

Unità Operativa di Neurologia
Ospedale "Madonna del Soccorso"
San Benedetto del Tronto (AP)
Direttore M.Ragno

**L'ECOGRAFO QUESTO
(S)CONOSCIUTO:
I SETTAGGI**

Dr. Sandro Sanguigni

***Neurosonologia
Stroke-Unit***

San Benedetto del Tronto
6-8 Novembre 2017



Società Italiana
Interdisciplinare Neurovascolare



**NOIOSO????...FORSE ...
MA.....**

REPETITA IUVANT

.....et ADIUVANT !!!!

Hypoplasia of the internal carotid artery: collateral circulation and ultrasonographic findings. A case report.

J Ultrasound. 2009 Mar

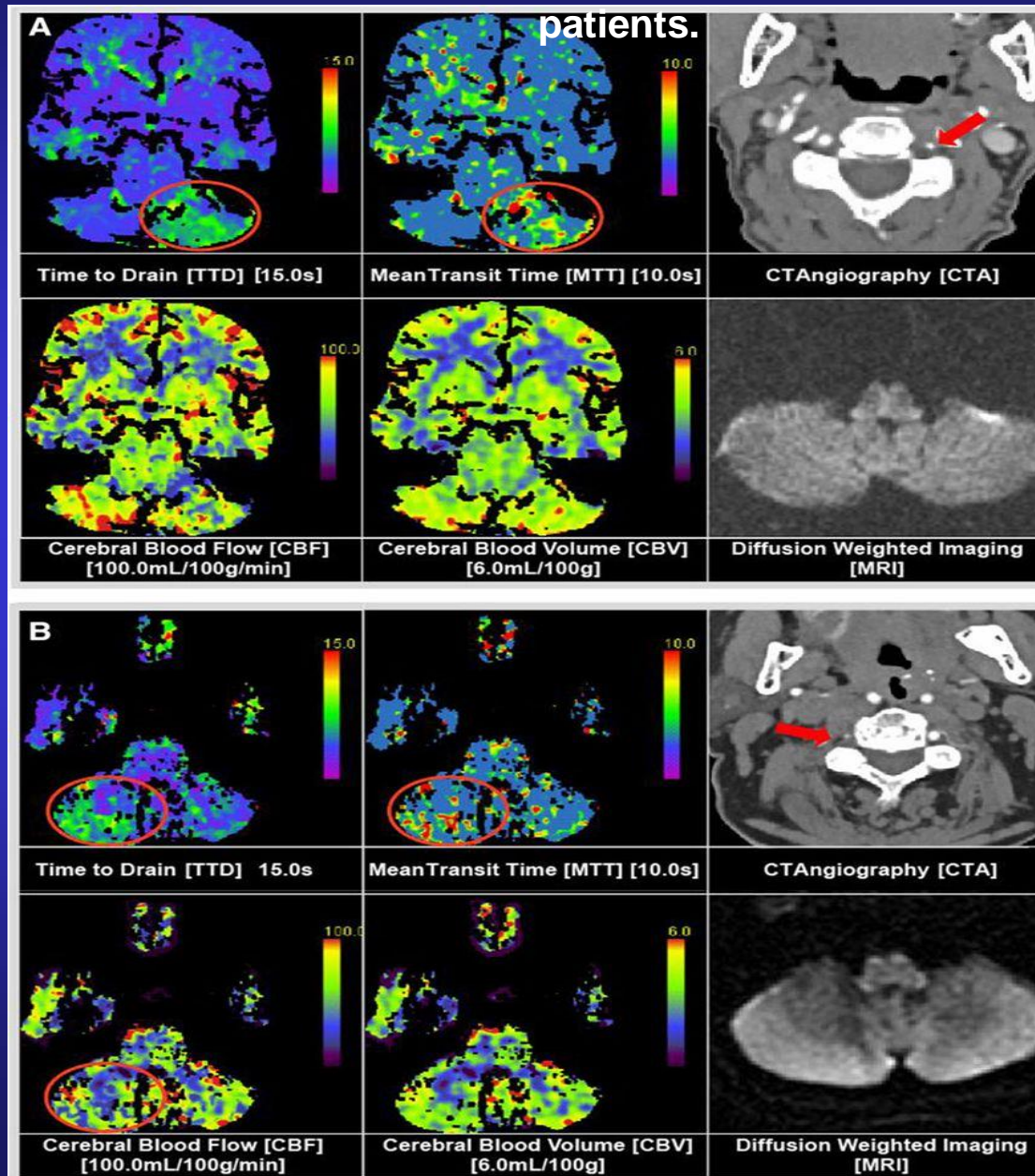
Nicoletti G, Sanguigni S, Bruno F, Tardi S, Malferrari G.

Vertebral artery hypoplasia: frequency and effect on cerebellar blood flow characteristics

Stroke. 2014 May;45(5):1363-8.

Thierfelder KM, Baumann AB, Sommer WH, Armbruster M, Opherk C, Janssen H, Reiser MF, Straube A, von Baumgarten

Infratentorial CT perfusion-image sets consisting of time to drain (TTD), mean transit time (MTT), cerebral blood flow (CBF), and cerebral blood volume (CBV) corresponding computed tomography angiography (CTA) and diffusion-weighted MRI scans of 2 different



Thierfelder K M . Stroke. 2014

L'ESAME DEVE ESSERE COMPLETO !

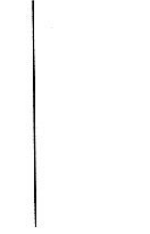
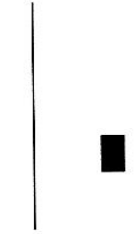
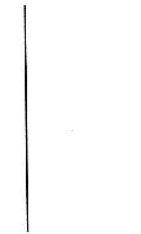
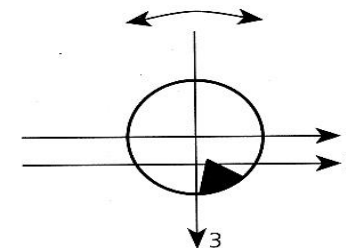
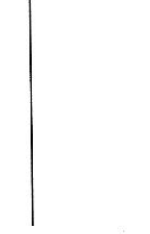
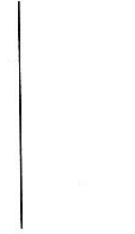
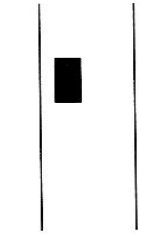
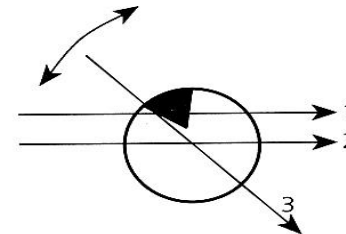
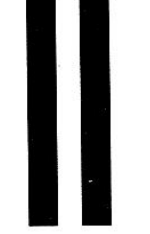
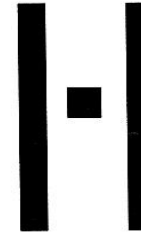
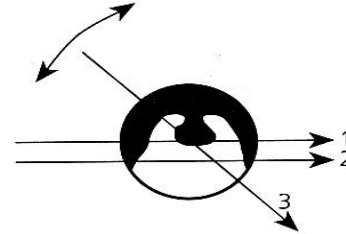
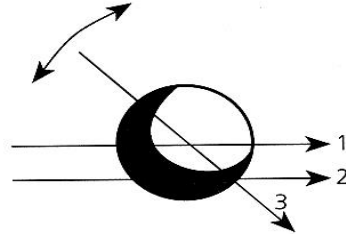
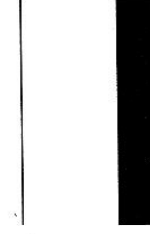
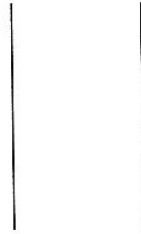
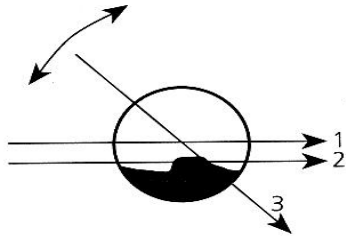
- **Determinazione e calcolo(metodica automatica) del valore di IMT**
- **Informazioni su superficie della placca (ulcerazione, trombo sovrapposto)**
- **Diagnosi del grado di stenosi carotidea (> 70%, near occlusion, occlusione)**
- **La diagnosi del grado di stenosi dell'arteria vertebrale (<50%,> 50%, occlusione)**
- **Rilevamento di trombo intraluminale nei vasi cervicali**
- **La diagnosi di sindrome da furto della succlavia**
- **La diagnosi / sospetto di cause non comuni di ictus (dissezione dell'arteria carotide interna e/o vertebrale)**
- **Informazioni complementari nella diagnosi di arterite temporale**

A

1

2

3



Near-occlusion



?????!!!!!!

Rappresentazione di un segnale: Tempo vs Frequenza



Il matematico Jean Baptiste Joseph Fourier dimostrò che un segnale arbitrario può essere descritto come somma di segnali sinusoidali di opportuna frequenza, fase ed ampiezza

??????!!!!!!

