



Ultrassom em biomedicina

Detecção Doppler

Antonio Adilton Carneiro

Universidade de São Paulo, FFCLRP, Departamento de Física

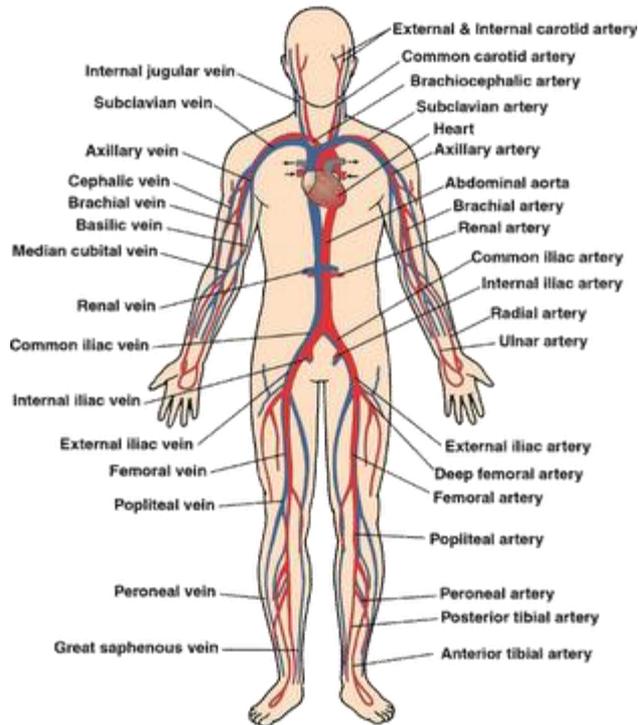


Cronograma

- 🌀 Breve histórico
- 🌀 Física Doppler
- 🌀 Doppler Contínuo
- 🌀 Demodulação
 - Quadratura
- 🌀 Imagem Color Flow
- 🌀 Power Doppler

Artérias e veias

Circulatory System



Copyright © 2002 McKesson Health Solutions, LLC. All Rights Reserved.

Table 20-4. Mean flow velocities and mean pressures in the human systemic circulation

	Diameter (mm)	Mean vel. ($\text{cm}\cdot\text{s}^{-1}$)	Mean pressure (mm Hg)
Aorta	20–25	20	100
Medium-sized		10–15	95
Very small arteries		2	70–80
Arterioles	0.06–0.02	0.2–0.3	35–70
Capillaries			
arterial end			30–35
middle	0.006	} 0.03	20–25
venous end			15–20
Very small veins		0.5–1.0	10–15
Small to medium veins		1–5	} 10 or less
Large veins	5–15	5–10	
V. cavae	30–35	10–16	

- 🌀 O **Efeito Doppler** consiste na **alteração da frequência** notada pelo observador devido ao movimento relativo de aproximação ou afastamento, entre uma fonte de ondas e o observador.
- 🌀 Fenômeno característico de qualquer propagação ondulatória.
- 🌀 O efeito Doppler sonoro é mais comum no nosso cotidiano.

Breve histórico

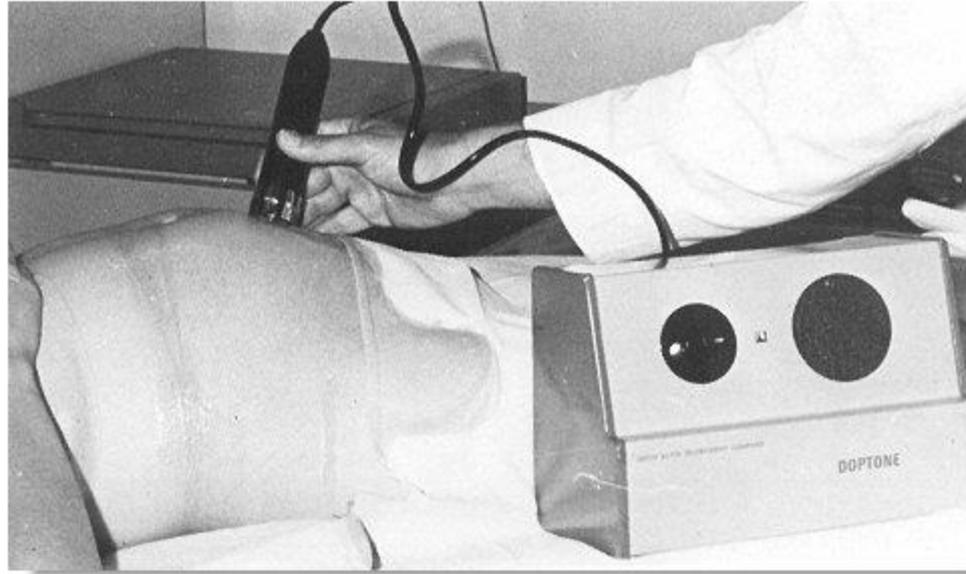
- 🌀 **Christian Doppler** nasceu em Salzburg (Áustria) em 1803.
- 🌀 Em 1842, publicou uma obra intitulada “**Sobre as Cores da Luz Emitida pelas Estrelas Duplas**”.
- 🌀 Nesse trabalho foi apresentado os fundamentos do efeito Doppler.
- 🌀 Foi confirmado com trompetistas tocando em um “carro” aberto, que foram ouvidos por músicos com ouvidos sensíveis ao timbre das notas tocadas por eles.



Histórico – Doppler e Ultrassom

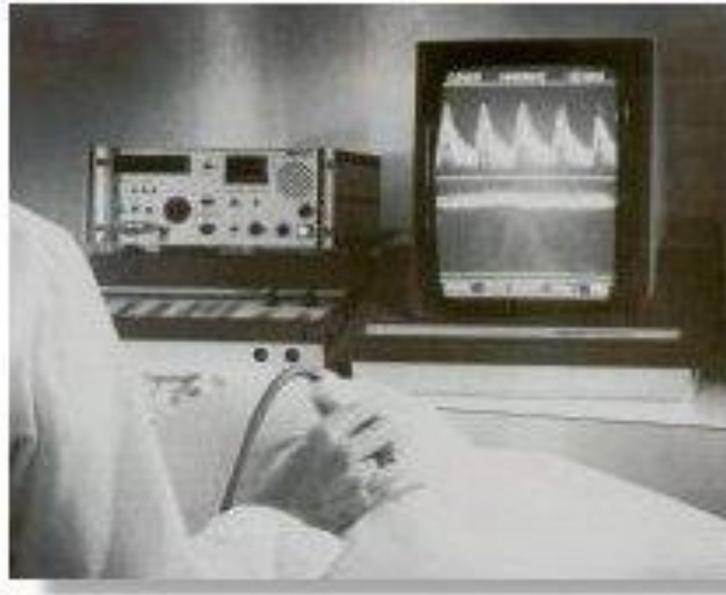
As primeiras aplicações médicas de técnicas de Doppler ultrassônico foram implementadas por Shigeo Satomura e Yasuhara Nimura no Instituto de Pesquisa Científica e Industrial em Osaka, Japão, em 1955 para o estudo do movimento valvular cardíaco e pulsações dos vasos sanguíneos periféricos.

Doptone



O "Doptone" produzido pela Smith Kline Instruments® em 1965, a partir da tecnologia desenvolvida na Universidade de Washington. O Doptone, apesar de parecer um instrumento trivial agora, foi considerado como um dos instrumentos mais importantes que foi inventado em Obstetrícia. Antes disso, muitas dificuldades eram frequentes na detecção da vida fetal em gestações precoce e tardia. Mudou consideravelmente a prática da obstetrícia desde a década de 1960.

