

UNITE

UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TERAMO



Principi fisici di ecografia

Elettra Febo
DVM, PhD student

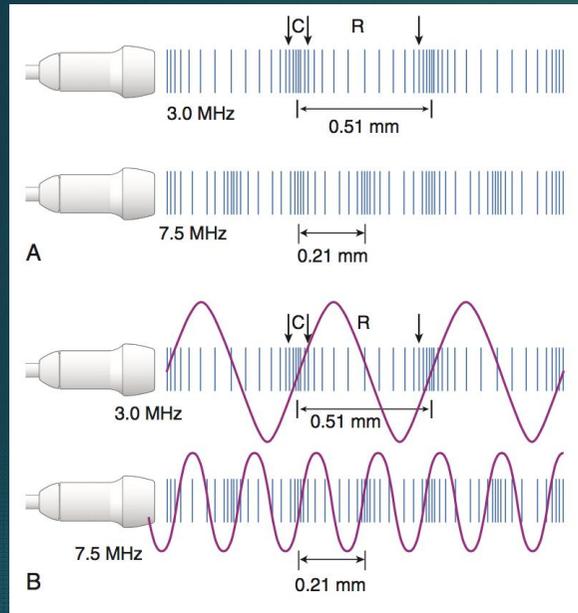
Ecografia diagnostica

Trasmissione di onde sonore ad alta frequenza attraverso l'organismo

Gli ultrasuoni sono onde oscillatorie meccaniche che:

- Richiedono un mezzo di propagazione
- Non si propagano nel vuoto
- La propagazione avviene attraverso la compressione e la rarefazione della materia che incontrano

Le onde oscillatorie sono caratterizzate da:



Nyland & Mattoon, 2015

Udito umano da 20 a 20.000 Hz

Negli esami ecografici

da 2 a 15.000.000 Hz

LUNGHEZZA D'ONDA

Distanza tra ogni banda di compressione o rarefazione; distanza percorsa durante un ciclo

FREQUENZA

Numero di cicli che si ripetono in un secondo (numero di volte che si ripete una lunghezza d'onda) e si misura in Hertz

1 Hz = un ciclo al secondo

1 kHz = 1000 cicli al secondo

1 MHz = 1.000.000 di cicli al secondo

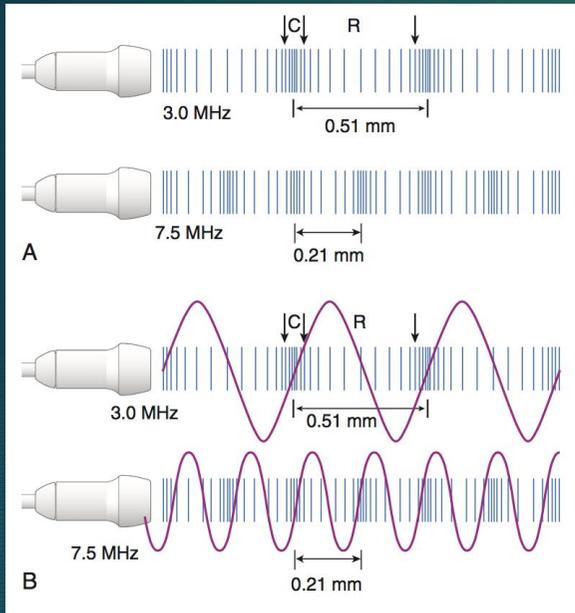
AMPIEZZA

Massima variazione in altezza di un'oscillazione periodica

Misura il grado di compressione e rarefazione che subisce un tessuto al passaggio dell'ultrasuono

Semplificando può essere considerata l'energia dell'US

Frequenza e lunghezza d'onda inversamente proporzionali



Nyland & Mattoon, 2015

Maggiore è la frequenza,

- minore è la lunghezza d'onda
- più corto è il fascio ultrasonoro

Minore è la lunghezza d'onda,

- maggiori sono le interazioni con i tessuti attraversati, per cui maggiore la frequenza,
- maggiore la risoluzione,
- minore la penetrazione (a causa della minore lunghezza d'onda e delle maggiori interazioni con i tessuti incontrati)

Quindi l'aumento della frequenza per ottenere una migliore risoluzione va a discapito di una diminuzione della penetrazione.

