA ENDOVITALE: in genere sono conveK a ventaglio, usate dall'interno  
 sfremente un po' + alta  
 a stereotassi (appare ricezione da un apparato esterno pieno di gel)

# TECNICHE DI VISUALIZZAZIONE

## A-MODE (Amplitude)

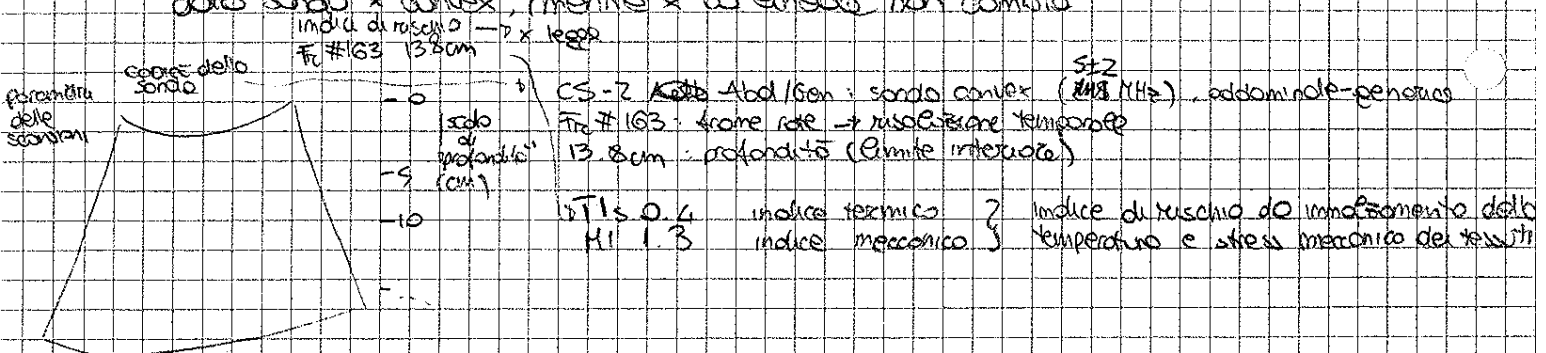
Si misura l'ampiezza dell'eco di ritorno  
 È in disuso x applicazioni cliniche (usato x applicazioni industriali, ...)

## B-MODE (Brightness)

Si basa sulla luminosità che lo assegna all'eco di ritorno  
 → echi profondi: colore scuro - echi superficiali: colore chiaro  
 più l'eco di ritorno è ampio + è chiaro  
 Affiancando tante linee di scansione si crea un'immagine  
 È indipendente dalla sonda usata → si usa praticamente questo modo

Matrice: ogni colonna è una linea di scansione e ogni riga una profondità → creando i puntini in questa matrice si crea quando c'è un'eco (chiaro) o nulla un'eco di ritorno e da ciò una luminosità o scurezza dall'ampiezza

Differenza sonda lineare e convex: la risoluzione laterale peggiora allontanandosi dalla sonda x convex, mentre x lineare non cambia



Sulla sonda c'è una torcia che codifica la posizione dell'elemento n°4 (c'è uno scatto sull'immagine: AT)

## M-MODE (time motion)

Giorda una linea di scansione e rappresenta in funzione del tempo tutte le discontinuità  
 86-10-200

# FLUSSIMETRIA DOPPLER

Flussimetria = non misurano il flusso → sfruttano il principio di iterazione

↳ flusso sanguigno: caratteristiche del fluido e del condotto, pressione e velocità

equazione di continuità:  $AV = \text{costante}$  (fluido incompressibile senza perdite)  
area - velocità ↳ legge di Bernoulli da Vinci

→ se in un'arteria (o vena) vedi un aumento di velocità c'è una stenosi

effetto ventura (Bernoulli)  $p + \frac{1}{2} \rho v^2 = \text{costante}$

È l'unica di queste variabili che è facilmente misurabile è la velocità (la pressione con lo sfigmomanometro la pressione media nel braccio; offre info in un'arteria → invasivo e difficile)

I FLUSSIMETRI DOPPLER misurano la velocità del fluido (sangue)

Effetto Doppler = ogni qual volta esiste un moto relativo tra generatore e ricevitore, la frequenza apparente sembra cambia

Con la sonda manda una frequenza: and incontro i vasi, se il sangue si avvicina la frequenza di ritorno è + alta; se il sangue si allontana la frequenza è + bassa

La radiazione us emessa dalla sonda non viene riflessa ma diffronde (grazie ai grates rasi sfruttati)

$$f_0 = \frac{2f_0 v}{c} \text{ cent} \rightarrow \text{frequenza di differenza di che la sonda percepisce} \rightarrow \text{modulazione SCARTE DOPPLER}$$