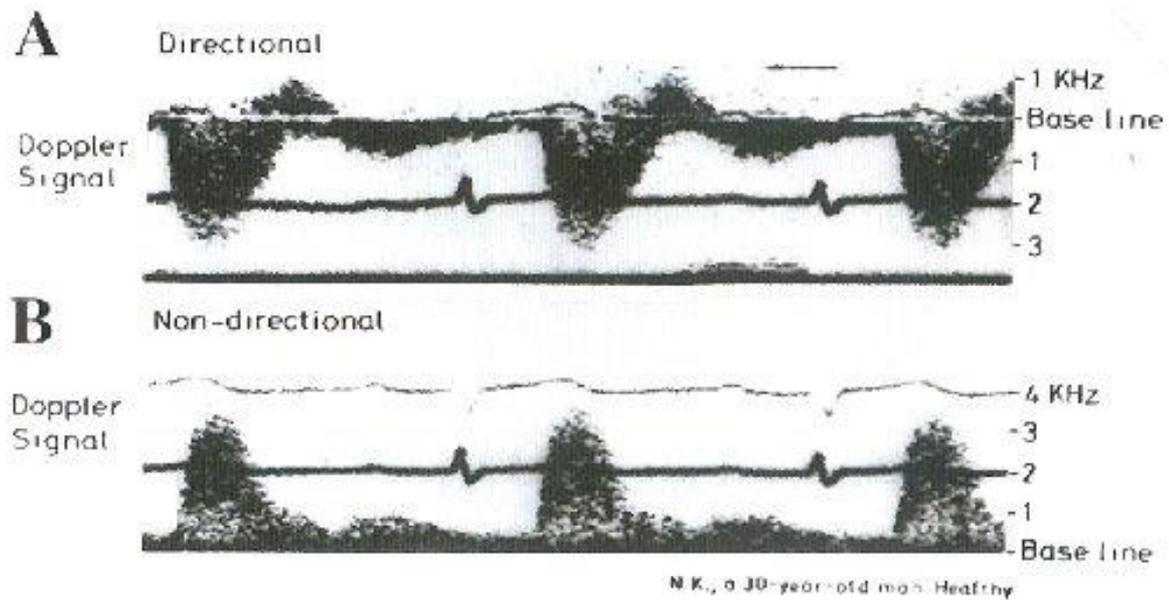
Equipamento Doppler



Early doppler device from England

Fluxo espectral e direcional

Em 1966, Kato e T Izumi foram **pioneiros no medidor de fluxo direcional** usando o método de oscilação local, onde as direções de fluxo foram detectadas e exibidas. Este foi um grande avanço na instrumentação Doppler, pois o fluxo inverso nos vasos sanguíneos poderia ser documentado.



Doppler Duplex

O primeiro scanner duplex Doppler pulsado, o Mark1 (com modelo de módulo pulsátil-Doppler 400) foi lançado em 1974 pela empresa ATL para investigação cardíaca.



The ATL Mark V marketed
in 1978

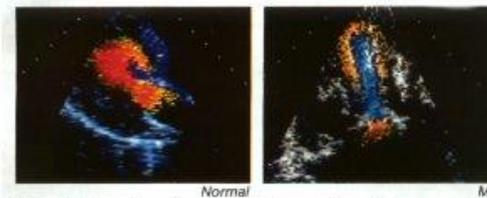


Imagem Doppler

- Para produzir uma imagem de fluxo sanguíneo são necessários que a amplitude, fase e frequência dos ecos de um único transdutor sejam muito rapidamente capturados e analisados.
- Um grupo japonês da empresa Aloka usou um detector de fase com base em uma técnica de autocorrelação. Isso proporcionou um meio rápido de estimação de frequência para ser realizado em tempo real.
- Essa abordagem para o mapeamento de fluxo de cores ainda está em uso hoje.

Imagem Doppler

Aloka ultrasound equipment



Aloka is proud to bring you yet another innovation in diagnostic ultrasound equipment. Color. Our new Color Doppler is the world's first system to display

blood flow imaging in color and real time – facilitating the visual understanding of intracardiac and intravascular hemodynamics.

With its extraordinary image clarity, the Color Doppler enables morphological diagnosis of blood flow information including intracardiac regurgitation or shunt flow and abnormal blood flow. In addition, it displays conventional structural information for diagnosing acquired heart diseases, congenital heart diseases and aortic aneurysms.

By providing real-time simultaneous observation – in color – of intracardiac and intravascular morphological information, two-dimensional blood flow information and M-mode images, the Color Doppler is sure to broaden your diagnostic capabilities – and is ideal for use with children and patients who are too frail for catheterization.

Aloka's advertisement of the SSD-880CW color Doppler in the middle of 1985, when it was first marketed.