La velocità di propagazione è condizionata dalle proprietà fisiche del tessuto, principalmente dalla resistenza del tessuto alla compressione, che dipende dalla sua densità e dall'elasticità (compattezza)

Tissue or Substance	Velocity (m/sec)
Air	331
Fat	1450
Water (50°C)	1540
Average soft tissue	1540
Brain	1541
Liver	1549
Kidney	1561
Blood	1570
Muscle	1585
Lens of eye	1620
Bone	4080

Nyland & Mattoon, 2015

La velocità di propagazione aumenta nei tessuti compatti e diminuisce in quelli ad alta densità

← Velocità media dei tessuti parenchimatosi

Le onde sonore si propagano meglio e più velocemente nei liquidi piuttosto che nell'aria, quindi i tessuti molli, che sono costituiti per la massima parte di acqua, si prestano in maniera particolare allo studio ecografico.

L'immagine che noi visualizziamo sul monitor è il risultato dell'interazione degli ultrasuoni con i tessuti

La resistenza intrinseca che la materia oppone ad essere attraversata dagli ultrasuoni prende il nome di
IMPEDENZA ACUSTICA (Z)



velocità del suono nel tessuto (v) \times densità del tessuto attraversato (ρ)

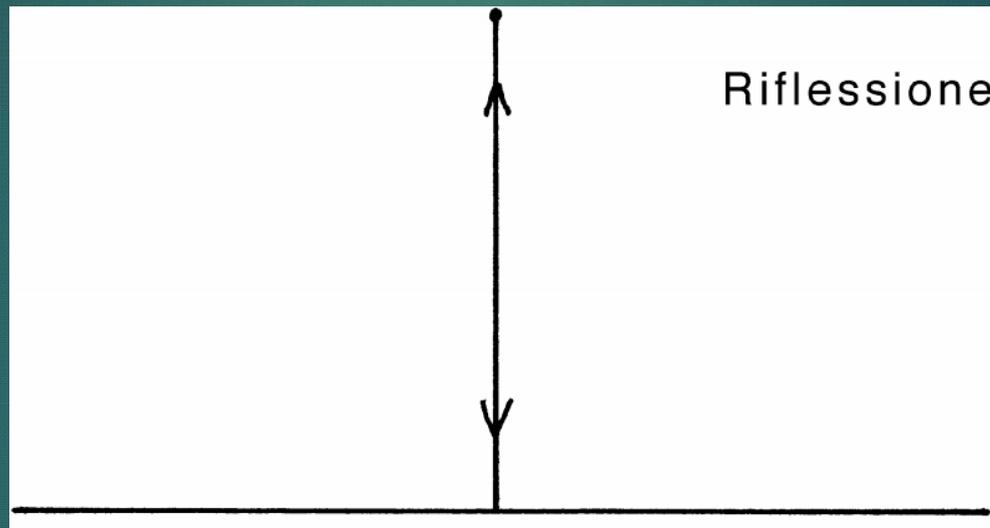
Tissue or Substance	Acoustic Impedance*
Air	0.0004
Fat	1.38
Water (50°C)	1.54
Brain	1.58
Blood	1.61
Kidney	1.62
Liver	1.65
Muscle	1.70
Lens	1.84
Bone	7.8

Nyland & Mattoon, 2015

I punti di passaggio tra tessuti con impedenza acustica diversa sono chiamati INTERFACCE

L'eco riflessa dall'interfaccia dei tessuti parenchimatosi verso la sonda è la base dell'immagine ecografica

Importante è l'angolo d'incidenza del fascio di ultrasuoni, deve essere perpendicolare (90°) ai tessuti da visualizzare



Le interfacce che non si trovano a un angolo di 90° rispetto al fascio di ultrasuoni riflettono il suono con un angolo che non ritornerà alla sonda e non contribuiscono a creare l'immagine



Ogni volta che gli ultrasuoni incontrano un'interfaccia, il fascio viene in parte riflesso (torna indietro) ed in parte propagato (assorbito dai tessuti sottostanti)

L'ampiezza dell'eco di ritorno è proporzionale alla differenza di impedenza acustica tra due tessuti, mentre il fascio ultrasonoro attraversa la loro interfaccia

Se gli ultrasuoni si propagano attraverso tessuti con impedenze acustiche molto simili, solo una piccola percentuale viene riflessa da queste interfacce, mentre la maggior parte si propaga in modo lineare (fino alle strutture più profonde) creando un'immagine fedele delle strutture anatomiche attraversate

Il fascio US subisce fenomeni di:

RIFLESSIONE gli US tornano indietro come echi

PROPAGAZIONE gli US attraversano il secondo tessuto

ATTENUAZIONE essendo onde meccaniche, spendono energia che viene dissipata come calore durante le interazioni con i tessuti

