

# PRINCIPI DI DOPPLER PULSATO



# EQUAZIONE DI DOPPLER

$$f_d = \frac{2 \cdot f \cdot v \cos \alpha}{c}$$

- **f** è la frequenza dell'onda emessa [Hz = 1/s]
- **v** è la velocità dell'oggetto riflettente in movimento [m/s]
- **$\alpha$**  è l'angolo formato tra fascio US e la direzione di movimento dell'oggetto riflettente [gradi sessagesimali]
- **c** è la velocità di propagazione degli ultrasuoni (1540 m/sec nei tessuti molli) [m/s]
- **fd** è il Doppler shift [Hz = 1/s]

# EQUAZIONE DI DOPPLER

## DOPPLER SHIFT

$$f_d = f_1 - f$$

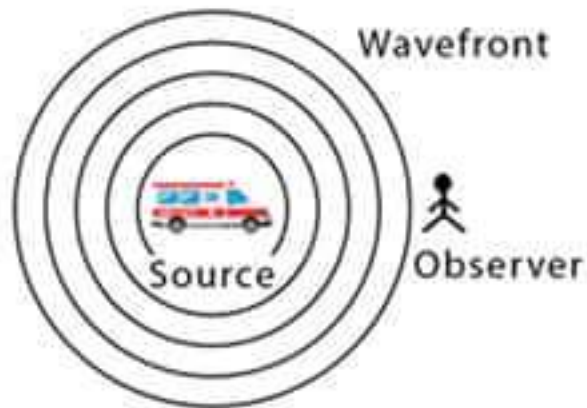
- **$f_d$**  o Doppler shift è pari a  **$f_1$**  frequenza dell'onda ricevuta meno  **$f$**  frequenza dell'onda emessa [Hz = 1/s]
- Se l'oggetto riflettente si avvicina alla sorgente,  **$f_1$**  sarà maggiore di  **$f$**  e quindi  **$f_d$**  risulterà positivo [Hz = 1/s]
- Viceversa se il riflettore si allontana dalla sorgente,  **$f_1$**  risulterà minore di  **$f$**  e quindi  **$f_d$**  avrà un valore negativo [Hz = 1/s]

# DOPPLER SHIFT

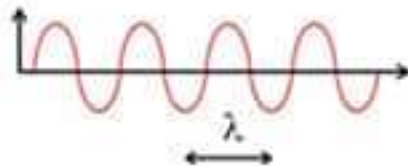
$$f_d = f_1 - f$$

## Doppler Effect

Source and observer  
are at rest

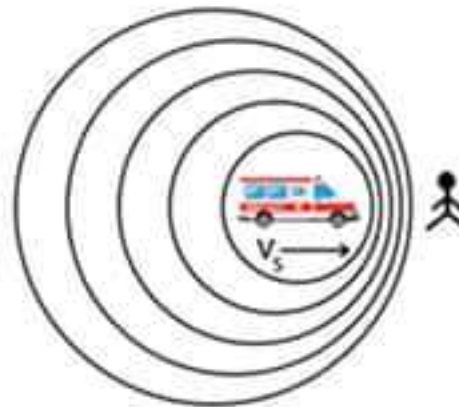


$$f = \frac{v}{\lambda}$$

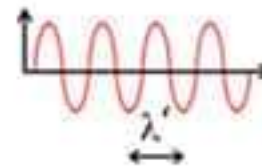


Wavelength ( $\lambda$ ) and frequency ( $f$ ) of sound waves emitted by the source, and are moving with a velocity  $v$

Source is moving towards  
the observer who is at rest

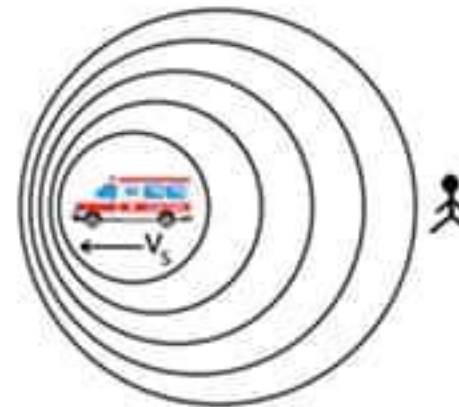


$$\lambda' = \frac{v - v_s}{f} \quad f' = \frac{v}{v - v_s} f$$

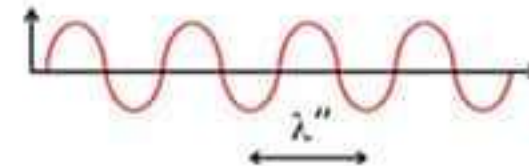


Motion of the source that is moving with velocity  $v_s$  relative to the observer alters the wavelength ( $\lambda'$ ,  $\lambda''$ ) and frequency ( $f'$ ,  $f''$ ) of sound waves