Revisão Princípio DOPPLER

☞ A seguinte formulação é válida para o efeito Doppler

$$f_0 = \left(\frac{c \pm V_0}{c \pm V_s} \right) f$$

☞ f_0 - Frequência observada

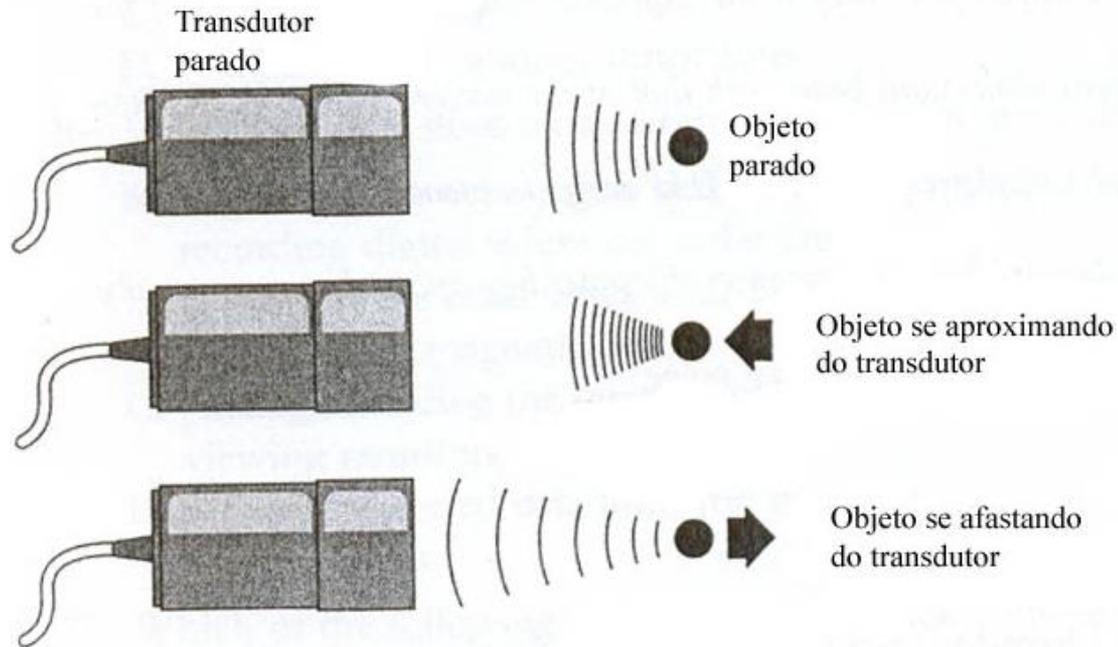
f - Frequência emitida

☞ c - Velocidade da onda

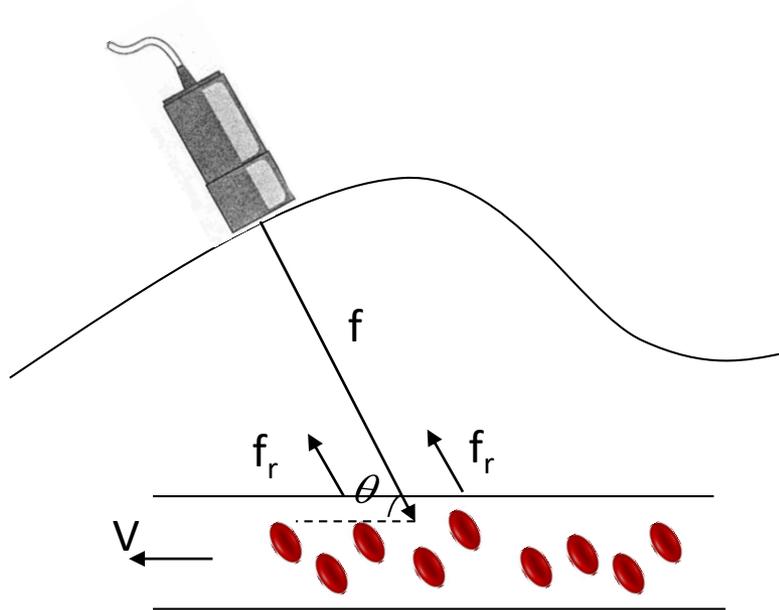
V_s - Velocidade da fonte

☞ V_0 - velocidade do observador

Em Ultra-Som



Equação Doppler

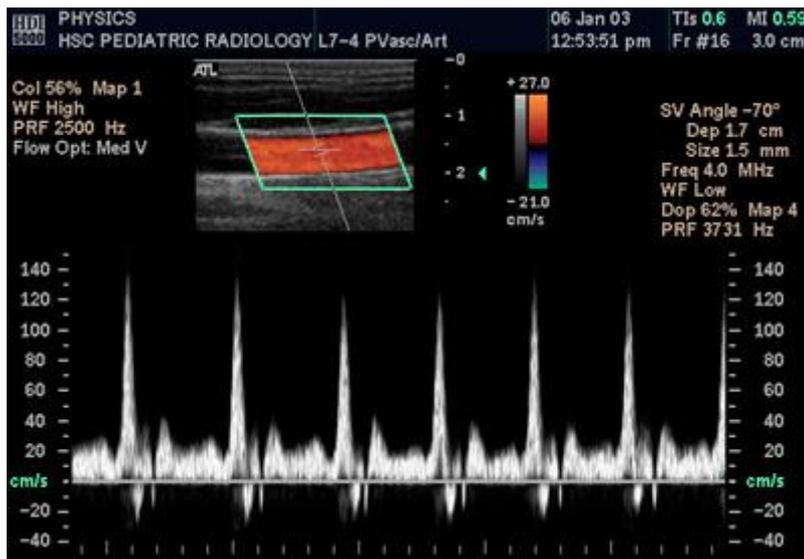


$$f_D = f_0 - f = \left(\frac{c \pm V_0}{c \pm V_s} - 1 \right) f$$

$$f_D = \frac{2fV \cos \theta}{c}$$

Exercício: deduzir a equação acima.

Em equipamentos de imagens o operador pode escolher o valor do ângulo.



-O valor da velocidade é fortemente dependente do ângulo ;

-20° velocidade estimada → 0,4% erro

-80° velocidade estimada → 99% erro

☞ Menor frequência mais profundo.

☞ Sangue → espalhamento

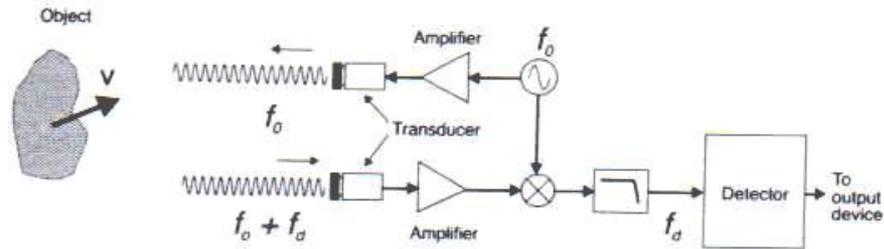
- Melhor usar maiores frequências.

☞ Veias superficiais

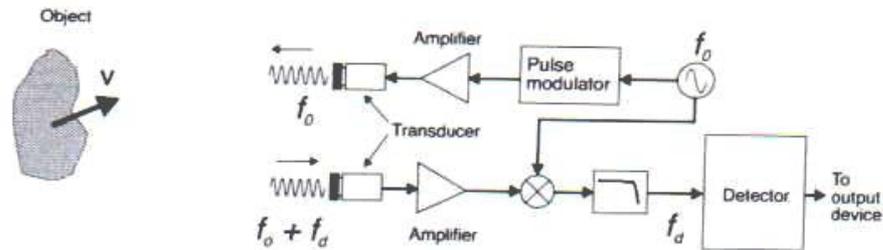
- 8-10 MHz

Sistemas Doppler

Continuous wave system



Pulsed wave system



Doppler contínuo

Usa ondas contínuas

Necessidade de duas cerâmicas

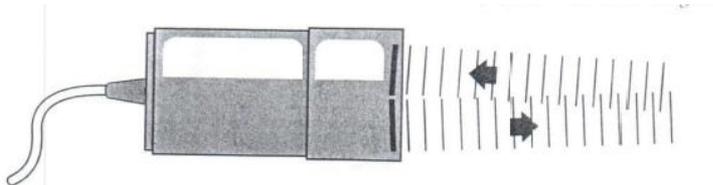


Figure 5-13. CW Doppler transducer containing two piezoelectric elements. One element continuously transmits ultrasound waves and the other continuously detects echoes.

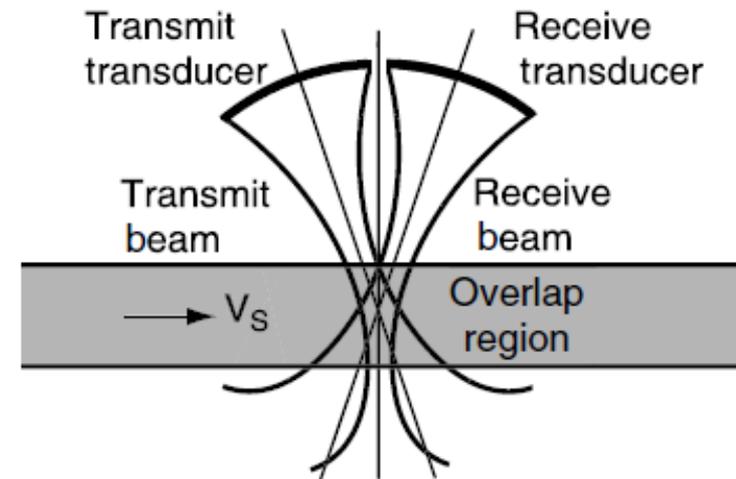
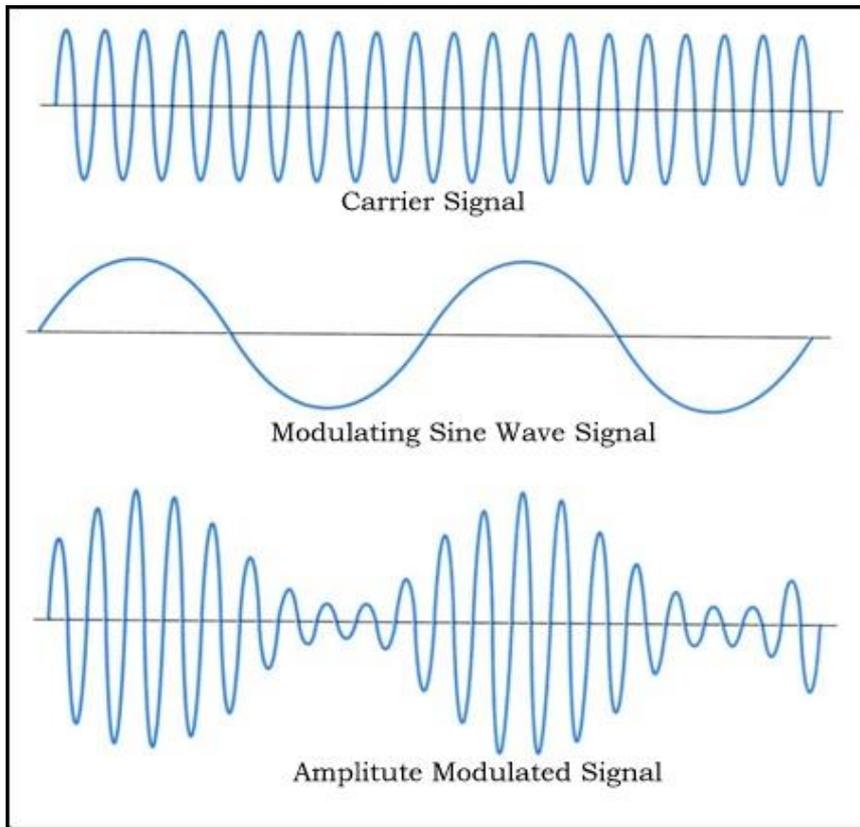