Effetto DOPPLER

$$F = \frac{2v f_i \cos(30/60)}{c}$$

dove :

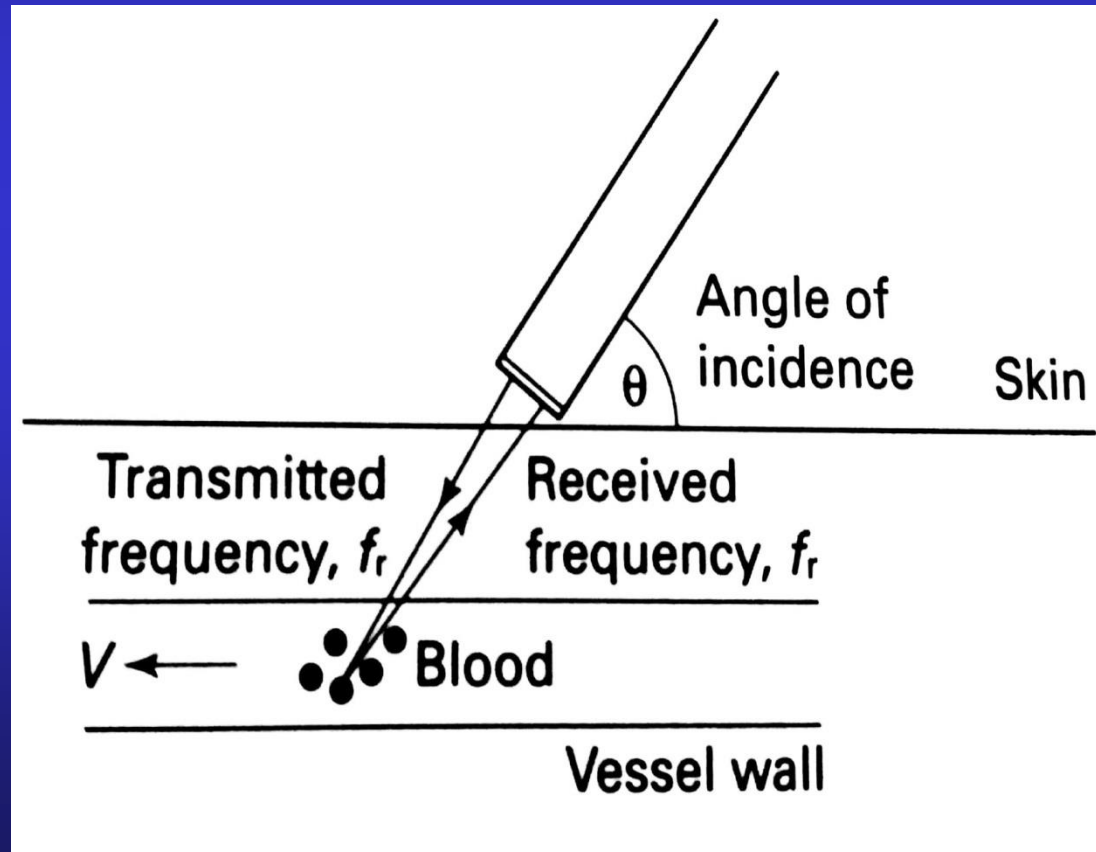
F = differenza tra la frequenza dell'onda incidente e di quella riflessa

v = velocità oggetto insonato

f_i = frequenza incidente

Cos (30/60) = angolo compreso tra direzione movimento e asse fascio incidente

c = velocità di attraversamento del mezzo da parte degli US

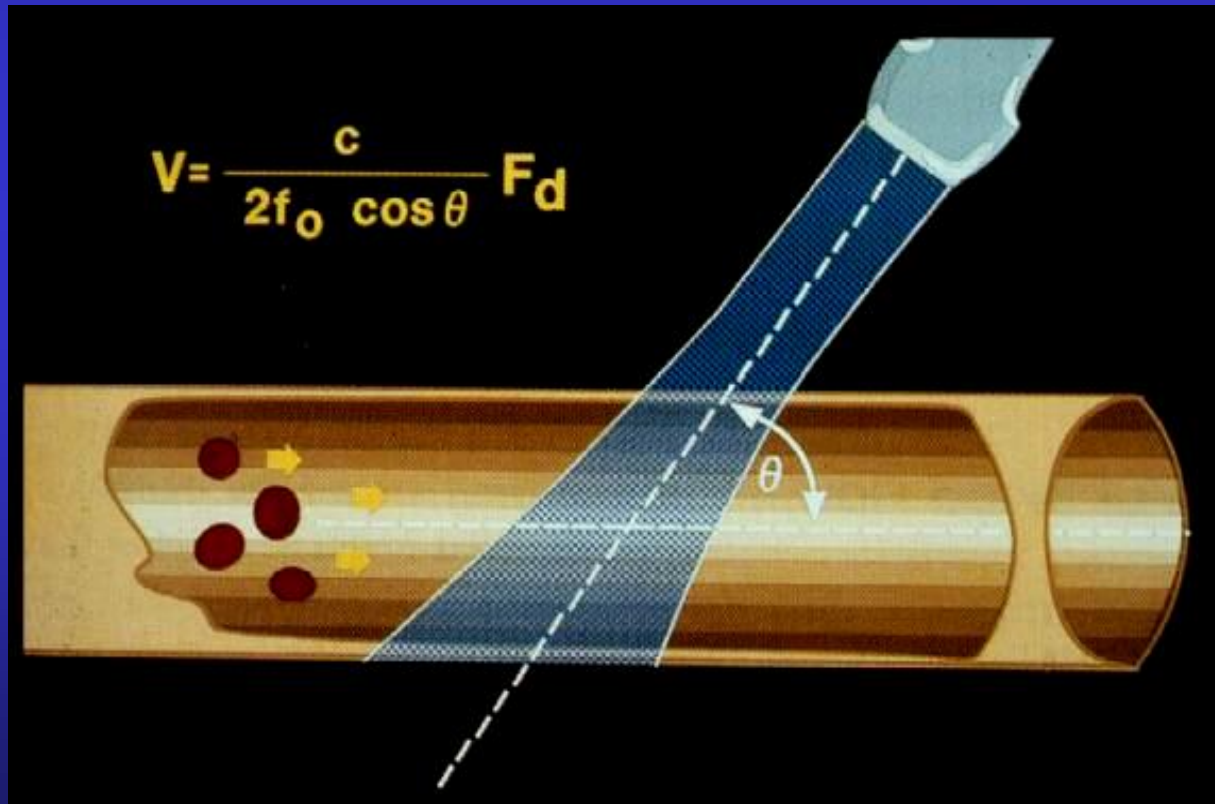


??????!!!!!!

Effetto DOPPLER

Forte dipendenza dall'angolo di insonazione!!!

$$30 < \cos \theta < 60$$



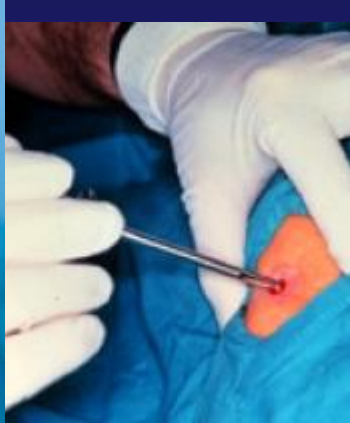
Effetto doppler - rappresentazione

- Sull'ascissa scorre il **TEMPO**; in ogni istante, l'apparecchio identifica le diverse **FREQUENZE** presenti nel segnale, e le scrive sotto forma di punti a distanze variabili dalla linea di base, tanto maggiori quanto più alta è la frequenza stessa; riconosce **l'INTENSITA'** di ciascuna componente di frequenza e utilizza la scala dei grigi per rappresentarla: maggiore è l'intensità, più chiara è la tonalità di grigio a rappresentarla; dimostra la **DIREZIONE** del flusso, ponendo i segnali doppler in avvicinamento al trasduttore al di sopra della linea di base, quelli in allontanamento al di sotto di essa.

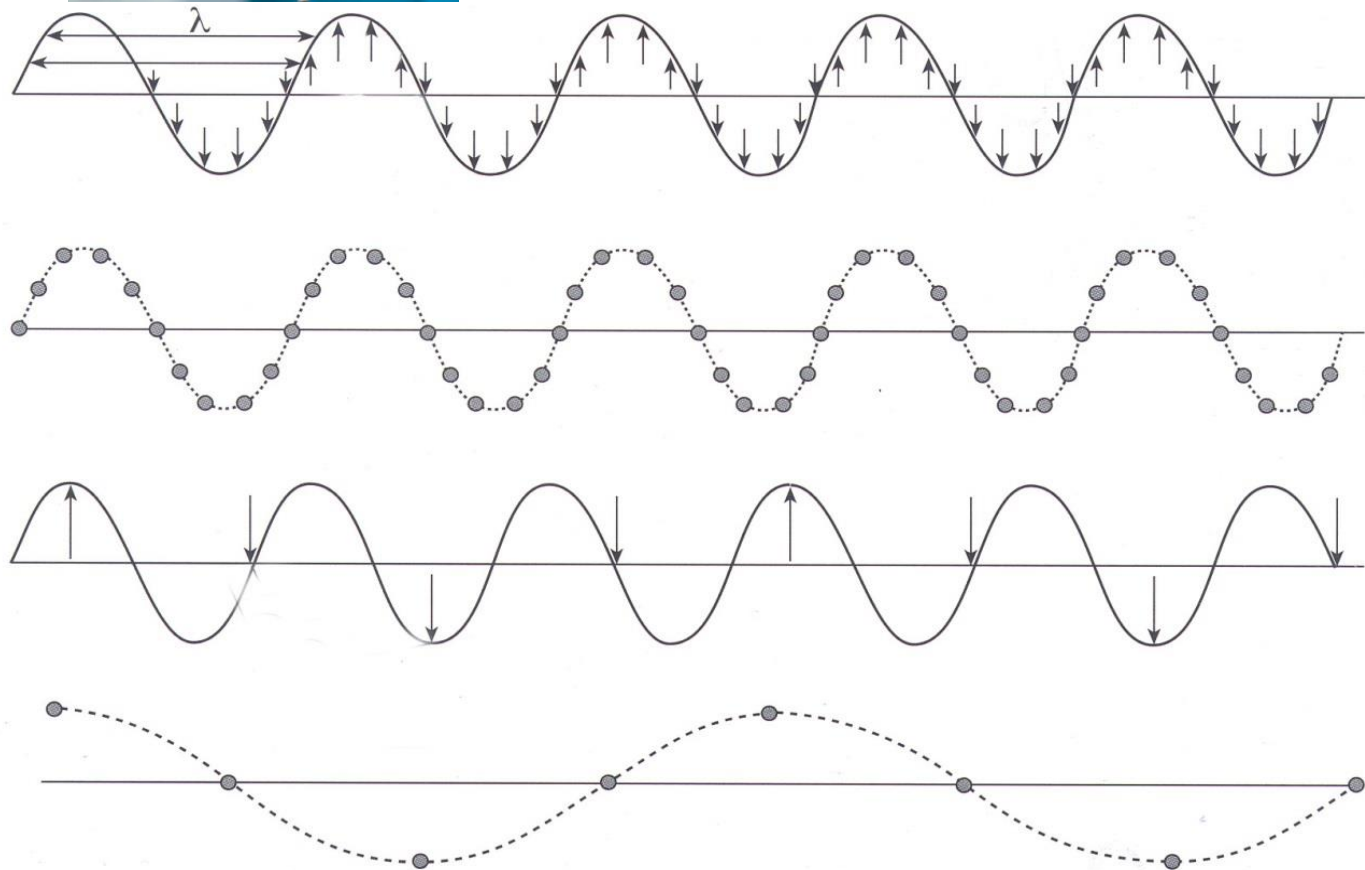
Rappresentazione di quattro diversi parametri

- frequenza Doppler - Δf , v
- direzione
- intensità del segnale
- variazioni temporali

(..PRF..Aliasing)....



