

↳ deve dare sia una misura quantitativa che qualitativa
 ↳ IN AMPLIEZZA: minimo valore del pixel tollerabile sull'immagine
 LEGGE DI WEBER: minimo del sistema visivo umano
 occhio non allenato: contrasto di soglia = 0.02 → 50 toni 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

Gli ultrasuoni sono RADIAZIONI NON-IONIZZANTI (basso rischio) → diagnostici in gravidanza
 ↳ non sono pericolosi per il corpo umano → possono essere assorbiti rapidamente
 maggior sviluppo tecnologico in questo momento → collo diagnostico alla terapia

Risoluzione temporale molto elevata (centinaia di immagini al secondo) → usate in cardiologia (ecocardiografia)

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

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

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 xkè è molto elastico (se la frequenza delle onde
 sarebbe fosse altissima la rarefazione è pericolosa)

trasferiscono ai tessuti solo ENERGIA MECCANICA

come le onde acustiche, possono essere facilmente convogliate (aumento
 d'intensità) → possa essere molto selettivo

intensità = potenza / area → se è molto alta brucia le cellule (assorbimento)

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

$v = \lambda \cdot f$ velocità = lunghezza d'onda * 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 λ è preso come misura della
 risoluzione spaziale

→ alta risoluzione → λ piccolo → alta frequenza

$Z = \rho v$ impedenza acustica = densità * velocità

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 ρ ma diversa v]

Tutti gli organi superano $v = 1540 \text{ m/s}$ (a prescindere dal mezzo)
 nel corpo umano

il polmone è così basso xkè è pieno d'aria
 l'osso è così alto xkè ρ e v sono molto + alte

↳ ECCEZIONI DALLA MEDIA

GENERAZIONE ULTRASUONI

Apportando ad un atomo energia in due direzioni diverse ^(sen) 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 muovendo la direzione, variando l'angolo che incontriamo il cristallo emette in maniera
diversa (ANISOTROPA) ⇒ sulle proprietà piezoelettriche (= se diamo una
deformazione meccanica si genera una 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 muore velocemente fino a rompersi
(invecchiato il quarzo produce la frequenza)

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

Lo stesso cristallo che è usato x ^{generare} 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 riceve 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 lavorare (2.5, 5-7.5, 7.5-10)
perché lo spessore del ~~cr~~ 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 λ → la risoluzione è migliore

Formalmente un piezoelettrico irradia: - zona prossimale: potenza focalizzata in un cilindro lungo
- zona distale: dopo L diverge in tutto lo spazio

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

Perciò davanti hanno una lente che serve a convergere gli ultrasuoni → lenti diverse
convergono a distanze 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 ⇒ un'onda cambia mezzo (≠ densità) c'è riflessione e
ultrifrazione.

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

- al posto di m_1 e m_2 ci sono Z_1 e Z_2 } approssimazioni
- $\alpha = 0 \Rightarrow \text{rad} = 1$ (radice di perpendicolare)

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

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

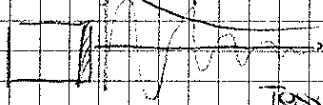
L'energia che viene riflessa si chiama ECO

Un fascio di US viaggia in un blocco dove non c'è ΔZ → non c'è ECO
(se ΔZ è molto piccolo l'eco può essere scambiato per rumore)

Se ΔZ 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 → nel
15% della popolazione è impossibile) (anche con il cranio è difficile → intorpidito: ha
coste; transcranica dall'interno)
in un'ecografia paleontologica → tre è pieno di aria

Per fare l'ecografia viene applicato del gel sulla cute \rightarrow senza tumore dell'aria \rightarrow il gel ha il compito di togliere l'aria e approssimare R a 0.
 Adesso il gel ha una base acquosa, allora il gel che toglie di mezzo l'aria va bene.
 Problema anche per l'aria un'impedanza nell'intestino

Il tessuto si comporta come un ATTENUATORE \rightarrow assorbe una parte dell'energia



\rightarrow si ottiene con un andamento esponenziale

Tessuti diversi assorbono in modo diverso \rightarrow i gas non assorbono
 ASSORBIMENTO: dB / MHz cm \Rightarrow all'aumentare della frequenza aumento il coefficiente di attenuazione \Rightarrow aumento di assorbimento