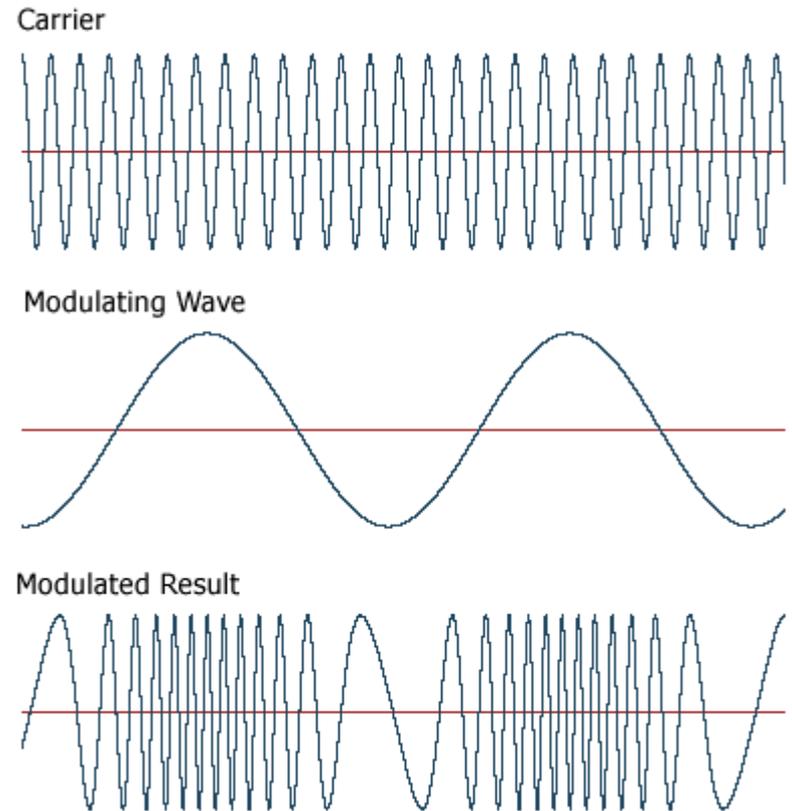
Figure 11.10 Split stand-alone CW Doppler transducer showing split faces and the intersection of transmit and receive beams.

Modulação

AM – Amplitude Modulation

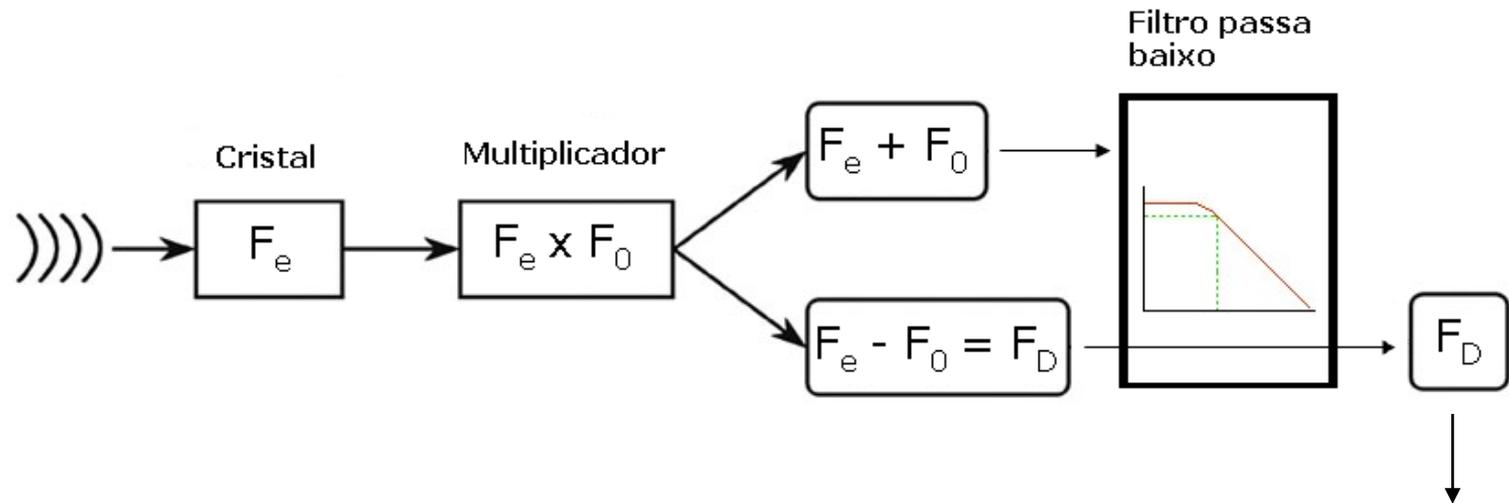


FM – Frequency Modulation



 **Demodulação**- extração do sinal original contendo informações de uma onda portadora modulada. Um demodulador é um circuito eletrônico (ou programa de computador em uma onda de rádio definido por software) usado para recuperar o conteúdo da informação da onda portadora modulada. Existem muitos tipos de modulação, portanto existem muitos tipos de demoduladores. A saída do sinal de um demodulador pode representar som (um sinal de áudio analógico), imagens (um sinal de vídeo analógico) ou dados binários (um sinal digital).

Demodulação



F_e (sinal do eco na saída do transdutor)

F_0 (sinal aplicado no transdutor para excitação acústica)



Frequências audíveis

- Fluxos com velocidade de 5 cm/s a 20cm/s.
- Frequência central da cerâmica → 5 MHz.
- Velocidade do som → 1540 m/s
- $\theta = 60^\circ$

$$f_D = \frac{2f V \cos \theta}{c} \left\{ \begin{array}{l} 5 \text{ cm/s} \rightarrow 160 \text{ Hz} \\ 20 \text{ cm/s} \rightarrow 650 \text{ Hz} \end{array} \right.$$