PRF = 2



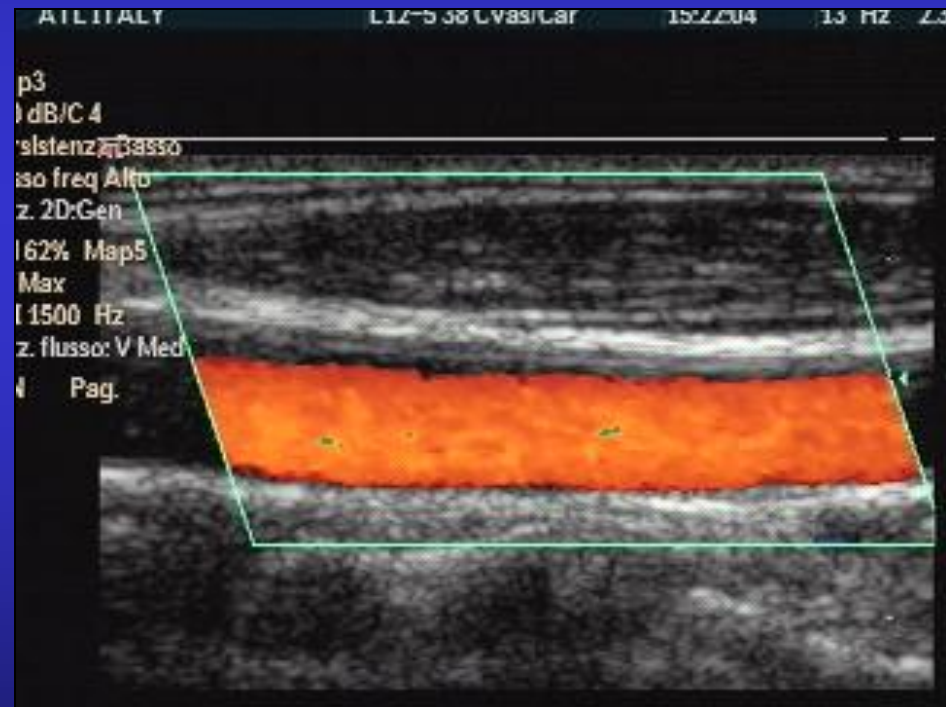
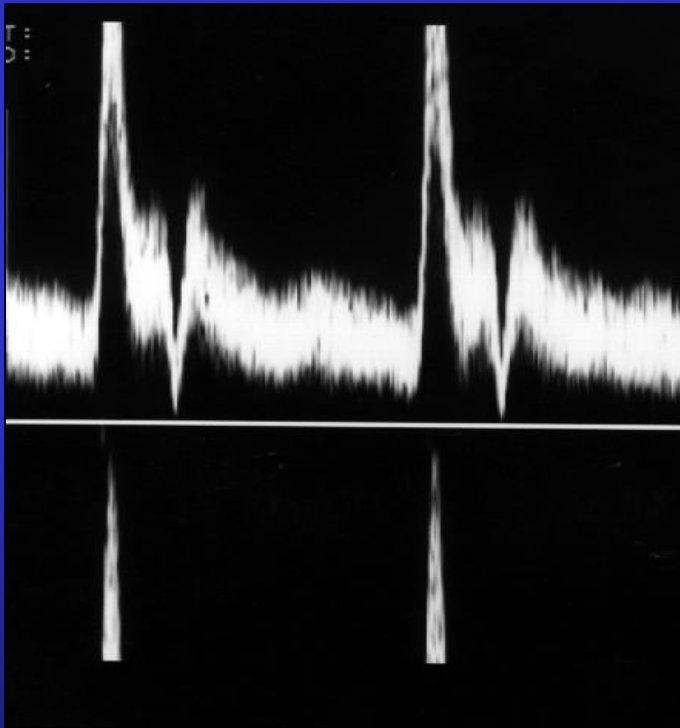
Legge (o limite) di Nyquist

Aliasing

- Artefatto tipico del Doppler pulsato
- Legato alla velocità di campionamento sul volume campione (PRF)
- Presente se $PRF < 2 \text{ DOPPLER SHIFT}$
- Le velocità non sono rappresentate correttamente
- eliminabile con aumento della PRF

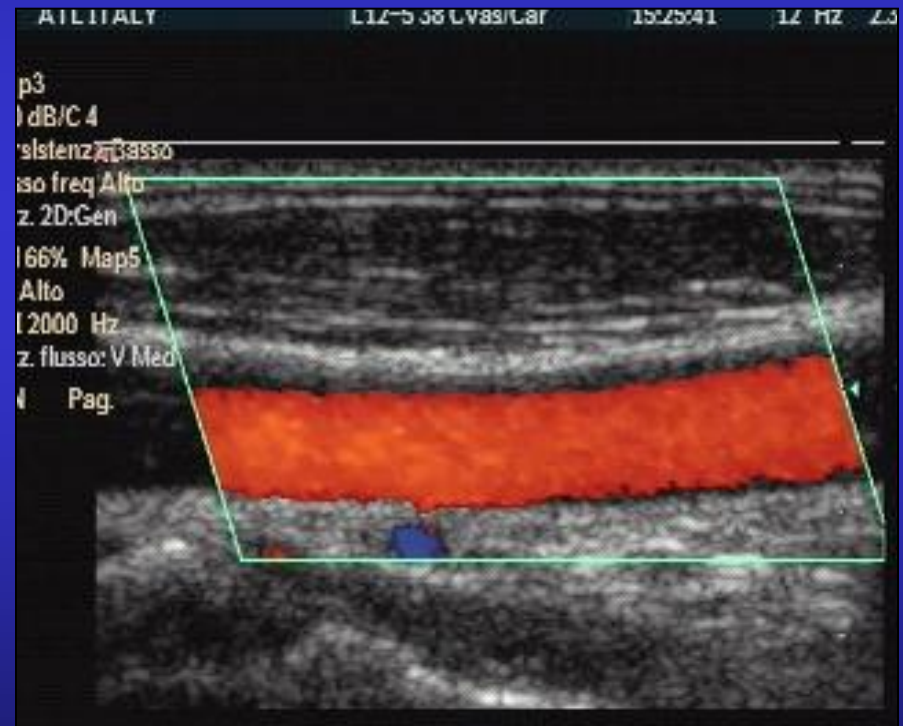
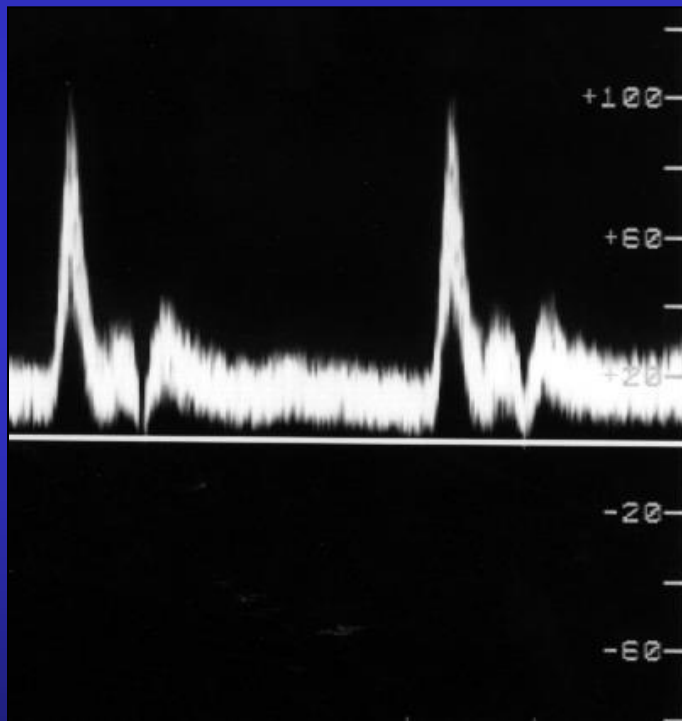
A proposito di frequenza.....