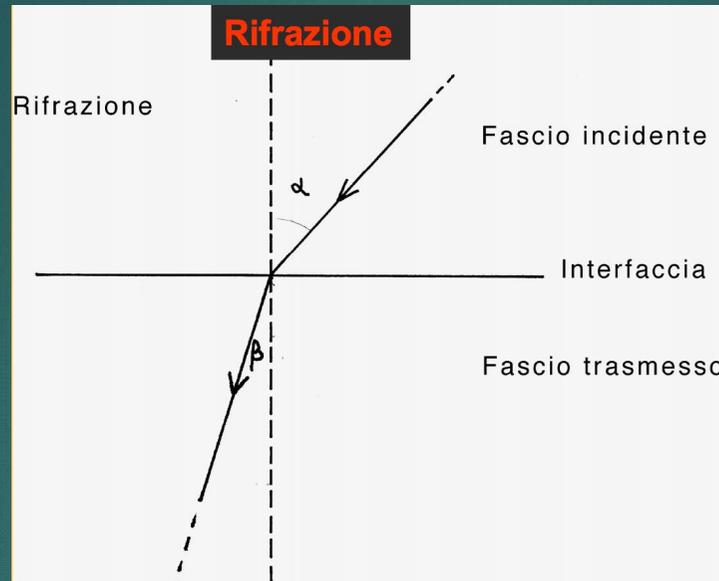
Quando gli ultrasuoni arrivano all'interfaccia di due tessuti con impedenze acustiche molto diverse, una percentuale di ultrasuoni direttamente proporzionale alla differenza dell'impedenza acustica del secondo tessuto è riflessa verso la sonda

Interfacce in cui il secondo tessuto ha $<$ impedenza  Tessuto altamente riflettente
Riflessione quasi totale del fascio US
(es. parete colon e gas endoluminale)

Secondo tessuto ha $>$ impedenza  Tessuto altamente assorbente
Maggior parte degli US propagati (assorbiti)
(es. parete intestinale e corpo estraneo endoluminale)

RIFRAZIONE

Fenomeno di alterazione della direzione del fascio



L'interfaccia tra tessuti con diverse velocità di propagazione viene colpita con un angolo obliquo invece che perpendicolare. Il fascio viene deviato e nell'immagine finale si ha un artefatto per cui il tessuto trasmesso risulta in una posizione non reale.

RIFRAZIONE

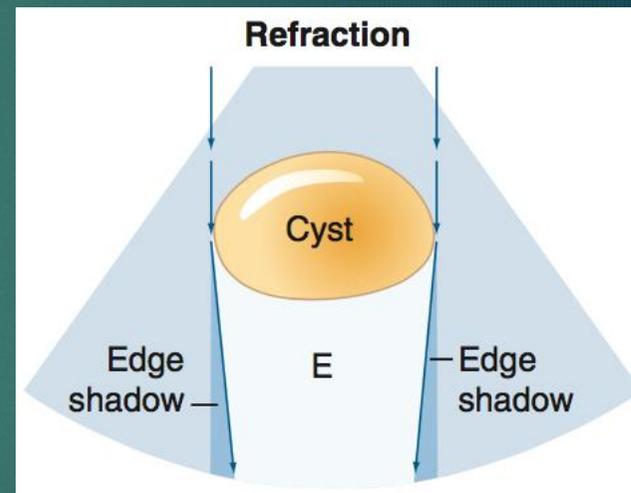
In strutture curvilinee come cistifellea o cisti

Causa un'ombra acustica laterale (sottile banda laterale e distale)

La struttura curva deve avere una velocità di propagazione del suono differente rispetto a quella del tessuto circostante.

Es. velocità suono nella cisti < della
velocità suono nel parenchima
epatico

Rifrazione fascio verso l'interno



Nyland & Mattoon, 2015

Es. velocità suono su superficie curvilinea rene > rispetto a quella
del grasso retroperitoneale

Rifrazione fascio verso l'esterno

ATTENUAZIONE

Perdita di energia acustica che avviene quando il suono attraversa i tessuti. Di conseguenza si attenuano anche gli echi riflessi verso la sonda

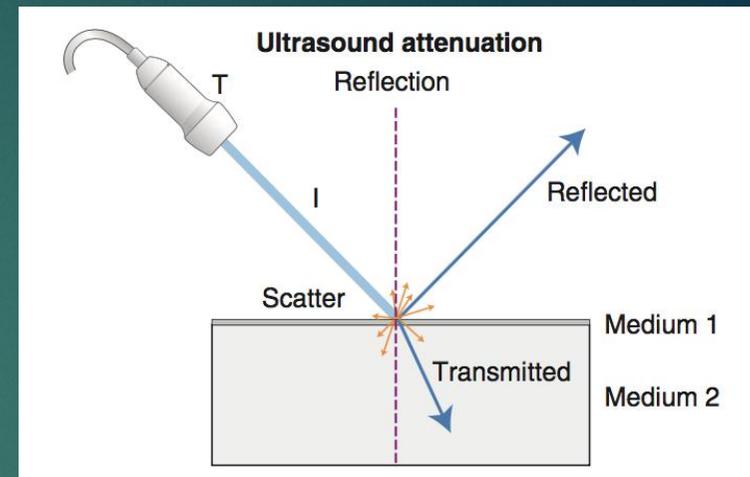
RIFLESSIONE

DISPERSIONE (scattering)