Diagrama de bloco – Doppler

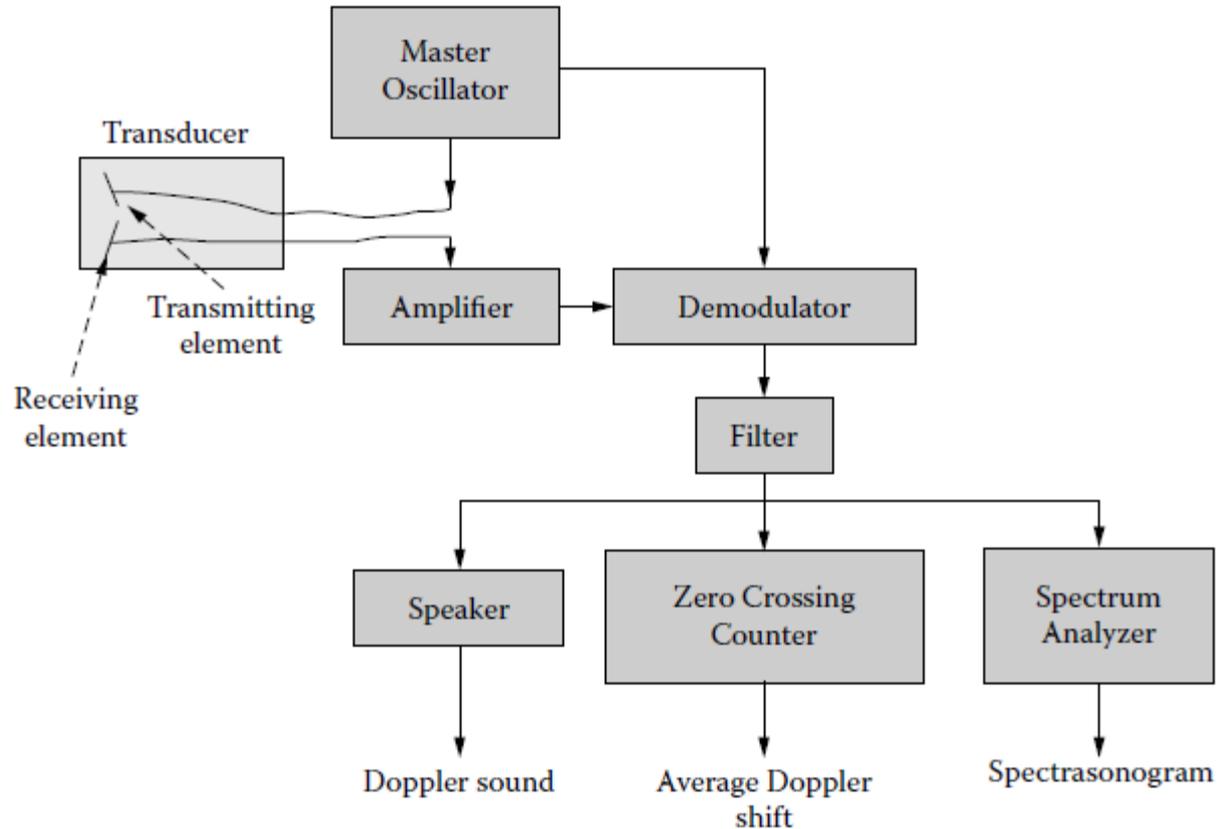
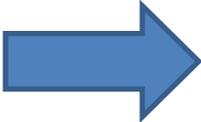
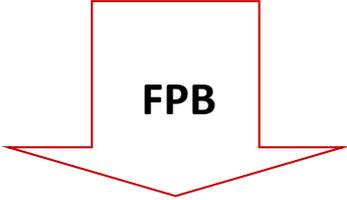


FIGURE 5.2 Block diagram of a CW Doppler flow meter.

Demodulação

$$+ \begin{cases} \cos [(\omega_1 + \omega_2)t] = \cos(\omega_1 t) \cos(\omega_2 t) - \sin(\omega_1 t) \sin(\omega_2 t) \\ \cos [(\omega_1 - \omega_2)t] = \cos(\omega_1 t) \cos(\omega_2 t) + \sin(\omega_1 t) \sin(\omega_2 t) \end{cases}$$


$$\cos(\omega_1 t) \cos(\omega_2 t) = \frac{1}{2} \cos [(\omega_1 + \omega_2)t] + \frac{1}{2} \cos [(\omega_1 - \omega_2)t]$$



FPB

$$\frac{1}{2} \cos [(\omega_1 - \omega_2)t]$$

Demodulação

- 🌀 O sinal resultante tem uma componente de **alta frequência** correspondendo à soma da frequência do eco com a frequência de referência.
- 🌀 E um sinal de **baixa frequência** correspondendo à diferença entre essas frequências, que representa o deslocamento na frequência de excitação devido o efeito Doppler.
- 🌀 Ao se aplicar um **filtro passa baixo** o sinal resultante tem frequência igual à diferença das frequências.

Sinais indesejados

- ⌘ Outras partes do corpo também se movem.
 - Paredes dos vasos sanguíneos
 - Movimentos por respiração
 - Movimentos do transdutor

- ⌘ Esses sinais indesejados são conhecidos como *clutter*.

- ⌘ Esses movimentos tem velocidade menor que a do sangue. Frequência Doppler mais baixa.

Filtro de movimento de parede

Para eliminar esses sinais indesejáveis é preciso aplicar o filtro conhecido como filtro de movimento de parede.

Filtro passa-altas.

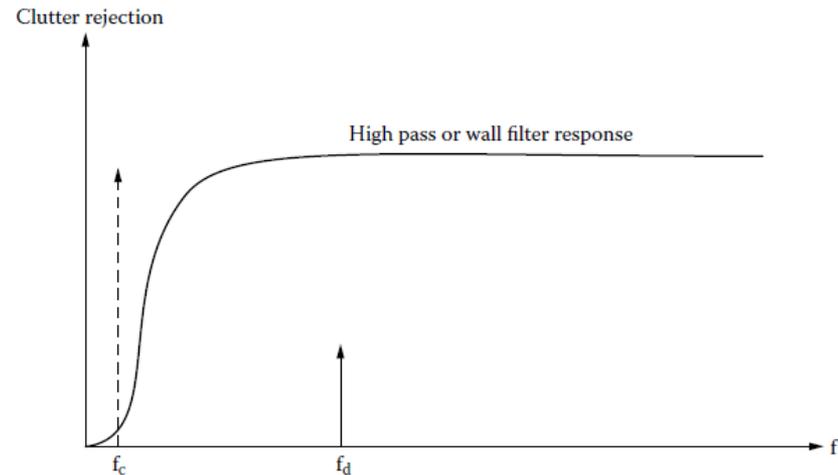


FIGURE 5.4 Clutter rejection filter or wall filter is used to suppress large echoes produced by slow moving blood vessel walls.



Medidores de Fluxo Direcional

- Os sistemas discutidos até agora não podiam diferenciar o sentido do fluxo.
- Alguns métodos já foram desenvolvidos para tal finalidade.

Por filtro único

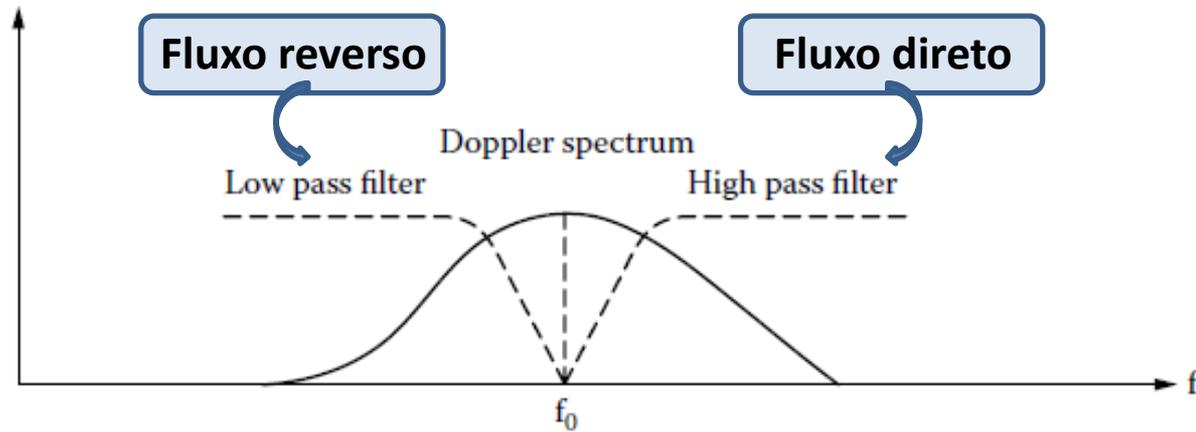
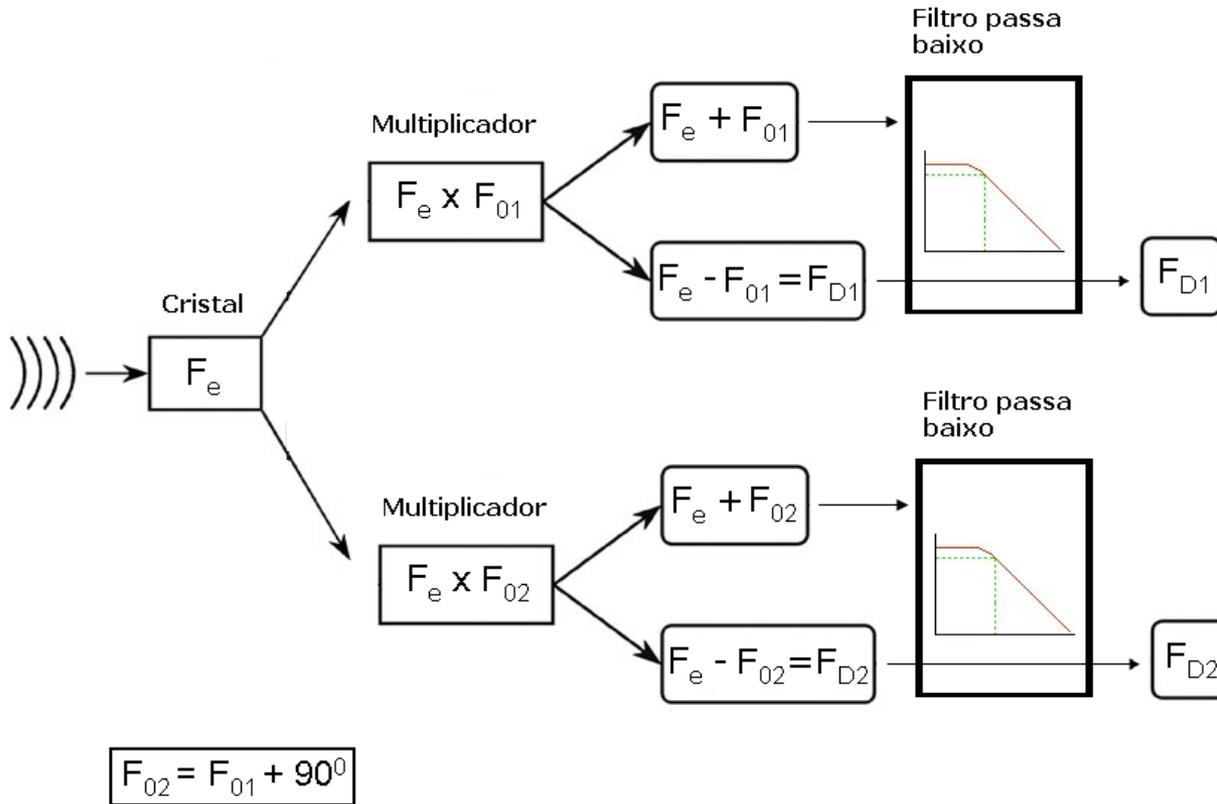


