

ECOCARDIOGRAFIA 2015 **XVII Congresso Nazionale SIEC**

Hotel Royal Continental

Napoli, 16-18 Aprile 2015



**Trucchi e consigli su come regolare
l'ecografo
D. Giannini (Pisa)**

INTRODUCTION

- It is important to understand how ultrasound interacts with tissue to be able to interpret ultrasound images and to identify artifacts.
- Knowledge of how an image is produced allows optimal use of the scanner controls.
- The aim of this slides is to give a simple explanation of the process involved in producing images and blood flow measurements.

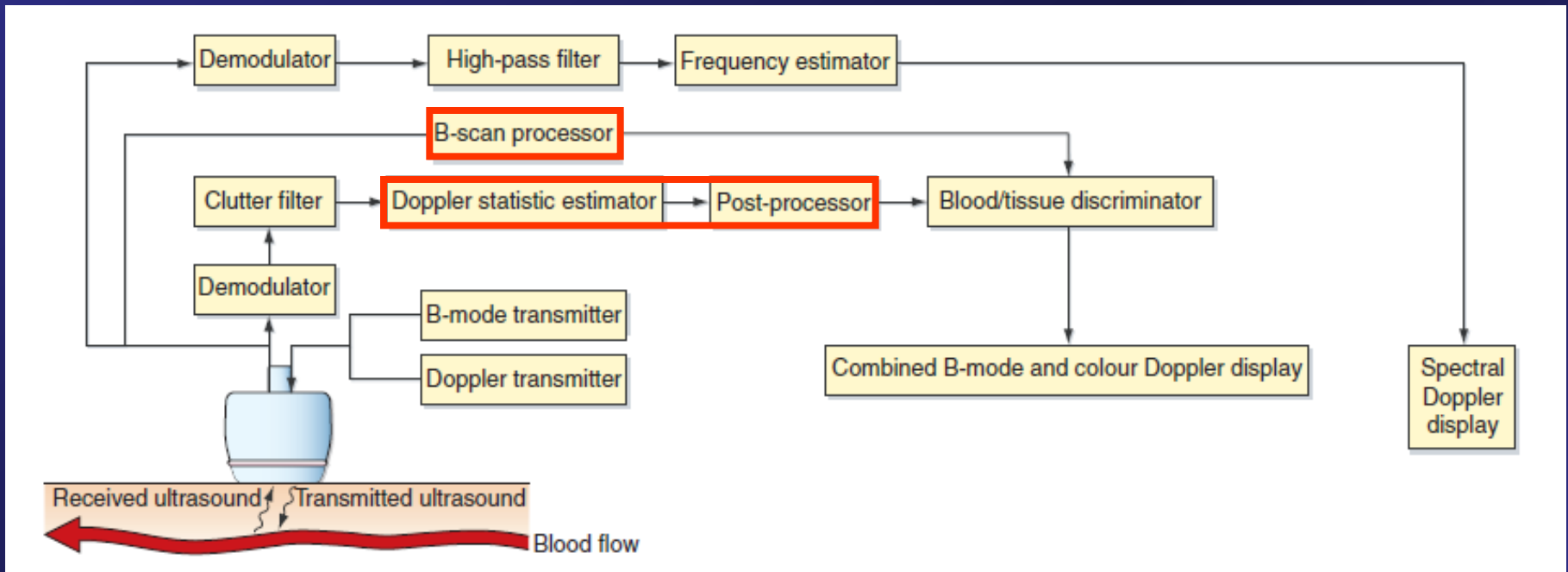
Descrizione dell'Apparato

- *Sistema elettronico*
- *Scan converter*
- *Sistema di visualizzazione*



SCHEMA COSTRUTTIVO DI UN ECOGRAFO COLOR DOPPLER

.....Il sistema elettronico processa separatamente i moduli...





SCELTA DEL TRASDUTTORE

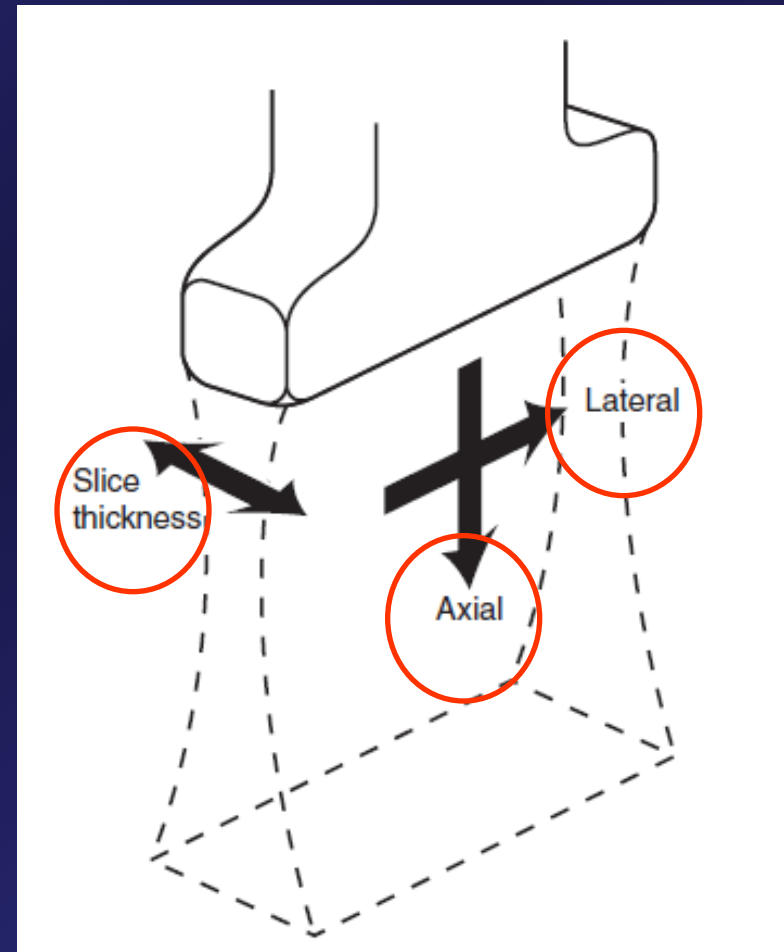
- Frequenza di lavoro
 - 5-10 Mhz
 - 4-7 Mhz
 - 2-5 Mhz
- Forma
 - Lineari
 - Curvilinei
 - Settoriali
- Tecnologia
 - ~~Meccanici~~
 - Elettronici



FREQUENZA DEL TRASDUTTORE RISOLUZIONE e PENETRAZIONE



- Risoluzione è definita come la capacità di distinguere tra due oggetti adiacenti.
- Può essere descritta su tre piani



FREQUENZA DEL TRASDUTTORE E RISOLUZIONE



FREQUENZA E' INVERSAMENTE PROPORZIONALE ALLA LUNGHEZZA D' ONDA



SCELTA DEL TRASDUTTORE

Ma oggi.....i trasduttori moderni sono a banda larga per cui l'ecografista ha quindi il compito di selezionare la frequenza dell'us piu' conveniente per una migliore esecuzione dell'esame giocando tra risoluzione e penetrazione del fascio us

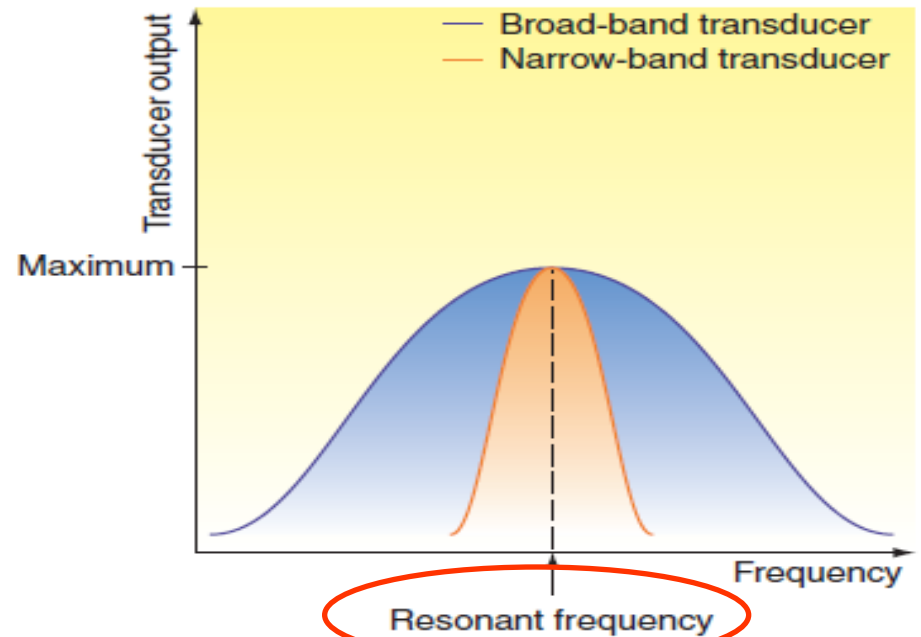
RISOLUZIONE

5-10 Mhz

4-7 Mhz

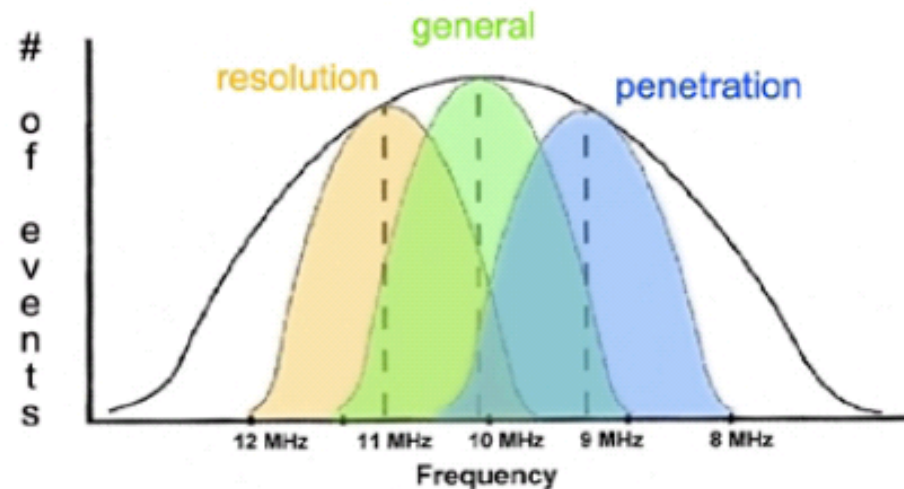
2-5 Mhz

PENETRAZIONE



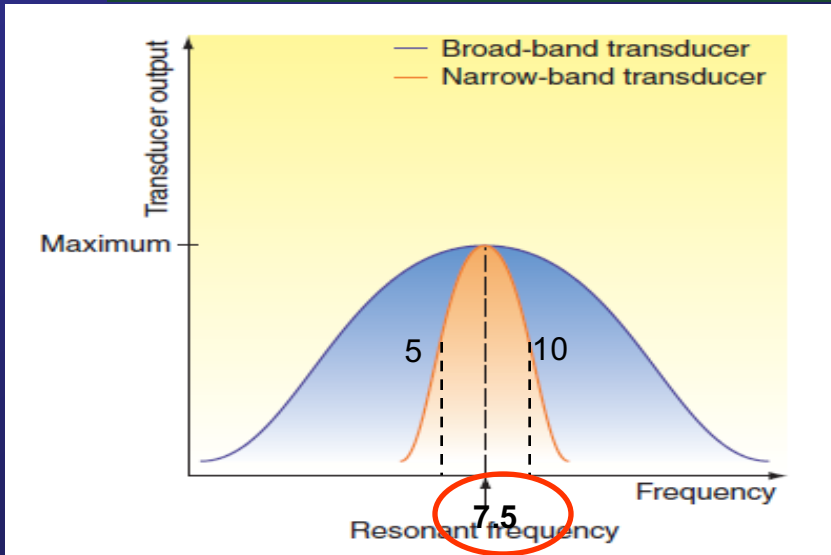
FREQUENCY

Broad Bandwidth Transducer
Multi-frequency Selectable



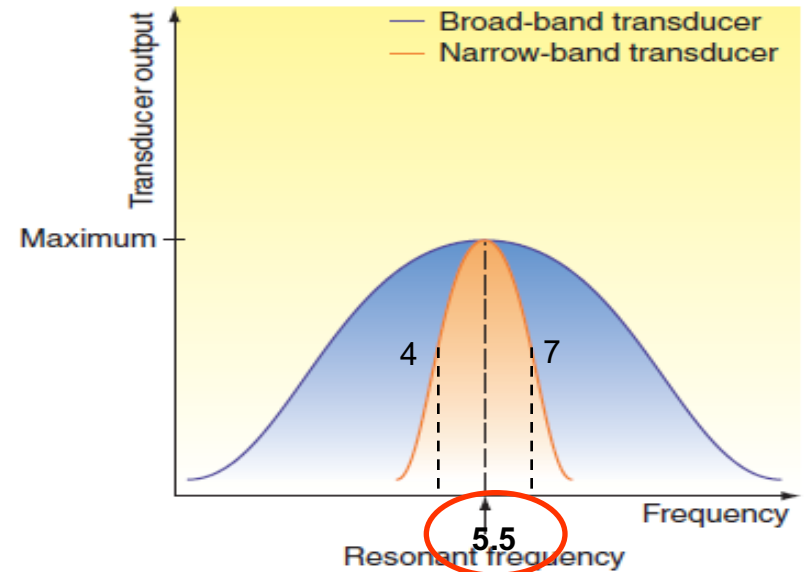
SCELTA DEL TRASDUTTORE

5-10 Mhz



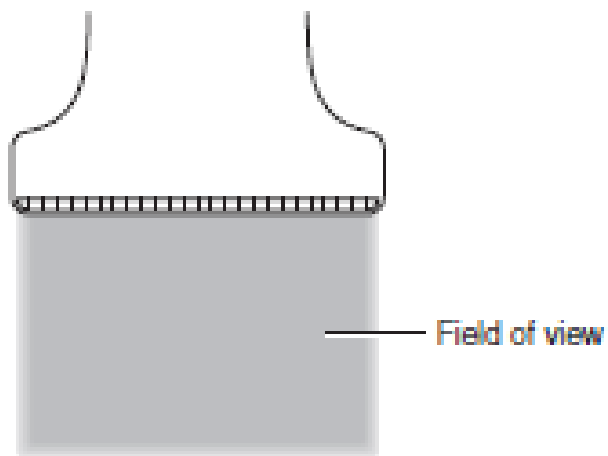
4-7 Mhz

I trasduttori moderni sono a banda larga per cui l'ecografista ha quindi il compito di selezionare la frequenza dell'us piu' conveniente per una migliore esecuzione dell'esame giocando tra risoluzione e penetrazione del fascio us



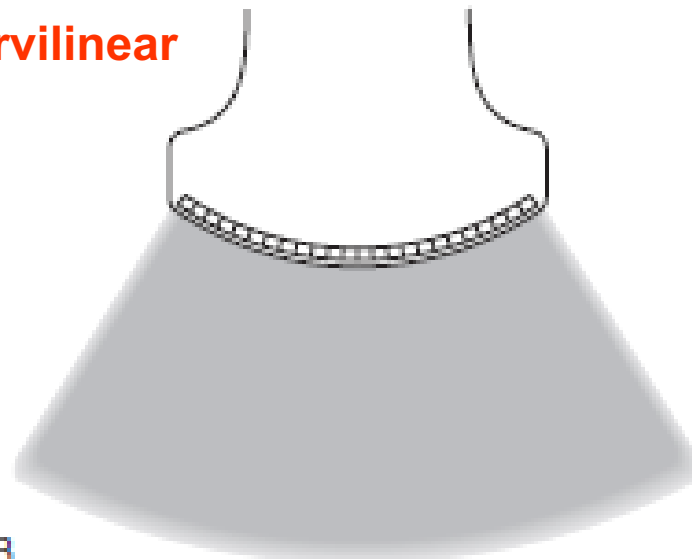
FORMA DEI TRASDUTTORI

Linear



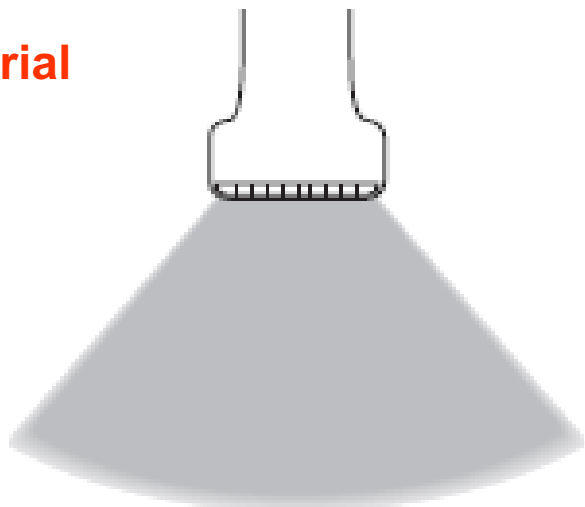
A

Curvilinear



B

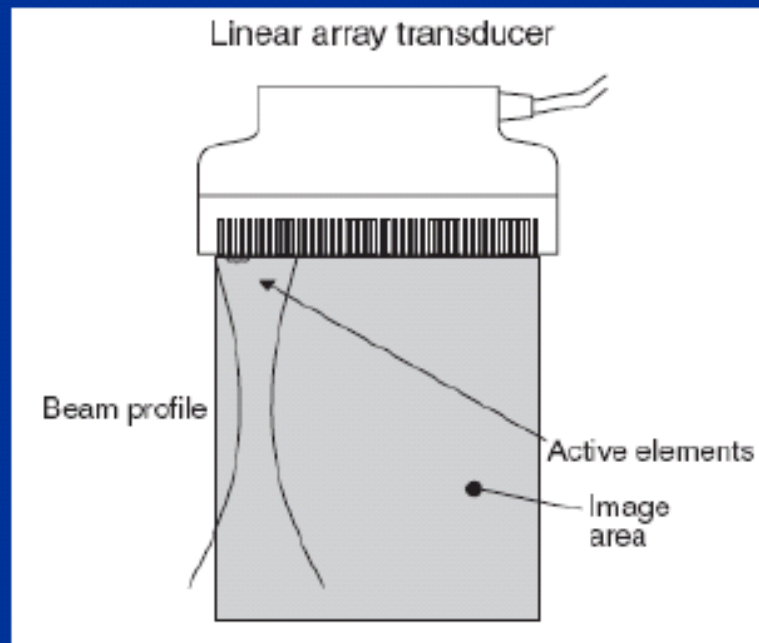
Sectorial



C

Diversi tipi di sonde ecografiche

Linear array



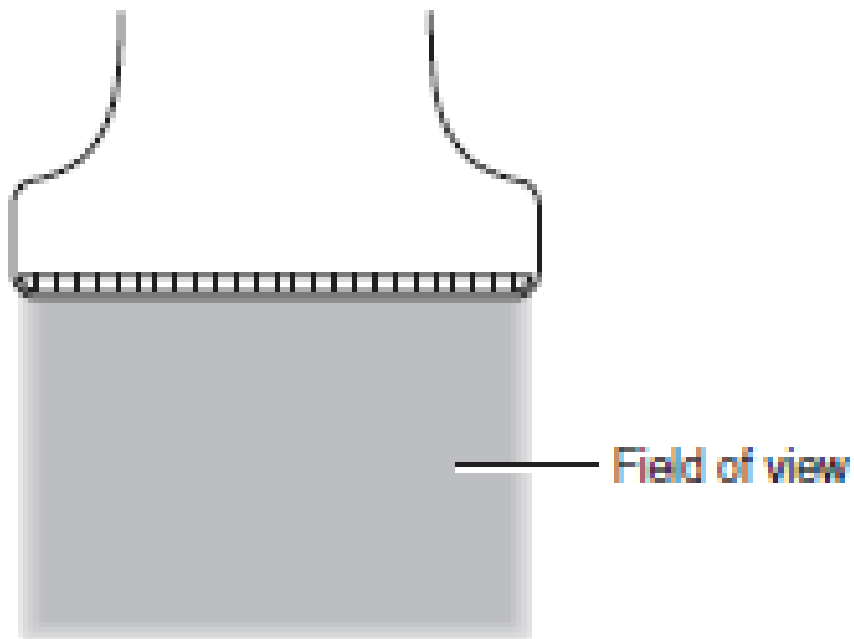
I cristalli (in numero fino a 512) sono disposti in linea e vengono per lo più eccitati contemporaneamente (in realtà a gruppi di 8-16, in modo da ovviare alla ridotta sensibilità dovuta alle piccole dimensioni degli elementi; gli elementi centrali di ciascun gruppo, inoltre, sono eccitati con piccolo ritardo, per ovviare alla divergenza del fascio ultrasonoro, che provocherebbe perdita di risoluzione laterale).

Il trasduttore fornisce quindi un'immagine di forma rettangolare.

Un trasduttore linear array è più utile in ecografia addominale, ostetrico-ginecologica o per esaminare oggetti di piccole dimensioni (spesso in associazione a sistemi Doppler: es. sonde per vasi).

TRASDUTTORI

Linear



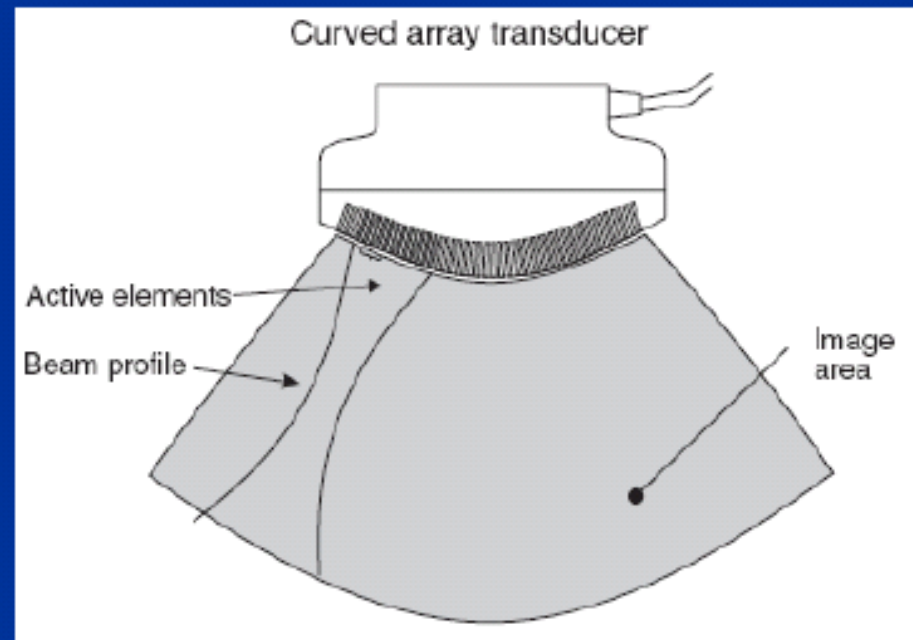
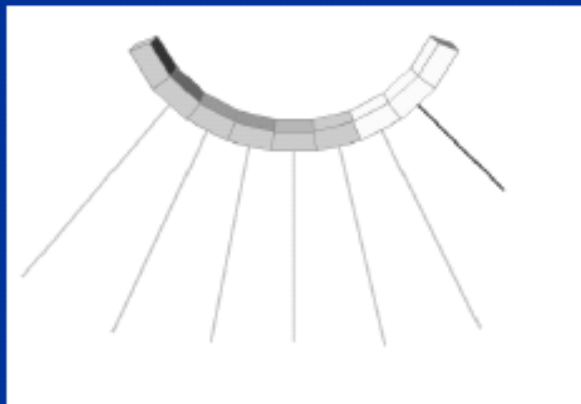
Carotidi

Arti superiori

Arti inferiori

Diversi tipi di sonde ecografiche

Convex array



Gli elementi piezoelettrici sono disposti su un supporto curvilineo e vengono eccitati in simultaneo o in sequenza.

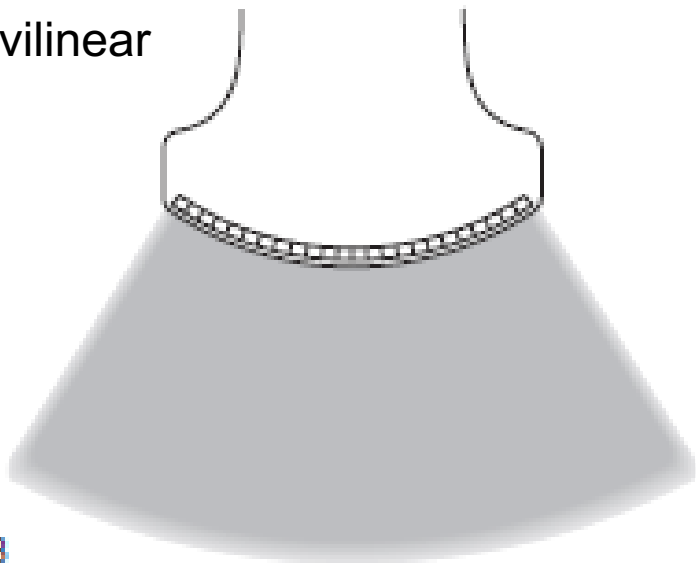
Permette di ottenere una sezione "a ventaglio" (anziché rettangolare come nella configurazione linear array), di ampiezza maggiore rispetto a quella ottenibile con le sonde phased array.