Se facciamo con una frequenza molto alta: + risoluzione ma anche + attenuazione
 \rightarrow dopo pochi cm non c'è + ultrasuono

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

Ecografia di un organo profondo \rightarrow frequenza bassa
 " " " " " superficiale \rightarrow frequenza + alta possibile (≈ 10 MHz)

SUPERFICIALI (≈ 10 MHz): lesioni cutanee, giugali e vene superficiali (3-4 cm)
 'cervico, genitali, mammelle, occhio
 non esiste un'applicazione clinica x ecografia muscolare

MEDIE PROFONDITÀ (3-7 MHz): organi della cavità addominale e in parte della cavità toracica (tra cui il cuore) 5-12 cm
 5 MHz \rightarrow sensore del feto

MOLTO PROFONDE (< 2 MHz): transcranico e transstoraco

Se si usa un sonda endocavitaria non c'è il problema della frequenza \rightarrow + depth

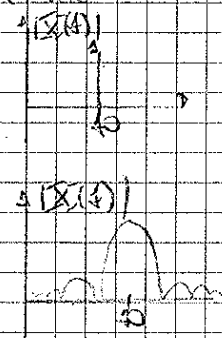
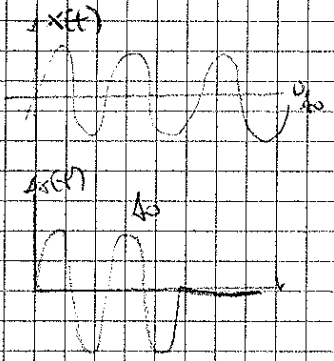
Se ci sono due interfacce + vicine della λ non le distingue

\rightarrow le sonde sono costruite x emettere pacchetti di onde di sinusoidi.
 se $d \geq \lambda$ gli echi tornano indietro in istanti di tempo diversi
 se $d < \lambda$ gli echi tornano indietro sovrapposti parzialmente

La risoluzione è legata al n° di lunghezze d'onda emesse in un pacchetto
 \rightarrow meno lunghezze d'onda ci sono migliore è la risoluzione

Esistono sonde a pacchetto lungo e a pacchetto corto

BANDAFREQUENZA: decine da MHz



Se ho più pacchetti di λ \Rightarrow sinc \rightarrow + largo

SONDA A IMPULSO LUNGO (BANDA STRETTA): non pacchetti di λ \rightarrow guadagno in risoluzione di frequenza e perdita in risoluzione spaziale

SONDA A IMPULSO CORTO (BANDA LARCA): viceversa



strato passivo di un materiale piezoelettrico: serve x assorbire la potenza di ritorno che non riesce ad assorbire il cristallo (x evitare che si frantumino)

backing: serve x assorbire la potenza che della faccia posteriore torna indietro e fondamentale x il buon funzionamento del cristallo \rightarrow se ne molto un bel po'.
 backing \rightarrow buon materiale di backing, l'acqua resina caricata con particelle d'argento \rightarrow il meglio

La risonanza è data dalla frequenza ω_0 e dalla ampiezza, le risonanze in elevazione e laterale sono legate alla tecnologia \rightarrow sono 2-5 volte minori di quello assiale.

DISPOSITIVI E SONDE US

Misura l'eco di ritorno \rightarrow 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 \rightarrow 340 m/s ma i tessuti molli \rightarrow considerato standard per tutto il corpo umano

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

d : distanza
 c : 1500 m/s
 Δt : tempo di volo

LINEA DI SPANSIONE = raggio tutte le Δz lungo quella linea
 Affondata = linee di scansione creano l'immagine
 Questi tempi (dell'ordine dei μs) sono molto fuori da cadavere

L'immagine è in ps determinata \times se si assume una velocità uguale a 1500 m/s , tessuti \rightarrow non \Rightarrow può fare niente.