FIGURE 5.8 Two filters around the carrier frequency can be used to separate forward and reverse flow.

Abordagem simples mas de difícil implementação

Demodulação Quadratura



Fase entre F_{D1} e F_{D2} indica o sentido do fluxo.

Demodulação Quadratura

$\omega_f \rightarrow$ Fluxo direto

$\omega_b \rightarrow$ Fluxo reverso

$$\begin{aligned} & \cos \omega_o t \cdot [\cos(\omega_o + \omega_f)t + \cos(\omega_o - \omega_b)t] \\ &= \frac{1}{2} [\cos(2\omega_o + \omega_f)t + \cos(2\omega_o - \omega_b)t + \cos \omega_f t + \cos \omega_b t] \end{aligned}$$

After low-pass filtering, the signal becomes $\cos \omega_f t + \cos \omega_b t$.

The quadrature channel output is

$$\begin{aligned} & \cos\left(\omega_o - \frac{\pi}{2}\right)t \cdot [\cos(\omega_o + \omega_f)t + \cos(\omega_o - \omega_b)t] \\ &= \sin \omega_o t [\cos(\omega_o + \omega_f)t + \cos(\omega_o - \omega_b)t] \end{aligned}$$

After low-pass filtering, the signal becomes $-\sin \omega_f t + \sin \omega_b t$.

Demodulação Quadratura

$\omega_f \rightarrow$ Fluxo direto

$\omega_b \rightarrow$ Fluxo reverso

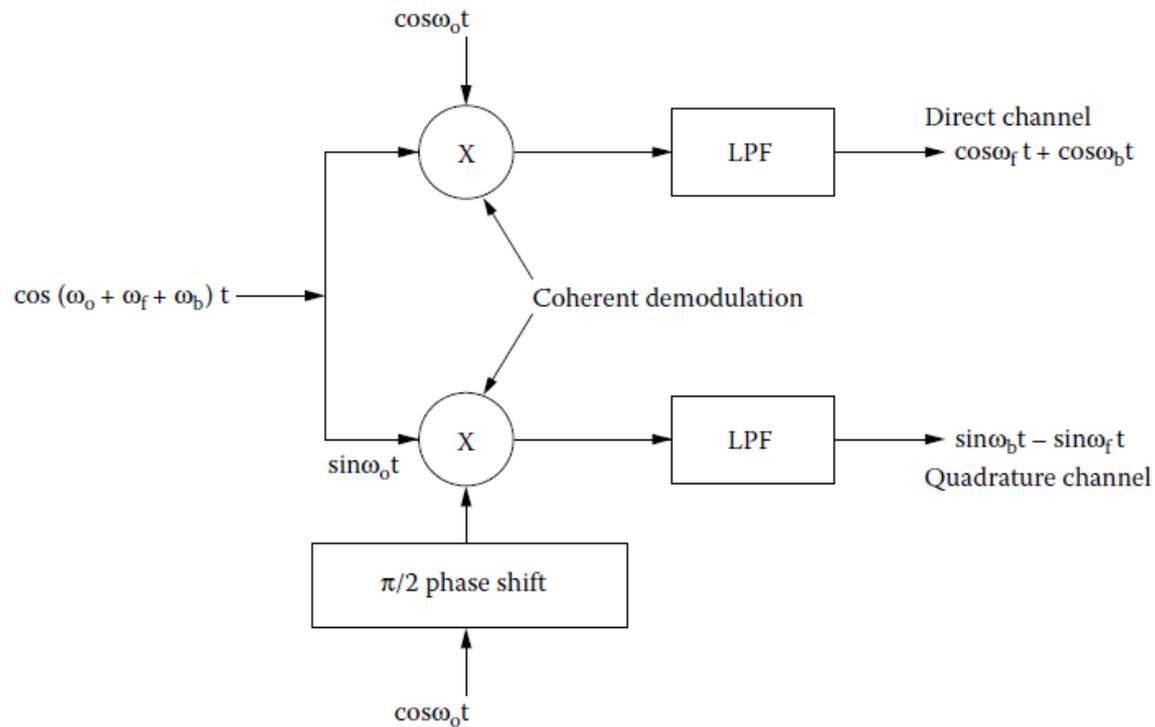
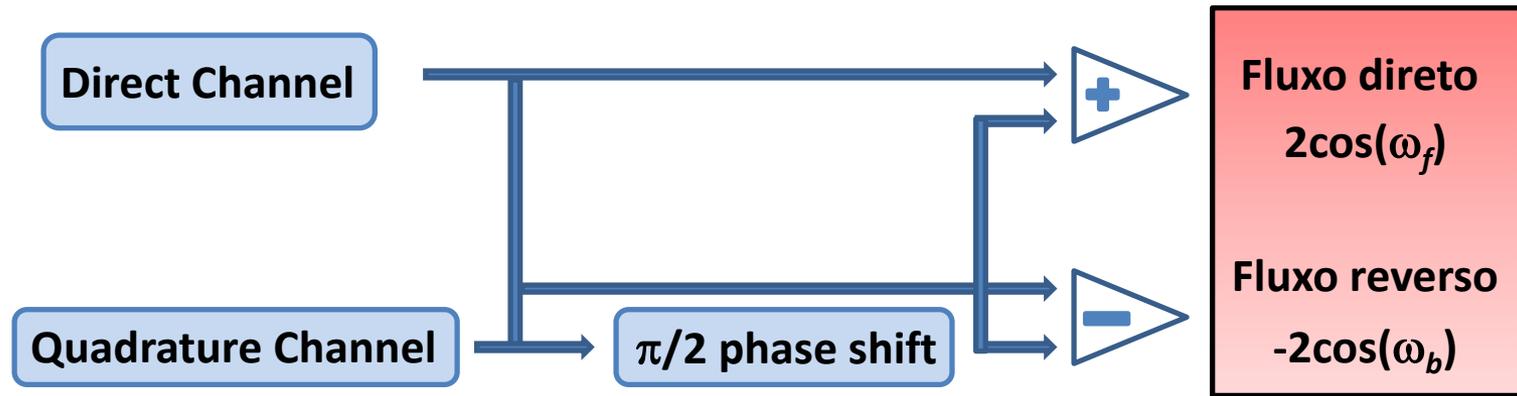


FIGURE 5.11 Quadrature demodulation.