Aliasing



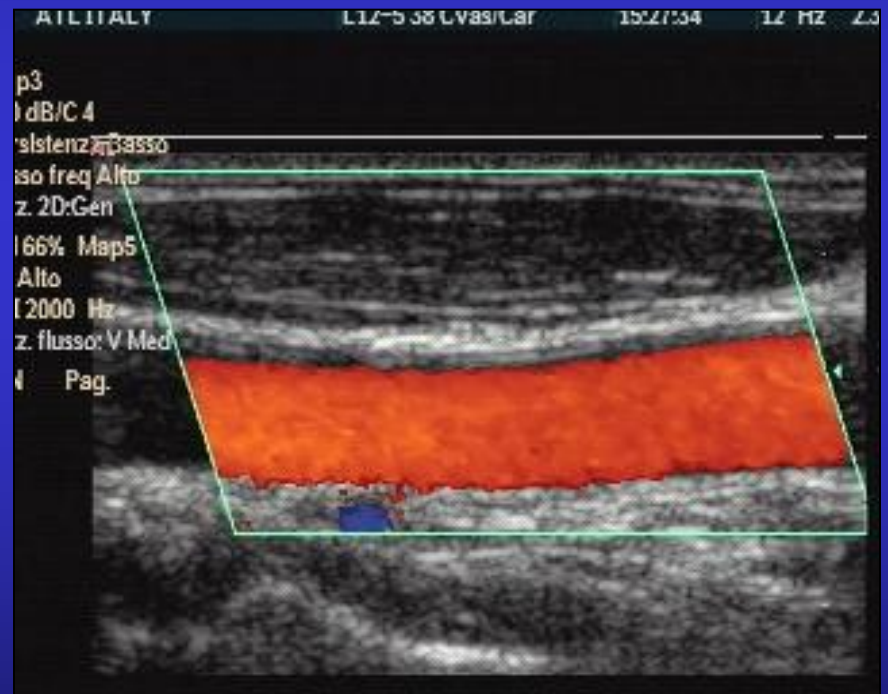
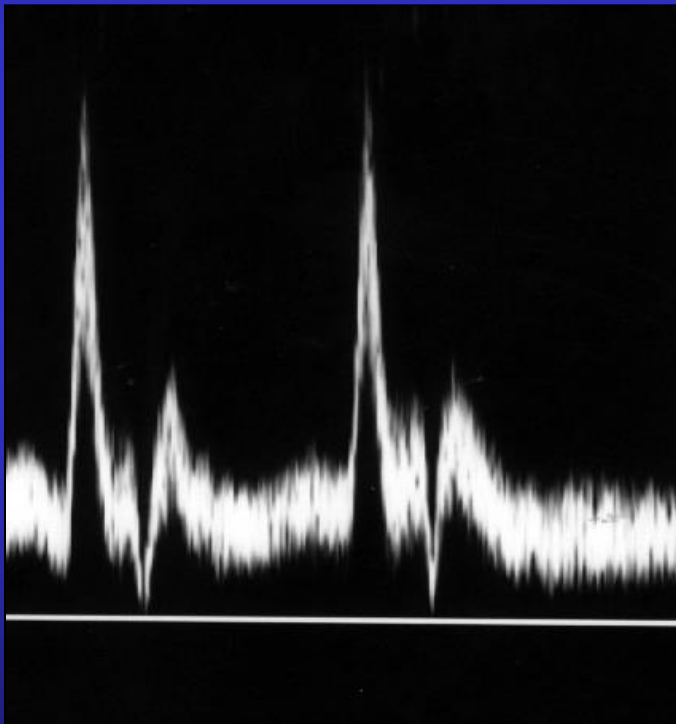
Aliasing

Correzione con aumento della PRF



Aliasing

Correzione con abbassamento della linea di base

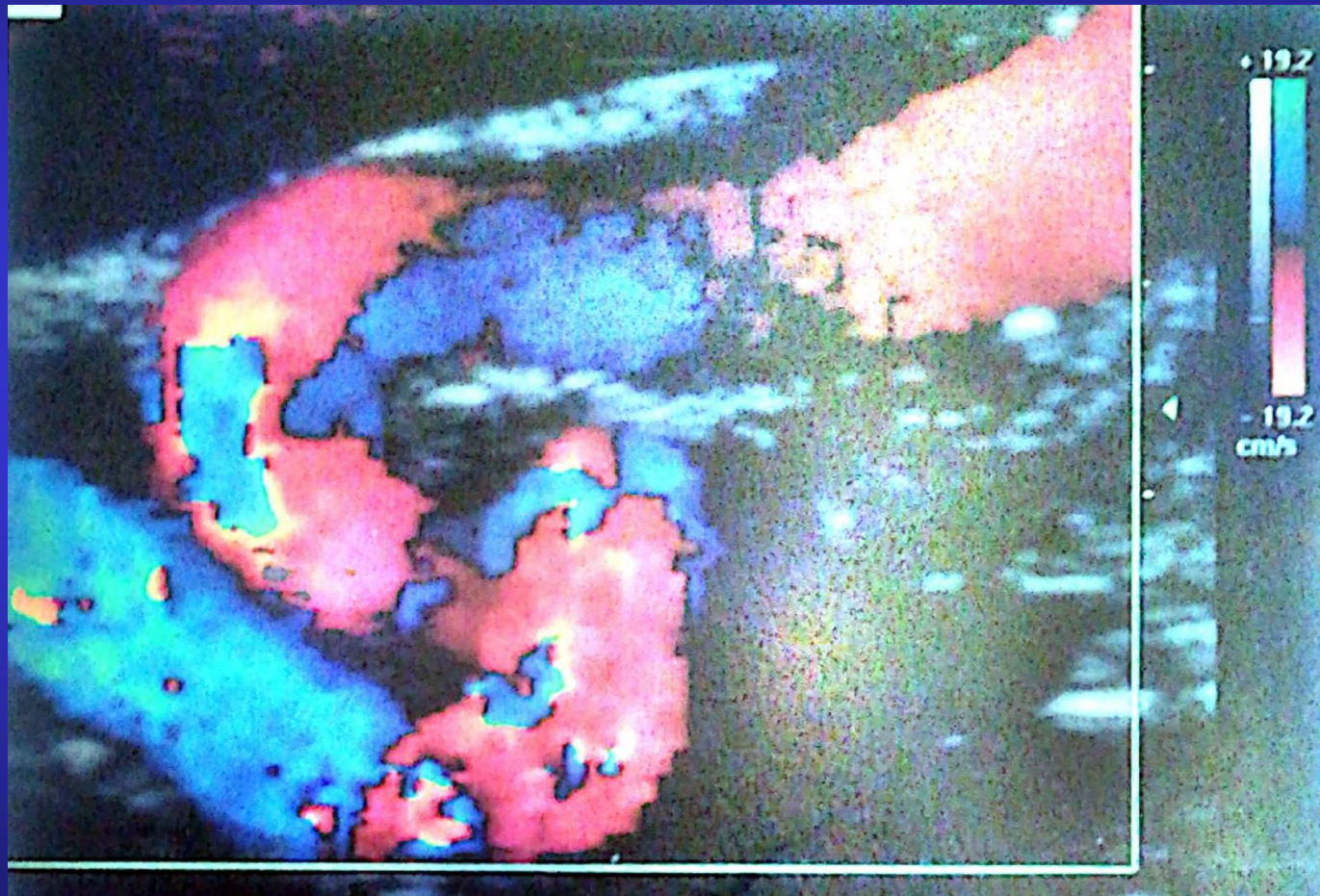


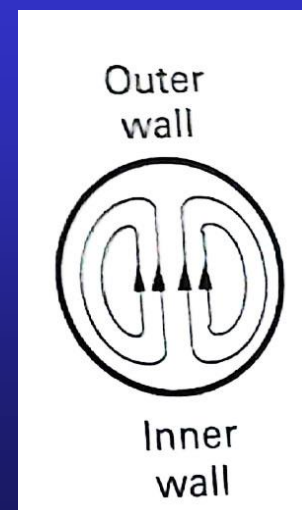
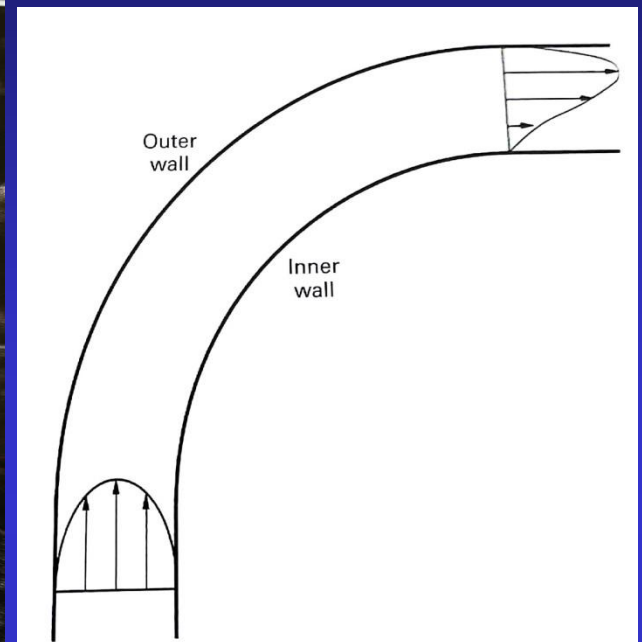
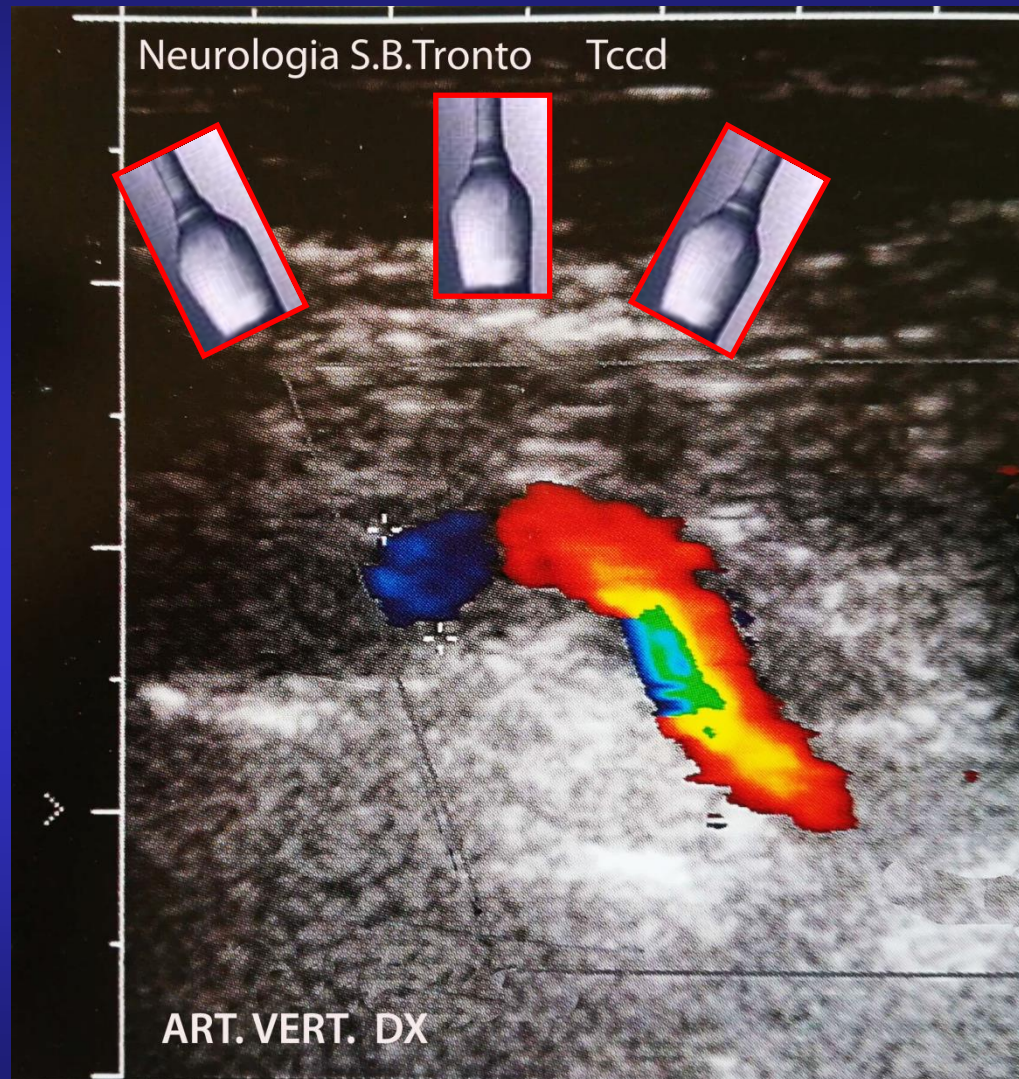
Color Doppler