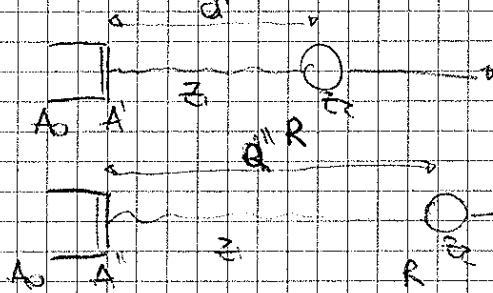
SISTEMA AD ECO-PULSATO: a sono + modi x disegnato

- 1) il trasduttore emette impulsi US (il trasduttore o sono in trasmissione o ricezione)
- 2) il trasduttore si pone in ricezione degli echi di ritorno
- 3) viene calcolato il tempo di volo \rightarrow calcola profondità della discontinuità
- 4) il segnale ha ampiezza proporzionale alla differenza di impedenze acustica 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 IMPULSI: converte la corrente elettrica come in serie
 L'GENERATORE ECO-FREQUENZA ad alta potenza (circa 300 W)
 sia il trasmettitore che il ricevitore devono conoscere la frequenza nominale (\times 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 \Rightarrow praticamente "cancella" l'attenuazione mantenendo solo la R \Rightarrow ampiezza proporzionalmente proporzionale al tempo di volo

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

Ma con questo ha una mancanza \times rispetto al TGC: normalmente ci sono 0-7 bande \rightarrow si può regolare \times avere immagini + chiare o + scure

L'onda dopo il TGC ha una frequenza sempre f_0 con diversa ampiezza (proporzionale a R) \rightarrow è quello di potenza (non serie)

Lo SCAN CONVERTER converte le ampiezze in toni di grigio (nero = non c'è eco)
 il demodulatore riduce la dinamica del segnale utile a 35 dB e genera i comandi a video frequenza (4-5 MHz)

Ora dal ricevitore escono segnali digitali

Le immagini ecografiche sono rappresentate a 8 bit

Ma una delle prime ecografie era all'orchio \rightarrow x_{kT} e v_{kT} e tutti
 Ma potrebbe essere pericoloso x il cristallo che assorbe molto energia degli us
 (quando non riesce \rightarrow a dissipare $<$ calore si deforma e danneggia)
 L'ecografia è usata nell'orchio x vedere la vascolarizzazione del fondo della retina
 (se il soggetto guarda da un'altra parte, oggi il cristallo non dalla durata degli us)
 i materiali + dura, assorbono molte radiazioni fino a rompersi:
 • LITOTRIBOSI (per rompere i calcoli)
 • ANTIARITMICO

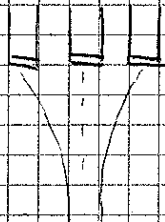
L'ecografia marina usò la differenza di impedenza acustica

TECNICHE DI SCANSIONE - SONDE

• Rotore che gira con i cristalli che si accendono quando sono ruotati verso il basso (nella
 sede) \rightarrow primo prototipo. Faceva tante linee di scansione non mono che girava
 sonde rumorose e difficili da posizionare sul corpo del paziente (x_{kT} all'orchio)
 la velocità di rotazione non può essere alta o piccola x_{kT} deve dipendere da altri
 di tutto \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 x_{kT}

• Oggi il meccanismo di scansione è a pilotaggio elettronico: Aree di piezoelettrica
 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 x sonde particolari)

ci sono i piezoelettrici con le barre sopra. Sopra c'è l'elettronico di pilotaggio
 collegato i cristalli e fa fluire e focalizzazione ELETTRONICA \rightarrow
 Per focalizzare le onde non si usano + delle lenti: ma si usano 3-5 piezoelettrici
 attaccati; accendendo anche quelli vicini non in sequenza rotativa x focalizzate



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 x favorita al max \rightarrow passaggio di us:
 • non deve essere troppo (senza rompere) solitamente continuo
 • deve inglobare il max possibile
 • deve reggere la deformazione con disinfettanti

Alcuni ecografisti incapsulano le sonde in preservativi x non
 sporcati \rightarrow sterilità! (meglio il dopobarba)

• SONDA PHASED ARRAY (SONDA SETTORIALE)