Demodulação Quadratura

$\omega_f \rightarrow$ Fluxo direto

$\omega_b \rightarrow$ Fluxo reverso



$\rightarrow \sin\omega_b t - \sin\omega_f t$
Quadrature channel

$\rightarrow \pi/2$ phase shift

$\rightarrow \sin(\omega_b - \pi/2) - \sin(\omega_f - \pi/2)$

\downarrow

$\cos(\omega_f) - \cos(\omega_b)$

Direct channel

$\rightarrow \cos\omega_f t + \cos\omega_b t$

Medidor de fluxo pulsado

- Um problema com o Doppler de onda contínua é sua incapacidade de definir a origem espacial dos sinais Doppler.
- No contínuo, sinais vindos de veias ou artérias localizadas na mesma vizinhança podem se sobrepor.
- O uso de ondas pulsadas pode minimizar esse problema.

Medidor de fluxo pulsado

Pulsed Doppler

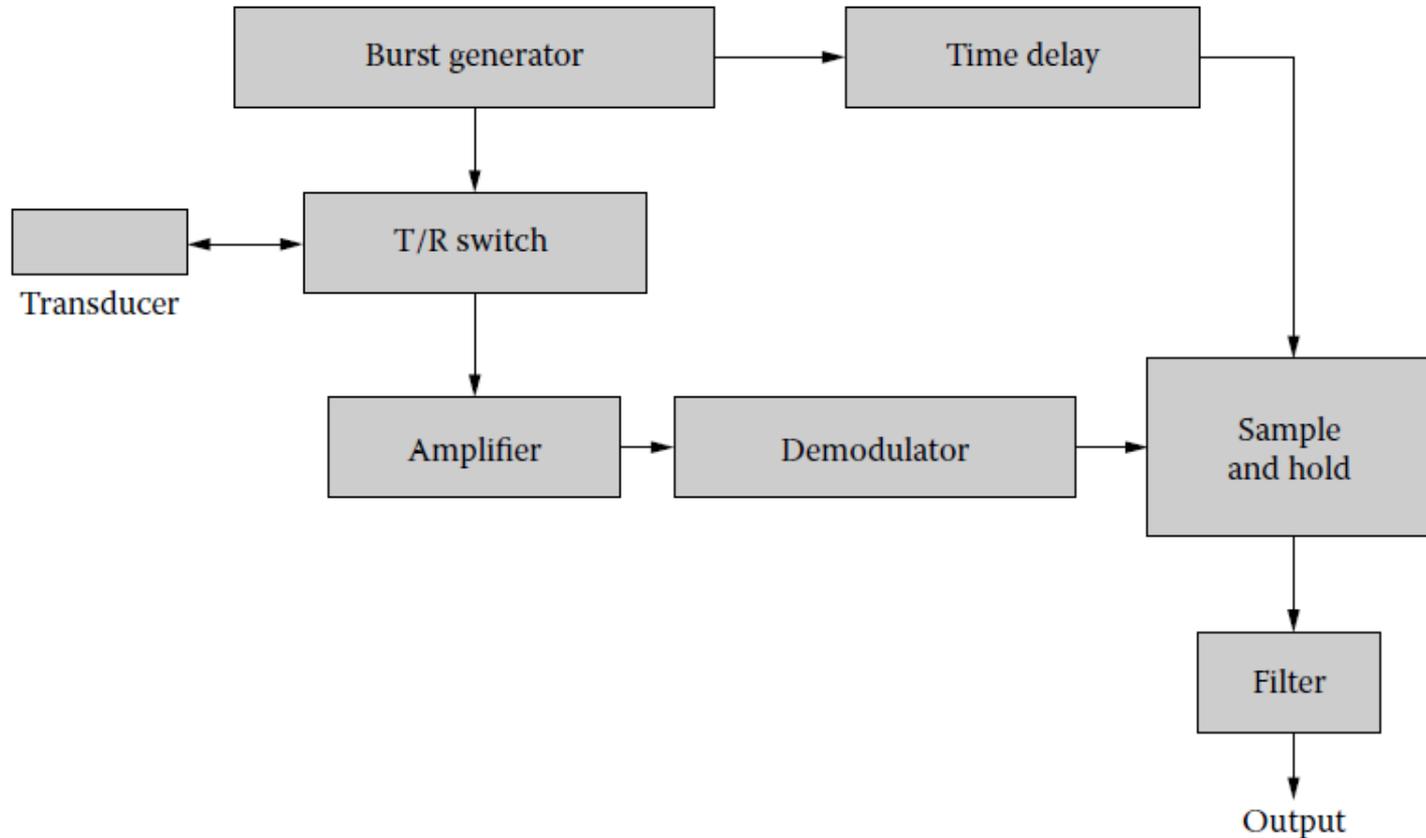
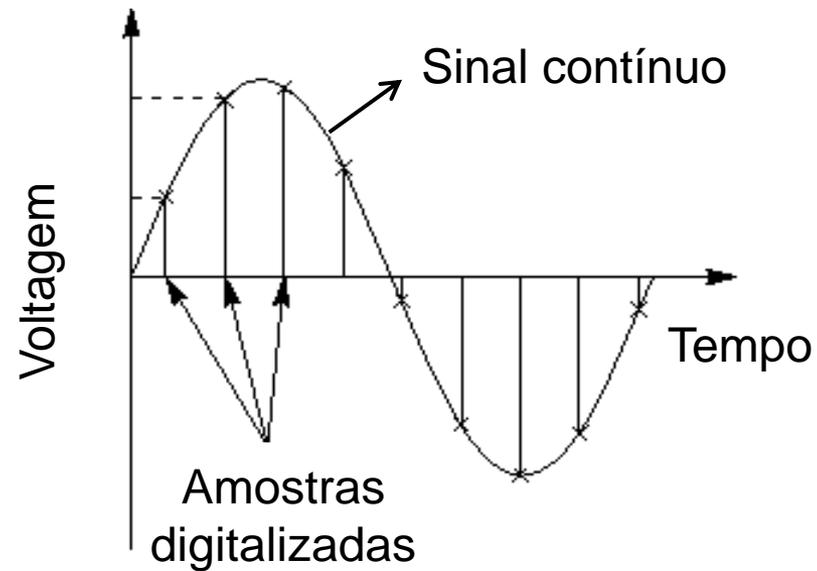


FIGURE 5.13 Block diagram of pulsed Doppler flow meter.

Discretização no tempo



Teorema da amostragem de Nyquist

- ☞ Sempre existe alguma perda em um sinal amostrado.
- ☞ Contudo, este teorema nos diz que o espectro de um sinal **não será afetado pela** sua **discretização** se esta ocorrer com uma **frequência de amostragem duas vezes maior que a** maior **frequência** do sinal.