Viene utilizzata in ecografia addominale e/o ostetrica.

TRASDUTTORI



Curvilinear



Vasi addominali

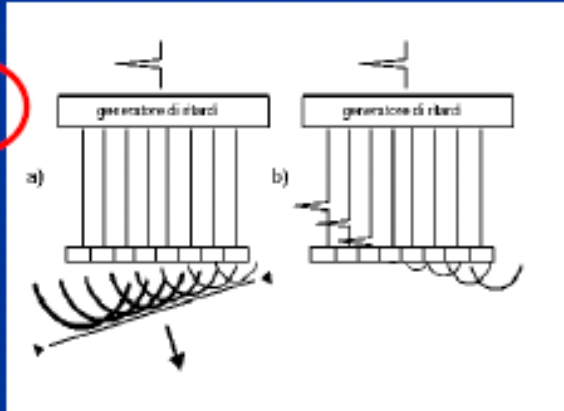
Carotidi

Arti inferiori



Diversi tipi di sonde ecografiche

Phased array (1)

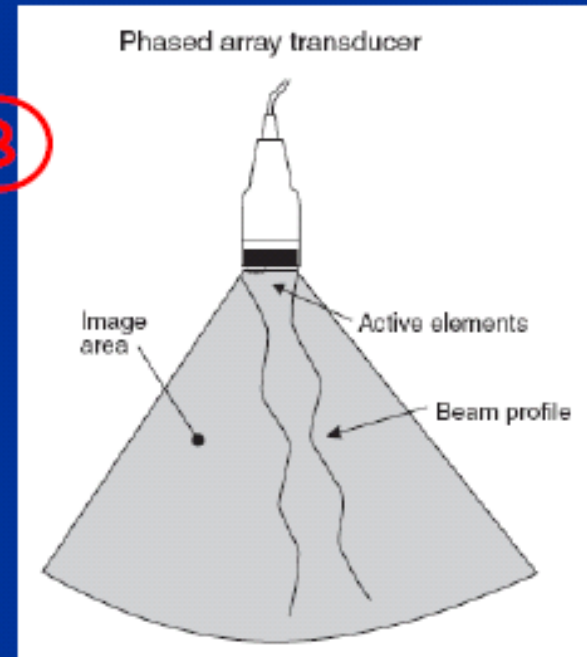


Sono costituiti da una serie di elementi piezoelettrici che vengono eccitati in sequenza, con opportuni ritardi.

In questo modo, il fronte d'onda che si forma è inclinato (A) in modo diverso rispetto alla superficie del trasduttore a seconda del ritardo con cui gli elementi piezoelettrici vengono successivamente eccitati.

Con un ritardo pari a 0, l'onda prosegue parallela alla superficie del trasduttore; con ritardi progressivamente differenti, il fascio ultrasonoro può essere variamente orientato, e anche fatto oscillare (B), ottenendo anche in questo caso una scansione "a ventaglio".

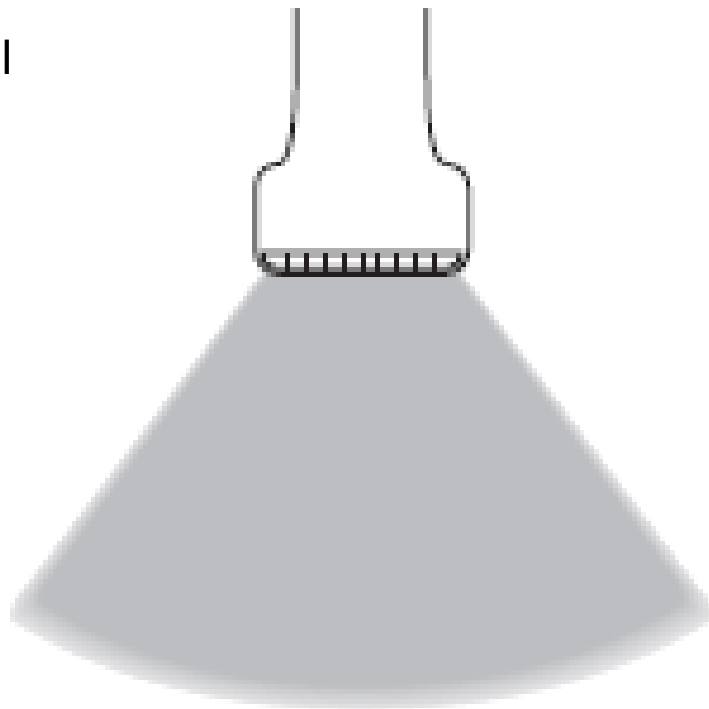
B



TRASDUTTORI



Sectorial

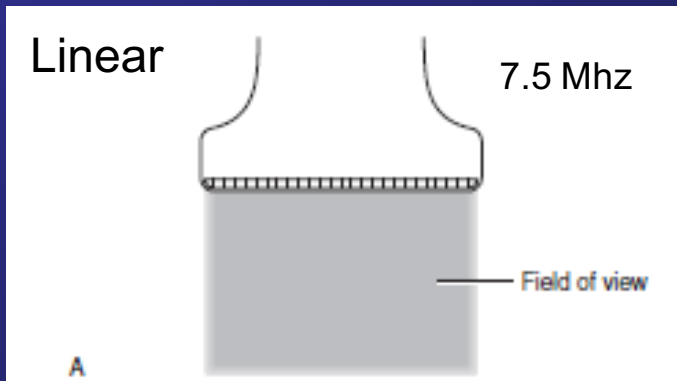


Vasi intracranici

Carotidi

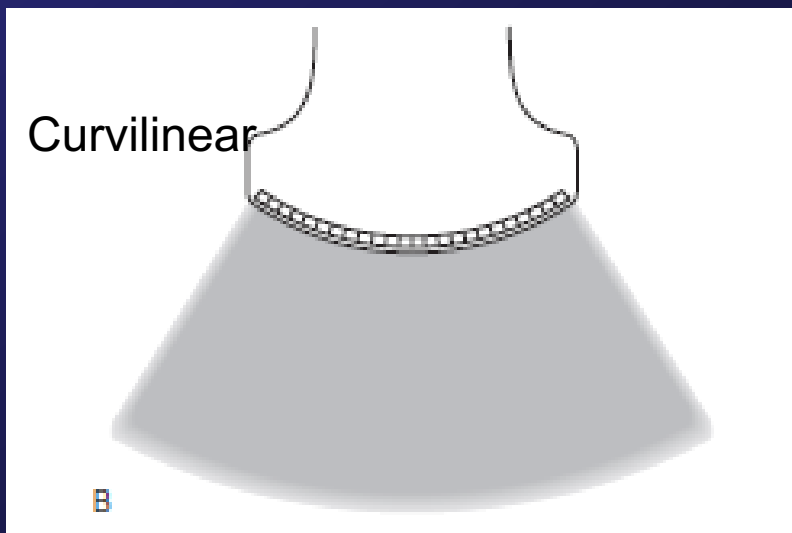
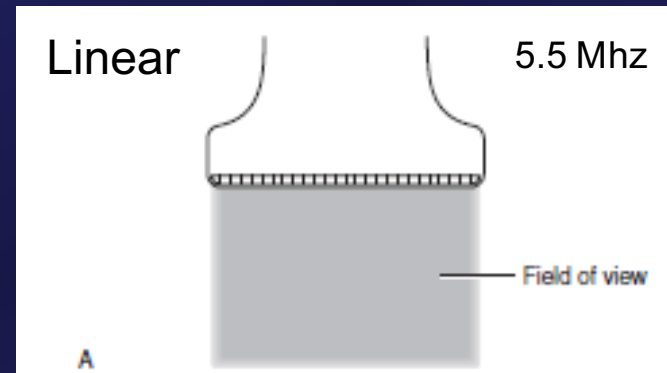


ECD TSA SCELTA DEL TRASDUTTORE



→

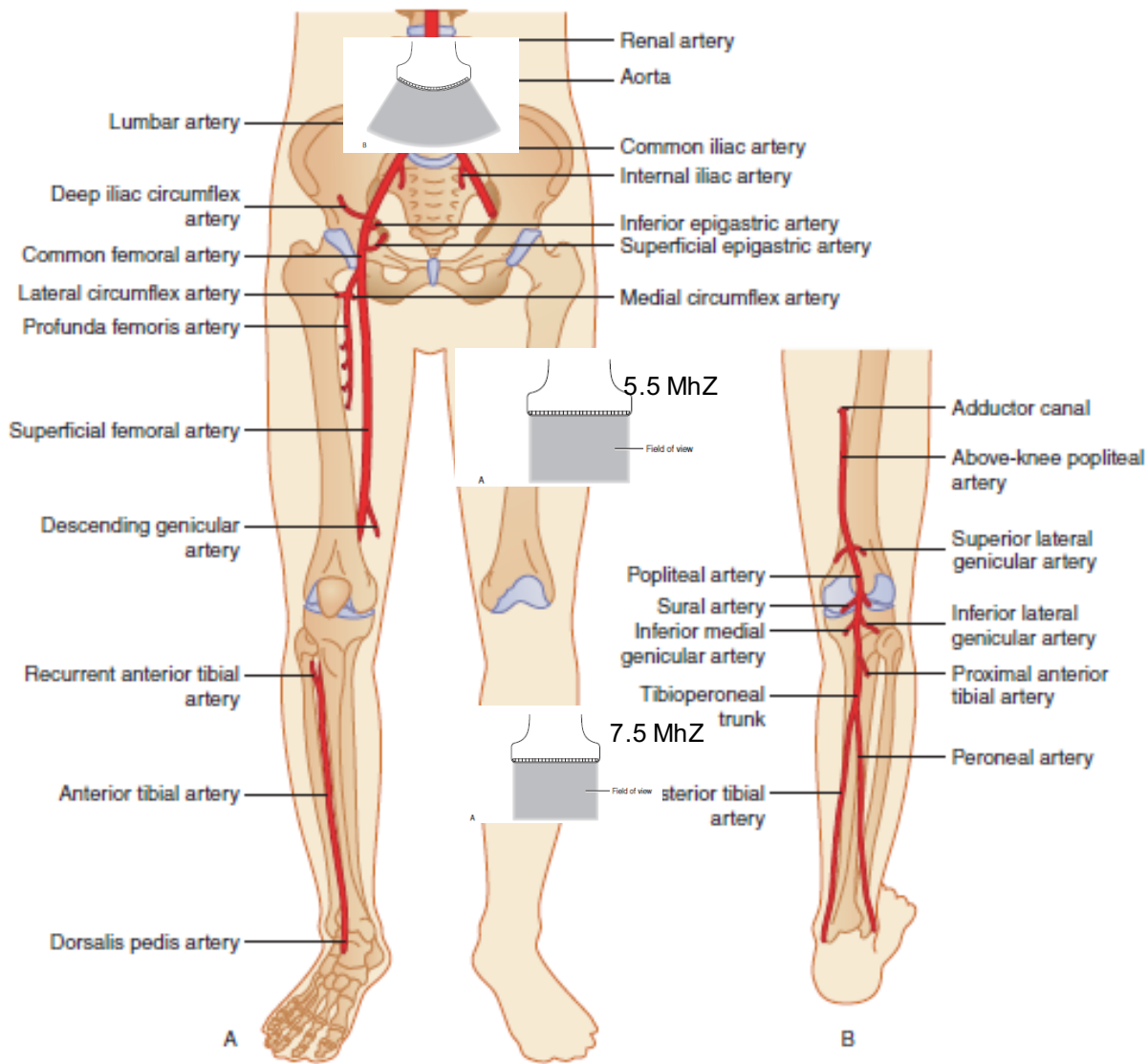
Calcificazioni
Collo corto
Biforcazione alta



↙

Calcificazioni
Collo corto
Biforcazione alta

ECD ARTI INFERIORI SCELTA DEL TRASDUTTORE

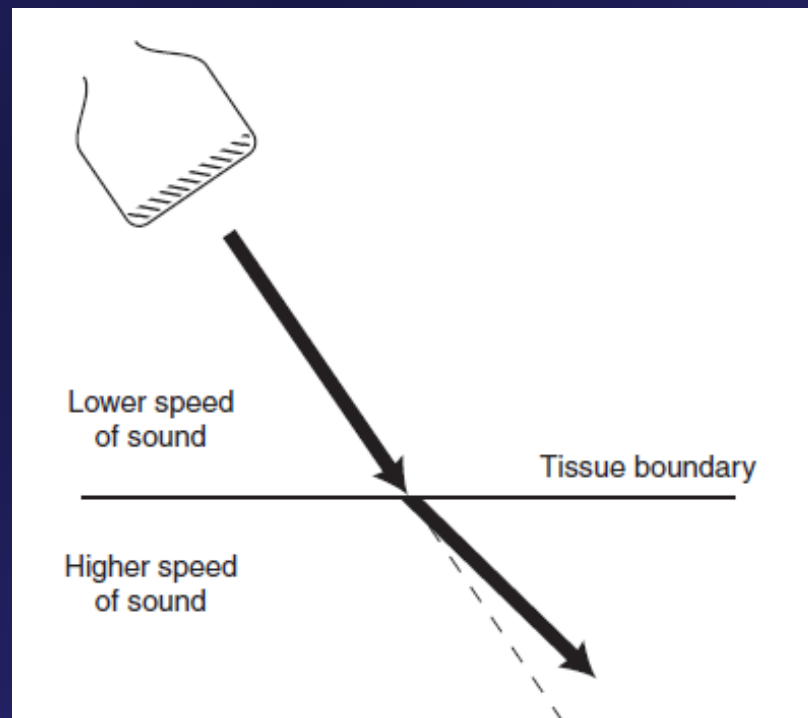
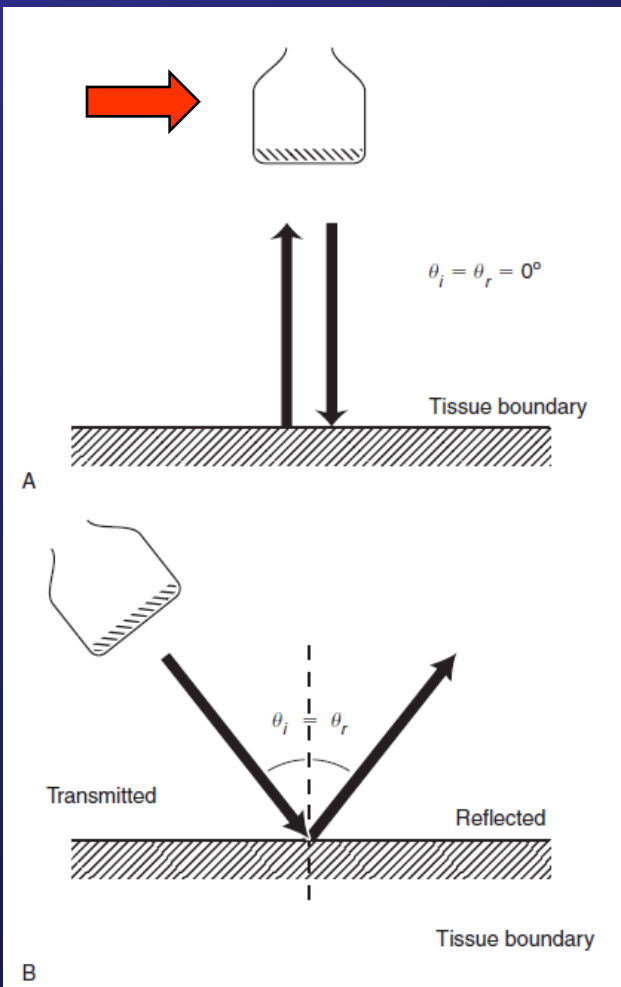


ECD VASCOLARE

OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

POSIZIONE DEL TRASDUTTORE

Ampiezza del segnale: importanza dell'angolo di incidenza!!!

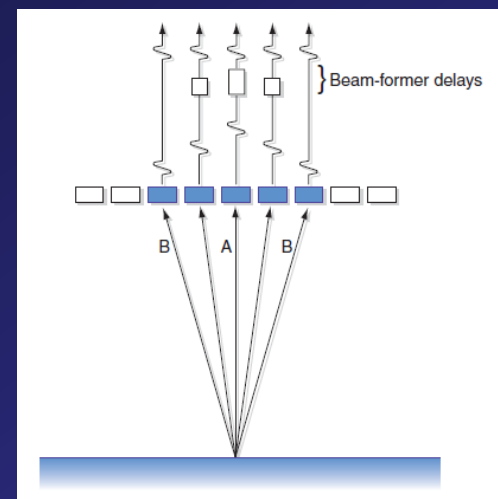
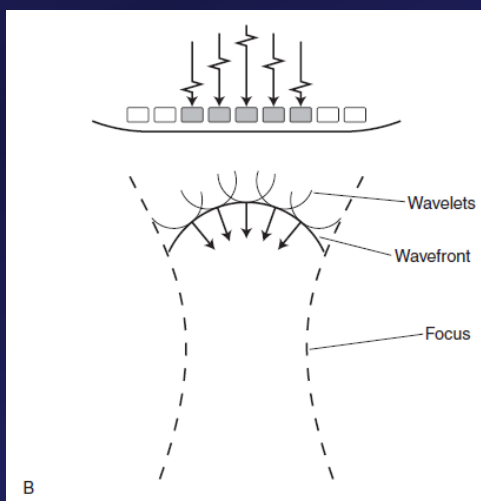
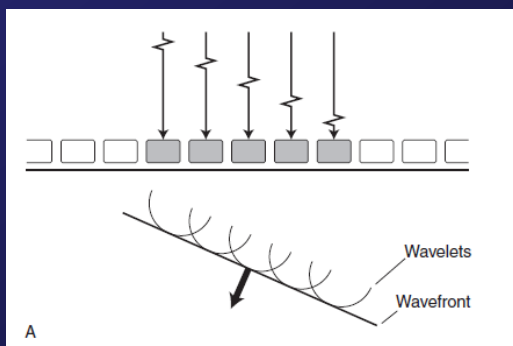
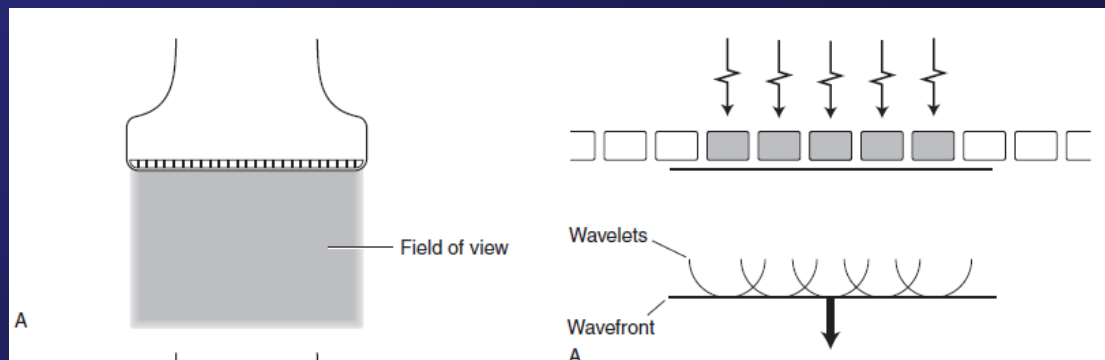


ECD VASCOLARE

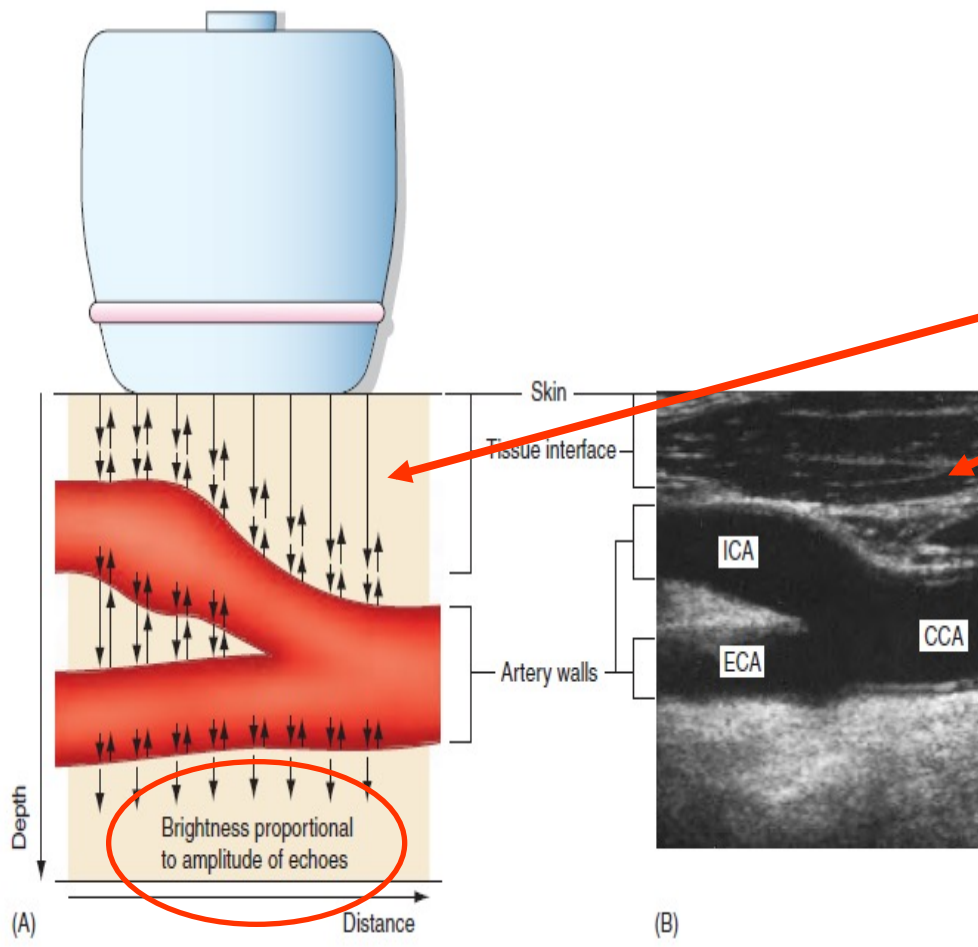
OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

AGGIUSTAMENTO DELLA DIREZIONE DEL FASCIO

FOCALIZZAZIONE



FORMAZIONE DELL'IMMAGINE 2D E AGGIUSTAMENTO DELLA POTENZA DEL FASCIO EMESSO E DEL GUADAGNO



Nella modalità B (brightness = luminosità) la visualizzazione è monodimensionale

gli echi vengono rappresentati in sequenza lungo una linea a seconda della loro distanza dalla sorgente

Intensità presentata in scala di grigi: il bianco corrisponde al massimo dell'intensità mentre il nero all'assenza di echi

È la modalità di visualizzazione degli echi più utilizzata in ecografia

Ultrasuono

- **Svantaggi (4):**

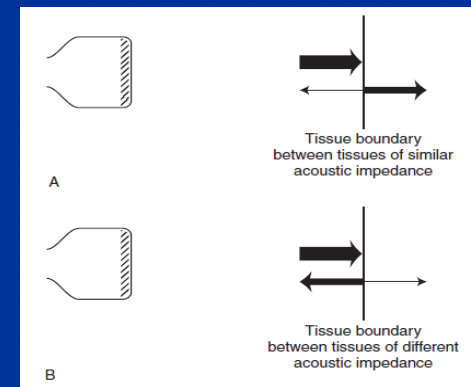
- l'intensità dell'ultrasuono si **attenua** man mano che l'ultrasuono stesso si allontana dal trasduttore che l'ha emesso e penetra nel tessuto.

L'attenuazione aumenta in rapporto a :

- aumento della distanza dal trasduttore
- aumentata disomogeneità (mismatch) di densità acustica dei tessuti attraversati
- maggior frequenza (minore lunghezza d'onda) dell'ultrasuono

Materiale	Coefficiente di attenuazione (dB/cm) a 1 MHz
Acqua	0,0002
Tessuto molle	0,3 - 0,8
Grasso	0,5 - 1,8
Osso	13 - 26
Aria	40

→ La attenuazione è pari a circa 1 dB/cm/MHz nei parenchimi e nei muscoli, ma raggiunge un coefficiente 5 volte maggiore per quanto riguarda l'osso.