La tecnica color-Doppler rappresenta il flusso ematico che è rilevato all'interno di una matrice di piccoli volumi campioni affiancati l'uno all'altro a formare un campo di vista per l'analisi dei flussi (box colore) da sovrapporre all'immagine eco. Il segnale proveniente da ciascun volume campione viene codificato ed elaborato così da rappresentare **tre** dei quattro parametri dell'analisi spettrale:

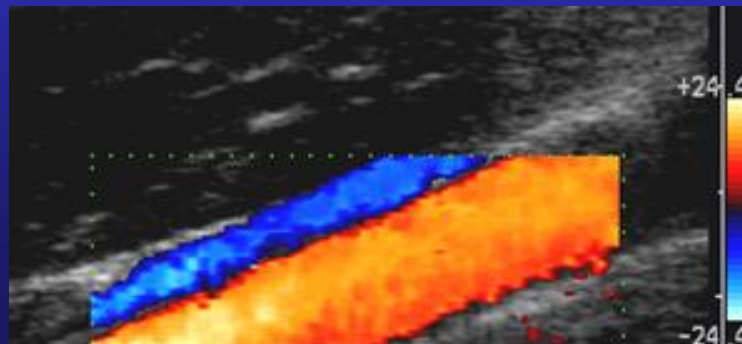
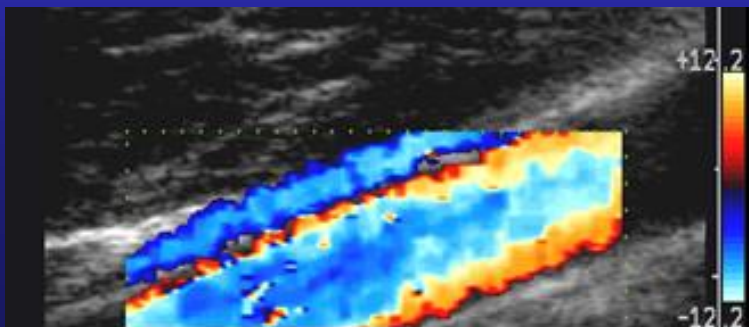
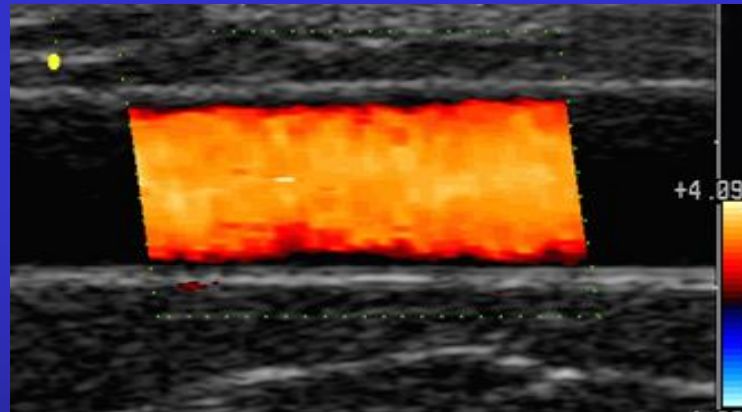
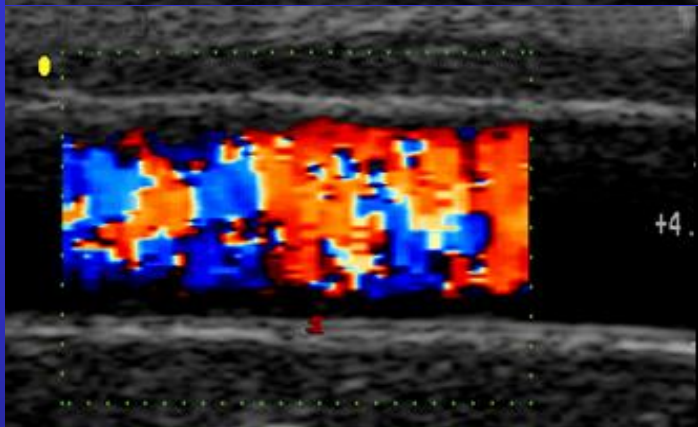
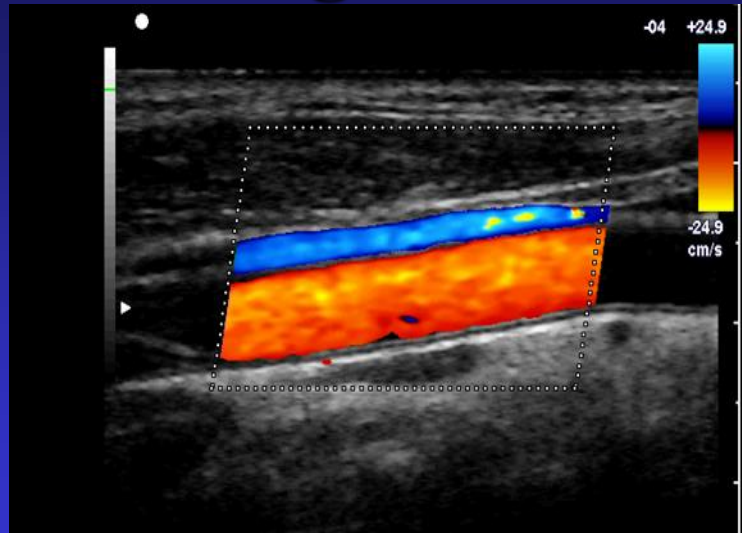
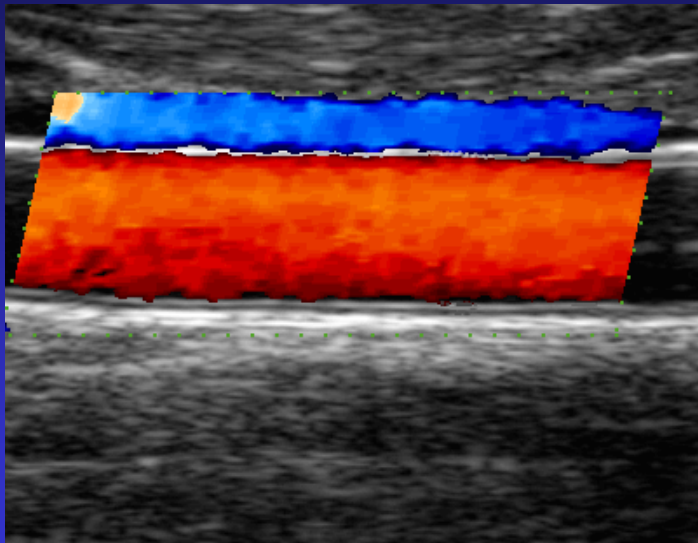
DIREZIONE : rosso verso il trasduttore, blu se si allontana;
FREQUENZA all'interno di ogni singolo campione: tanto essa è più alta, tanto più chiara è la tonalità usata per rappresentarla; e le variazioni di questi due parametri nel **TEMPO**.