• secondo cui come il segnale elettronico arriva su piezoelettrici, si possono generare
 diversi fronti d'onda (paralleli, divergenti convergenti),
 i cristalli (cristalli) sono disposti a matrice \rightarrow si può indirizzare il
 fascio dove si vuole, spendo x es. buona esse (ecografista) transitoria
 (ecografia transitoria: un fronte x frequenza x angolo \rightarrow in profondità \rightarrow 2-25 MHz
 fa con il phased array, dopo che sono entrati da un cavo \rightarrow es sono
 temporale che ha l'eco \rightarrow sotto \rightarrow basso spessore medio)
 \hookrightarrow e le transverse sono accettate \rightarrow permettono il passaggio di us

SONDA LINEARE: a + alta frequenza (3-10 MHz), onde parallele \rightarrow usi superficiali,
 sonda pediatrica \rightarrow immagine car \rightarrow miglior risoluzione spaziale

SONDA CONVEK: transverse intermedia, fascio a ventaglio, cavità addominale,
 cistivale

SONDA PHASED ARRAY: generalmente a basse frequenze, ma anche alta fascio a
 ventaglio, usato x passato in pochi anni
 transitoria o transitoria, transitoria (omboni)

SONDA ENDOVITALE: in genere sono conveK a ventaglio, usate dall'interno
 stomaco un po' + alte
 è sterilità (oppure ricoprire da un apposito guaina pieno di gel)

TECNICHE DI VISUALIZZAZIONE

A-MODE (ampiezza)

Si misura l'ampiezza dell'eco di ritorno
 È un display a applicazioni cliniche (uso x applicazioni industriali, ...)

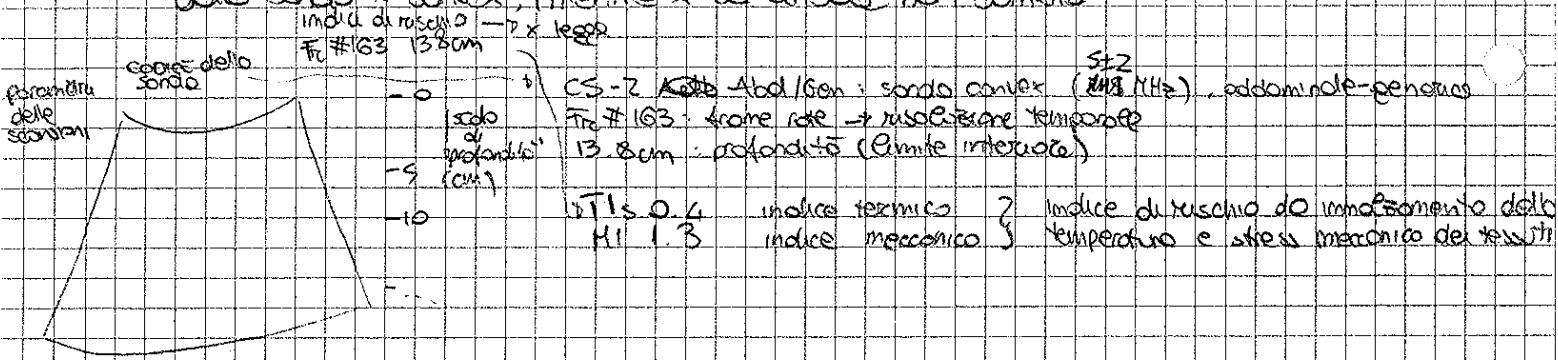
B-MODE (brillantezza / Contrasto)

si basa sulla brillantezza che lo assegna all'eco di ritorno
 → ogni pixel: colore scuro, ogni det.: 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 particolarmente questo modo

Motrice: ogni colonna è una linea di scansione e ogni riga una profondità → accendo i pixel in questo motore solo quando c'è un'eco (chiaro). Orizz. un'eco di ritorno e gel da una brillantezza o seconda dell'ampiezza

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



Questa sonda c'è una zona che codifica la posizione dell'elemento n°4 (c'è uno scritto sull'immagine: AT)

M-MODE (time motion)

Gioca una linea di scansione e rappresenta in funzione del tempo tutte le discontinuità
 85-10-210

FLUSSIMETRIA DOPPLER

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

La flusso seguono: caratteristiche del fluido e del condotto, pressione e velocità