FORMAZIONE DELL'IMMAGINE 2D E AGGIUSTAMENTO DELLA POTENZA DEL FASCIO EMESSO E DEL GUADAGNO

2 METODI DI AGGIUSTAMENTO DELL'INTENSITA' DELL'ECO RIFLESSO

**AUMENTO DELLA POTENZA
DELL'ECO EMESSO**

**AMPLIFICAZIONE
DELL'ECO RIFLESSO**

**AUMENTO DELL'ESPOSIZIONE DEL
SOGGETTO ALL'ENERGIA ULTRASONORA**

**AMPLIFICAZIONE
DEL RUMORE**

FORMAZIONE DELL' IMMAGINE 2D E AGGIUSTAMENTO DELLA POTENZA DEL FASCIO EMESSO E DEL GUADAGNO

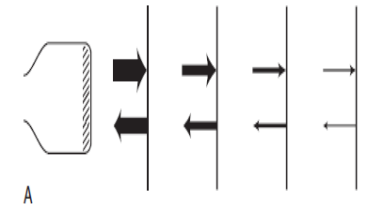
Ultrasuono

- **Conseguenze (-b):**

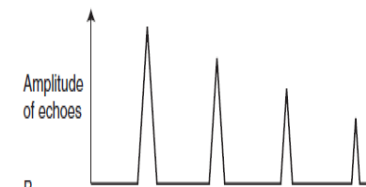
La **attenuazione** dell'onda ultrasonora con l'aumento della distanza dal trasduttore è compensata dall'ecocardiografo attraverso il **Time-Gain Compensation (TGC)**.

Il TGC fa in modo che il guadagno aumenti in funzione del tempo, cioè in funzione della profondità di penetrazione, in modo da restituire una immagine in cui gli echi presentino una intensità uniforme.

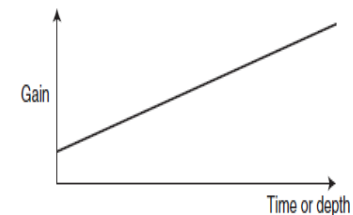
Il guadagno attribuito agli echi provenienti dalle diverse profondità può essere anche modificato dall'operatore tramite una serie di cursori, con i quali si può aumentare o ridurre l'intensità degli echi provenienti da strutture (e profondità) diverse.



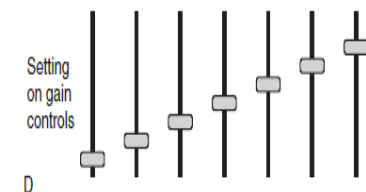
A



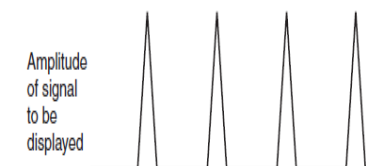
B



C



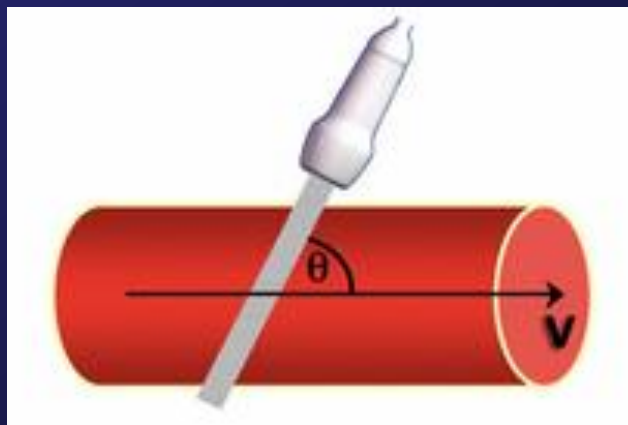
D



E

EFFETTO DOPPLER

Christian Johann Doppler
(1803-1853)

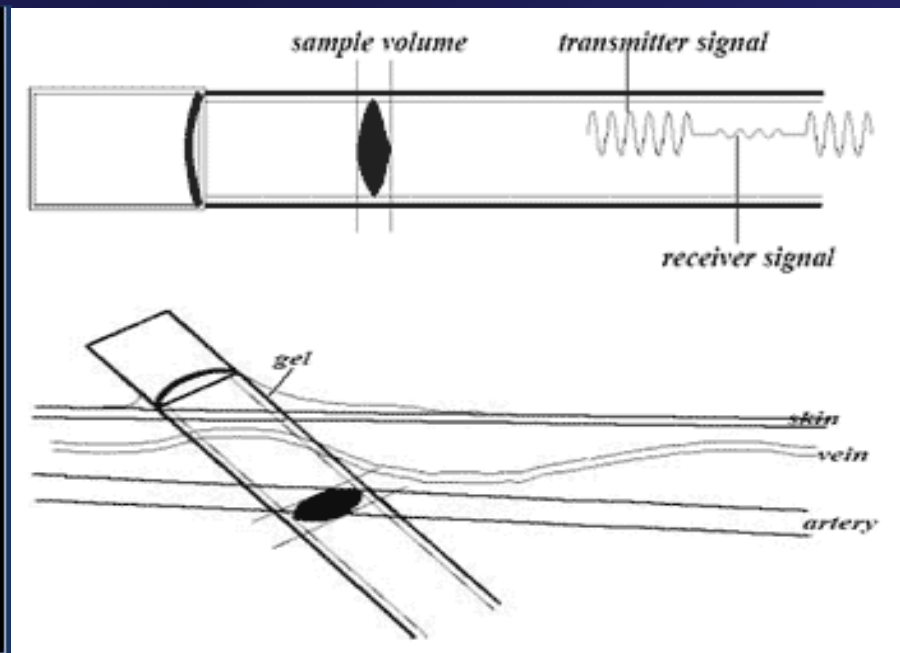
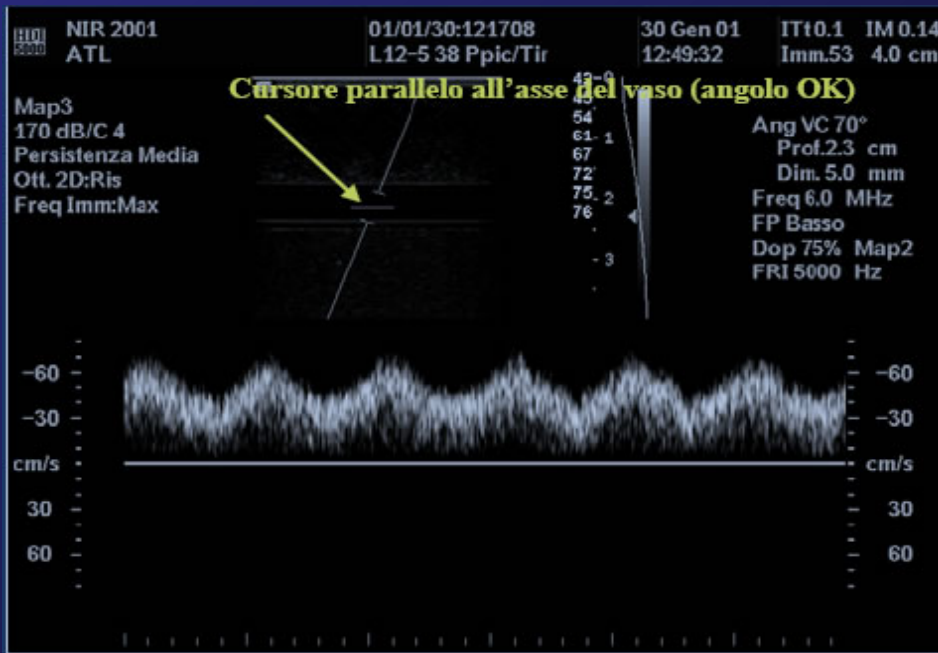


L'effetto Doppler consiste nella variazione di frequenza di una sorgente sonora in moto rispetto ad un osservatore fermo

DOPPLER PW AD ONDA PULSATA

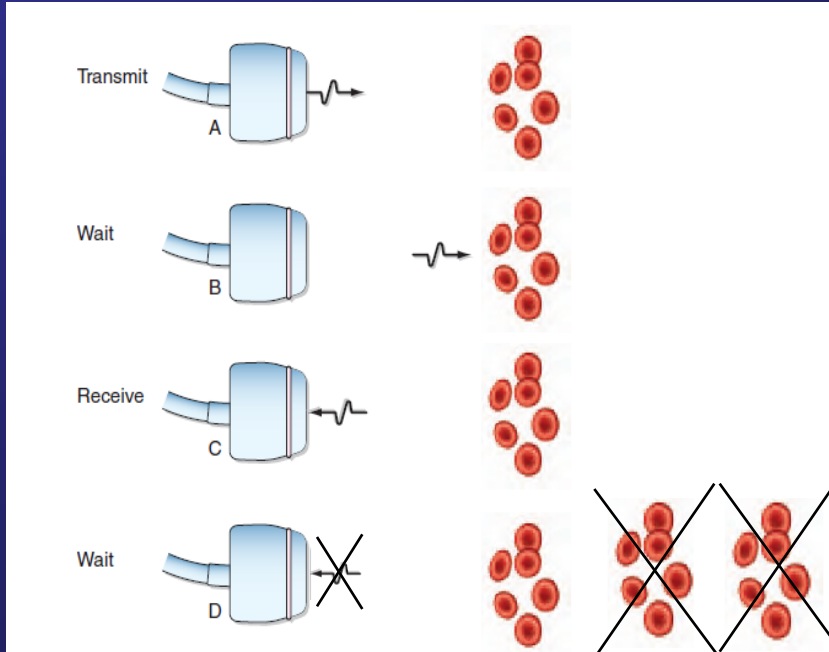
Unico trasduttore che emette un burst ultrasonoro di breve durata e attende l'eco.

Il Doppler riceve informazioni solo da un campione di volume alla profondità selezionata



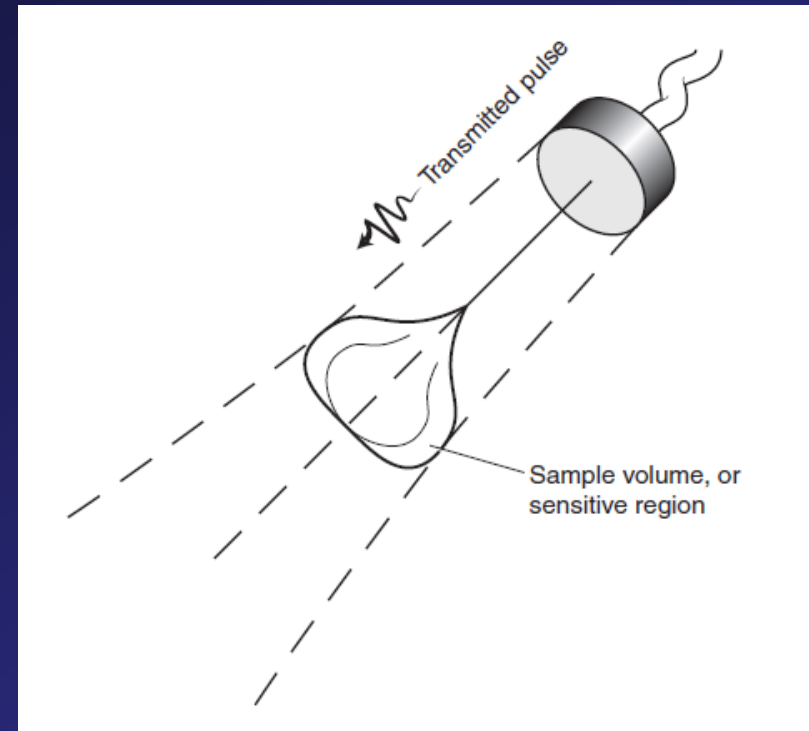
E' indispensabile avere un'esatta conoscenza della localizzazione del vaso

FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE

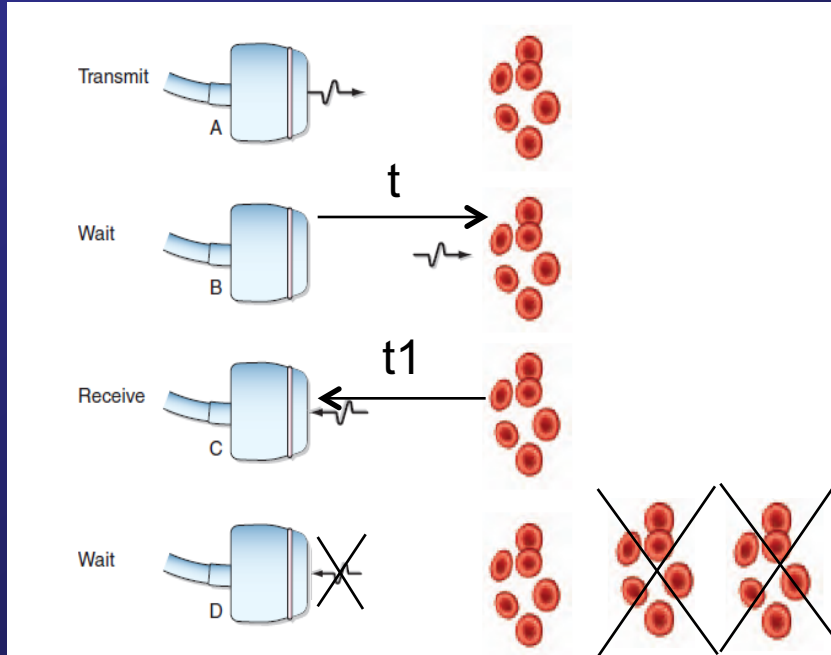


**Velocità di campionamento limitata
(1/2 della PRF)**

Localizzazione spaziale spaziale precisa



FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE

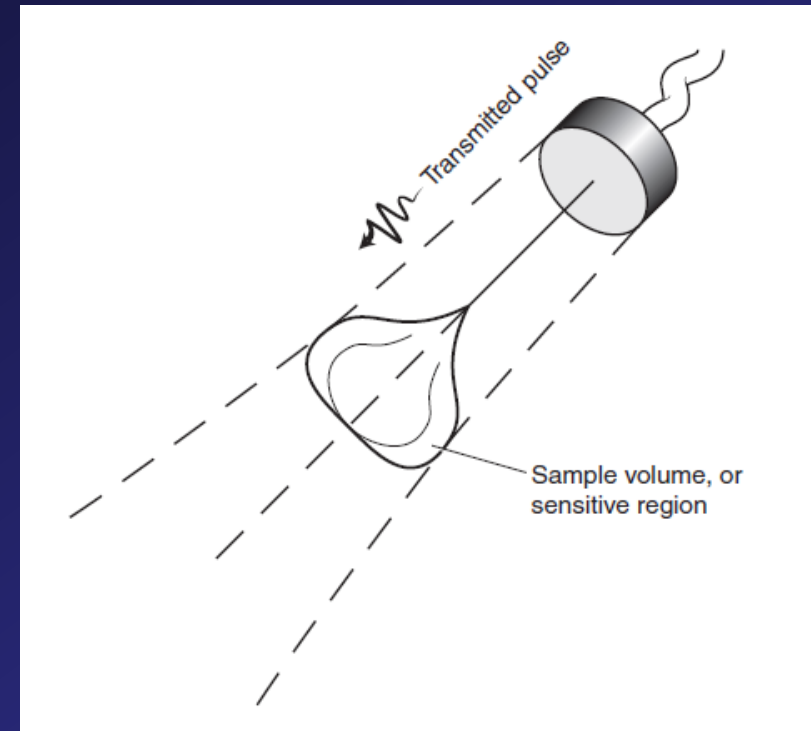


$$t=t_1$$

Tempo di ritorno del eco riflesso = $2t$

Velocità di campionamento limitata
(1/2 della PRF)

Localizzazione spaziale precisa

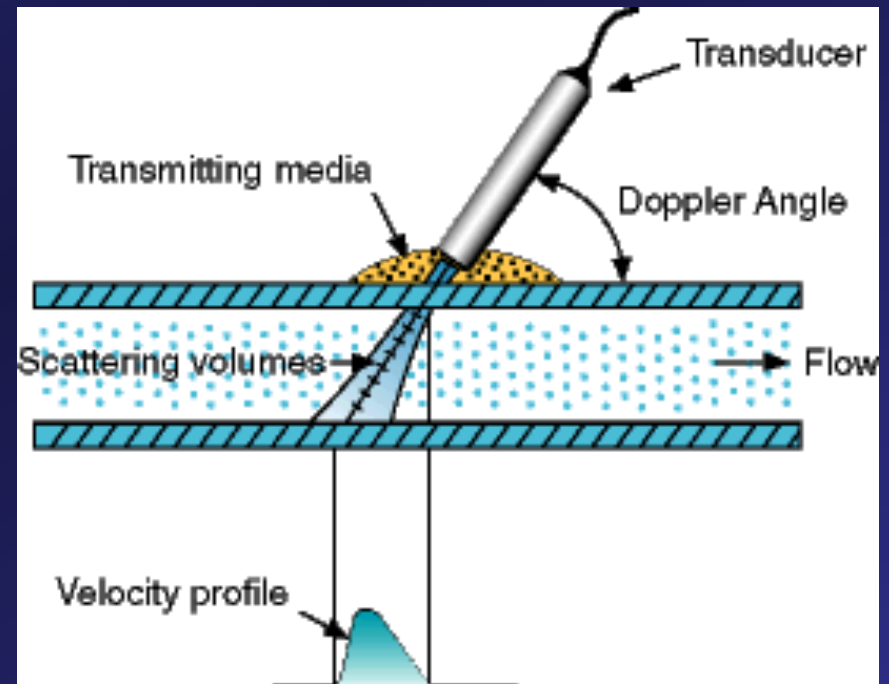


IL CALCOLO DELLA VELOCITÀ

Doppler shift (variazione di frequenza): un'onda riflessa su un oggetto in movimento (globulo rosso) cambia la propria frequenza in funzione della velocità e della direzione dell'oggetto medesimo che viene calcolata dal computer

La velocità è presentata a monitor a colori (in avvicinamento rosso e in allontanamento blu); l'intensità del colore è legata alla frequenza dell'onda di ritorno

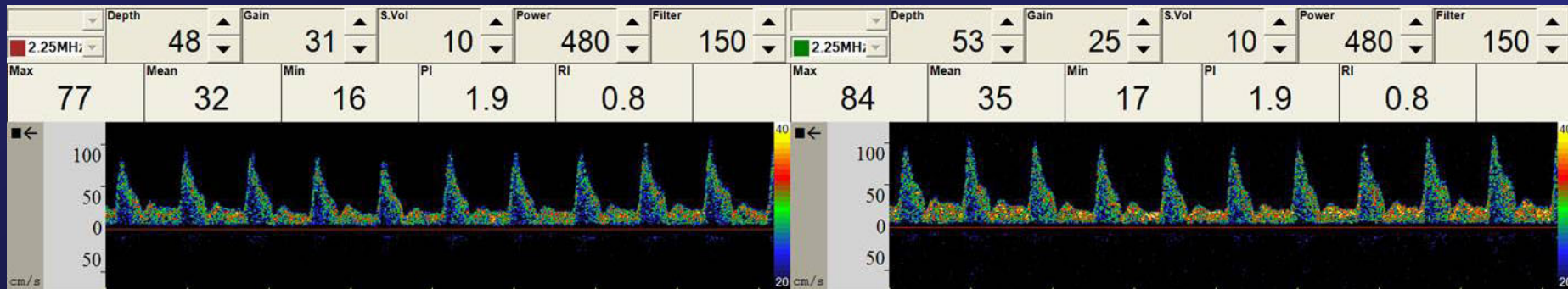
Il sistema fornisce anche un segnale udibile virtuale (non è reale)



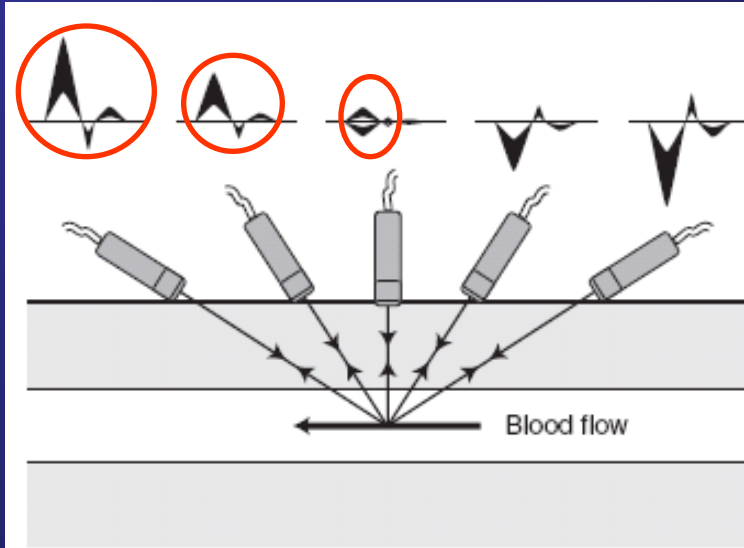
IL CALCOLO DELLA VELOCITÀ

$$\Delta F = V (2F_0/C) \cos \Theta$$

- F_0 = Frequenza onda incidente
 C = Velocità di propagazione del suono
 V = Velocità di bersaglio
 Θ = Angolo di incidenza del fascio ultrasonoro con il bersaglio

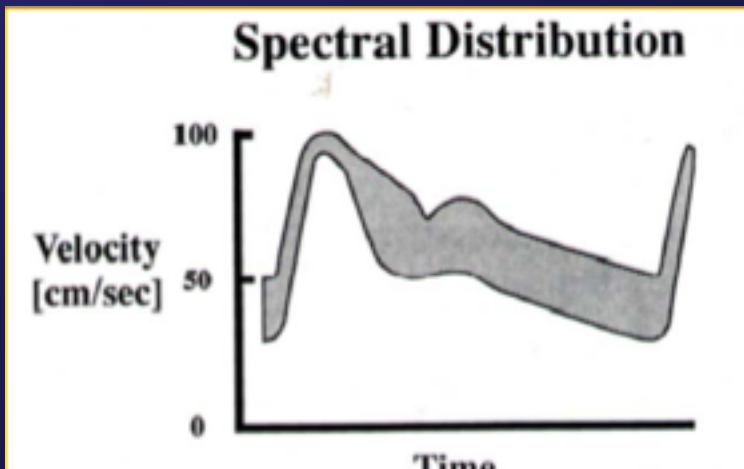


IL CALCOLO DELLA VELOCITÀ



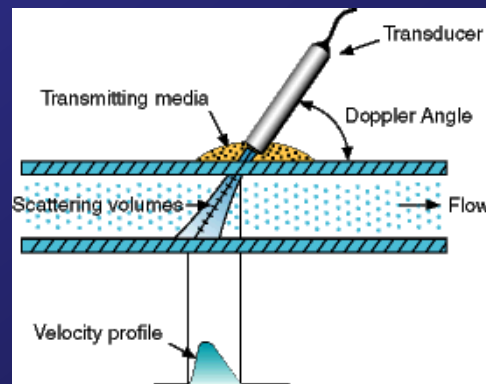
Tanto più piccolo è l'angolo di incidenza tanto migliore è la misurazione della velocità $<30^\circ = 90-100\%$

La corretta velocità di flusso dipende dall'operatore che sceglie l'angolo di insonazione

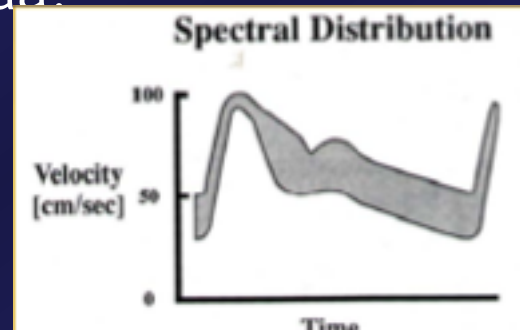


Se molti oggetti (eritrociti) si muovono a velocità diverse si ottiene uno spettro di velocità

...ricapitolando



L'onda riflessa è caratterizzata da un picco sistolico, una frequenza diastolica e una frequenza media che dipendono da:

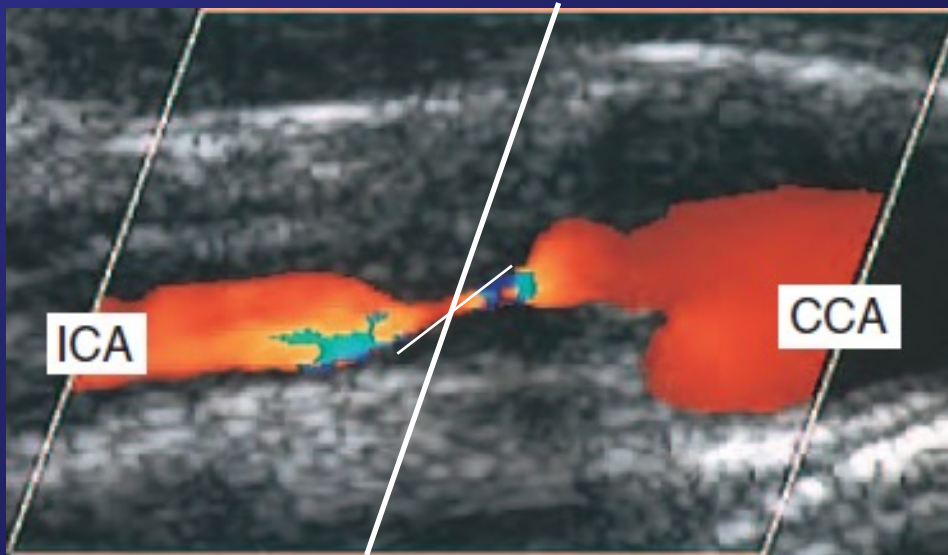


- velocità del flusso ematico
- **angolo di incidenza del fascio ultrasonoro**
- valore medio della frequenza di emissione
- velocità degli ultrasuoni nei tessuti

FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE



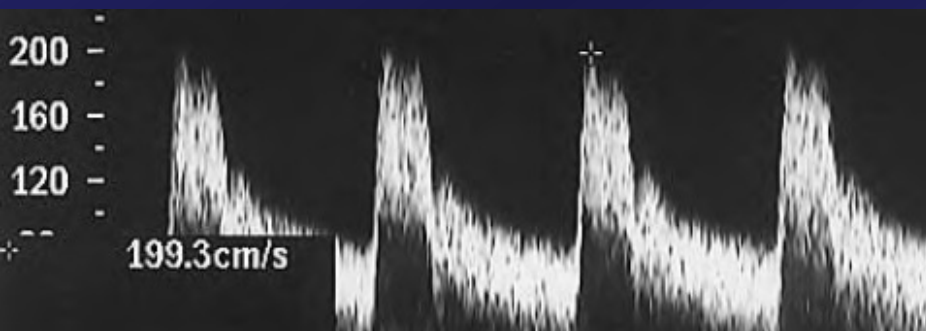
INFLUENZA DELL' ANGOLO DI INCIDENZA



$$f_d = f_r - f_t = \frac{2vf_t \cos \theta}{c}$$

Table 3.1 Variation of the $\cos \theta$ term of the Doppler equation with the angle of insonation

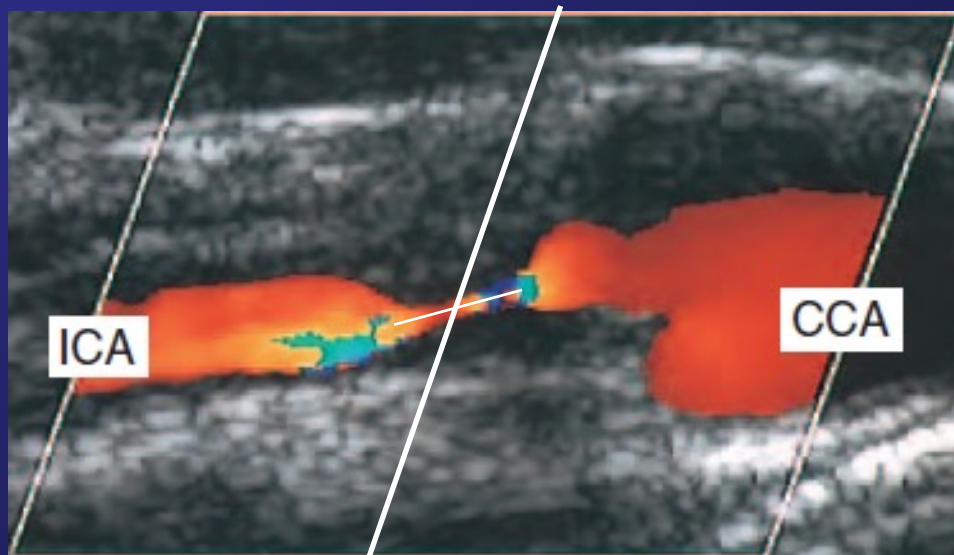
θ (°)	$\cos \theta$
0	1
30	0.87
45	0.71
60	0.5
75	0.26
90	0



FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE



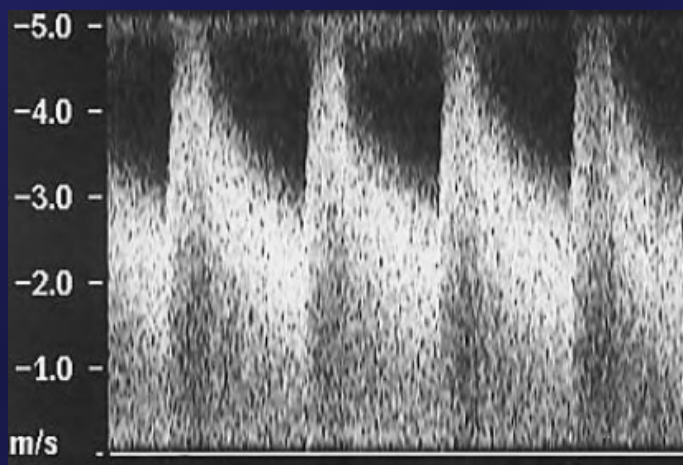
INFLUENZA DELL' ANGOLO DI INCIDENZA



$$f_d = f_r - f_t = \frac{2vf_t \cos \theta}{c}$$

Table 3.1 Variation of the $\cos \theta$ term of the Doppler equation with the angle of insonation

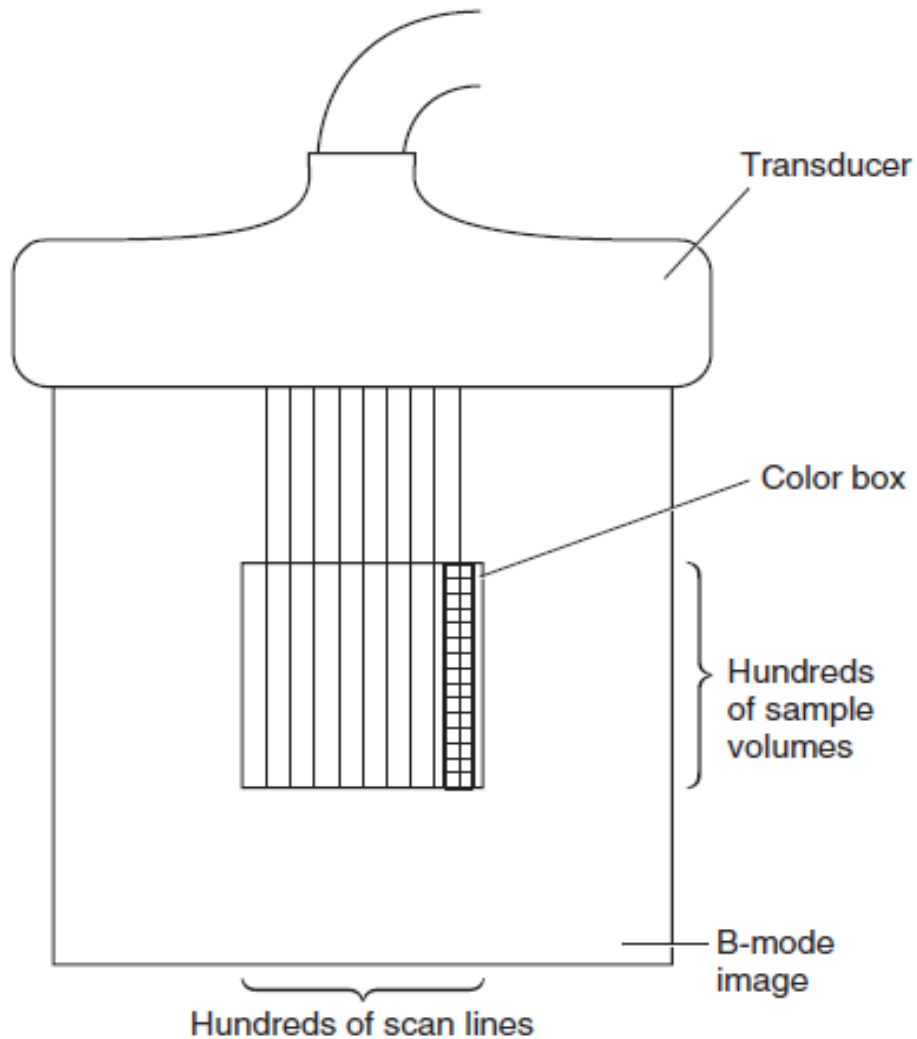
θ (°)	$\cos \theta$
0	1
30	0.87
45	0.71
60	0.5
75	0.26
90	0



- **Gate is little**
- **Gate is in the center of the vessel**
- **Angle is parallel to vessel walls**
- **Angle is less than 60 degrees**

Excellent!!

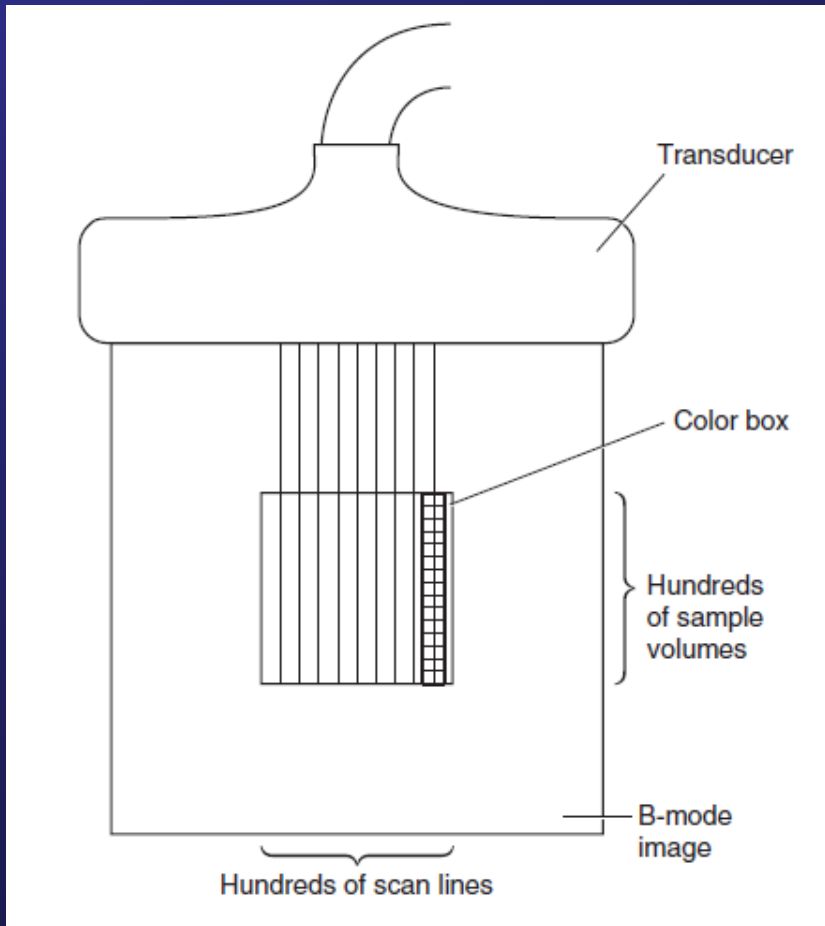
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE



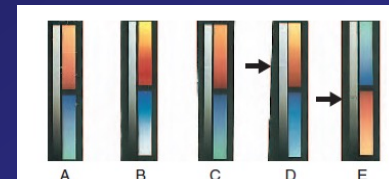
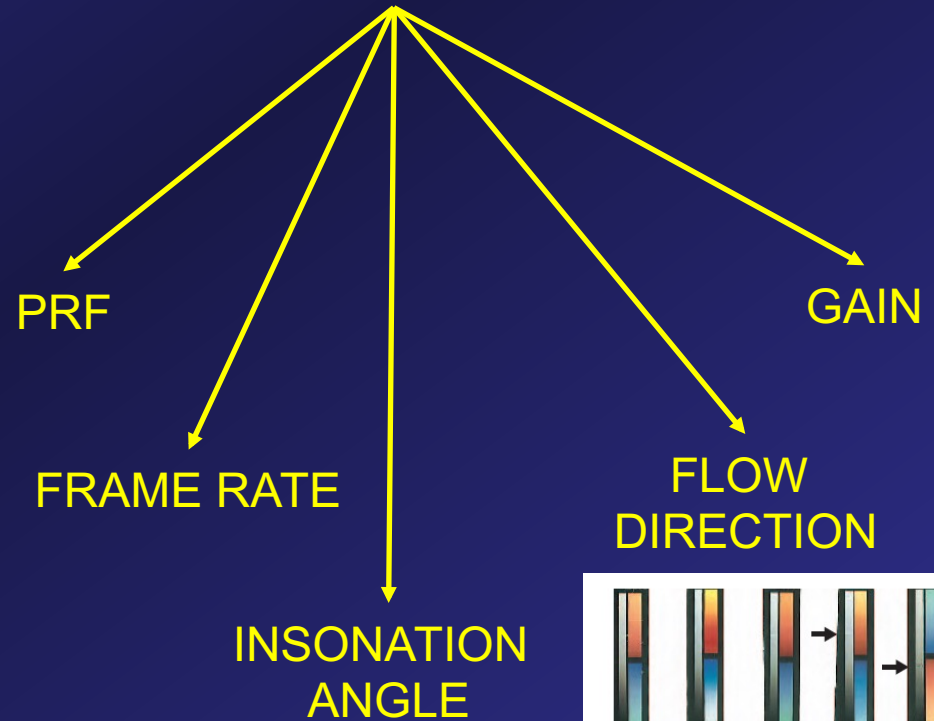
Metodica pulsata a campionamento multiplo



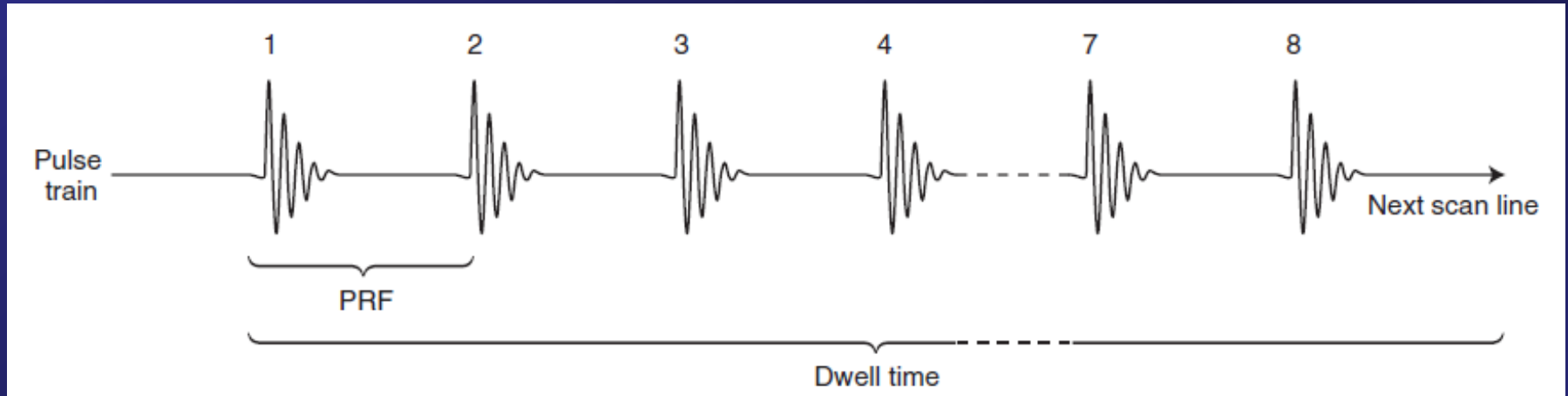
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE



Metodica pulsata a campionamento multiplo



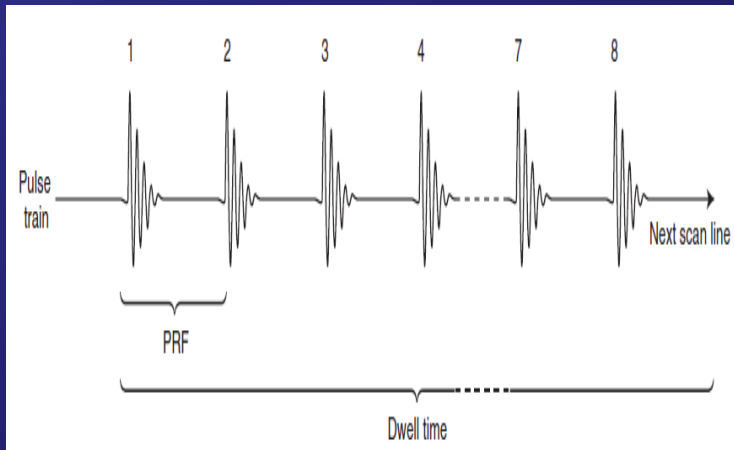
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: PRF



La massima velocità campionabile corrisponde alla metà della PRF



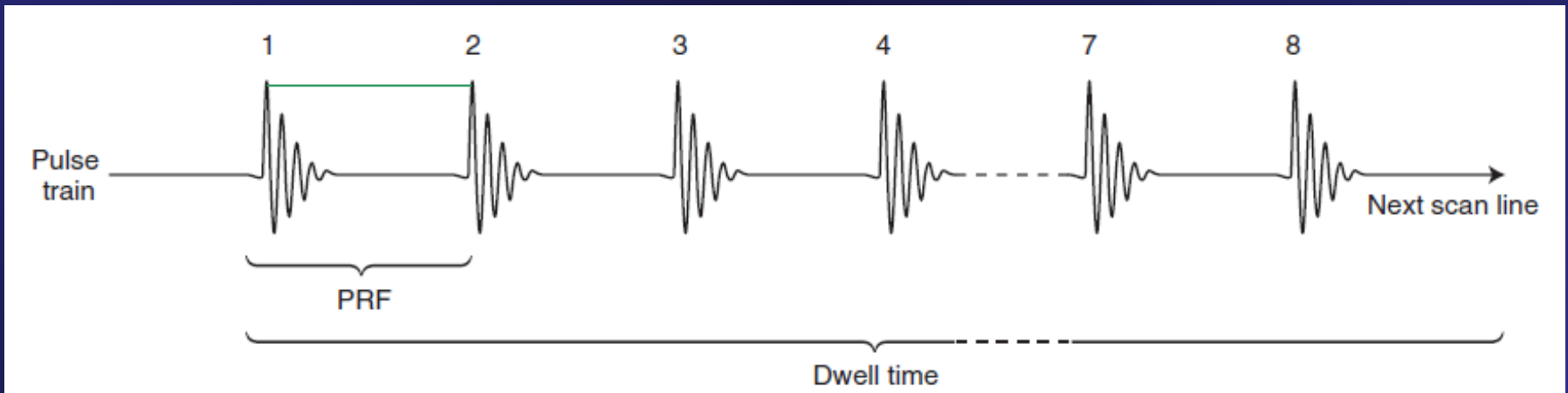
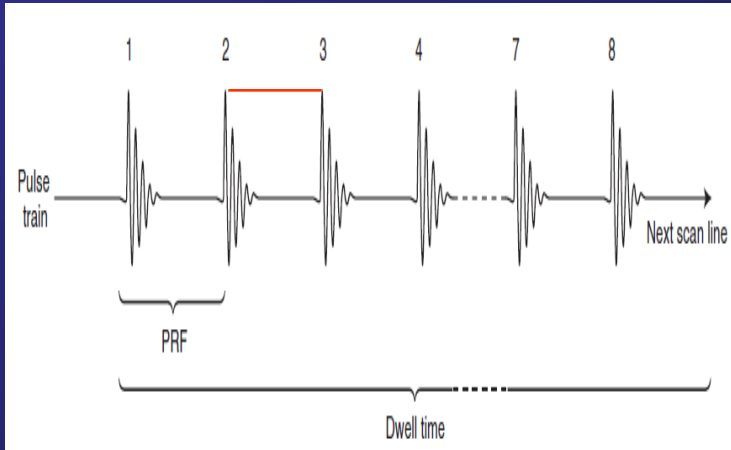
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: PRF



Più è alta la PRF e maggiore è la velocità campionabile

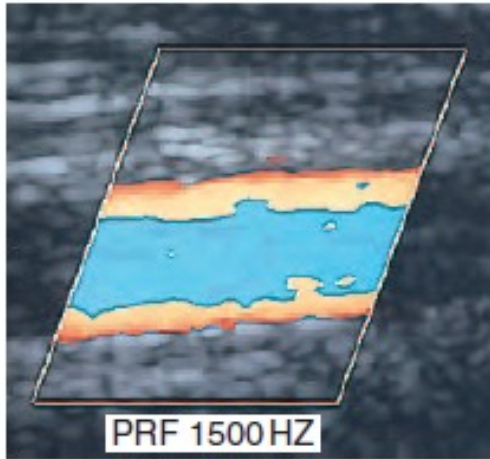


FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: PRF

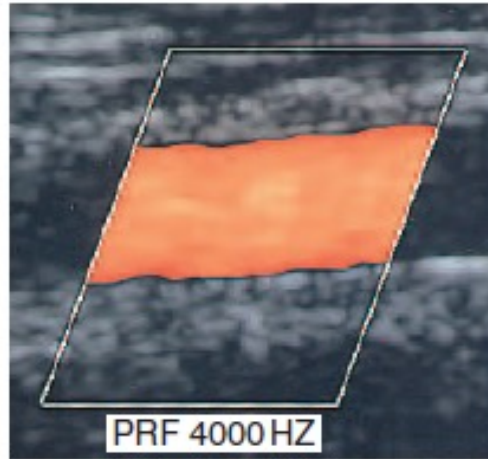


Se aumentiamo la PRF riduciamo il tempo di “ascolto” del trasduttore e conseguentemente riduciamo la profondità di esplorazione

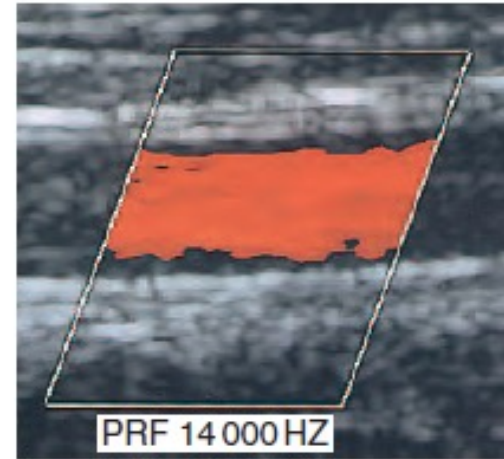
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: PRF



A



B



C

Aliasing.

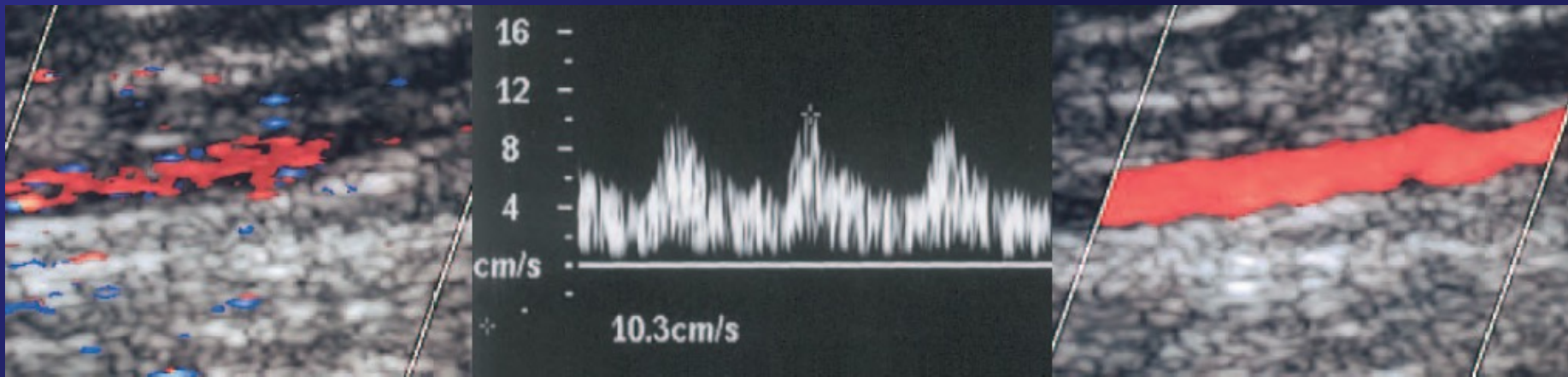
A: This will lead to the assignment of the incorrect color to represent the velocity present within the vessel, shown here in blue.

B: Increasing the PRF may overcome aliasing.

C: If the PRF is set too high, it may prevent low velocities, present at the vessel walls, from being detected.