Quando il fascio US incontra piccole interfacce irregolari (di dimensioni inferiori alla lunghezza d'onda del fascio US incidente) nel parenchima degli organi

ASSORBIMENTO (perdita di calore)

Conversione dell'energia acustica (meccanica) di un impulso sonoro in calore, dovuta principalmente all'attrito tra il passaggio dell'onda e le molecole del tessuto attraversato, che si muovono avanti e indietro in senso longitudinale



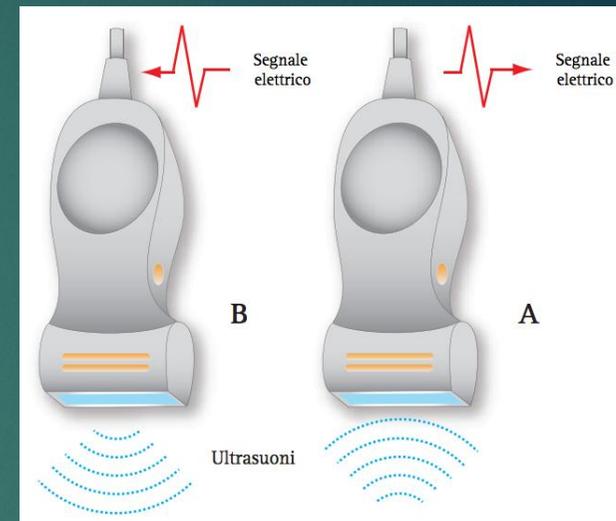
Nyland & Mattoon, 2015



STRUMENTAZIONE

GENERATORE DI IMPULSI: genera gli impulsi elettrici che eccitano i cristalli piezoelettrici all'interno della sonda

TRASDUTTORE: trasforma la corrente elettrica in ultrasuoni che poi sono trasmessi al paziente e viceversa, per effetto piezoelettrico diretto (A) ed inverso (B)



RICEVITORE: computer che elabora gli impulsi elettrici derivati dagli echi di ritorno rielaborati dalla sonda, per creare l'immagine visibile sul monitor

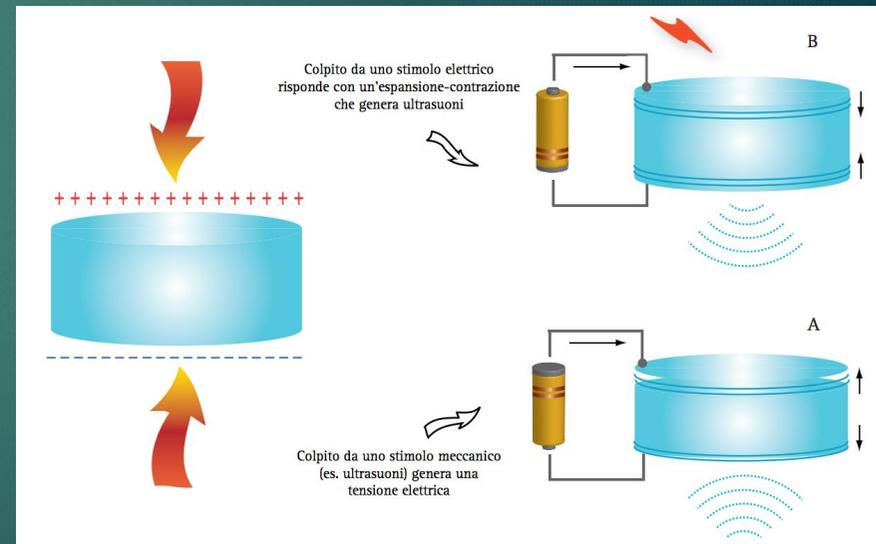
Quindi è necessario un tempo adeguato perché tutti gli echi ritornino dal tessuto alla sonda dopo ogni impulso. Infatti il trasduttore impiega l'1% del tempo ad emettere ultrasuoni e il 99% a ricevere gli echi di ritorno

PIEZOELETRICITÀ

Fenomeno fisico scoperto dai fratelli CURIE nel 1880, nel quarzo e nei sali di Rochelle

Applicando una sollecitazione meccanica al quarzo osservarono che si generava una differenza di potenziale (**effetto piezoelettrico diretto**) oppure in modo inverso applicando una differenza di potenziale sulle due facce opposte della lamina di quarzo si generava una deformazione meccanica del cristallo (**effetto piezoelettrico indiretto**).