Source is moving away from  
the observer who is at rest



$$\lambda'' = \frac{v + v_s}{f} \quad f'' = \frac{v}{v + v_s} f$$



# EQUAZIONE DI DOPPLER

## Pulse Repetition Frequency

$$PRF = \frac{c}{2d}$$

- **c** è la velocità di propagazione degli ultrasuoni (1540 m/sec nei tessuti molli) [m/s]
- **d** è la profondità (depth) del volume campione (sample volume) selezionato [m]

# EQUAZIONE DI DOPPLER

Pulse Repetition Period

$$PRP = \frac{1}{PRF} = \frac{2d}{c}$$

- **c** è la velocità di propagazione degli ultrasuoni (1540 m/sec nei tessuti molli) [m/s]
- **d** è la profondità (depth) del volume campione (sample volume) selezionato [m]

# EQUAZIONE DI DOPPLER

PRF ; PRP ; profondità

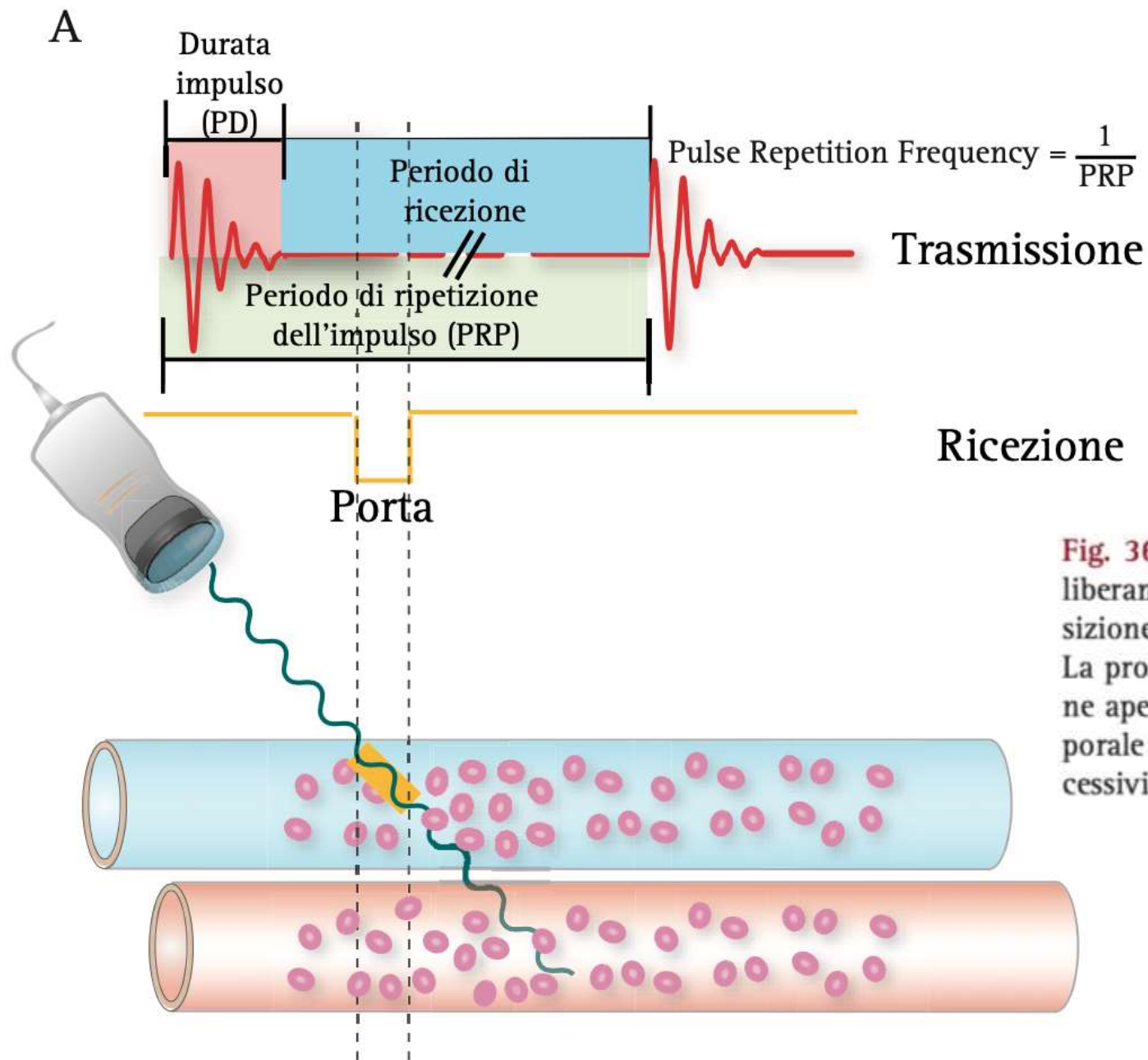
PRF (KHz)	PRP ( $\mu$ s)	PROFONDITÀ (cm)
5	200	15.4
8	125	9.6
12.5	80	6.0
15	66	5.0
20	50	3.8