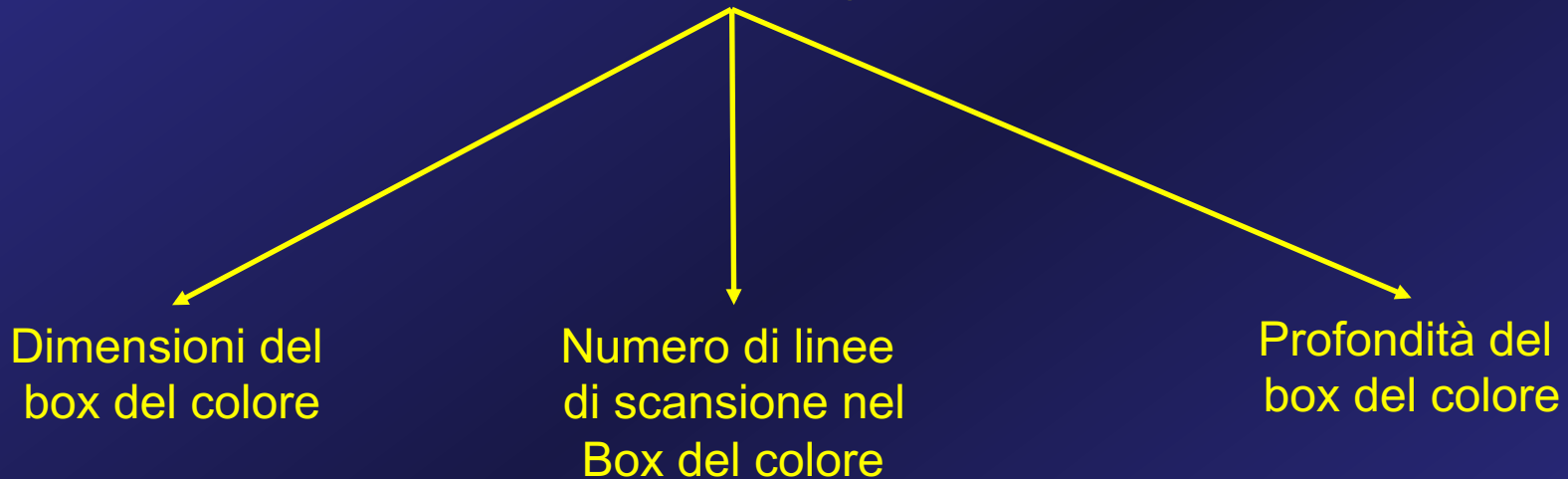


FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: PRF



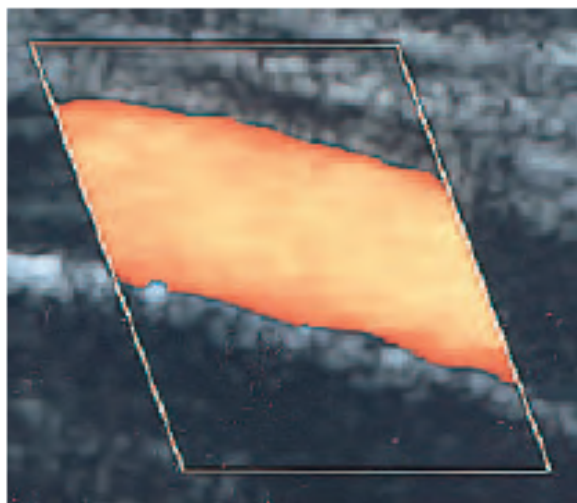
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: FRAME RATE

Frame rate: numero di nuove immagini prodotte per secondo

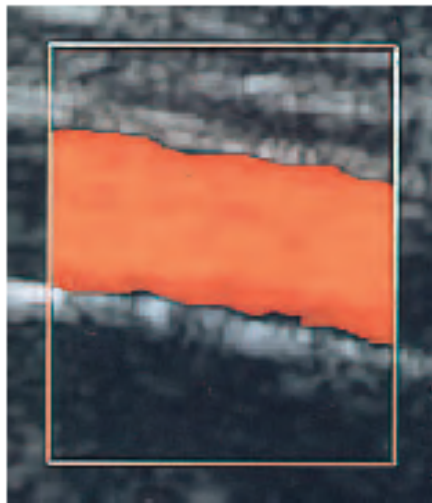


Un ottimale visualizzazione dei flussi pulsatili richiede ovviamente un alto frame rate

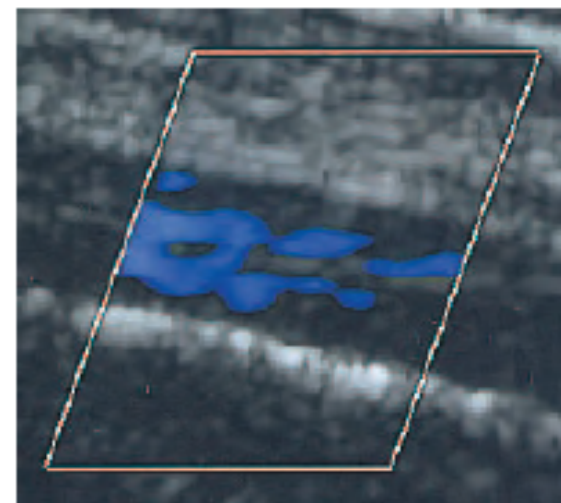
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: INSONATION ANGLE



A

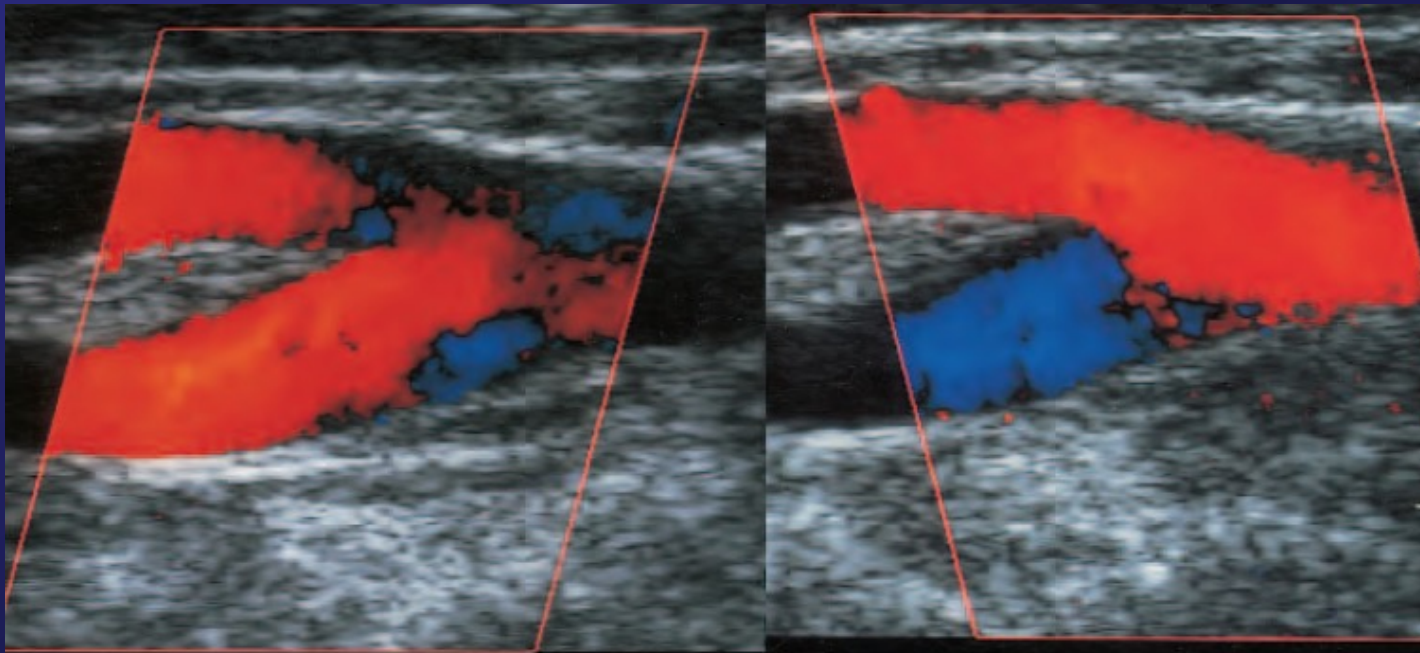


B

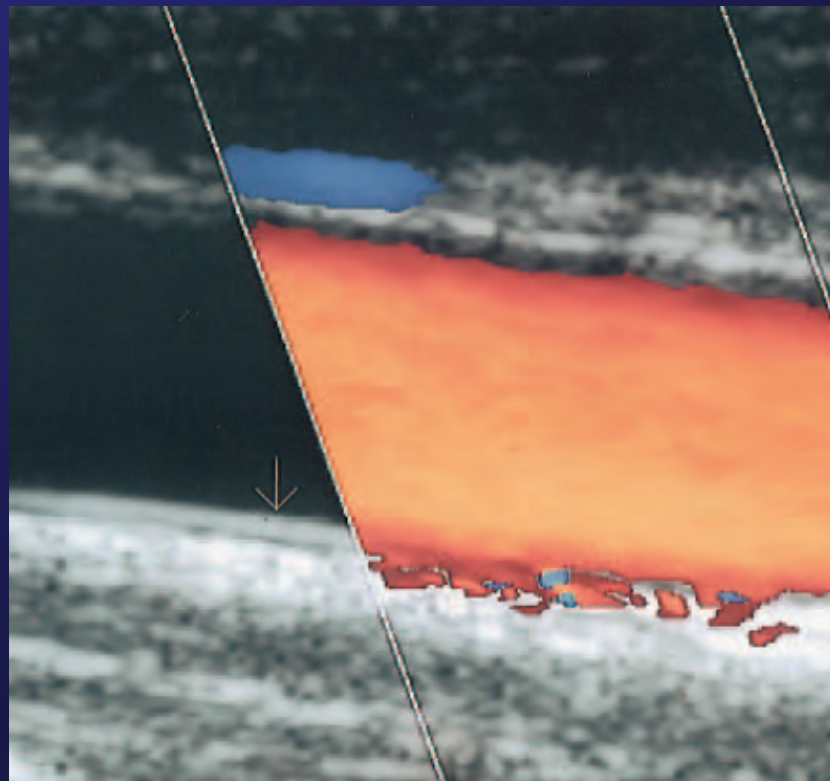


C

FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: INSONATION ANGLE



FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: GAIN



IMAGING BIDIMENSIONALE



- Fascio ultrasonoro perpendicolare a superficie da esaminare
- Sonde ad alta frequenza: alta definizione, scarsa profondità
- Sonde a bassa frequenza: bassa definizione, buona profondità
- Ottimizzazione dell'intensità dell'eco emesso, riflesso e curve di compressione
- TGC



DOPPLER

- PW localizzazione spaziale, limitata velocità di campionamento
- Importanza della correzione dell'angolo

COLOR

- Metodica pulsata a campionamento multiplo
- Stessi limiti del PW
- PRF
- Frame rate
- Angolo di insonorizzazione
- Gain

ECOCARDIOGRAFIA 2015 **XVII Congresso Nazionale SIEC**

Hotel Royal Continental

Napoli, 16-18 Aprile 2015



**Trucchi e consigli su come regolare
l'ecografo
D. Giannini (Pisa)**

Basics of Ultrasound Imaging





CORSO DI CERTIFICAZIONE DI COMPETENZA in ECOGRAFIA VASCOLARE GENERALE

Lezione 1

ECOGRAFIA VASCOLARE: ELEMENTI DI BASE PER L'USO CORRETTO DELL'APPARECCHIATURA

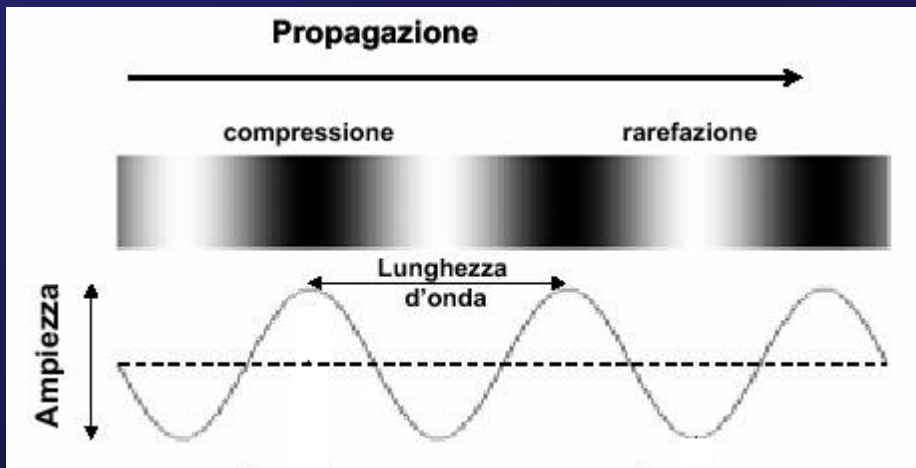
Principi Fisici di Base

Gli ultrasuoni sono onde elastiche e sonore con frequenza > 16-20 kHz che propagandosi in un mezzo producono delle bande di compressione e rarefazione.

La tecnica US è resa possibile dalla limitata velocità di propagazione delle onde acustiche nei tessuti molli, che consente di misurare i tempi di propagazione.

La velocità di propagazione degli US è data da:

$$v = \lambda \times f$$



Nei tessuti biologici è circa 1540 m/s eccetto l'osso la cui $v = 4000$ m/s

ULTRASUONI

La velocità di propagazione dipende dalla densità e dalle proprietà elastiche del mezzo

Le onde sonore si propagano meglio e più velocemente nei liquidi che nell'aria

L'impedenza è la resistenza opposta dal mezzo al passaggio ;

l'unità di misura è il Rayl

$$Z = \rho c$$

L'impedenza acustica è la proprietà che ci permette di distinguere i diversi tessuti.

Z = impedenza acustica

ρ = densità (g/cm³)

c = velocità del suono nel mezzo

Trasduttore

Definizione generale:

- Ogni strumento che converte energia da una forma ad un'altra.

Anche zio Fester, a suo modo,
è un trasduttore



Energia elettrica

→ Lampadina

→ energia luminosa
+ energia termica

La lampadina è un "trasduttore" di energia

Trasduttore ecografico (sonda ecografica)

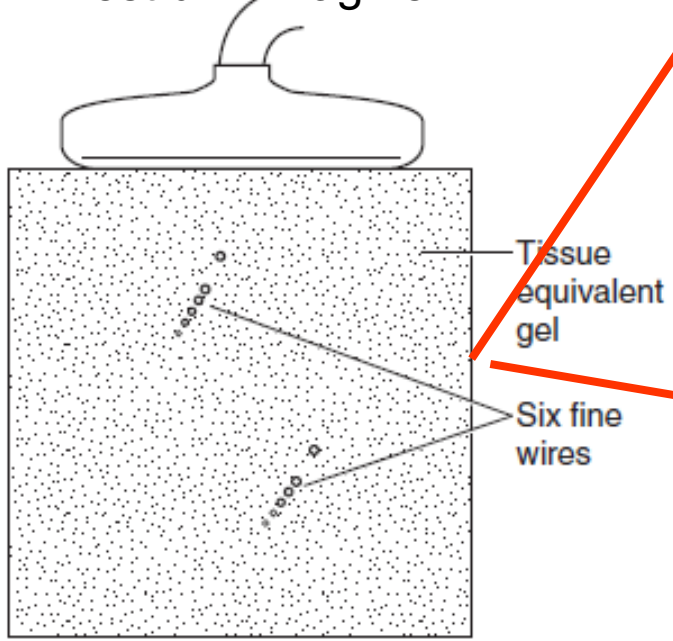
Strumento che trasforma energia elettrica in energia meccanica, sotto forma di onde ultrasonore, e viceversa (cioè trasforma onde ultrasonore in impulsi elettrici). Per tale caratteristica, questo tipo di trasduttore è chiamato talora anche **trasduttore duplex**.



La parte più importante di un trasduttore sono i **cristalli piezoelettrici**, cioè i cristalli di quarzo o cristalli ceramici al piombo-titanato-zirconato (PZT) o al titanato di bario (BaTiO_3), che - quando eccitati dal passaggio di energia elettrica - emettono vibrazioni meccaniche, e quando sono sottoposti a vibrazioni meccaniche sono invece in grado di produrre segnali elettrici.

Questa proprietà è il cosiddetto **effetto piezoelettrico**.

Test di immagine



2.25 MHz

Five wires seen



cm scale

12 cm penetration

B

10 MHz

Six wires seen



cm scale

3 cm penetration

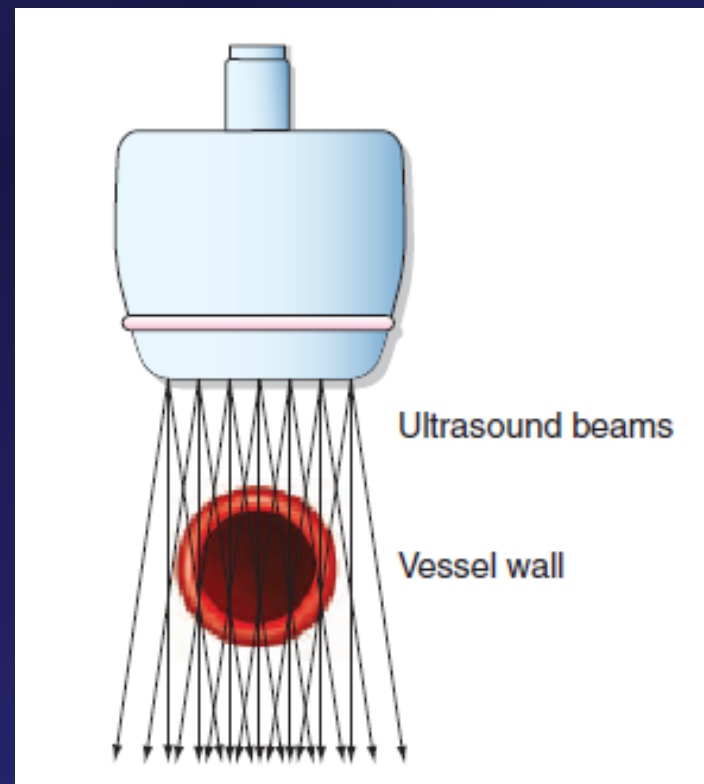
ECD VASCOLARE

OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

AGGIUSTAMENTO DELLA DIREZIONE DEL FASCIO

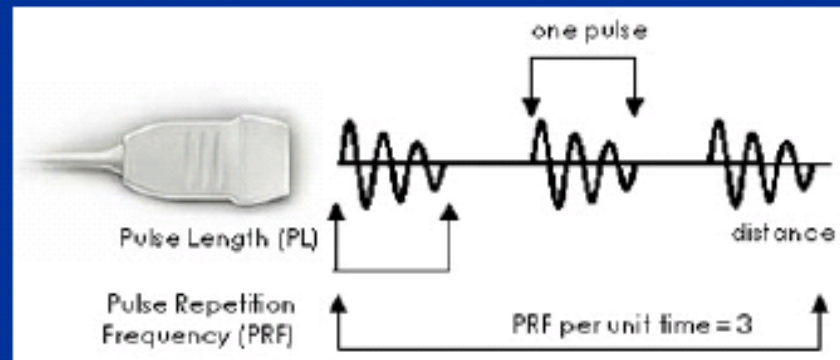
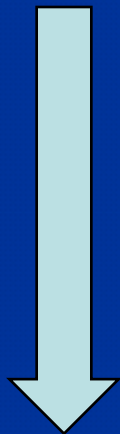
FOCALIZZAZIONE

- Con i trasduttori di oggi il prodotto di scansione è la somma di diverse immagini ottenute con fasci di US che deviano ad angolazioni diverse per migliorare il confine dell'immagine perpendicolare al trasduttore riducendo rumorosità e granulosità di imaging



Pulse Repetition Frequency

Più le strutture da esplorare saranno profonde, maggiore sarà il tempo di ascolto e quindi minore il numero di impulsi inviati per unità di tempo (e - di conseguenza - sarà minore la qualità dell'immagine prodotta).

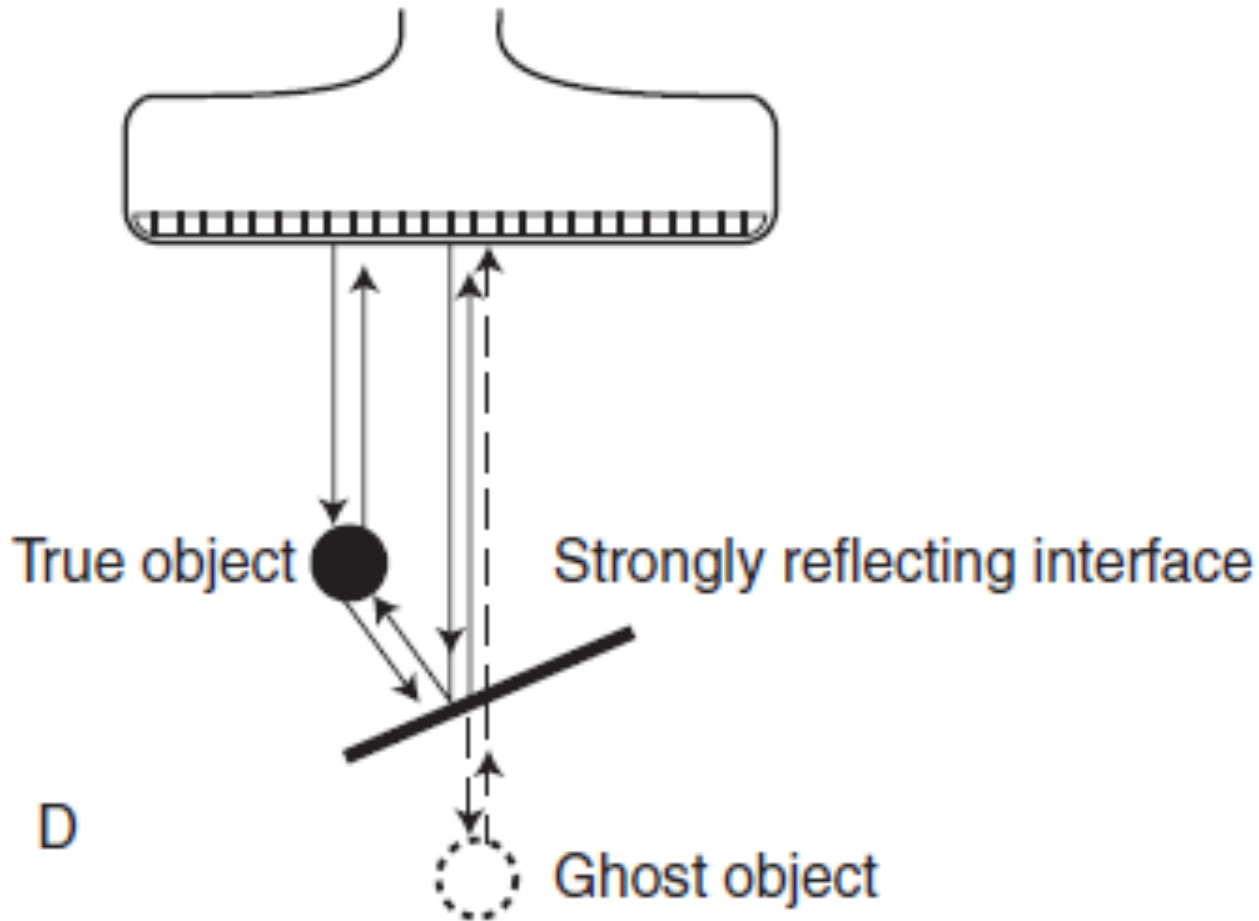


La **Pulse Repetition Frequency (PRF)** (vedi Lez 00 - Fisica degli Ultrasuoni) è la frequenza di emissione degli impulsi ultrasonori da parte del trasduttore (numero di impulsi per secondo).