Il fenomeno piezoelettrico si manifesta in diversi altri solidi cristallini.



TIPI DI SONDE

- **Cristalli** : quarzo, sali di Rochelle, tormalina
- **Ceramiche** : Titanato-zirconato di PbZ ← **Più usata**
- **Polimeri epossidici** : Polivinilidene-difluoride (PVF)
Copolimero polivinilidene-fluoride con trifluoroetilene

SONDE MECCANICHE: ormai datate
Un singolo cristallo piezoelettrico veniva fatto oscillare avanti e indietro per creare un'immagine

SONDE ELETTRONICHE: struttura multielemento
Elementi piezoelettrici multipli



SONDE LINEARI

Cristalli multipli disposti in maniera lineare all'interno di una sonda a forma di barra

Diverse dimensioni e range di frequenze



Offrono la più alta frequenza disponibile (7-13 MHz o più alta)



Miglior risoluzione possibile, di strutture superficiali

Ampia superficie di contatto, difficile da posizionare sotto lo sterno o tra gli spazi intercostali

SONDE CONVEX

Sonde lineari con la forma di una curva convessa



Immagini con un campo profondo più ampio rispetto alla sonda lineare

Generalmente disponibili solo in frequenze medie e basse (per esempio 1-8 MHz)

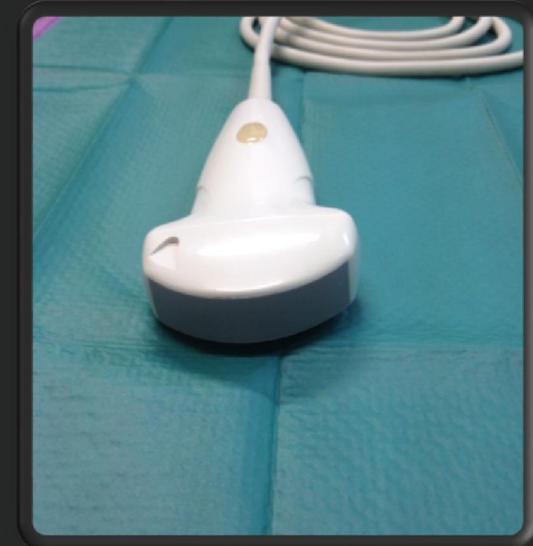


Bassa risoluzione

Superficie di contatto molto grande



Utile nei pazienti di grossa taglia



SONDE MICROCONVEX

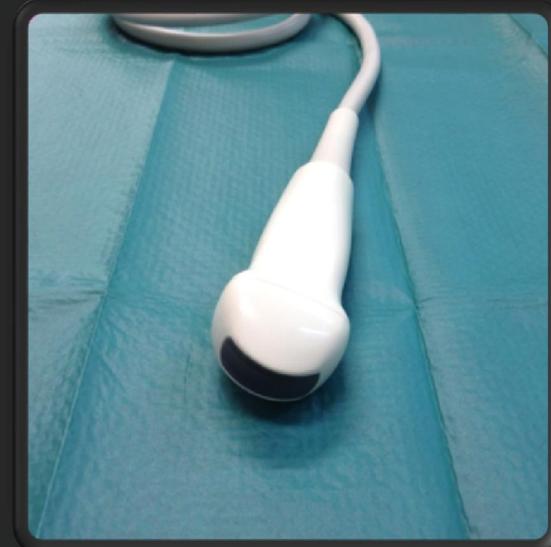
Piccolo raggio di curvatura

Le migliori sonde per l'ecografia diagnostica addominale degli animali da compagnia

Superficie di contatto molto piccola

Disponibili in range di frequenze molto ampie (per esempio 3-9 MHz)

Buon compromesso tra qualità di immagine prodotta e versatilità



SONDE PHASED ARRAY

Cristalli piezoelettrici allineati in una conformazione rettangolare, creando un'immagine settoriale

Ideali per la cardiologia:

- *Frame rate* molto elevato (necessario per la valutazione dei pazienti con elevata frequenza cardiaca)
- Superficie di contatto minima (adatta agli spazi intercostali)