→ ERITROCITI: Tutto ciò che al interno di un vaso è diffronde

- se la imv ha una frequenza  $f_0$ , ricevo una radiazione con frequenza  $f_0 \pm f_d$
- $v$  = velocità del grato  $2050$
- $c$  = velocità della luce nel mezzo  $\rightarrow$  non è noto ma assumiamo di conoscerlo
- $\theta$  = angolo formato tra asse del vaso e direzione di propagazione us
- la scarta è proporzionale alla velocità  $\rightarrow$  se  $v=0 \Rightarrow f_0=0$
- il vettore di irradiazione ortogonale a  $v$  e  $x$  è annulla l'effetto dopplere ( $\cos \theta = 0$ )
- Noi vogliamo conoscere  $v$ , conosciamo  $f_0$ , stimiamo  $c$  ma è molto difficile stimare  $\theta$  (l'irradiazione del vaso cambia per ogni persona)
  - $\rightarrow$  si cerca di togliere  $\theta \Rightarrow \cos \theta = 1 \Rightarrow \theta = 0$
- $f_0(v)$  è una funzione coseno
- $f_0(\theta)$  non è una funzione coseno  $\rightarrow$  parte + diffratto dal punto di vista pratico
- questa formula vale x un grato solo  $\rightarrow$  due grates generano lo stesso frequenza se hanno lo stesso velocità  $\Rightarrow$  studio la frequenza x studio la velocità
- la miglior soluzione pratica è per angoli  $40^\circ < x < 60^\circ \Rightarrow$  x è in quello zona della curva del coseno, e approssimabile ad una retta  $\rightarrow$  coseno

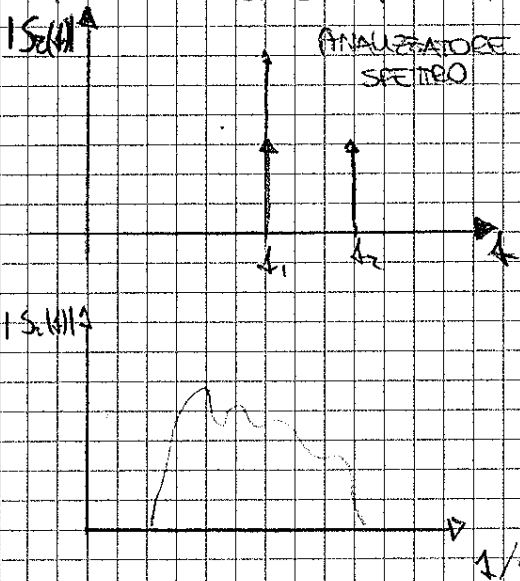
ESEMPIO:  
 $f_0 = 5 \text{ MHz}$   
 $c = 1540 \text{ m/s}$   
 $\theta = 90^\circ$   
 $v = 100 \text{ cm/s}$

$f_0 = 3.950 \text{ Hz} \Rightarrow$  è nella banda dell'udibile

Quasi tutte le "riscoste" possono essere ascoltate dall'orecchio  $\rightarrow$  un buon velossonografista non ha bisogno di vedere, ma sentire

$f_0$  = frequenza PORTANTE

devo scomporre  $f_0$  da  $f_0 \Rightarrow$  RETRILLO (micro + filtro passabasso) + togliere il portante dal amplificatore di spettro  $f_0$  è trasformato di Fourier  $\rightarrow$  studio la frequenza  $f_0$



$$v_2 > v_1 \rightarrow f_2$$

$$v_1 \rightarrow f_1$$

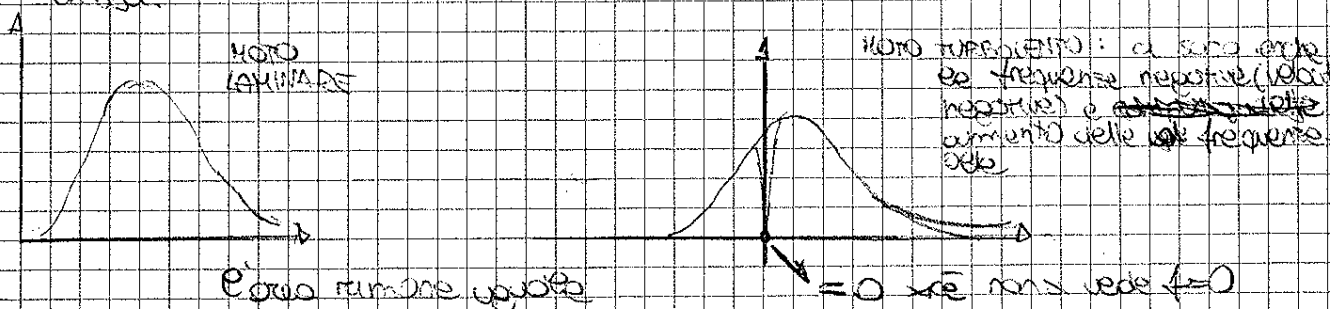
1 contributo in frequenza dei singoli grates rasi si sommano