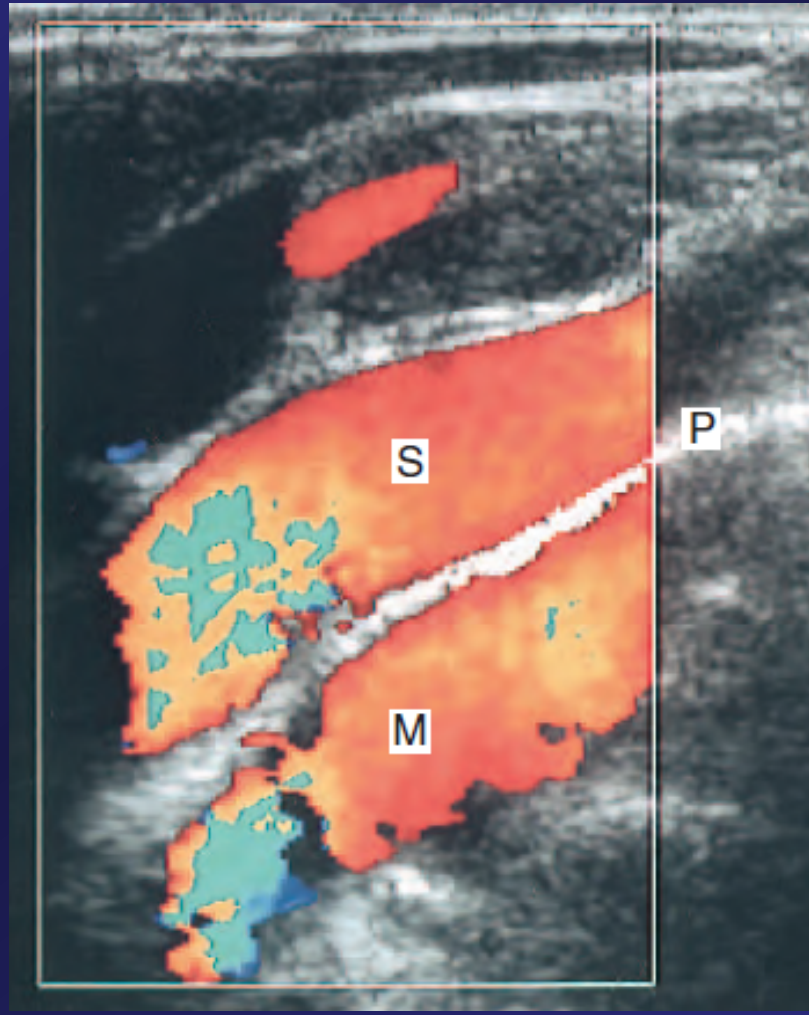
Il trasduttore funziona da emettitore di ultrasuoni per circa 1 milionesimo di secondo, 500-3000 volte al secondo; poi, funziona come ricevitore degli echi per un tempo circa 1000 volte maggiore.

OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

ARTEFATTI

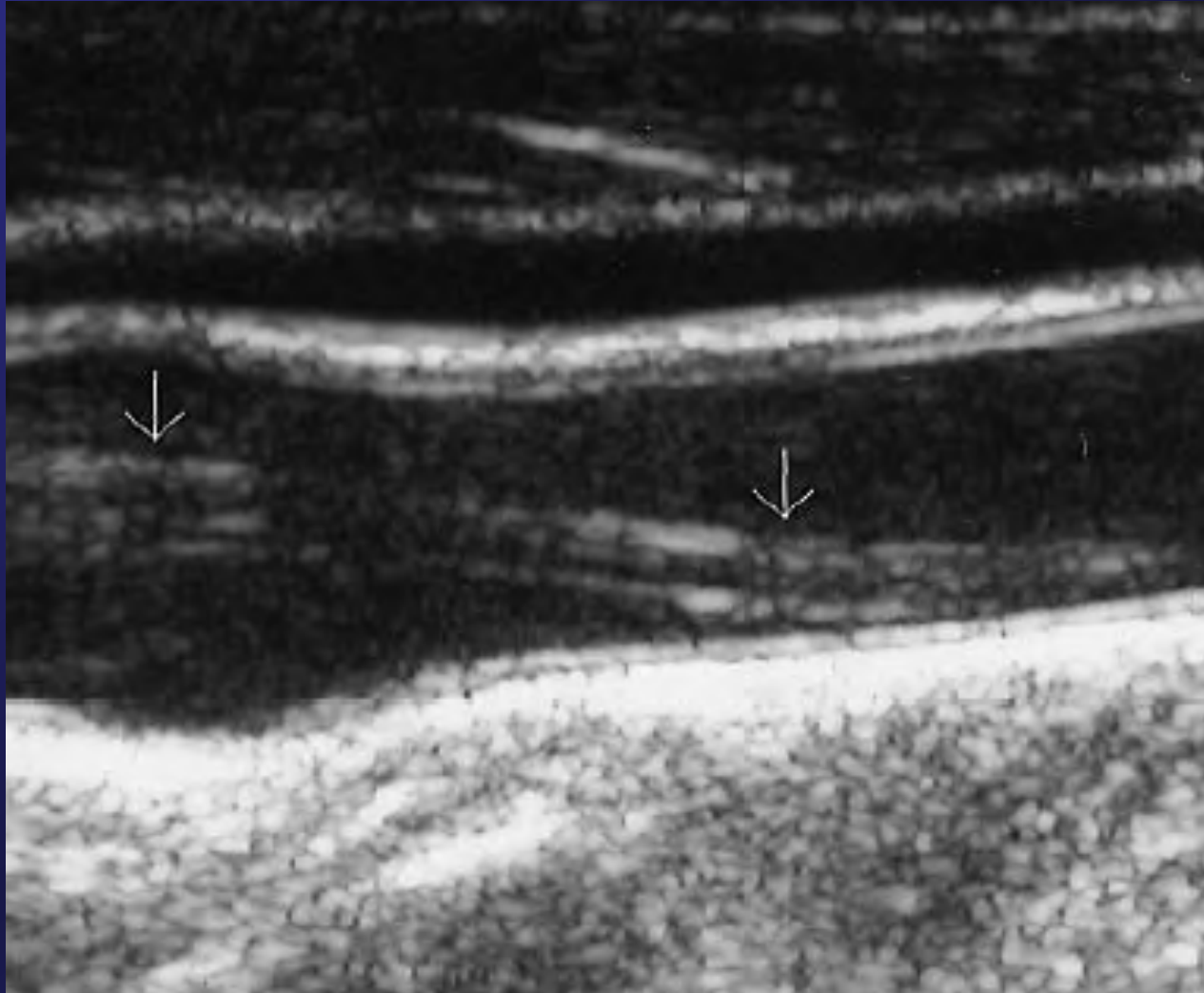


OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D ARTEFATTI



OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

ARTEFATTI



EFFETTO DOPPLER

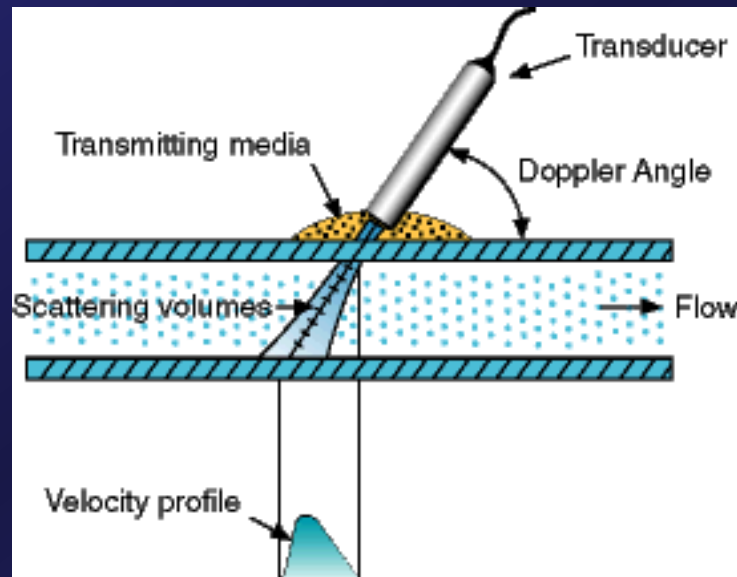
Se la sorgente sonora si avvicina all'orecchio dell'ascoltatore le onde si infittiscono, divenendo perciò più corte; e se le onde sono corte, la loro frequenza è elevata e il suono risulta acuto

Nel caso di un allontanamento della sorgente sonora le onde si distendono, la frequenza è bassa e il tono si manifesta con un timbro più grave



TIPOLOGIE DI SONDE

La tecnica velocimetrica si avvale dell'uso di sonde a emissione continua o pulsata di ultrasuoni

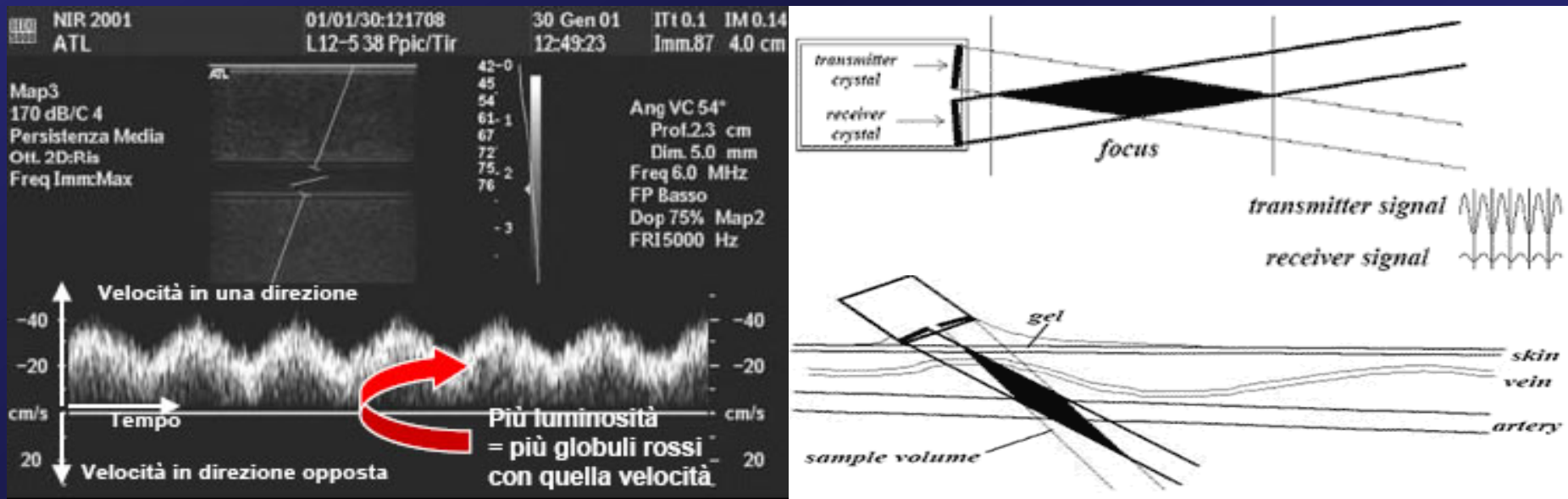


DOPPLER CW AD ONDA CONTINUA

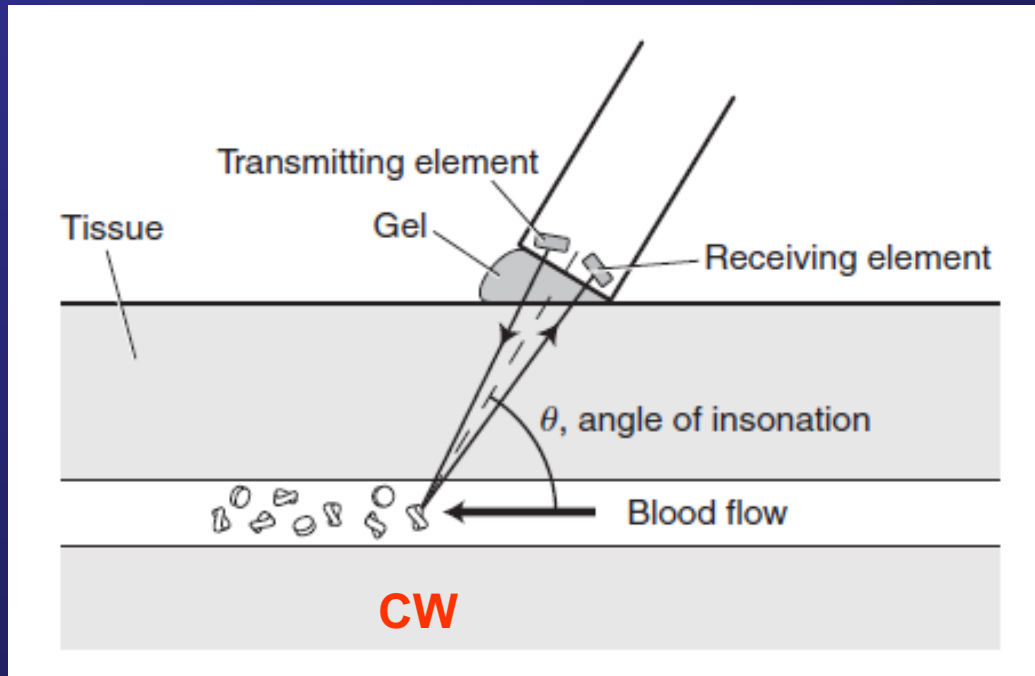
Trasmittitore e ricevitore sono due trasduttori fisicamente separati.

Le informazioni Doppler vengono ricevute continuamente da tutto il campo di messa a fuoco della sonda

La profondità di insonazione dipende dal campo di messa a fuoco e dalla geometria del trasduttore



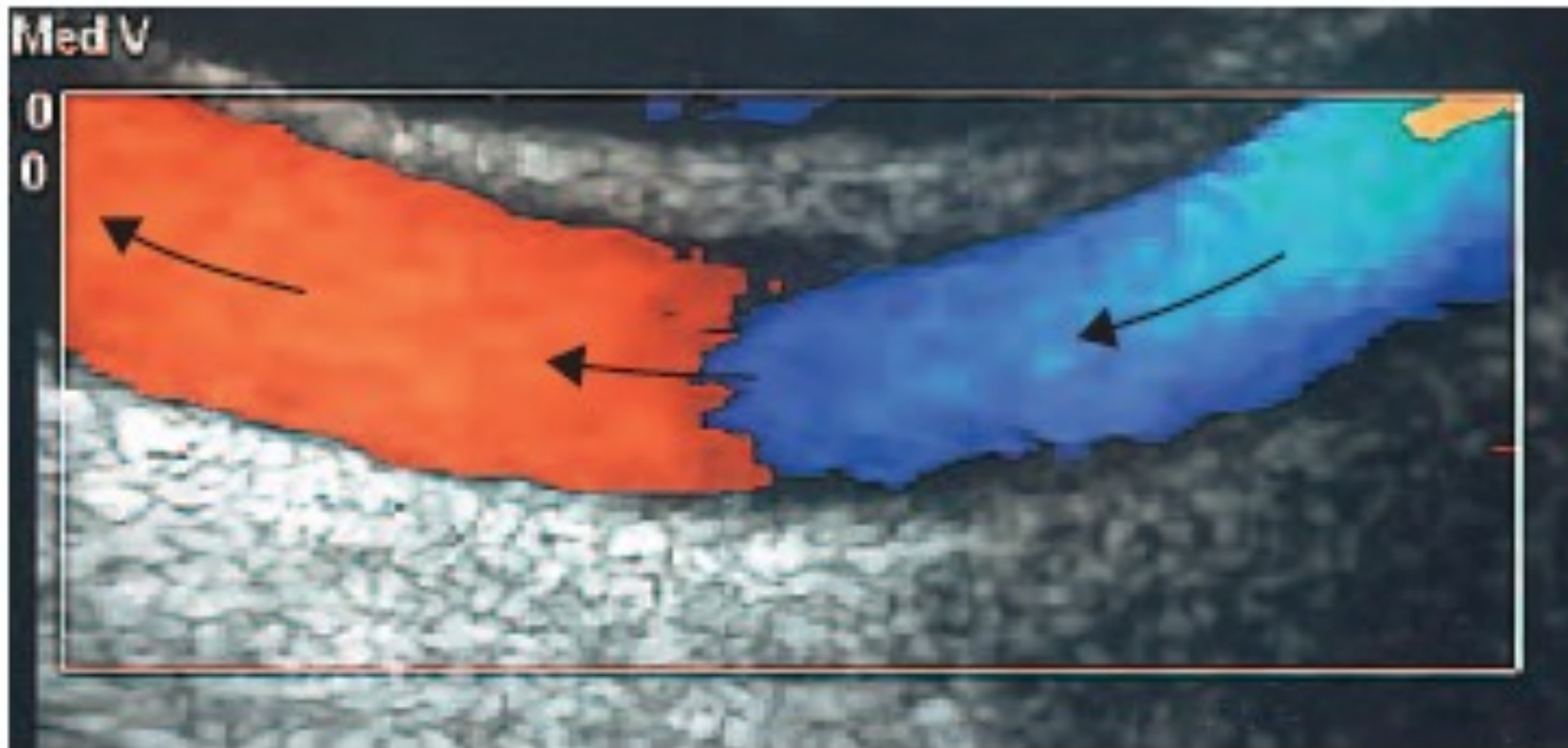
FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE

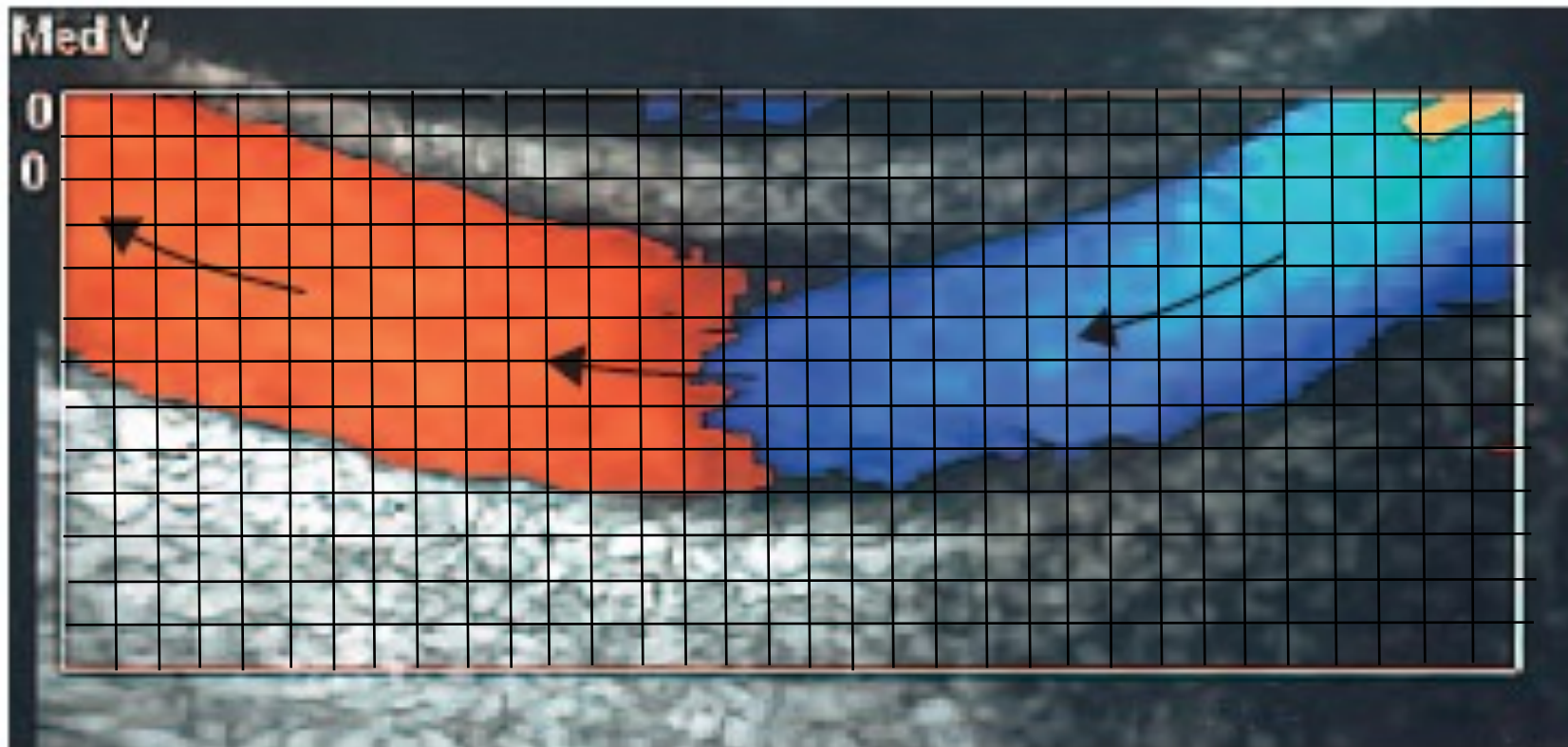


Elevate velocità di campionamento

Ambiguità spaziale

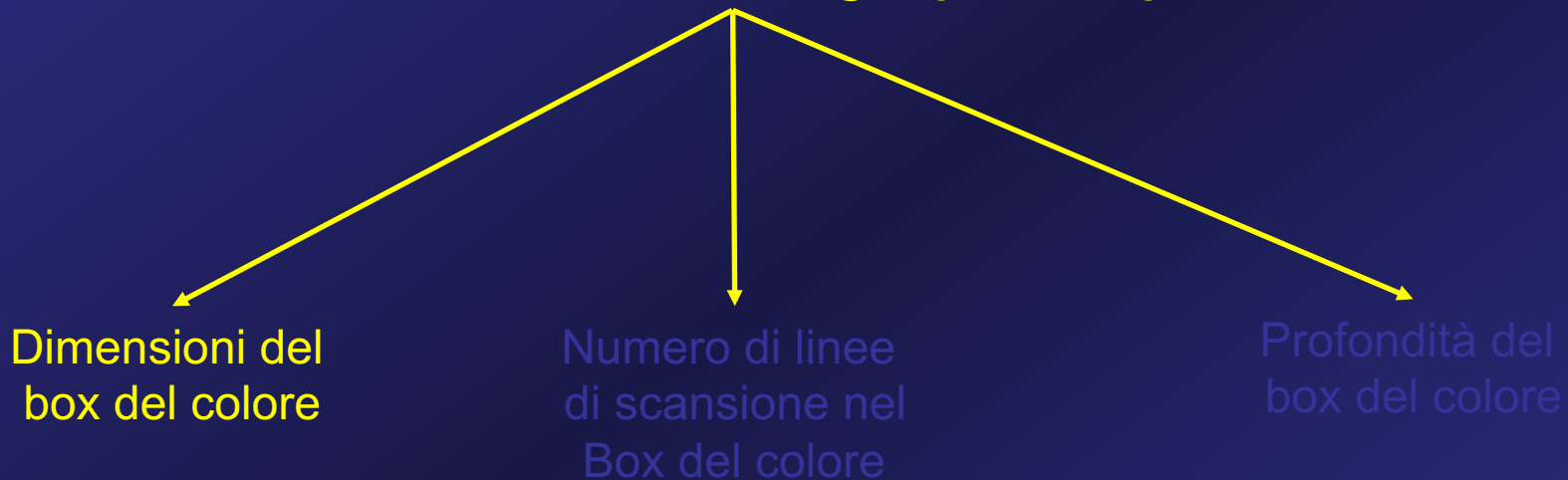






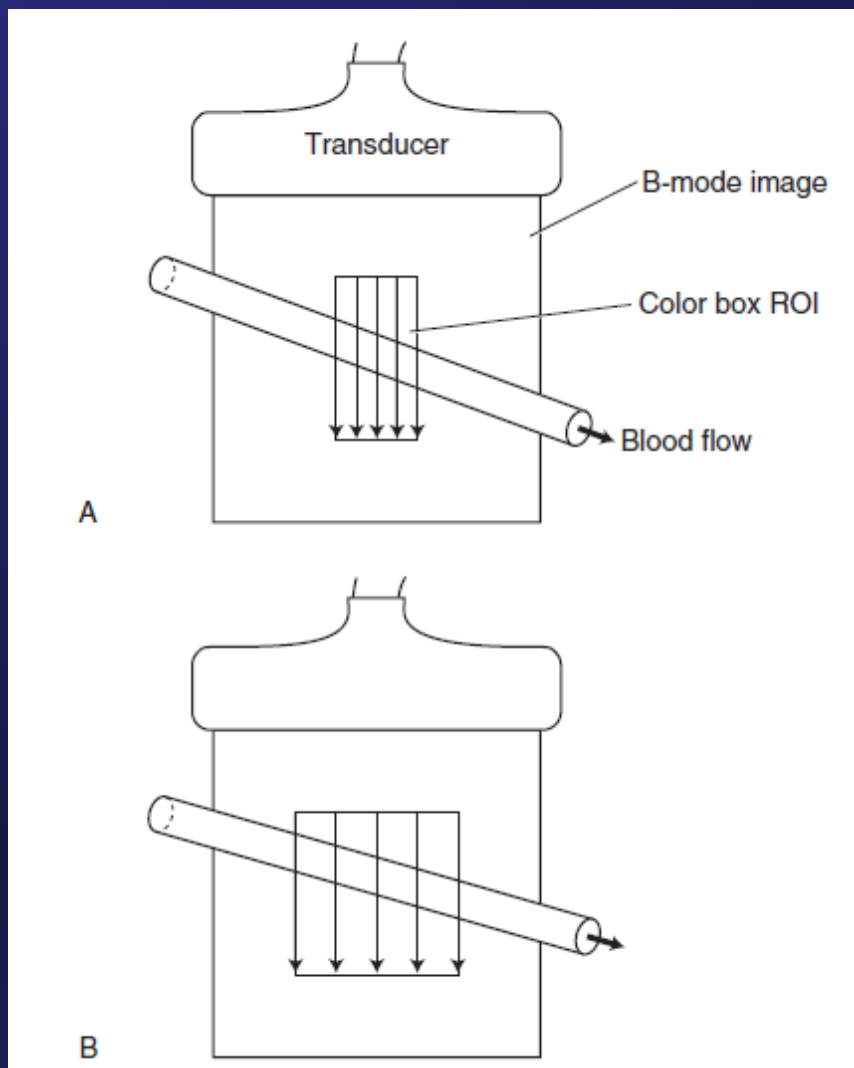
FORMAZIONE DELL' IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: FRAME RATE