- 2-3 MHz
- 5-7 MHz
- 10 MHz o superiori

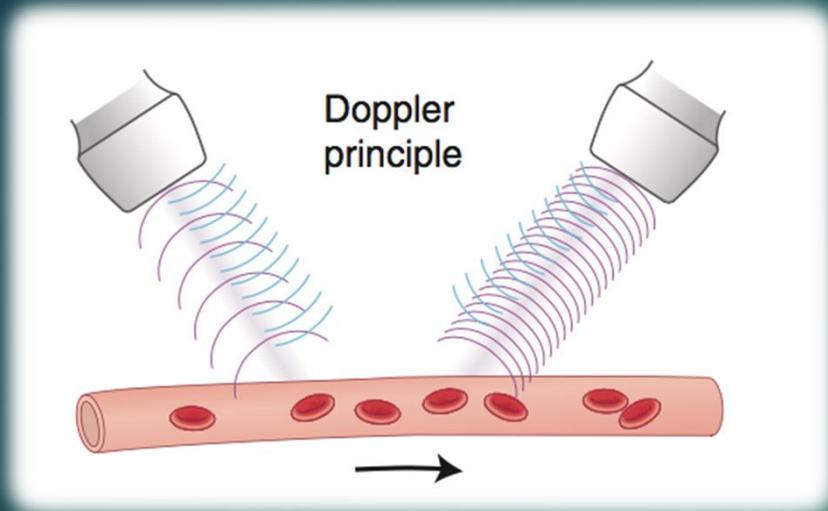
EFFETTO DOPPLER

Fisico-matematico austriaco (1842)= un'onda che incontra un bersaglio in movimento subisce una variazione di frequenza direttamente proporzionale alla velocità di movimento del bersaglio

La frequenza (f_r) dell'onda riflessa sarà maggiore o minore rispetto a quella dell'onda incidente (f_i) a seconda che il bersaglio stesso si muova in avvicinamento o in allontanamento

L'ecografia sfrutta l'effetto Doppler per registrare la velocità di scorrimento del sangue nei vasi.

Il suono riflesso dalle cellule del sangue in movimento, ha una frequenza differente da quella di insonazione → DOPPLER SHIFT (Δf)



Nyland & Mattoon, 2015

Onde blu: US emessi

Onde rosse: onde riflesse di ritorno

Sonda sx, flusso ematico in allontanamento

Onde rosse di sx < frequenza: ΔF negativo

Sonda dx, flusso ematico in avvicinamento

Onde rosse di dx > frequenza: ΔF positivo

L'angolo di incidenza è un fattore determinante:

Se vaso è parallelo al fascio US



coseno di $0^\circ = 1$ cioè massima misurazione del flusso

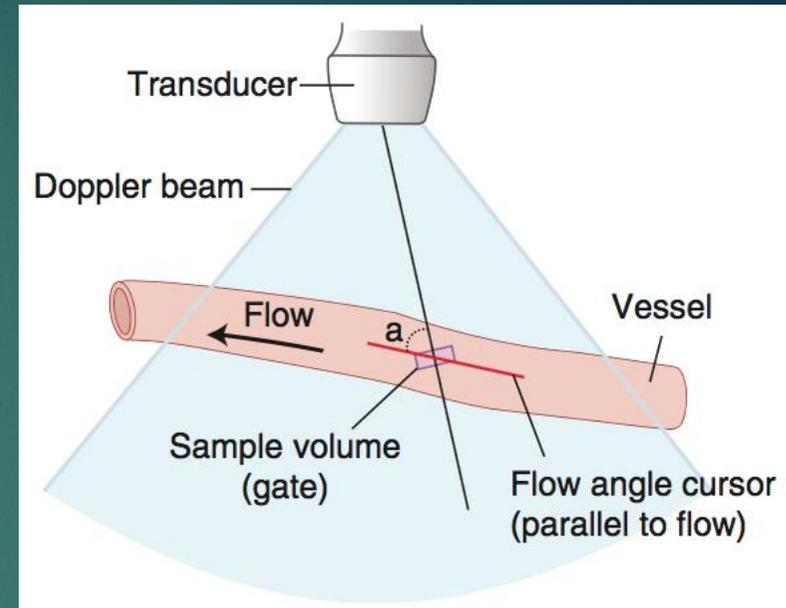
Se vaso è perpendicolare al fascio US



coseno di $90^\circ = 0$ cioè nessun flusso rilevabile

$$\Delta F = \frac{2 * \cos \alpha * F_i * V}{C}$$

$$V = \frac{\Delta F * C}{2 * \cos \alpha * F_i}$$



Nyland & Mattoon, 2015

F_i = Frequenza incidente (emessa)

F_r = Frequenza riflessa (ricevuta)

ΔF = Doppler Shift

V = Velocità della struttura in movimento

C = Velocità dell'ultrasuono (1540 m/s) nei tessuti

α = Angolo incidenza tra fascio US e struttura

Nel range dei kilohertz, quindi udibile all'orecchio umano

In ecografia si utilizza per rilevare:

La presenza di un flusso ematico

La sua direzione

La sua velocità

Il carattere del flusso all'interno dei vasi

In grado di:

Differenziare vasi sanguigni da strutture tubulari non vascolarizzate

Rilevare la presenza di flusso in caso di sospetta trombosi

Essenziale per diagnosi di:

Shunt porto-sistemico

Insufficienza valvolare, stenosi valvolare e anomalie del setto

In ecografia si utilizzano 4 modalità di Doppler:

Doppler Pulsato (PW, Pulse Wave)
Doppler Continuo (CW, Continuous Wave)

Doppler spettrali



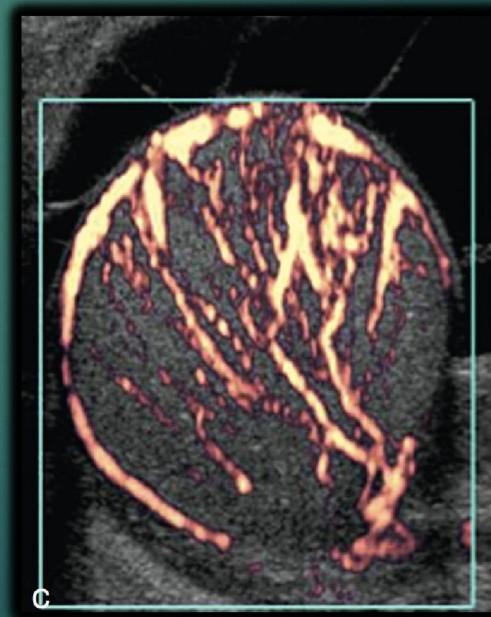
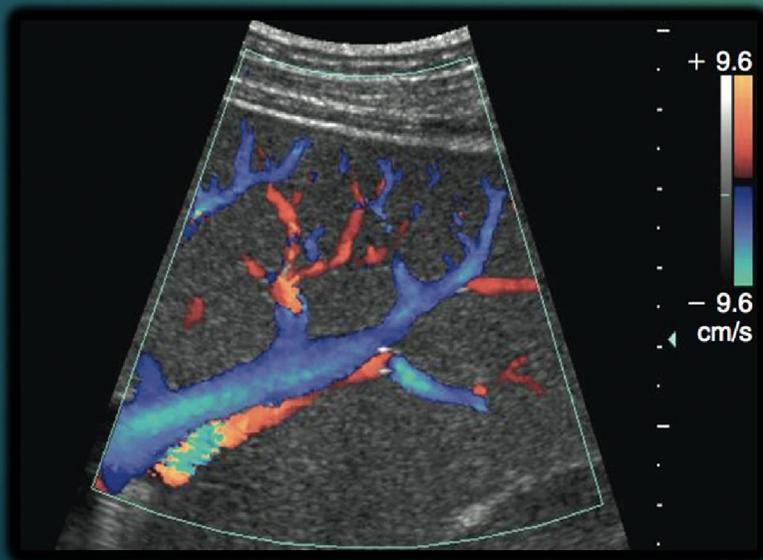
Mostrano informazioni quantitative riguardanti il flusso ematico sotto forma di grafico:
asse y = velocità del sangue
asse x = tempo

In ecografia si utilizzano 4 modalità di Doppler:

Color Doppler

Power Color Doppler

Visualizzano le informazioni utilizzando mappe di colore del flusso ematico, sovrapposte ad immagini bidimensionali in tempo reale nella scala dei grigi