Equazione di continuità: $AV = \text{costante}$ (fluido incompressibile senza perdite)
sezione x velocità base di velocità da Vinci

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

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 stegnomometro la pressione media nel braccio; oppure infondere un catetere → 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 cambia, cambia

Con la sonda manda una frequenza: and incontro il vaso, se il sangue si muove la frequenza di ritorno è + velo; se il sangue si allontana la frequenza è - velo

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

$f_0 = \frac{z f_0 v}{c} \cos \theta$ → differenza di frequenza che la sonda percepisce → è modulata su una nota

→ ESEMPIO: tutto ciò che all'interno di un vaso è diffronde

- se lo imbuo una frequenza f_0 , ricevo una radiazione con frequenza $f_0 \pm f_d$
- v = velocità del getto (255)
- c = velocità della luce nel mezzo → non è noto ma assumiamo di conoscere
- θ = angolo formato tra asse del vaso e direzione di propagazione us
- la sonda è proporzionale alla velocità → se $v=0 \Rightarrow f_0=0$
- è vietato l'irradiazione ortogonale al vaso, cioè annulla l'effetto dopplere ($\cos 90^\circ = 0$)
- Noi vogliamo conoscere v , conosciamo f_0 , stimiamo c , ma è molto difficile stimare θ (l'irradiazione del vaso cambia per ogni persona)
 - ↳ si cerca di togliere $\theta \Rightarrow \cos \theta = 1 \Rightarrow \theta = 0$
- $f_0(v)$ è una funzione lineare
- $f_0(\theta)$ non è una funzione lineare → parte + difficile del punto di vista pratica
- questa formula voce x un getto solo → due getti generano la stessa frequenza se hanno la stessa velocità → studio la frequenza x studio la velocità
- la migliore usolazione pratica è per angoli $40^\circ < \theta < 60^\circ \Rightarrow$ cioè in quella zona della curva del coseno, è approssimabile ad una retta → lineare

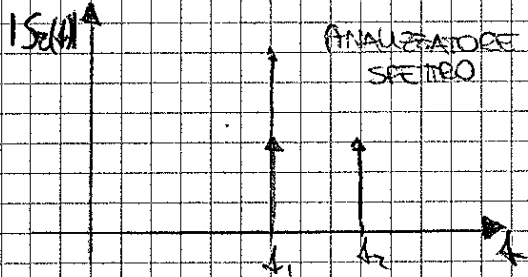
ESEMPIO: $f_0 = 5 \text{ MHz}$
 $c = 1540 \text{ m/s}$
 $\theta = 60^\circ$
 $v = 100 \text{ cm/s}$

$f_0 = 3.250 \text{ Hz} \Rightarrow$ è nella banda dell'udibile

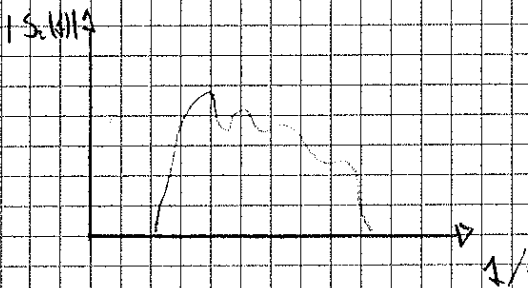
Quasi tutte le "russie" possono essere ascoltate dall'orecchio → un buon velosonografista non ha bisogno di vedere, ma sentire

f_0 = frequenza PORTANTE

devo scomporre f_0 da $f_0 \Rightarrow$ RETARDI (mixer + filtro passabasso) → tutte le portanti per l'analizzatore di spettro f_0 è trasformata di Fourier → resto la frequenza f_0



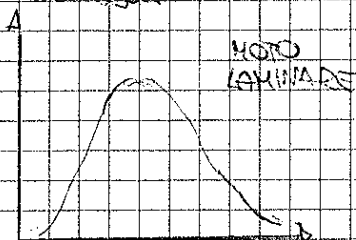
i contributi in frequenza dei singoli getti rasi si sommano
 ↓
 spettro in frequenza



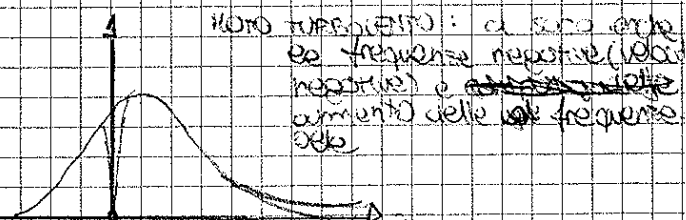
conoscendo l'angolo θ , si può sostituire f con f_0 velocità

Il modo degli orifici nel vaso è quasi formidabile: + verso il centro che nelle vicinanze delle pareti.