Color Doppler





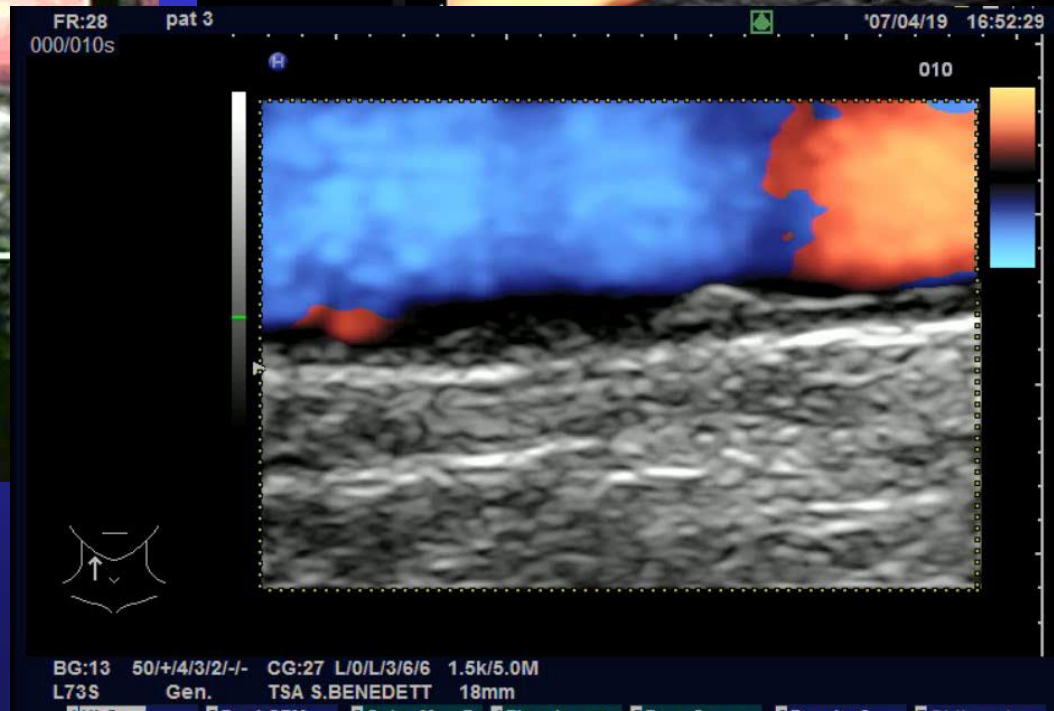
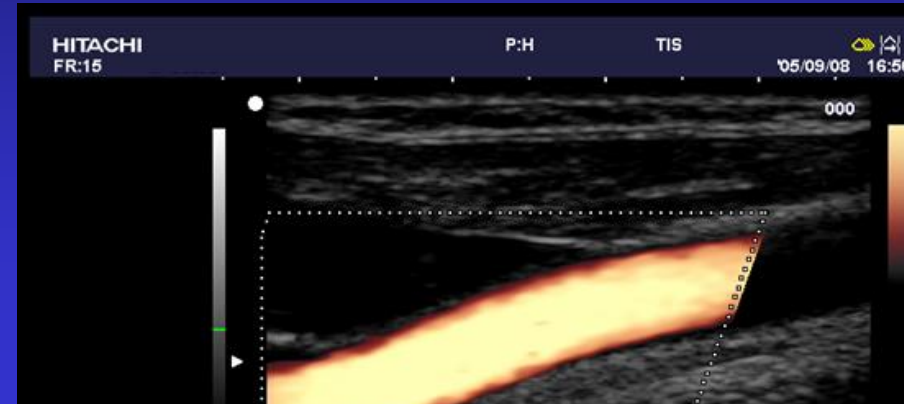
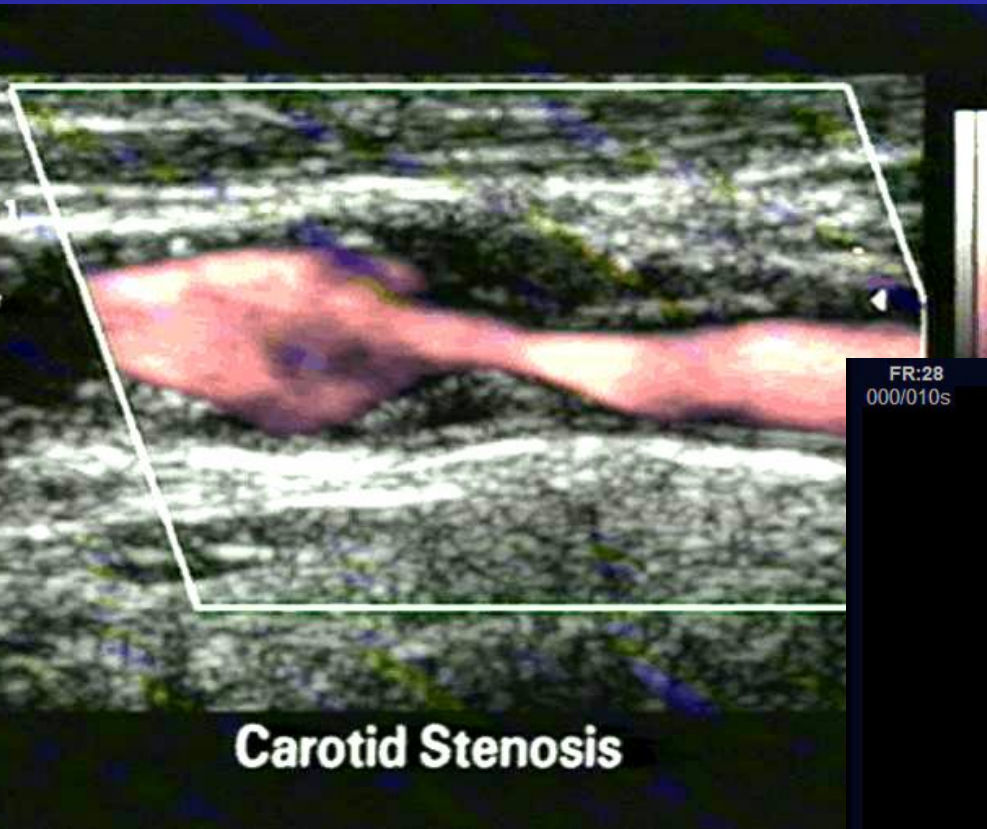
Ottimizzazione dell'immagine in B-mode



Power Doppler

- La tecnica power-doppler è in grado di identificare il **quarto** parametro dell'analisi spettrale non rilevato dal color. Il segnale viene infatti codificato a rappresentare non la frequenza media del segnale Doppler ottenuto in una determinata posizione, bensì la sua **INTENSITA'** e le sue variazioni nel TEMPO

Power Doppler



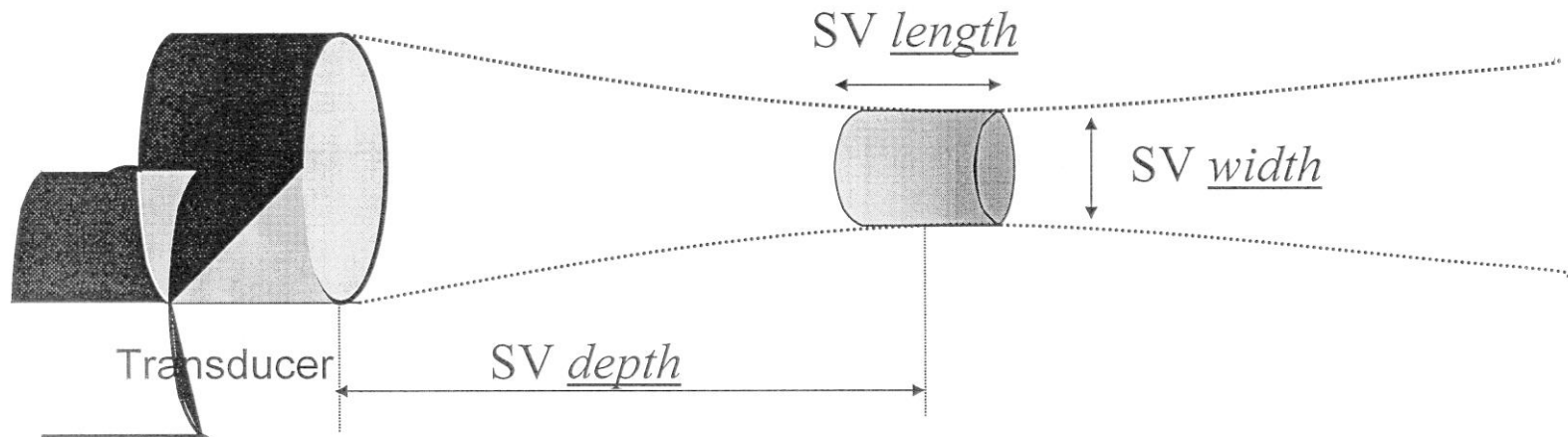
La tastiera: questa (s)conosciuta..



Principali comandi DOPPLER

Sample Volume: depth, width and length

Blood/tissue volume contributing to the Doppler signal



- The *depth* and the *length* can be set by the operator
- The *width* is typically associated to the transducer

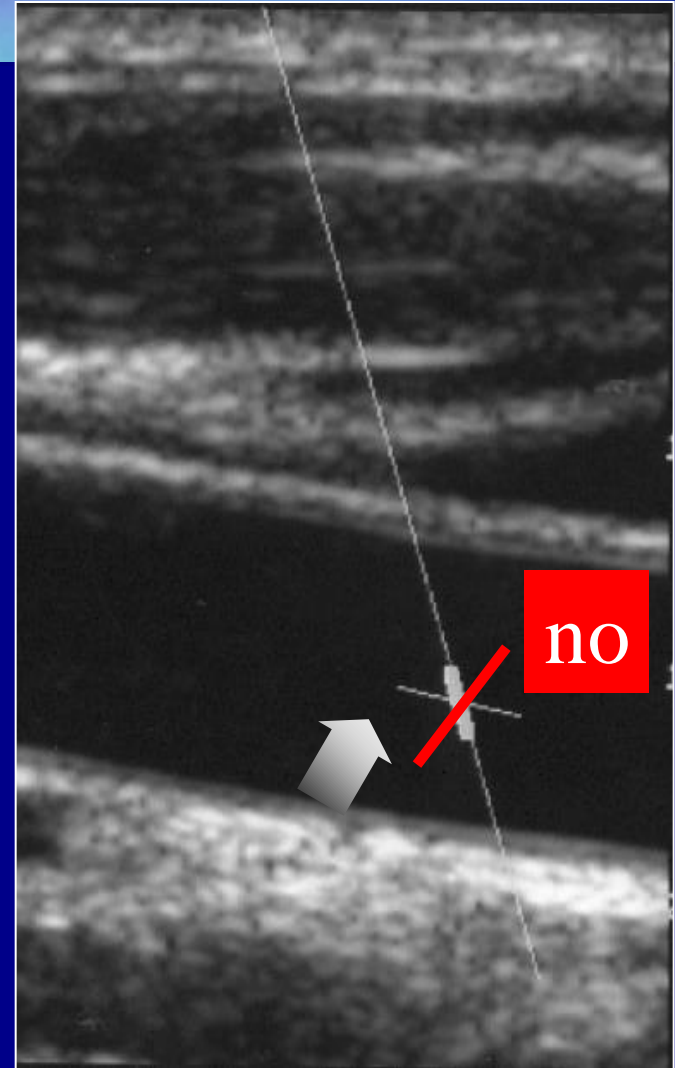
The problem is that the maximum PRF is limited by the distance of the sample volume.