↓  
 spettro in frequenze

conoscendo l'angolo  $\theta$ , si può sostituire  $f$  con la velocità

Il moto della eritrociti nel vaso è quasi stazionario:  $\rightarrow$  vedere al centro che nulli vicinanza delle pareti

Se all'interno di un arteria c'è moto turbolento  $\rightarrow$  polidopplere  $\Rightarrow$  il cuore viene pompato di + nel caso lo stesso effetto  $\rightarrow$  - tutto  
 se il moto è turbolento si possono formare coaguli (dei grates rasi) e poi emboli



- frequenze proporzionali alla velocità
- contributi in ampiezza x le frequenze proporzionali al n° di globuli rossi che vanno ad uno certo velocità
- se si monitora un arterio nel tempo (e sotto varia che variano la velocità)
- poi bisogna convertire il grafico di Fourier in un VELOCITOGRAFIA (< il medico)
- suddiviso in curve con cubetti o toni di grigio e il tutto in verticale
- se faccio un monitoraggio nel tempo, ottenisco cubetti
- viene misurato il rapporto tra velocità di picco sistolico e di fine diastole → rapporto con ogni vaso deve essere del tutto in mezzo → se non ci sono dei globuli rossi lent

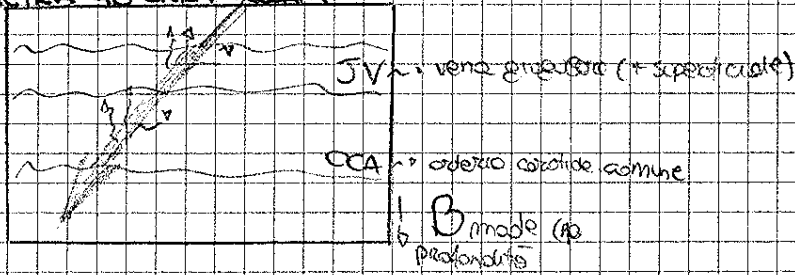
**FLUSSIMETRIA AD ONDA CONTINUA**

La flussimetria doppler può essere fatta di continuo → posso emettere di continuo (= dall'ecografo ad impulsi) ⇒ FLUSSIMETRIA AD ONDA CONTINUA  
 → Ho bisogno del doppio di trasduttori: in emissione e in ricezione  
 studio DINAMICO: misura la velocità di continuo (e variazioni) → misurazione temporale  
 il dispositivo ad onda continua ha un'alta frequenza di campionamento  
 L'è lo strumento ideale x la misura di velocità elevate e variazioni rapide di velocità  
 però non può essere selettivo di un vaso → riceve tutti gli echi di tutto il volume attorno e viene

X Oggi tutti gli eco-doppler hanno gli ottopulsanti

Normalmente si usa una frequenza di 5MHz (tranne cuore e testa)

**FLUSSIMETRIA AD ONDA PULSATA**



Si riesce ad essere selettivi su uno dei vasi → con l'onda pulsata  
 consente di selezionare la profondità di scansione → misura il tempo di volo: prendo gli eco solo se la profondità è quella che voglio (se non sono alla profondità che voglio cancello quell'eco)

Il monitor viene disegnato con linea di scansione → può posizionare due barre nel monitor x la profondità

La frequenza di campionamento di un flussimetro ad onda pulsata è molto + piccola di quella ad onda continua

x è angola: tra le 2 barre ce n'è una + lunga orientabile (come l'asse del vaso)  
 L'è così definita  
 elettronicamente le sonde possono inclinare il fascio senza muovere la sonda

È possibile "unire" la modalità ecografica con quella ad onda pulsata

27-10-2010

Periodo di ripetizione degli impulsi → (x onda pulsata) → Limita la profondità di scansione

È molto importante x un flussimetro ad onda pulsata → frequenza di campionamento

PRP = periodo di ripetizione impulso      PRF = 1/PRP = frequenza di ripetizione impulso  
 L'è minima profondità di scansione

PRP = on-time + off-time      on-time / PRP <= 0.01      l'emissore è limitatissimo: il maggior parte del tempo è spento a ricevere

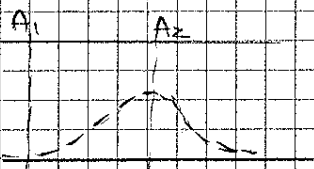
Queste sonde hanno una vita molto lunga xché emettono per poco tempo