Se all'interno di un orotario è molto turbolento → polidisperso → il cuore viene pompato di + per cui la f_0 stessa effetto → - fatica se è molto turbolento si possono formare coaguli (dei grani rasi) e poi emboli.



è così rimane uguale



= 0 se non vede $f=0$

- frequenza proporzionale alla velocità
- contributi in ampiezza \times le frequenze proporzionali al n° di globuli rossi che vanno ad una certa velocità
- se si monitora in continuo nel tempo \Rightarrow scatto verso \Rightarrow variano le velocità
- poi bisogna convertire \Rightarrow è grafico di Fourier in un velocitogramma (\times il medio)
- \rightarrow si divide il tutto con i velli \times non di grigio \times \Rightarrow giro in vortice $\&$
- se faccio un monitoraggio nel tempo, affluenza \times vortice
- viene misurato il rapporto tra velocità di picco sistolica e di fine diastole \rightarrow \Rightarrow \times ogni cosa deve essere del tutto in mezzo \rightarrow senza di scatto dei globuli rossi \times cm^2

FLUSSIMETRIA AD ONDA CONTINUA

La flussimetria doppler può essere fatta di continuo \rightarrow posso emettere di continuo (= dall'ecografo ad impulsi) \Rightarrow FLUSSIMETRIA AD ONDA CONTINUA

\rightarrow Ho bisogno del doppio di trasduttori in emissione e in ricezione

studio dinamico: (misura la velocità di continuo le variazioni \rightarrow misurazione temporale se di positivo ad onda continua ho un'alta frequenza di campionamento)

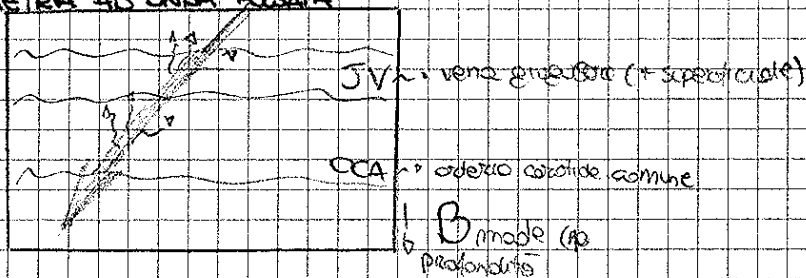
\rightarrow è lo strumento ideale \times la misura di velocità elevate e variazioni rapide di velocità

fascio non può essere selettivo di un vaso \rightarrow ricevere tutti gli echi di tutto il fronte anteriore e viene

X Oggi tutti gli eco-doppler hanno gli ultrasoni

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

FLUSSIMETRIA AD ONDA PULSATA



Si riesce ad essere selettivi su uno dei vasi \rightarrow con l'onda pulsata

Consente di selezionare la profondità di scansione \rightarrow misura il tempo di volo: prendo gli eco solo se la profondità è quella che volevo (se non sono alla profondità che volevo cancella quell'eco)

Il monitor viene disegnato con l'area di scansione \rightarrow può posizionare due barre nel monitor \times la profondità

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

\times l'angolo: tra \Rightarrow 2 barre ce n'è una + lunga orientabile (come l'asse del vaso)

\rightarrow così dettato $\&$

elettronicamente le sonde possono inclinare il fascio senza muovere lo scudo

È possibile "unire" il modo $\&$ ecografico con quello ad onda pulsata

27-10-2010

Periodo di ripetizione degli impulsi \rightarrow (x onda pulsata) \rightarrow cambia la profondità di scansione

È molto importante \times un flussimetro ad onda pulsata \rightarrow frequenza di campionamento