**Tabella 3.** VALORI DI PRF, PRP IN RELAZIONE ALLA PROFONDITÀ DEL CAMPO SONORO.



- Gli echi più tardivi provengono di fatti dalle strutture più profonde e la relazione tra tempo e profondità è di **13 $\mu$ s/cm** (vedasi tabella precedente)
- Utilizzando opportuni sistemi di gating è possibile selezionare le informazioni Doppler in funzione della profondità del vaso in esame
- Il gate si apre a un certo tempo corrispondente al tempo di arrivo degli echi provenienti da una data profondità e si chiude successivamente
- Gli echi di ritorno dalle strutture più superficiali o più profonde non possono passare e vengono eliminati
- Il gate o finestra può essere sistemato in modo da consentire il passaggio di segnali provenienti da un vaso selezionato
- La sede del centro del gate e la sua ampiezza possono essere scelti dall'operatore e individuano rispettivamente il vaso da cui provengono le informazioni e la lunghezza del sample volume o volume campione
- La profondità condiziona quindi la frequenza di ripetizione degli impulsi (PRF)
- Il PRP (Pulse Repetition Period) è l'inverso del PRF





**Fig. 36a, b. PROFONDITÀ DEL VOLUME CAMPIONE.** L'operatore può disporre liberamente il volume campione a varie profondità, in base alla disposizione anatomica dei vasi da campionare ed alle applicazioni Doppler. La profondità del volume campione è regolata dal ritardo con cui viene aperta la "porta" fra due impulsi successivi, cioè dal momento temporale in cui viene aperto il campionamento rispetto a due impulsi successivi (*Pulse Repetition Period*).

# EQUAZIONE DI DOPPLER

## LIMITE DI NYQUIST – TEOREMA DI SHANNON

- Secondo il **teorema di Shannon** un segnale di frequenza  $F$  può essere riconosciuto solo se la frequenza di campionamento  $F_2$  è superiore al doppio della frequenza  $F$
- Così per una data PRF la massima frequenza rilevabile del segnale è uguale alla metà della frequenza di ripetizione
- Per una data PRF esiste quindi un limite nelle frequenze e nelle velocità di circolo rilevabili (**limite di Nyquist**)
- Nelle condizioni in cui le velocità di circolo sono alte e la frequenza supera il limite di Nyquist, il segnale Doppler non viene rilevato in modo corretto e compare l'aliasing
- Parte del segnale cioè viene invertita di segno e rappresentata sul tracciato in modo che il flusso positivo oltre il limite rilevabile appare negativo e viceversa
- La PRF o frequenza di ripetizione degli impulsi va dunque regolata automaticamente o dall'operatore in funzione della profondità del vaso in esame e della velocità del flusso da indagare

# EQUAZIONE DI DOPPLER

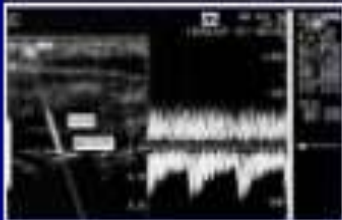
## BASELINE

- La BASELINE (o linea di base oppure linea di zero) è la linea di vista del campo sonoro e viene anche detta linea di scansione Doppler