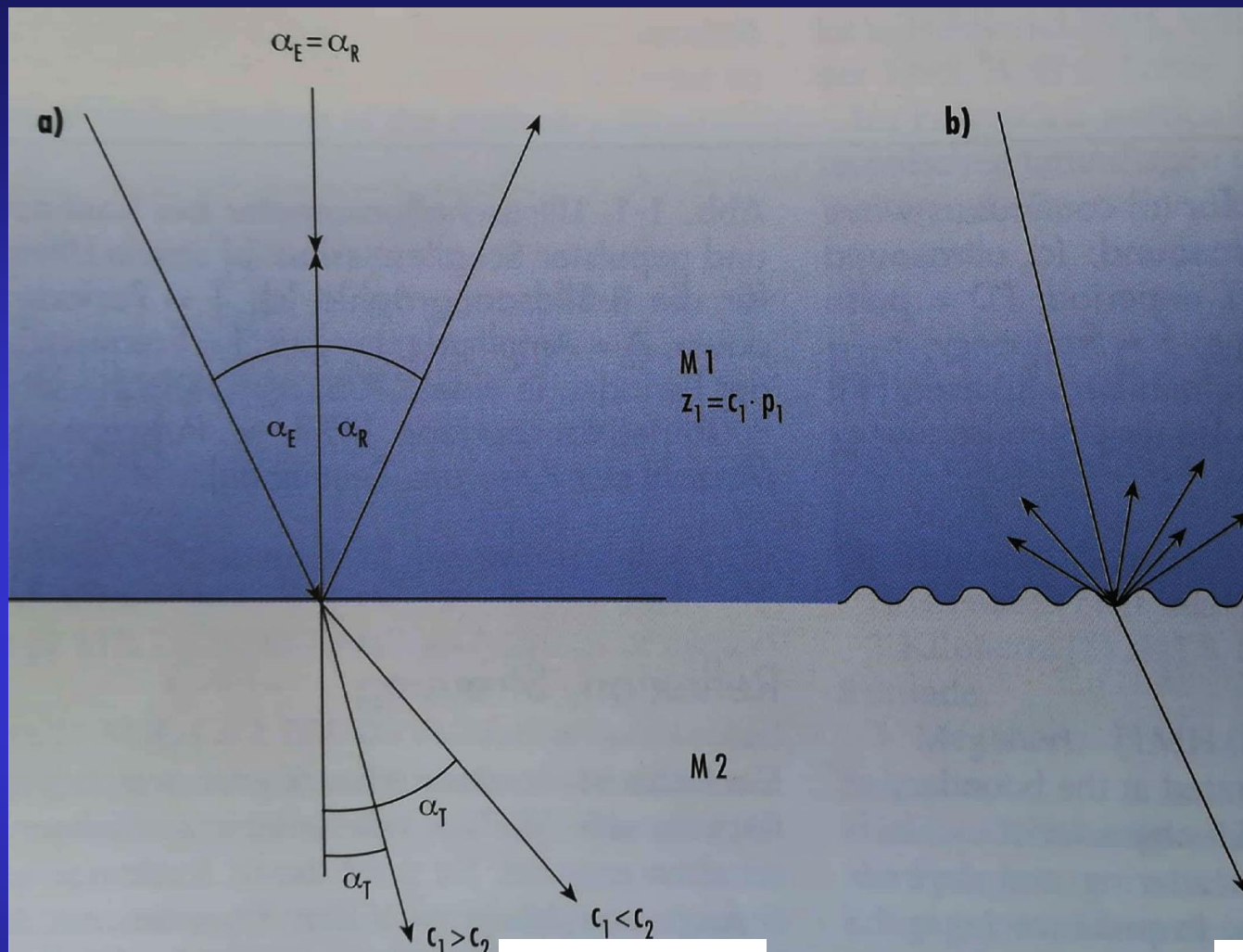
We must remember that deeper positioning of the sample volume, results in an automatic decrease in the Nyquist limit. The farther a sample volume is placed into the tissues, the lower will be the velocity at which aliasing will occur.

Dalle Δf alle velocità

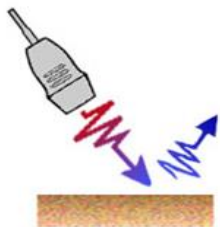
$$\Delta f = \frac{2V f_i \cos\alpha}{c}$$

$$V_{(cm/s)} = \frac{\Delta f c}{2 f_i \cos\alpha}$$

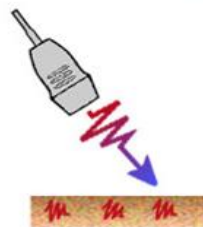




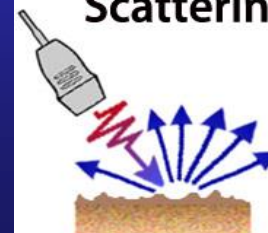
Riflessione



Effetto Joule



Back Scattering

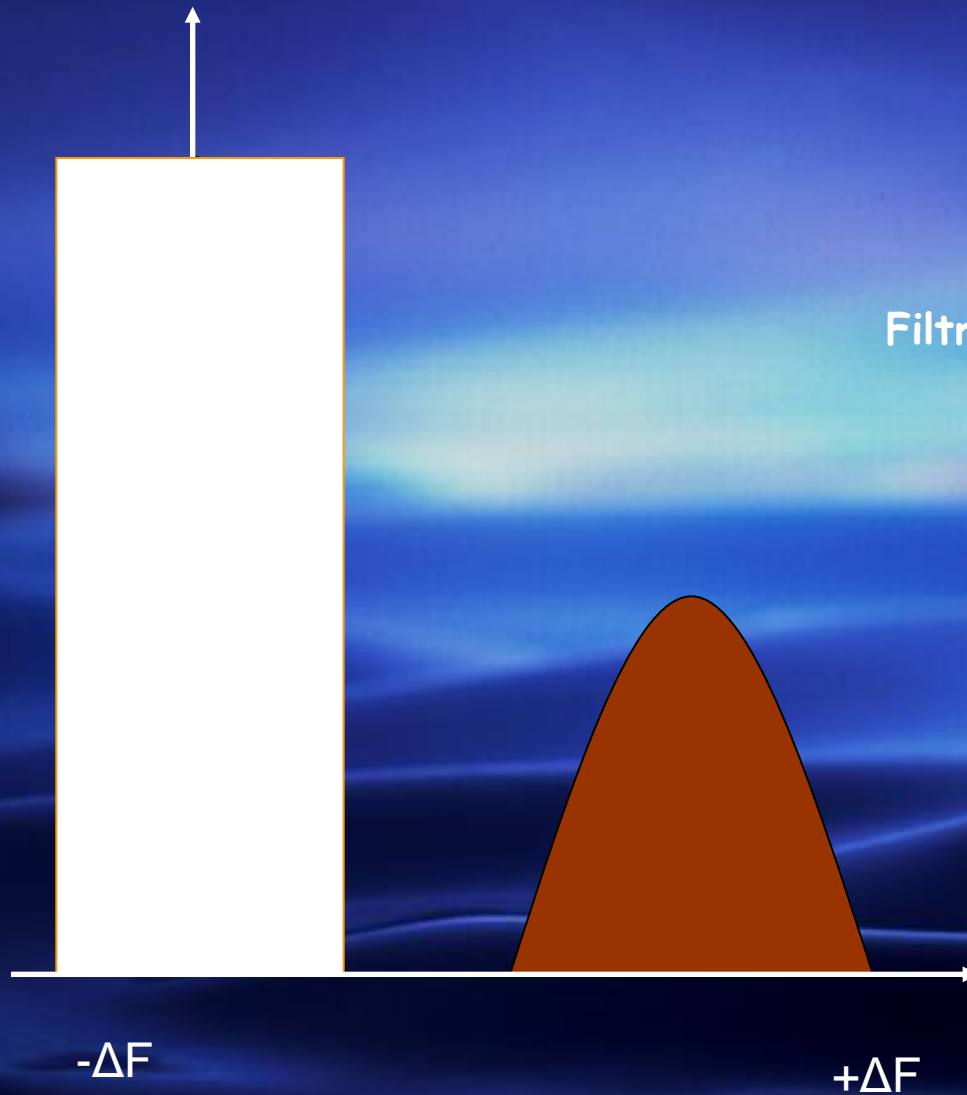


Frame rate

Il frame rate indica il numero di immagini che la macchina riesce a produrre per secondo. Poiché il color-imaging richiede che la macchina esamini molti doppler-shift, ne deriva che per la formazione di immagini "color-coded" occorrerà più tempo rispetto alle normali immagini in B-mode in bianco-nero. Fattore limitante sarà allora la profondità del tessuto in esame. L'uso di un *box-colore di piccole dimensioni* può relativamente ridurre il tempo richiesto alla formazione dell'immagine stessa.

Filtri

a
m
p
i
e
z
z
a



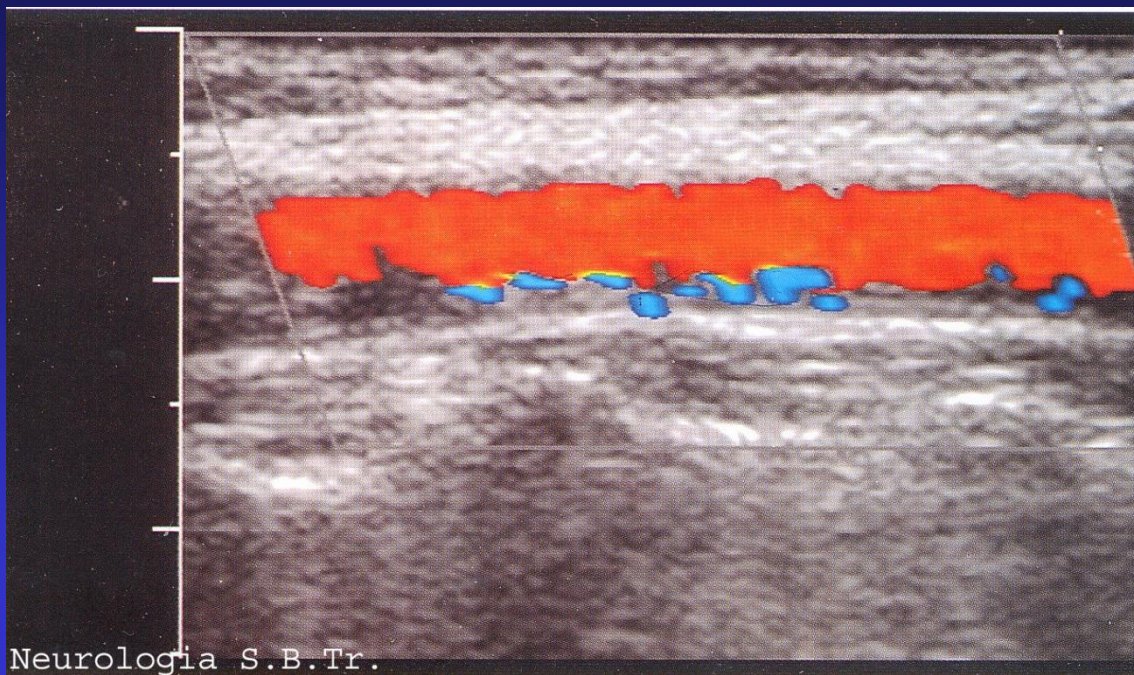
Filtro di parete (wall-filter)
o filtro passa-alto