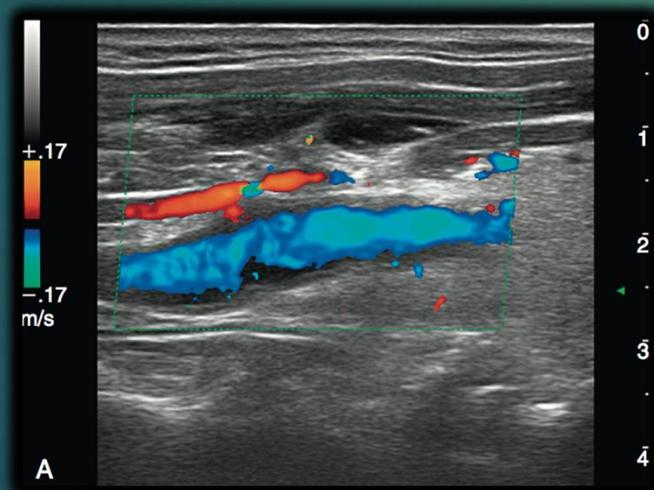


Color Doppler

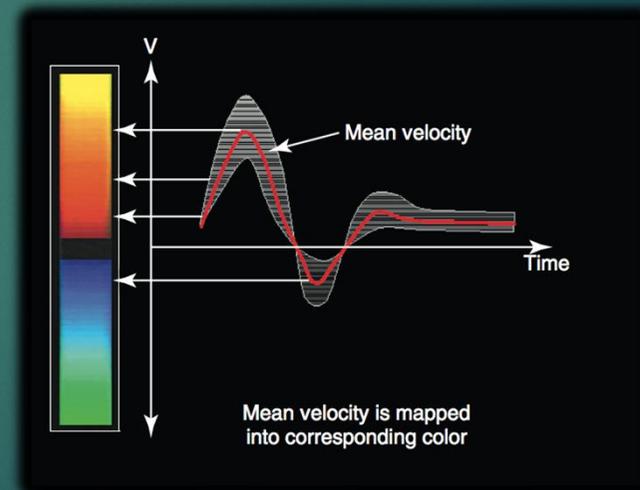
Pixel rossi: echi riflessi da flusso sanguigno in avvicinamento alla sonda

Pixel blu: echi riflessi da flusso sanguigno in allontanamento dalla sonda

Sfumature di colore intense = basse velocità



Nyland & Mattoon, 2015



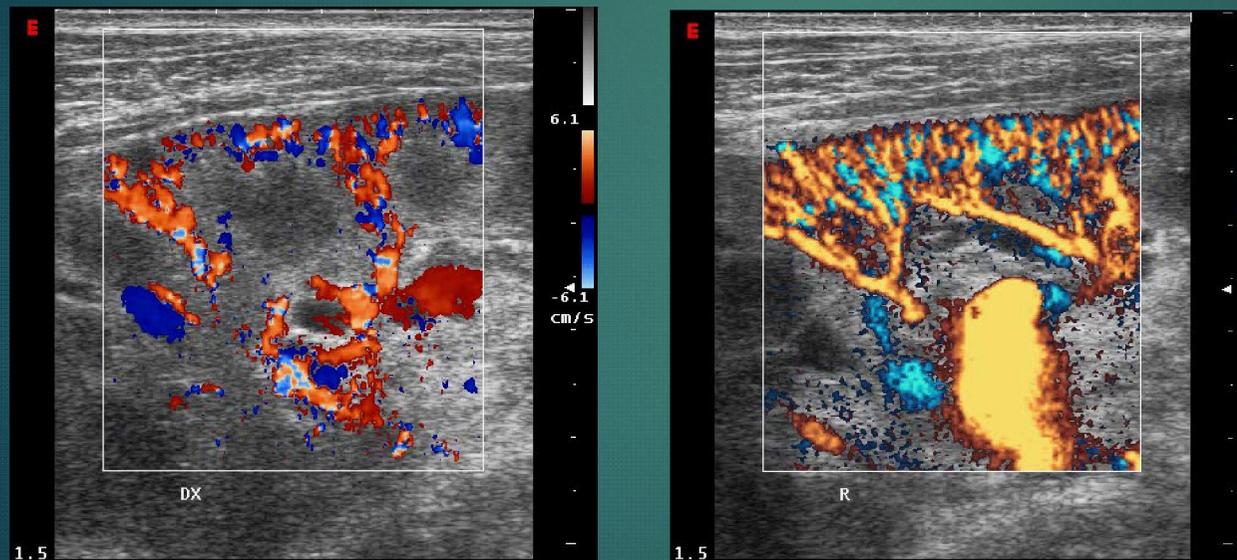
Nyland & Mattoon, 2015

Power Color Doppler

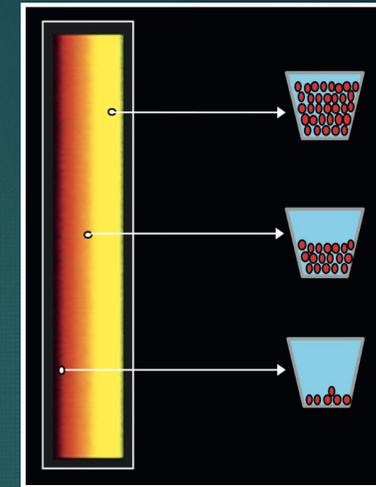
Ottiene informazioni sull'**intensità** o l'**energia** del segnale Doppler

La potenza del Doppler è determinata dalla concentrazione dei globuli rossi

Alta sensibilità per flussi lenti e vasi piccoli e profondi



Molto sensibile agli artefatti da movimento (paziente o sonda) e *frame rate* delle immagini più lento rispetto al Color Doppler



POWER E COLOR DOPPLER A CONFRONTO

Color Doppler

Rileva la velocità media

Rileva la direzione flusso

Poco sensibile

Dipendente dall'angolo
d'incidenza

Power Color Doppler

Non rileva la velocità media

Non rileva la direzione flusso

Molto sensibile

Indipendente dall'angolo
d'incidenza