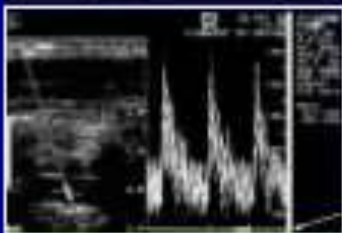
### Use of spectral baseline



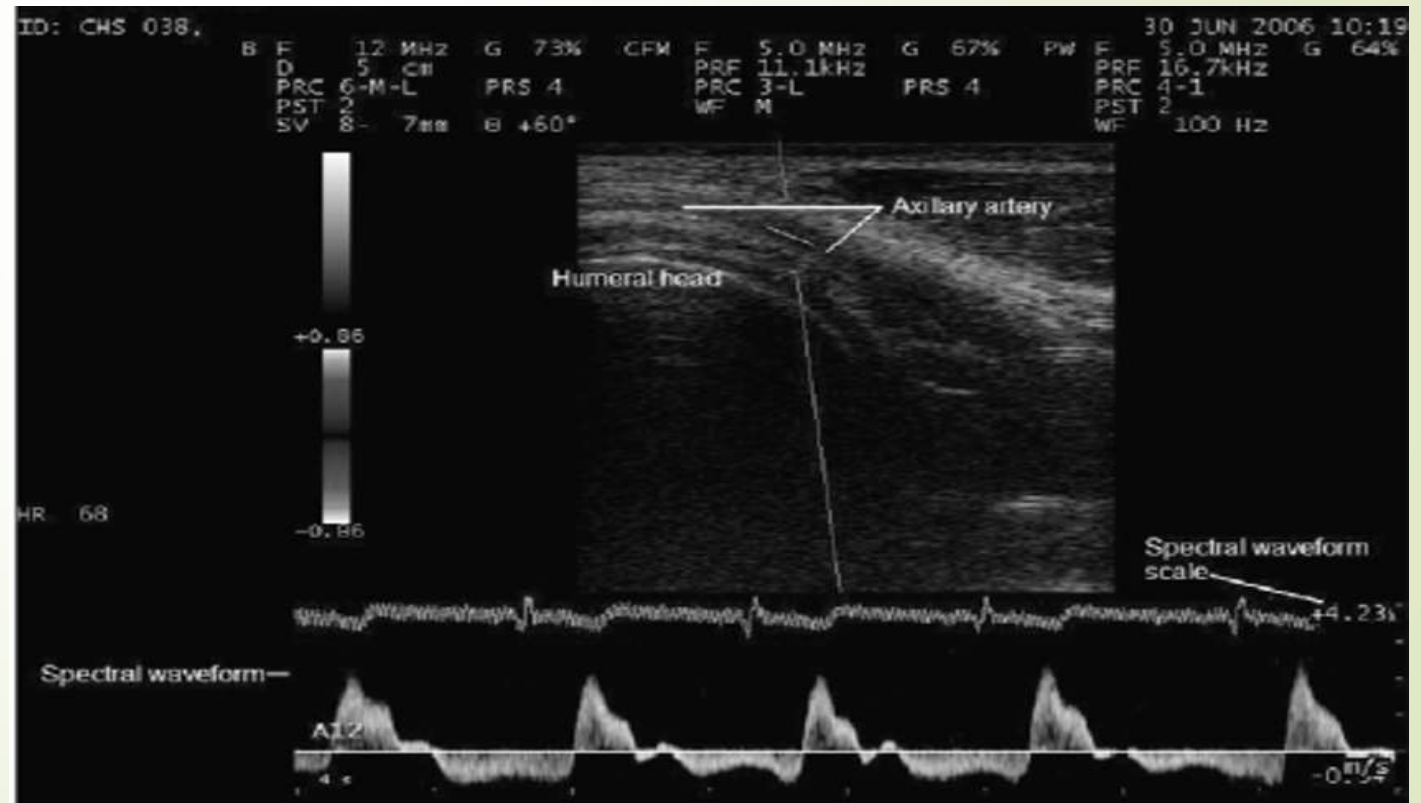
Normal baseline



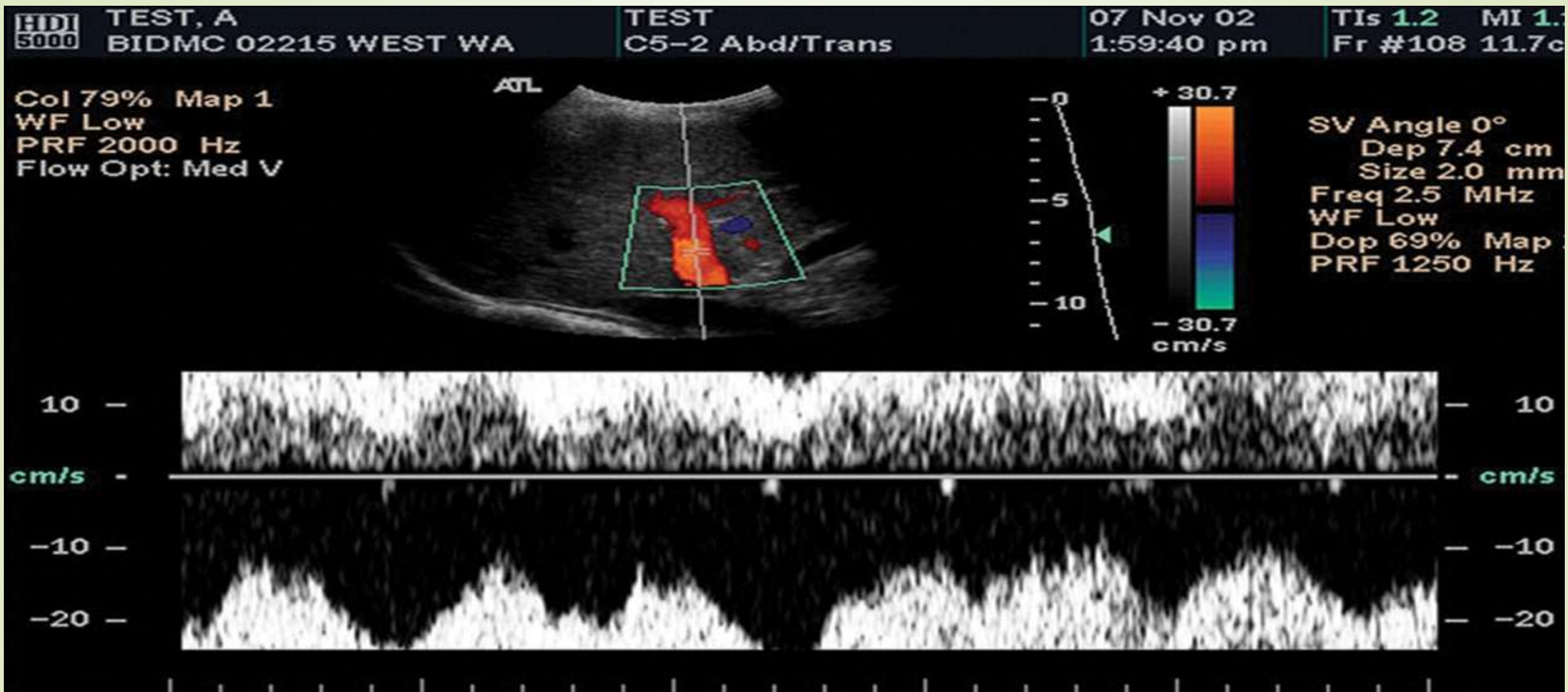
Inverted baseline



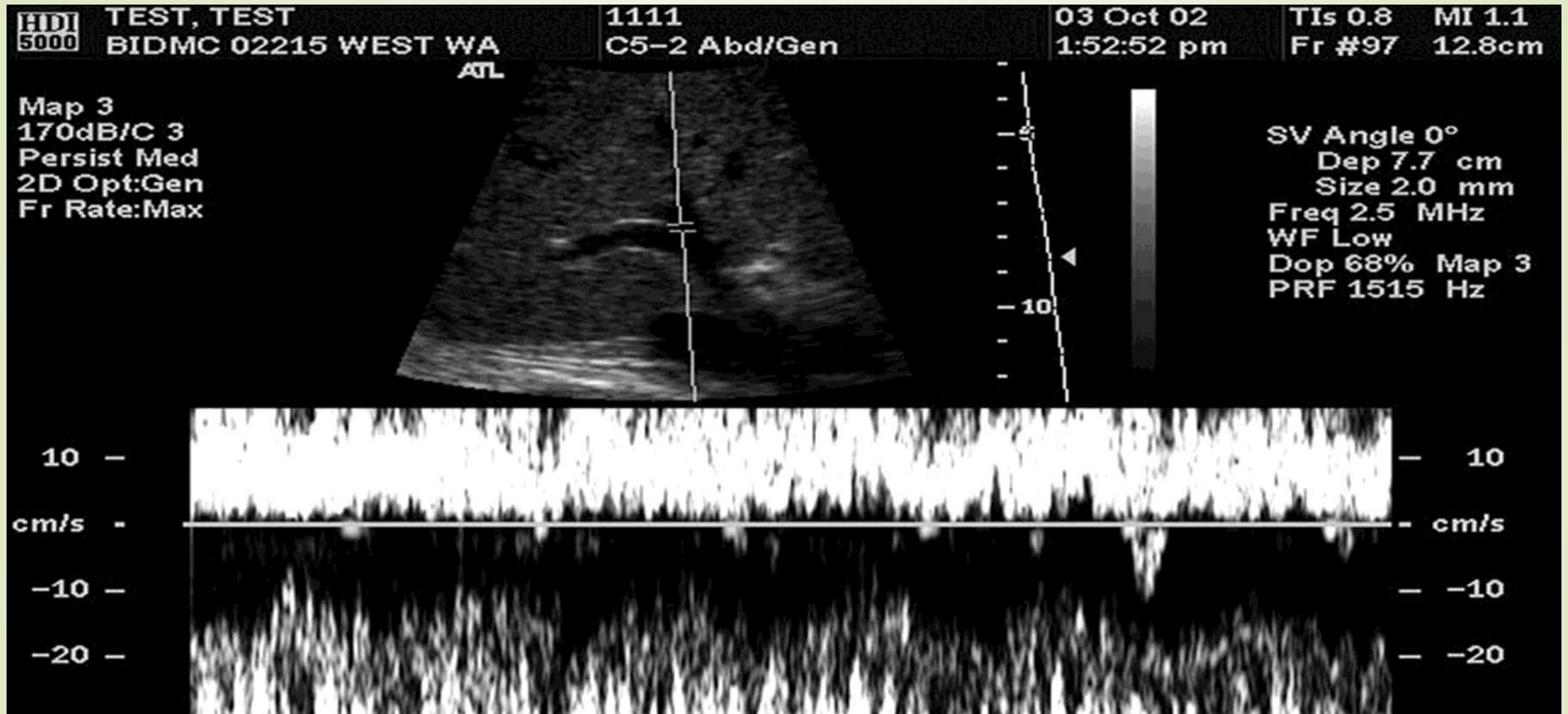
Dropping baseline







**Figure 4.** Aliasing of the spectral waveform. Duplex US image shows aliasing of the spectral waveform with wraparound of the highest flow velocities into the negative part of the graph. Note that the color Doppler flow US image shows normal antegrade portal venous flow with no aliasing. To eliminate or reduce this artifact, spectral Doppler US must be active before different parameters can be modified.



**Figure 6a.** Changing the spectral baseline to avoid aliasing. **(a)** Duplex US image demonstrates aliasing of the spectral waveform, which results in the production of inaccurate waveform data and an inability to obtain accurate quantitative flow data. **(b)** On a duplex US image obtained after the spectral baseline was lowered, the spectral waveform falls within the range of velocities being evaluated, so that accurate quantitative data can be obtained. Note that changing the baseline does not change the velocity scale (PRF = 1,515 Hz), making this adjustment a logical initial change when reducing aliasing.





**Figure 6b.** Changing the spectral baseline to avoid aliasing. **(a)** Duplex US image demonstrates aliasing of the spectral waveform, which results in the production of inaccurate waveform data and an inability to obtain accurate quantitative flow data. **(b)** On a duplex US image obtained after the spectral baseline was lowered, the spectral waveform falls within the range of velocities being evaluated, so that accurate quantitative data can be obtained. Note that changing the baseline does not change the velocity scale (PRF = 1,515 Hz), making this adjustment a logical initial change when reducing aliasing.