PRF >= 2f\_max : TEOREMA DI NYQUIST

Se la velocità degli eritrociti è alta e la PRF è bassa posso avere aliasing (il problema è che non si sa se si sporge dove e come si sporge)  
 la PRF è regolabile dopo l'utente → comparabilmente con la velocità che si cerca di misurare

$$v_{max} = \frac{PRF \cdot c}{4 \cdot \cos \theta}$$
 Sperimentalmente la PRF è dell'ordine dei kHz





se all'interno di un vaso ho un restringimento come in figura in  $A_2$  la velocità è maggiore che in  $A_1$

ATEROSCLEROSI: si formano questi restringimenti (PACCHE)

Per togliere le pacche:

- si usa cateteri + potenza + stent  $\rightarrow$  pacche molle
- intervento chirurgico (pacche dure)

le pacche si tolgono:

- se sei sintomatico (hai dei problemi)  $\rightarrow$  cattivo funzionamento di cervello e cuore
- di dove uscire un malato di stenosi del 70% (sotto + il 30% aperto)
- $\rightarrow$  si fa il rapporto tra la velocità in  $A_1$  e  $A_2$ : se il rapporto è superiore al 70% si opera

### CODIFICHE DI COLORE

fornisce l'informazione doppler e rappresentato con il colore sull'immagine

- VSD: non c'è colore

**X COLOR DOPPLER:** nasce nel settore della cardiologia

colore a rosso (flusso discorde con la direzione di propagazione degli us) e blu (corrente il colore qui ha una sua eminorità (toni di rosso e toni di blu  $\rightarrow$  intensità = modulo della velocità)

il colore è miscelato solo se è interno di un quadrato  $\rightarrow$  x fatto tutto a metterebbe troppo il dispositivo ( $\rightarrow$  riduco il frame rate)

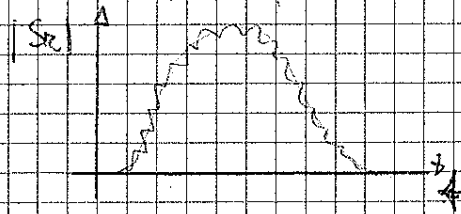
l'utente ha la possibilità di scegliere colore e la intensità

**X POWER DOPPLER:** quando il color doppler non funzionava bene

colore (la potenza del segnale (ora totale della trasformazione di Fourier) o esagero i colori  $\rightarrow$  colori molto forti (no rosso né blu) dove non c'è colore  $\rightarrow$  non c'è movimento; dove i colori sono cinesi  $\rightarrow$  molto veloci consente di visualizzare flussi molto patologici e molto forti (arterie coronarie, aorta, arterie cerebrali)

il grafico d'oggi non c'è + questo bisogno della codifica power: c'è già abbastanza informazione ed un sufficientemente alto rapporto segnale/rumore

il power produce un segnale meno rumoroso del colore.



se codifica colore, assegno un valore o un po' + grande o un po' + piccolo x ogni singolo vettore

se codifica power, il colore non cambia significativamente perché le singole velocità influenzano positivamente e negativamente sull'uso non modificando

Se con la codifica COLORE giro tanto l'angolo  $\theta$  cambia il colore

La codifica POWER, i colori non cambiano al cambiare dell'angolo

### MEZZI DI CONTRASTO US

Deputato che fa il compito di generare contrasto sull'immagine

Senza si riusciano a vedere voi con un diametro di 70-80 micron

I mezzi di contrasto funzionano x ecografia

- il m.d.c. deve rimanere all'interno del vaso
- deve generare contrasto: è molto diverso dai tessuti: aria/gas in genere  $\rightarrow$  basterà d'ora molto piccole che non vanno empiate e sono poi smaltite dal polmoni
- sfere di due ricoperte da un guscio di proteine o altri estratti che resistono alla pressione arteriale
- adesso si usano sfere d'aria con un guscio lipidico come la membrana cellulare  $\rightarrow$  non è una ma è esclusivo di cellule (gas polare)
- il diametro delle microbolle è 5-10  $\mu$ m  $\rightarrow$  SF<sub>6</sub>
- sono basati al passaggio per osmosi  $\rightarrow$  rimane in circolo x una decina di minuti

Riesce a fare una restituzione dell'altra vascolare con il mezzo di contrasto

**PROBLEMA:** l'espressione delle bolle in dinamica ha richiesto un paio di orologi cardiaci (tra altro energia)  $\rightarrow$  dal 2002 è vietato usare un mezzo di contrasto x se usi il cuore in tempo