PRP = periodo di ripetizione impulso

PRF = $1/PRP$ = frequenza di ripetizione impulso

\rightarrow massima profondità di scansione

PRP = on-time + off-time

on-time / PRP \ll 0,01
(DUTY-CYCLE)

l'emissore è limitatissimo: $\&$ maggior parte del tempo è spento a ricevere

Queste sonde hanno una vita molto lunga \times $\&$ emettono per poco tempo

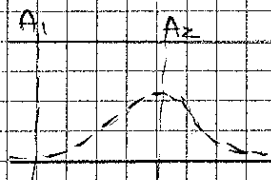
PRF $\geq 2f_{max}$: TEOREMA DI NYQUIST

Se la velocità degli eritrociti è alta e $\&$ PRF è basso posso avere aliasing (il problema è che non si sa se si sporge dove e come si sporge)

La PRF è regolabile dall'utente \rightarrow compatibilmente con la velocità che si pensa di vedere

$$v_{max} = \frac{PRF \cdot c}{4f_0 \cos \theta}$$

Sperimentalmente $\&$ PRF è dell'ordine dei kHz



Se all'interno di un vaso ha 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 catetere + palloncino + stent \rightarrow pacche molle
- intervento chirurgico (piacche dure)

le pacche si tolgono:

- se sei sintomatico (hai dei problemi) \rightarrow continuo funzionamento di cervello e cuore
- ci deve essere un indice di stenosi del 70% (solo + il 30% aperto)
- 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

Perché l'informazione doppler è rappresentata con il colore sull'immagine

• $v=0$: 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 si ha una sua luminosità (toni di rosso e toni di blu \rightarrow intensità = modulo della velocità)
 il colore è inserito solo se l'interno di un quadrato \rightarrow x fatto tutto a metterebbe troppo il dispositivo (intorno il frame rate)

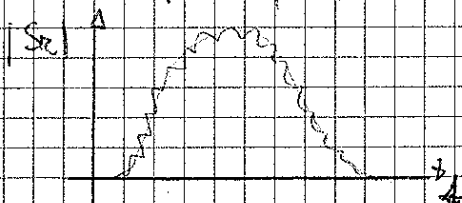
Eppure ha la possibilità di scegliere il colore e la intensità

X POWER DOPPLER:

quando il color doppler non funziona bene
 colore (la potenza del segnale (area totale della trasformata di Fourier) e assegna il colore \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 pulsatili e molto conti (prevalde diastolica precoce, arterie cerebrali)

Al giorno d'oggi non c'è + questo bisogno della codifica power; c'è già abbastanza presenza ed un sufficientemente alto rapporto segnale/rumore

il power produce un segnale meno rumoroso del colore:



se codifica colore assegna un colore a un pt + grande o un pt + piccolo x ogni singolo vettore

se codifica power, l'area non cambia significativamente perché le singole vettoriali influenzano positivamente e negativamente sull'area non modificandola

Se con la codifica COLORE giro tanto l'angolo θ cambia il colore

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

MEZZI DI CONTRASTO US

Preparato che ha il compito di generare contrasto sull'immagine

Senza si riescono a vedere vasi con un diametro di 70-80 micron

I mezzi di contrasto funzionano x ecografia

- il m.d.c. deve ritornare all'interno dei vasi
- deve generare contrasto: è molto diverso dal sangue: aria/gas in generale \rightarrow eccitare il suo modo piccolo che non hanno embolie e sono poi smaltite dal polmone
- stabile a una temperatura da un gas di proteine o colidi grassi che resistono alla pressione arteriosa
- alcuni si usano sotto forma di olio con un guscio lipidico come la membrana cellulare \rightarrow non è aria ma è esclusivo di soffi (gas polare)
- il diametro delle microbolle è 5-10 μ m \rightarrow STG
- sono resistenti al passaggio nel sangue \rightarrow rimane in circolo x uno decimo di minuto

Rischi a fare una restituzione dell'elica vascolare con il mezzo di contrasto

PROBLEMA L'esposizione delle bolle in America ha causato un paio di arresti cardiaci (una elica aneurisma) \rightarrow dal 2007 è vietato usare un mezzo di contrasto x STG in America