Frame rate: numero di nuove immagini prodotte per secondo



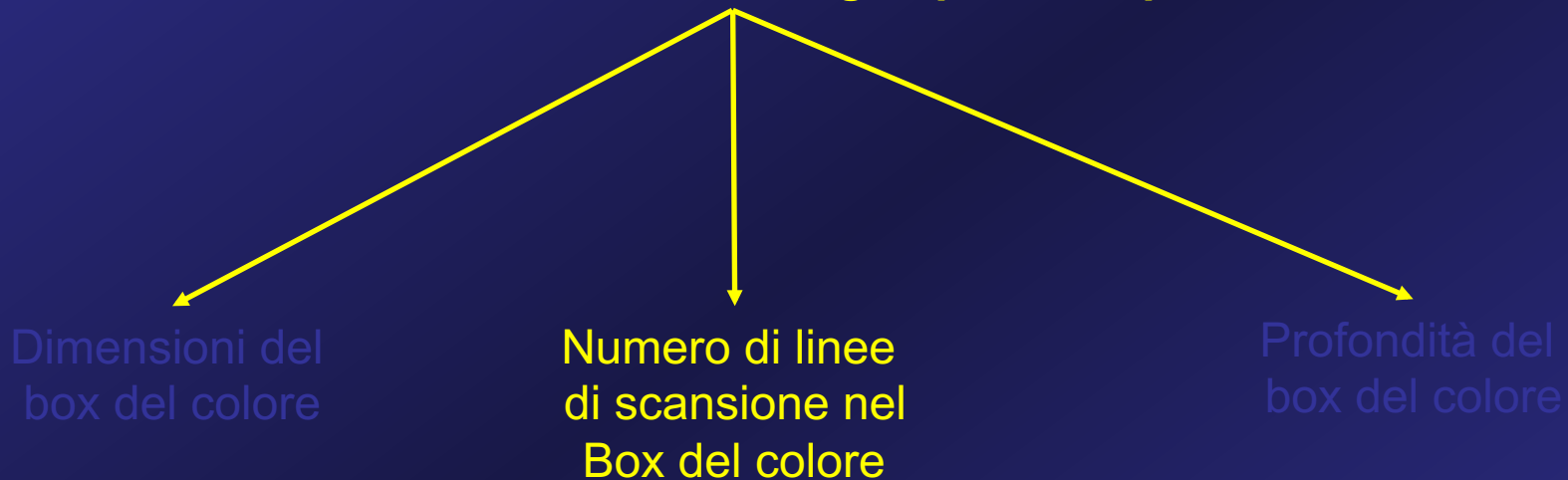
Un ottimale visualizzazione dei flussi pulsatili richiede ovviamente un alto frame rate

FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: FRAME RATE



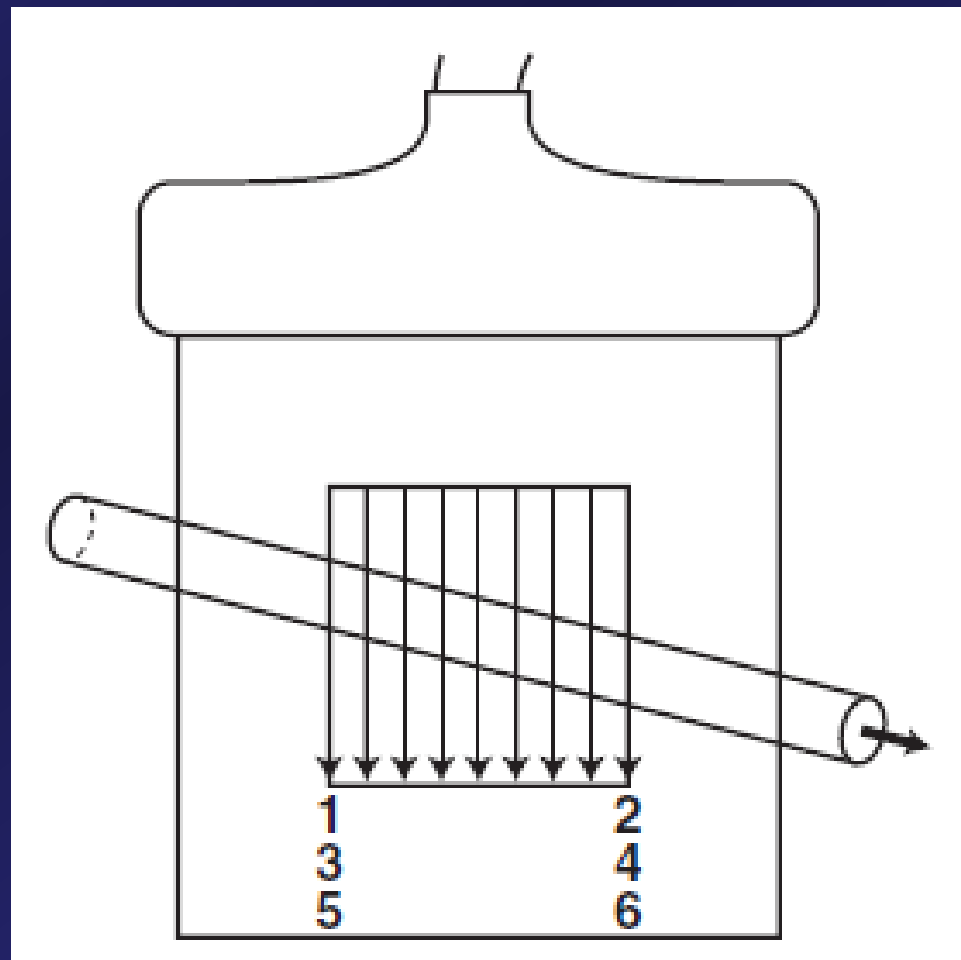
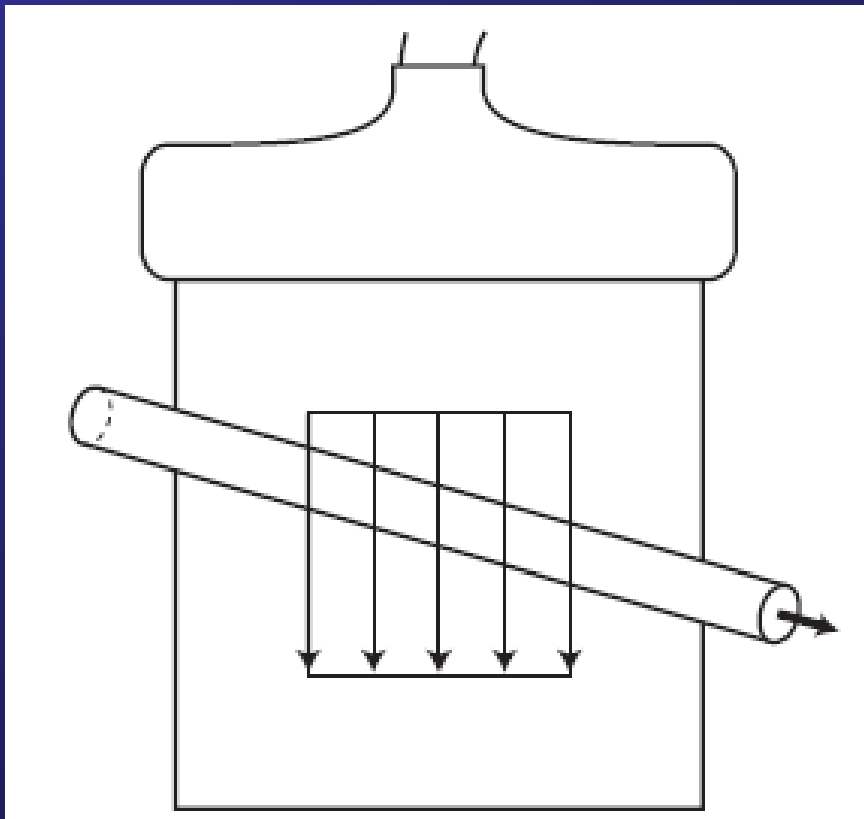
FORMAZIONE DELL' IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: FRAME RATE

Frame rate: numero di nuove immagini prodotte per secondo



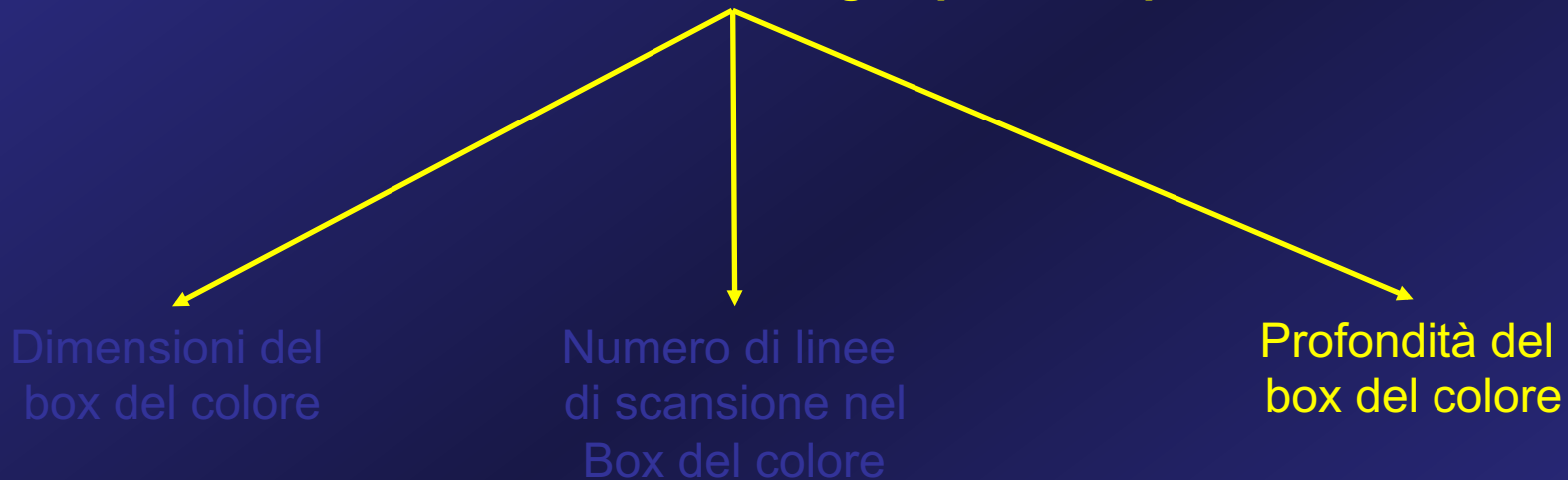
**Un ottimale visualizzazione dei flussi pulsatili richiede
ovviamente un alto frame rate**

FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: FRAME RATE



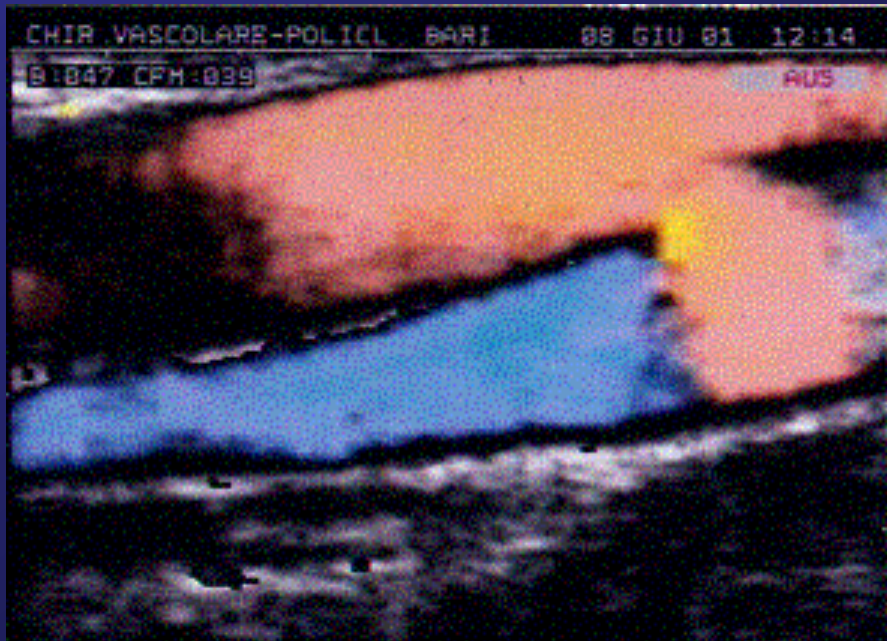
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE COLOR E SUA OTTIMIZZAZIONE: FRAME RATE

Frame rate: numero di nuove immagini prodotte per secondo



- L' esplorazione di aree più profonde impone l' uso di frequenza ultrasonore più basse
- Aumento del tempo di creazione di ogni singola scansione

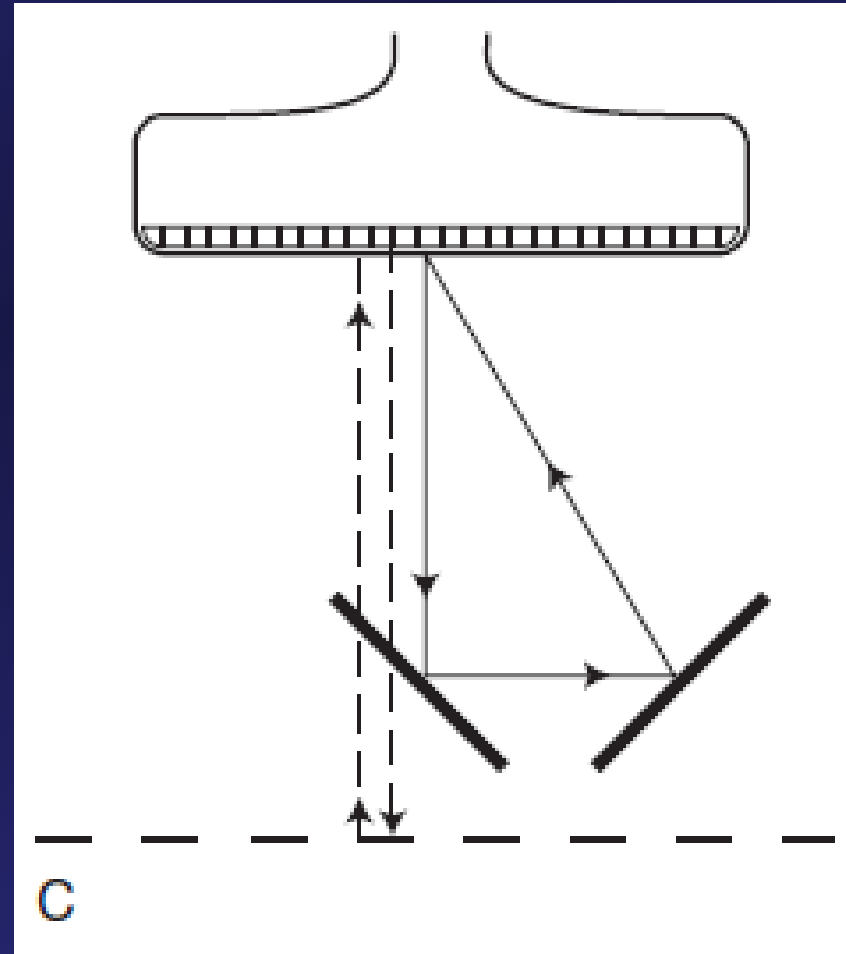
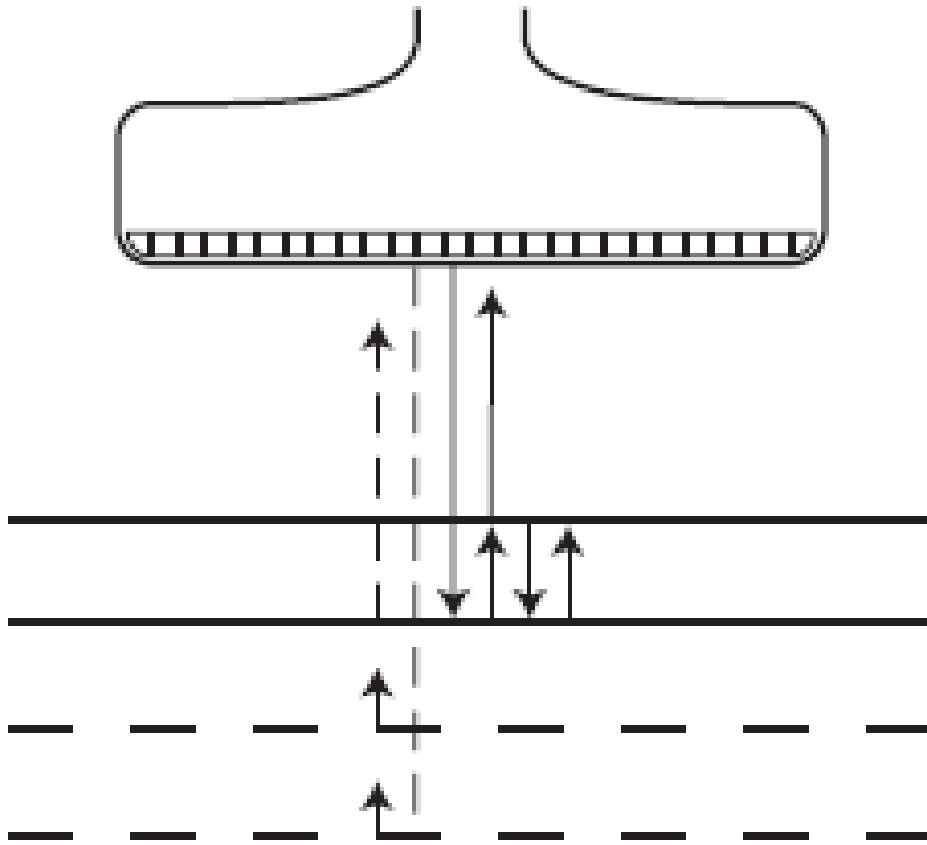
Power Doppler



Power doppler di carotide interna

- Il segnale è determinato dalla densità delle cellule ematiche in movimento.
- Alta sensibilità e definizione della distribuzione della vascolarizzazione .
- Non dipende dalla velocità del flusso
- Poco attendibile sulla direzione del flusso
- Non dipende dall'angolo di incidenza

OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D ARTEFATTI

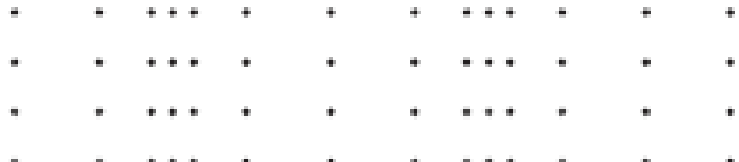


TRASDUTTORI



Trasduttore piezo-elettrico

Transducer on



B

Displacement of particles

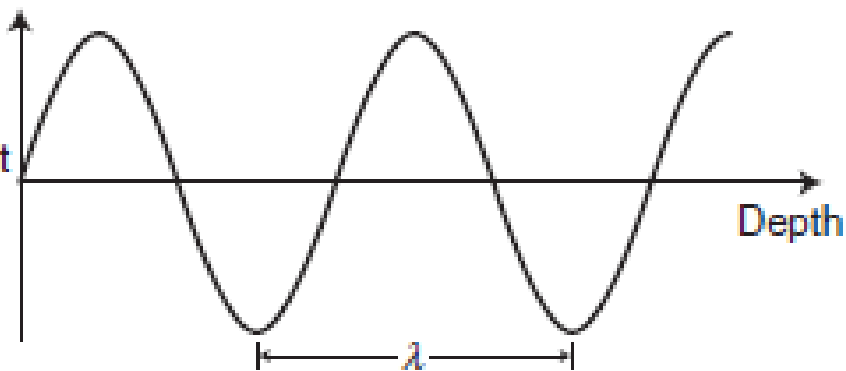
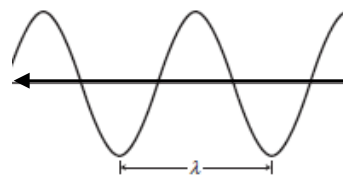
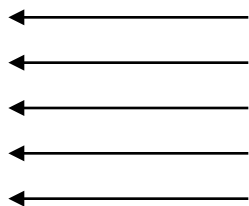
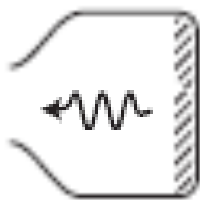
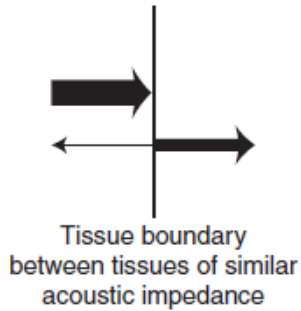
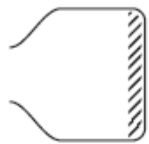


Table 2.1 Speed of sound in different tissues

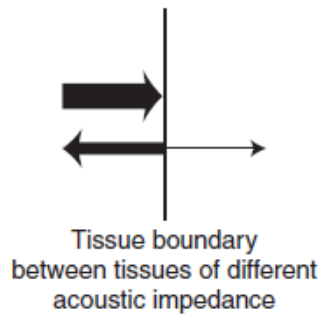
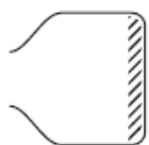
Medium	Speed of sound (m/s)
Air	330
Water (20° C)	1480
Fat	1450
Blood	1570
Muscle	1580
Bone	3500
Soft tissue (average)	1540



FORMAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

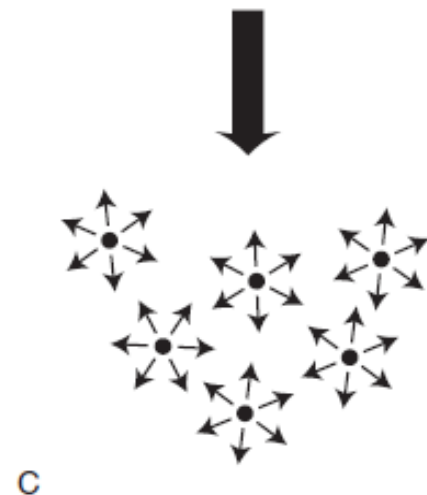
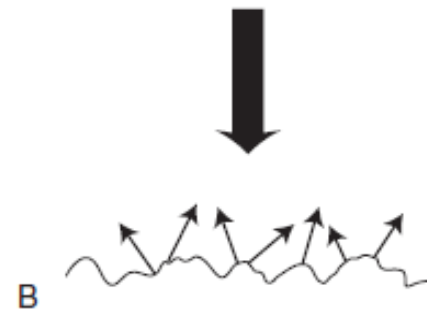


A

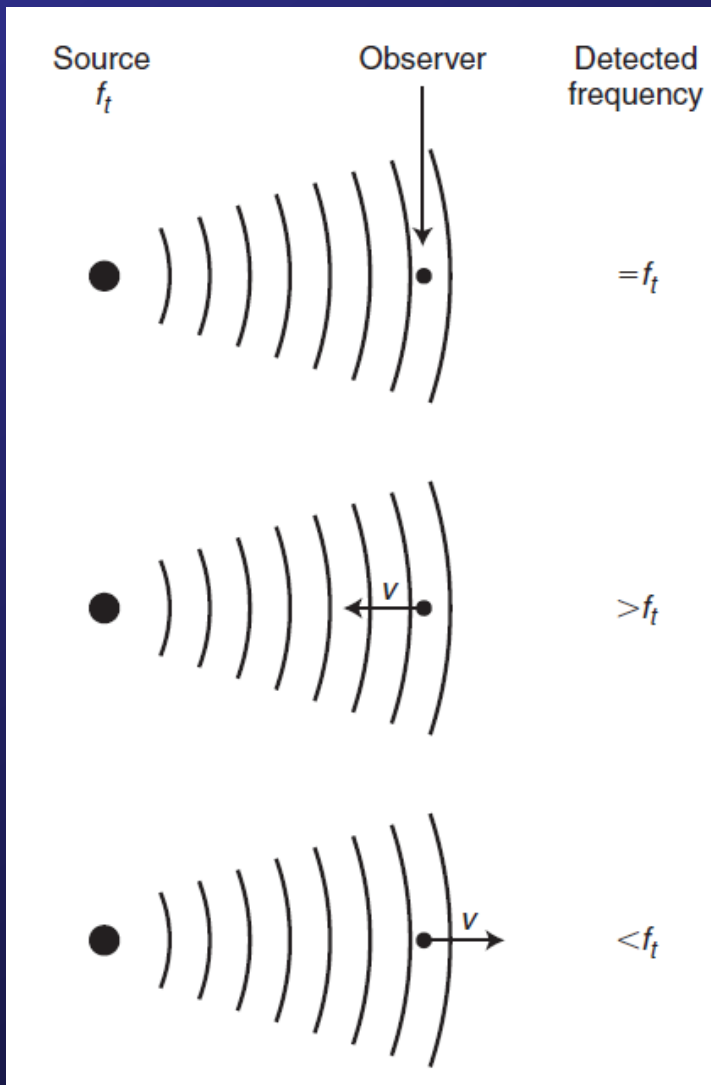


B

Reflecting interface	Ratio of reflected to incident wave amplitude
Muscle/blood	0.03
Soft tissue/water	0.05
Fat/muscle	0.10
muscle/Bone	0.64
Soft tissue/air	0.9995



FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE



EFFETTO DOPPLER

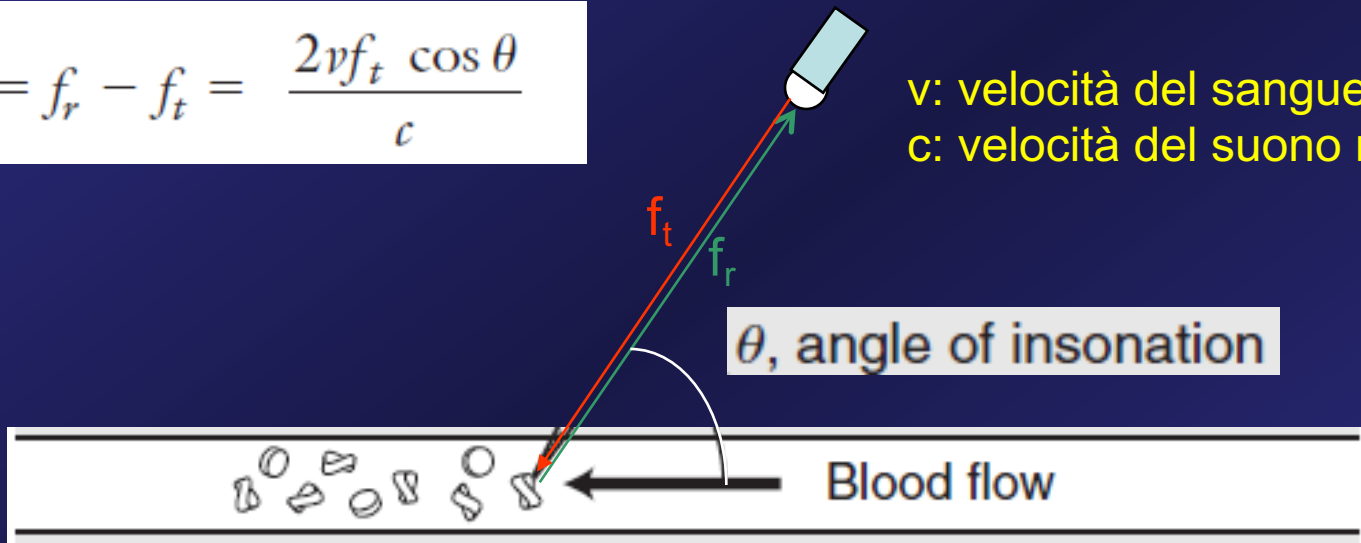


FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE



$$f_d = f_r - f_t = \frac{2vf_t \cos \theta}{c}$$

v: velocità del sangue
c: velocità del suono nel tessuto



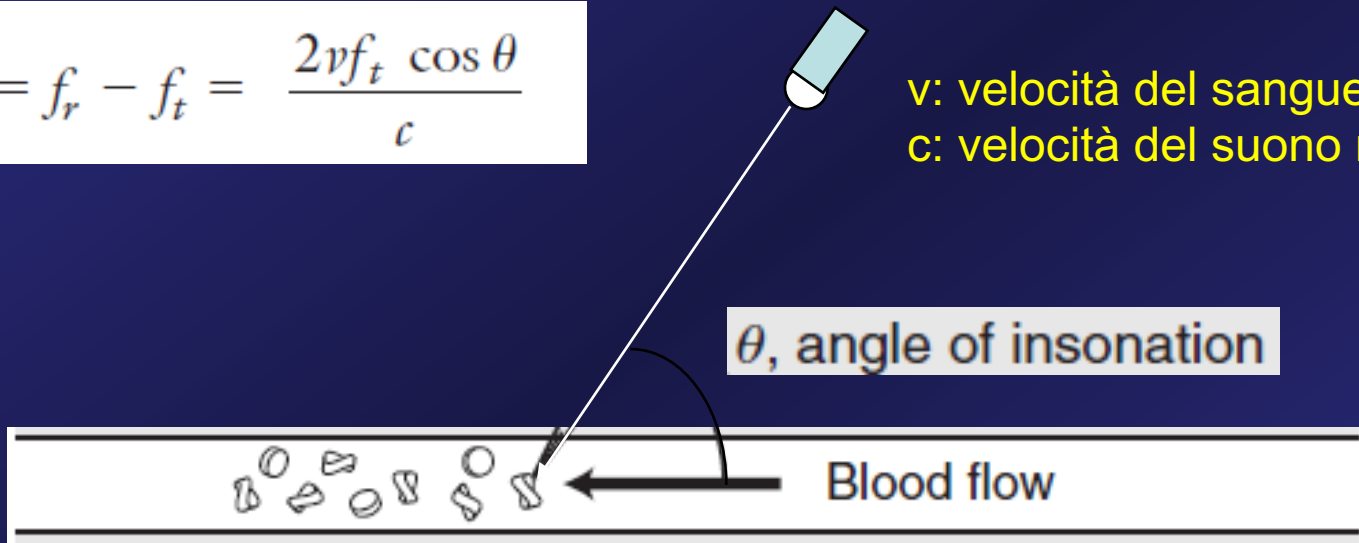
FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE



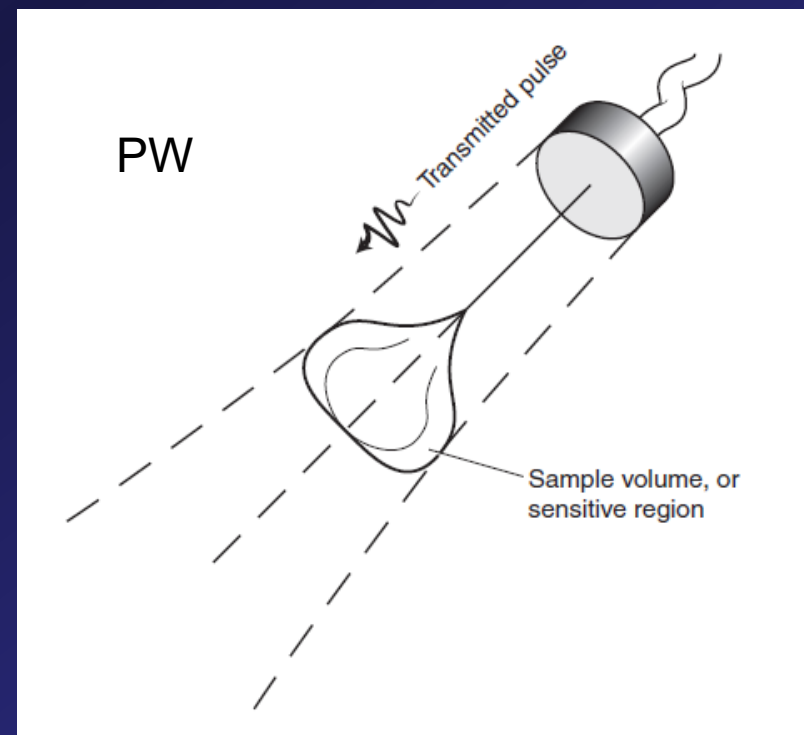
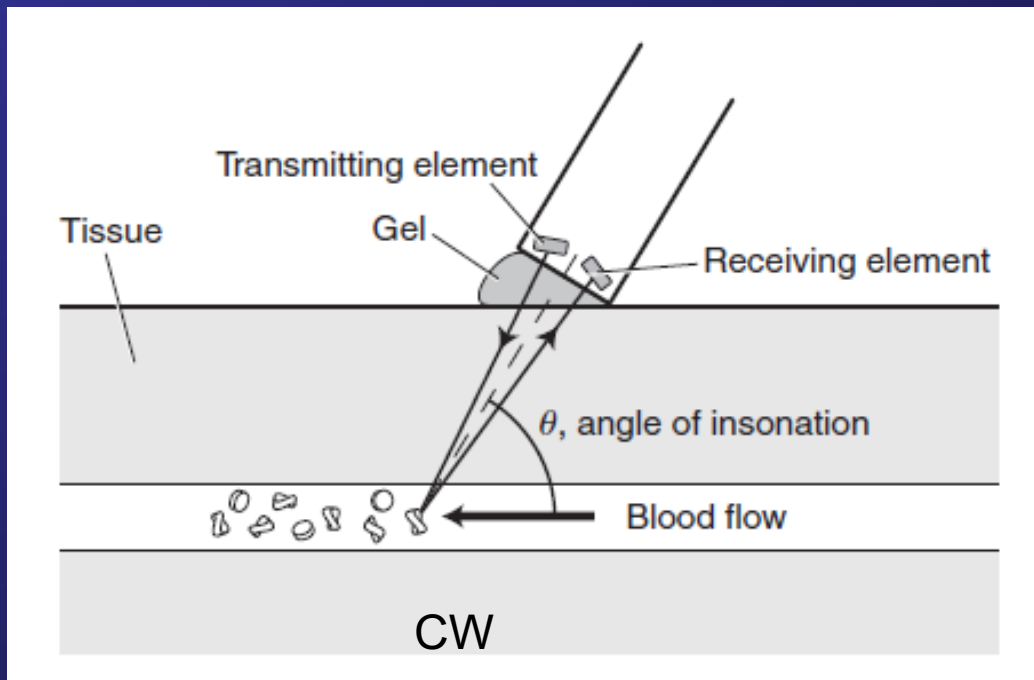
INFLUENZA DELL' ANGOLO DI INCIDENZA

$$f_d = f_r - f_t = \frac{2vf_t \cos \theta}{c}$$

v: velocità del sangue
c: velocità del suono nel tessuto



FORMAZIONE DEL SEGNALE DOPPLER E SUA OTTIMIZZAZIONE

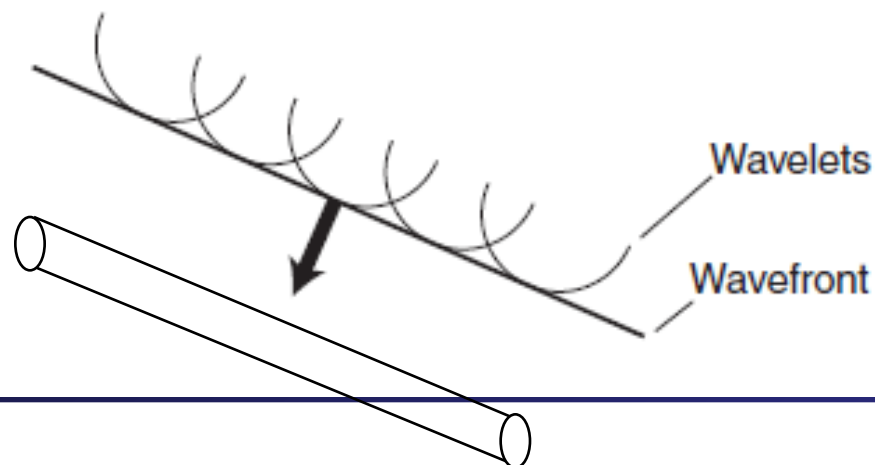
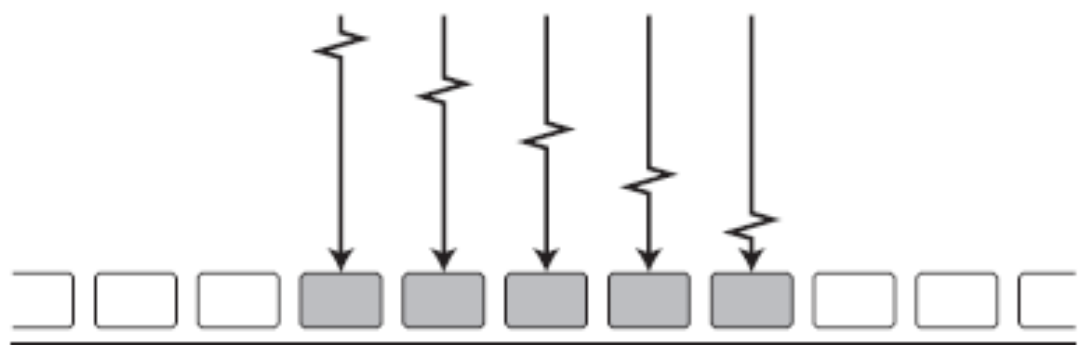


ECD VASCOLARE

OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

AGGIUSTAMENTO DELLA DIREZIONE DEL FASCIO

FOCALIZZAZIONE



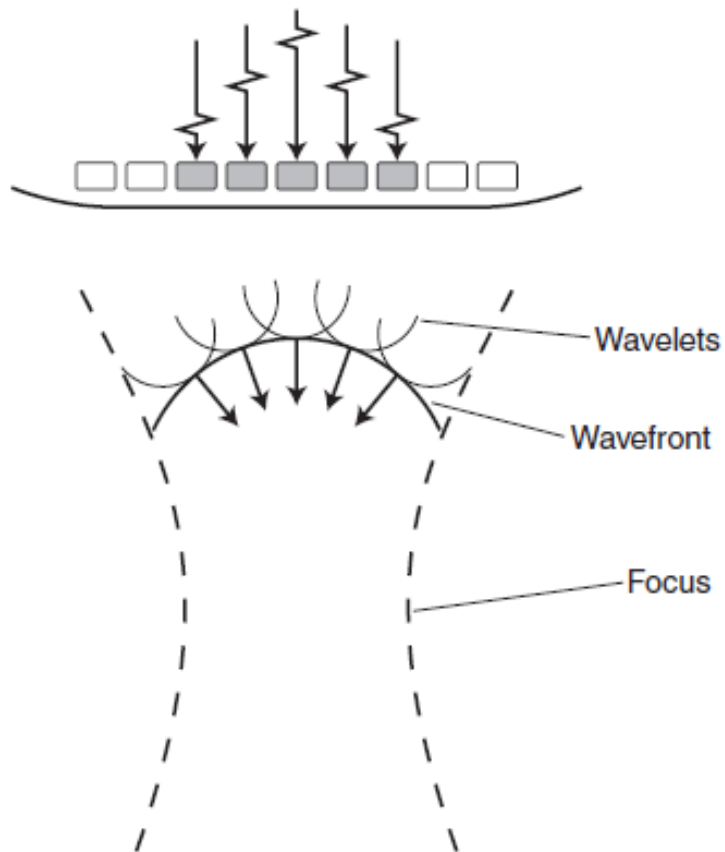
A

ECD VASCOLARE

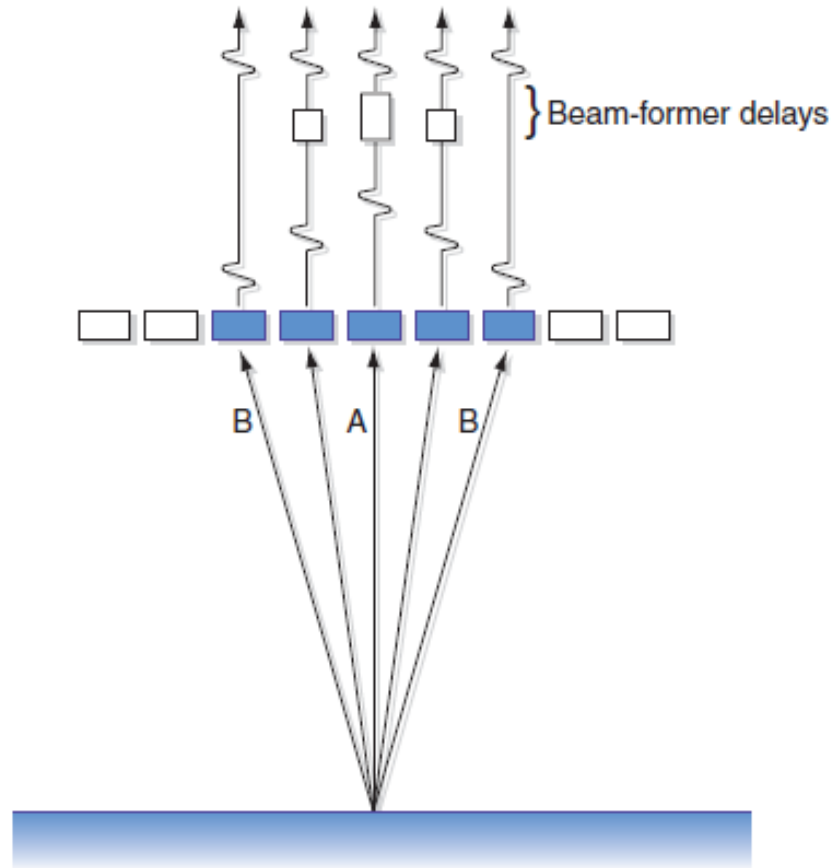
OTTIMIZZAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

AGGIUSTAMENTO DELLA DIREZIONE DEL FASCIO

FOCALIZZAZIONE



B

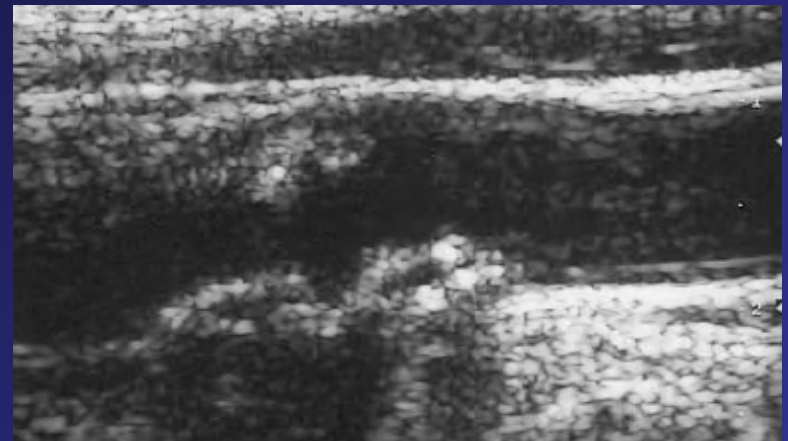


FORMAZIONE DELL'IMMAGINE 2D

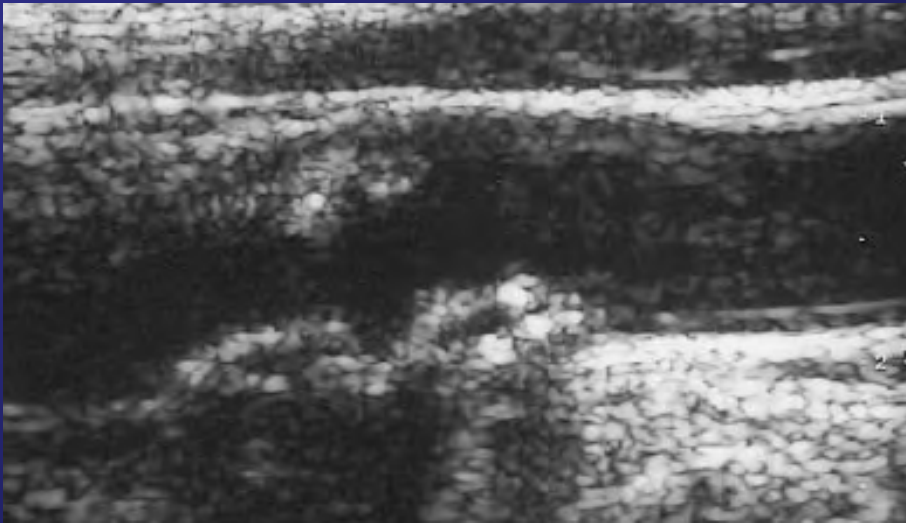
GRAY-SCALE MAPS: assegnazione di un livello di grigio proporzionale all'ampiezza dell'eco riflesso

DYNAMIC RANGE: differenza tra eco più brillante che non causa saturazione ed eco meno brillante distinguibile dal rumore di fondo

COMPRESSION CURVES: l'ampiezza dei segnali ricevuti dalla sonda a volte è così diversa da rendere impossibile la loro completa visualizzazione. In questi casi si possono usare delle curve di compressione non lineari.



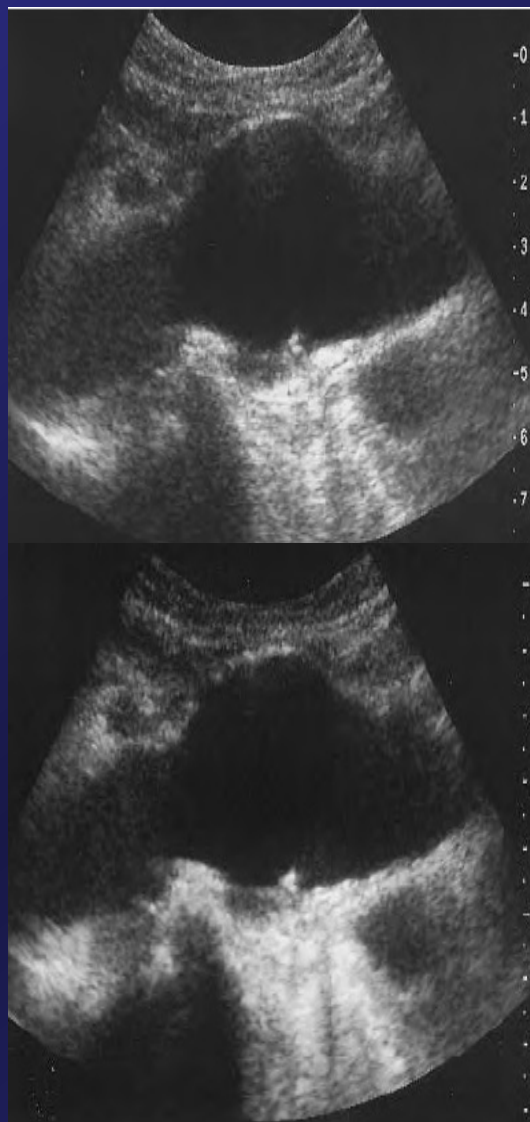
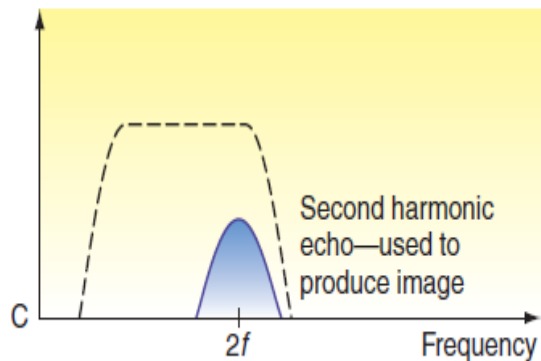
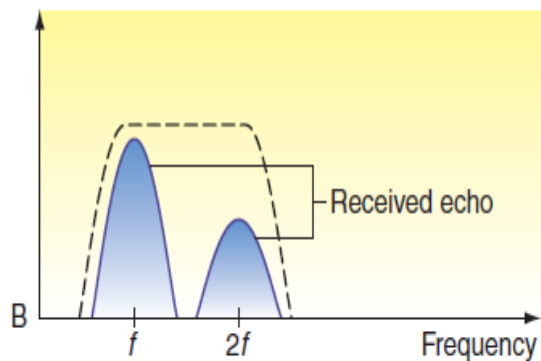
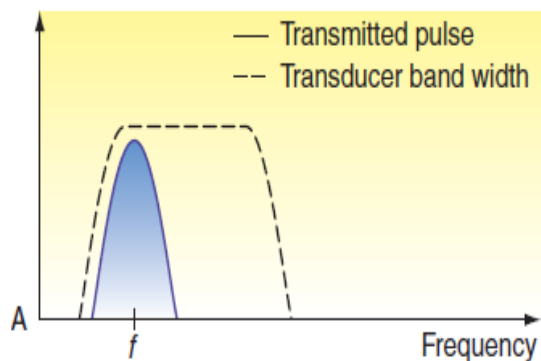
FORMAZIONE DELL'IMMAGINE 2D E AGGIUSTAMENTO DELLA POTENZA DEL FASCIO EMESSO E DEL GUADAGNO



Two different compression curves



SECONDA ARMONICA TISSUTALE



- Dopo aver inviato il segnale ad una data frequenza (f_0), settando lo strumento in ricezione in una banda centrata su una frequenza doppia ($2f_0$), ed eliminando le armoniche spurie, si **ottimizza il risultato diagnostico diminuendo gli artefatti in pazienti ecograficamente difficili** es. Obesi.
- **Aumenta la risoluzione spaziale in profondità**
- **Si utilizzano mezzi di contrasto**