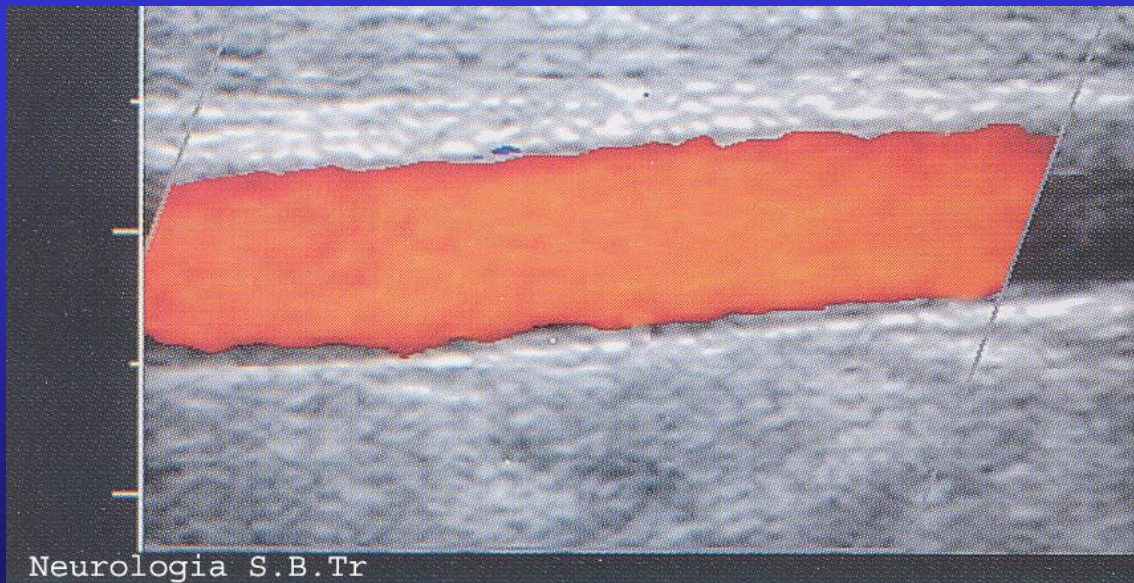
Segnali stazionari a bassa frequenza



Segnali in movimento ad alta frequenza

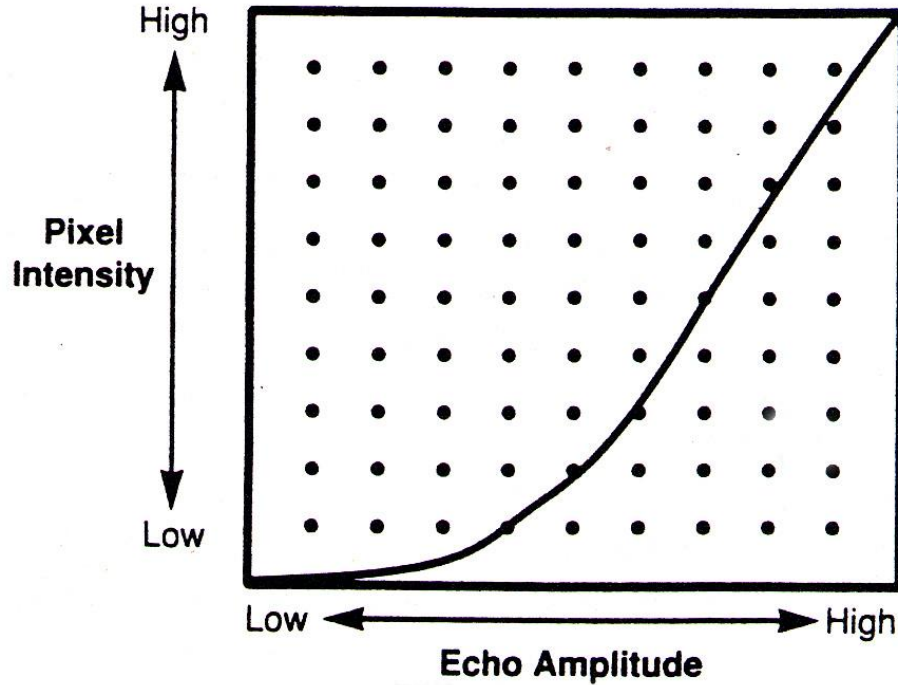


Senza filtro



Con
filtro

Le curve di post-processing (PP) definiscono la relazione fra ampiezza del segnale eco di ritorno e l'intensità dei pixel visualizzati



Spatial Resolution (Axial)

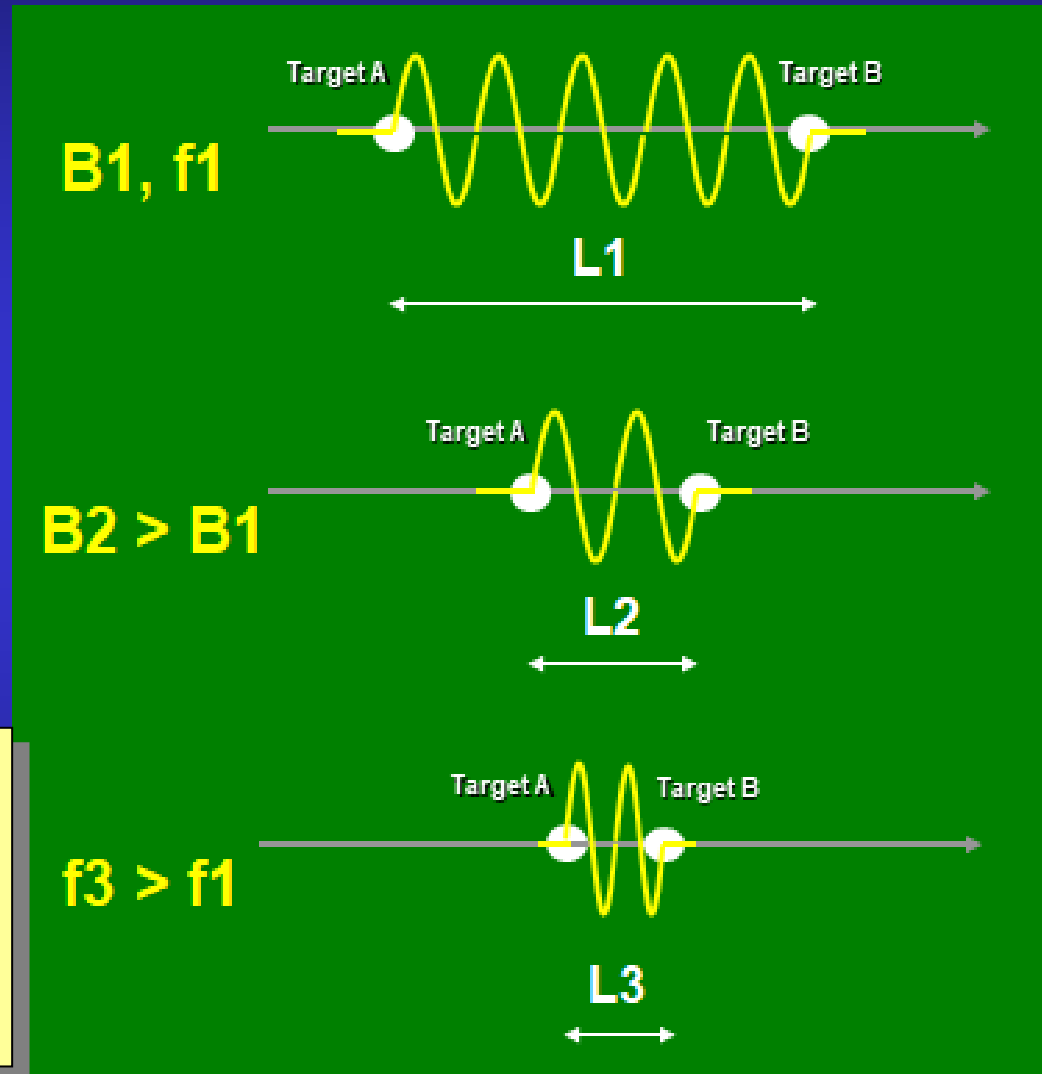
Spatial Resolution is the minimum measurable **distance** of the instrument (L), in a certain direction.

If we consider the direction of the wave propagation, the **axial** resolution is given by the **signal length**, emitted by the probe.

Theoretically, in order to optimise the axial resolution, we might decrease the **number of cycles** (increase the bandwidth B),

or we might decrease the **wave length** of the carrier wave (increase the frequency f_c).

•Warning: the wavelength of the central frequency, represents just the theoretical limit of the axial resolution.



$$\lambda = C/F$$

SONDA 3.5 MHz

$$\lambda = 0.44 \text{ mm}$$

SONDA 7.5 MHz

$$\lambda = 0.22 \text{ mm}$$

SONDA 10 MHz

SONDA

$$\lambda = 0.12 \text{ mm}$$

SONDA 12 MHz

$$\lambda = 0.10 \text{ mm}$$

**Attenzione: quando modifichiamo la frequenza
variamo anche la risoluzione del sistema !**

Ultrasound frequency

Frequency Range: **from 1 to 20 MHZ >>**

λ : wave length

v = ultrasound velocity

$\lambda = v/f$

Each frequency leads to a compromise, between the spatial resolution and the penetration of the ultrasound beam.

The lower the frequency, the higher the penetration.

The higher the frequency, the higher the resolution.

Attenuation= 1dB/cm/MHz

Energy , Power and Intensity of the US

The **Power** of the ultrasound beam is measured in Joules/sec or Watts. The mechanical energy when absorbed in the tissue, can generate heat.

Thermal Index

The **Intensity** is the power passing through the unit area, perpendicular to the direction of propagation. The intensity is not uniform in the ultrasound beam, but generally higher in the centre, and reduces outside of the beam.

Each of the emitted pulses contains a certain energy. The **Energy** emitted per seconds is equals to the pulse power, multiplied by the pulse repetition frequency (PRF).

$$\mathbf{E/sec} = pP \times PRF$$





San Benedetto del Tronto

GRAZIE PER L'ATTENZIONE