# EQUAZIONE DI DOPPLER

## ANGOLO DI INSONAZIONE

- ▶ Per angoli fino a  $30^\circ$  un errore nella misurazione dell'angolo fino a  $5^\circ$  è praticamente irrilevante
- ▶ A  $60^\circ$  invece lo stesso errore comporta errori nella misurazione delle velocità del 15%
- ▶ Al di sopra di  $60^\circ$  l'errore cresce in progressione geometrica
- ▶ Al di sotto di  $20^\circ$  interferenze del movimento delle pareti vasali possono determinare la sottostima del segnale Doppler

# EQUAZIONE DI DOPPLER

## ALIASING

- Nelle apparecchiature Duplex, il rischio di ambiguità spettrale o aliasing è insito nelle caratteristiche specifiche di funzionamento del trasduttore
- L'emissione discontinua di US, con una frequenza di ripetizione degli impulsi prestabilita, predispone naturalmente al rischio di aliasing se l'impostazione della PRF non è corretta
- Per un corretto campionamento del segnale Doppler è difatti indispensabile che l'intervallo di tempo che separa due impulsi successivi, vale a dire il periodo in cui la sonda funziona da ricevitore raccogliendo gli echi ed il segnale Doppler di ritorno, sia sufficientemente lungo da permettere il ritorno degli echi più tardivi che originano dal volume campione
- Nel Duplex, pertanto, la PRF deve essere impostata in funzione della profondità del volume campione da esplorare

# EQUAZIONE DI DOPPLER

## ALIASING : CALCOLO

- E' facile calcolare l'intervallo minimo (T) che deve separare due impulsi successivi in funzione della profondità (d) conoscendo la velocità di propagazione degli US nei tessuti biologici (C):  $T=2d/C$
- Così, ad esempio, se  $d = 15,4 \text{ cm}$ ,  $T = 2 \times 0.154 / 1540 \text{ m/s}^{-1} = 2 \times 10^{-4} \text{ s}$ , cioè  $200 \mu\text{s}$ . Questo periodo corrisponde ad una PRF di  $5000 \text{ Hz}$  o  $5 \text{ KHz}$
- Se  $d = 7,7 \text{ cm}$ ,  $T = 2 \times 0.077 / 1540 \text{ m/s}^{-1} = 1 \times 10^{-4} \text{ s}$ , cioè  $100 \mu\text{s}$ . Per rappresentare un riflettore in movimento situato a questa profondità necessita una PRF di  $10.000 \text{ Hz}$ , ossia  $100 \text{ KHz}$

# EQUAZIONE DI DOPPLER

## ALIASING : ARTEFATTI E CONCLUSIONI

- L'aliasing può manifestarsi sia impostando una PRF troppo alta sia impostando una PRF troppo bassa
- Una PRF troppo alta rispetto alla profondità del volume campione introduce un rischio di ambiguità spaziale che può far attribuire il segnale Doppler ad un "vaso fantasma"
- La spiegazione fisica dell'artefatto è molto semplice. Se la sonda emette un impulso, prima che gli echi più tardivi dell'impulso precedente siano stati raccolti ed elaborati, questi vengono erroneamente riferiti al secondo impulso e non al primo e vengono rappresentati più tardivamente come se originassero da un vaso inesistente
- Una PRF troppo bassa rispetto alla profondità del volume campione espone al rischio di un'ambiguità di rappresentazione dello spettro delle frequenze Doppler
- L'ambiguità spettrale o aliasing spettrale si manifesta con un ribaltamento della parte superiore della curva velocitometrica sul versante opposto della linea zero (baseline)
- Il principio teorico che spiega l'aliasing è il teorema del campionamento di Shannon

# BIBLIOGRAFIA

- *ECOGRAFIA CLINICA E COLOR DOPPLER IN NEFROLOGIA* ; Mario Meola ; Capitolo 6 - Principi Teorici ed Applicazione Doppler ; 2008 ; EUREKA Editore
- *ECO-COLOR DOPPLER EMODINAMICA – FISICA – TECNICA* ; A. M. De Gaetano ; Toshiba Medical System
- *Optimizing Doppler and Color Flow US: Application to Hepatic Sonography* Jonathan B. Kruskal, Peggy A. Newman, Laurie G. Sammons, Robert A. Kane <https://doi.org/10.1148/rg.243035139>