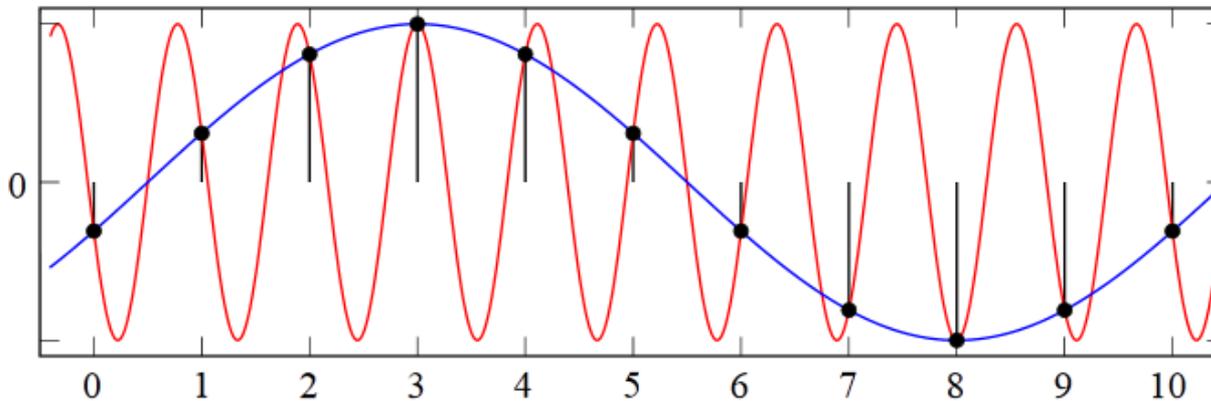
f_s → Frequência de amostragem

$$f_s \geq 2f_m$$

f_m → Maior frequência do sinal de banda limitada

Fenômeno Aliasing

- Denominação do fenômeno em que ocorre a distorção do sinal devido a uma taxa insuficiente na amostragem de dados.
- No exemplo abaixo o sinal senoidal, em vermelho, foi digitalizado com uma frequência de amostragem menor que a sua frequência original. Com isso o sinal senoidal azul foi obtido.



Limites para Doppler pulsado

- Uma desvantagem do Doppler pulsado é o limite da máxima frequência Doppler (maior velocidade) que pode ser medido.
- Isso é limitado pela frequência de repetição de pulsos (PRF).

Para evitar o aliasing \rightarrow

$$PRF > 2f_{\max}$$
$$\therefore PRF > (4v_{\max}f)/c$$
$$f_D = \frac{2fV \cos \theta}{c}$$

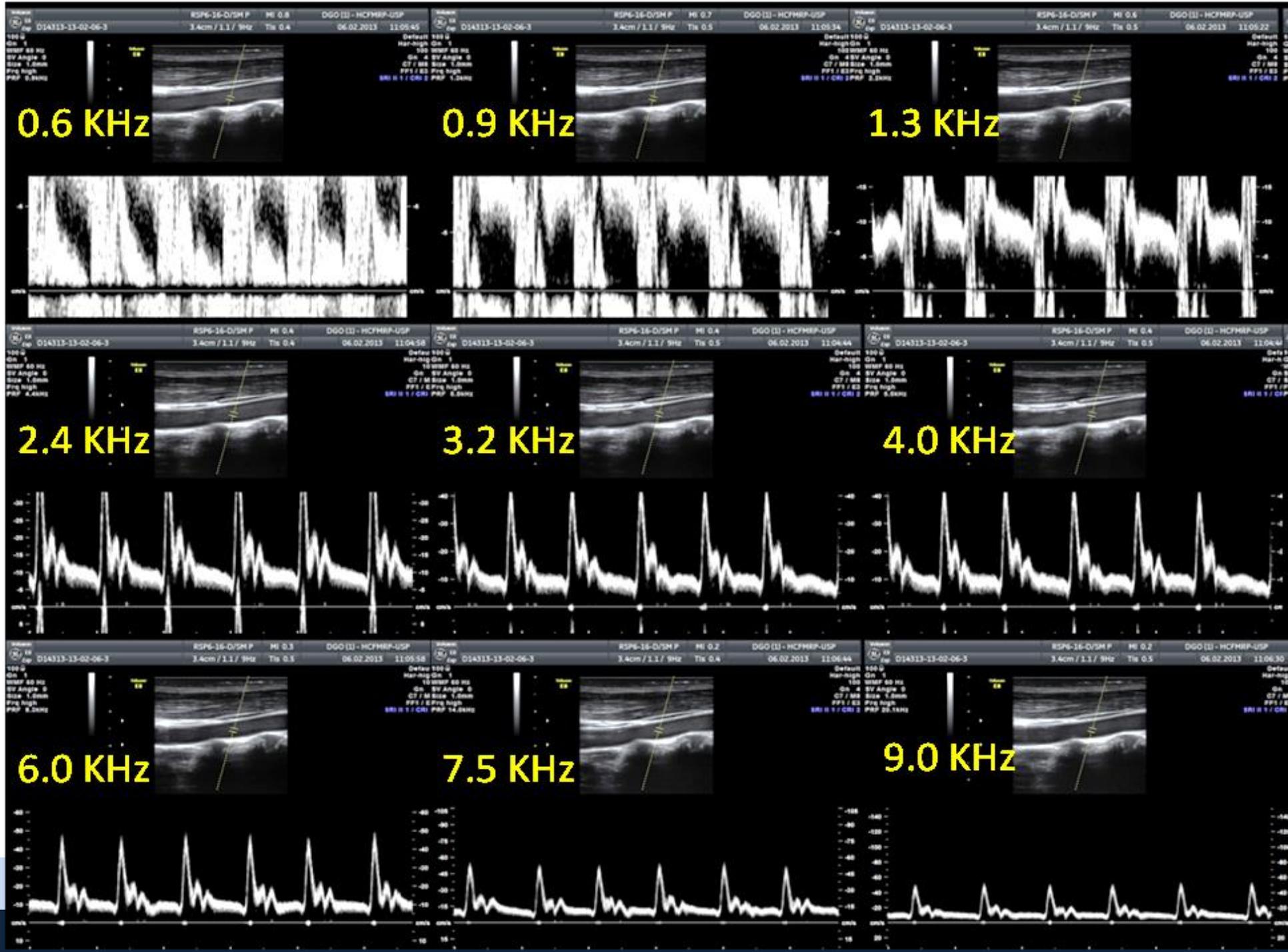
Limites para Doppler pulsado

🌀 Lembrando que o PRF está relacionado com a máxima profundidade que se deseja adquirir o eco.

$$\frac{1}{PRF} > \frac{2z_{\max}}{c}$$

$$PRF > 2f_{\max}$$

$$\therefore PRF > (4v_{\max}f)/c$$



0.6 KHz

0.9 KHz

1.3 KHz

2.4 KHz

3.2 KHz

4.0 KHz

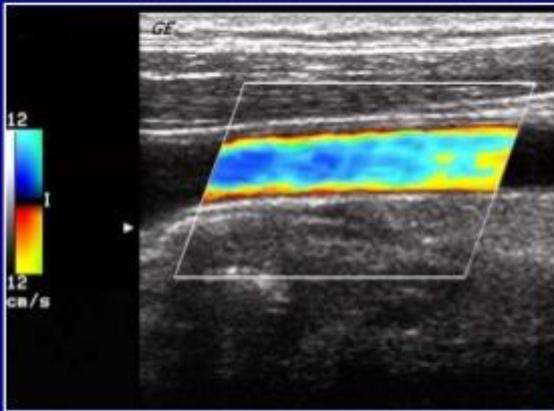
6.0 KHz

7.5 KHz

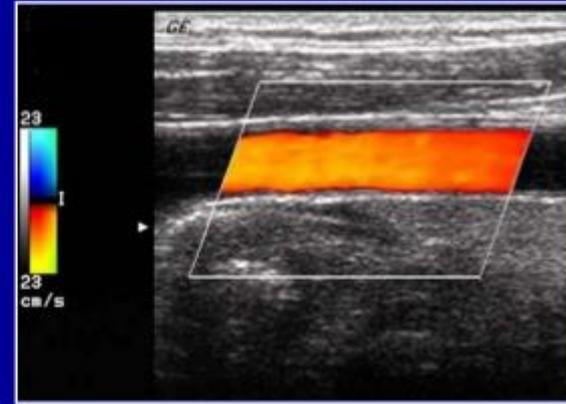
9.0 KHz

Exemplos Aliasing

Color Doppler aliasing



Velocity scale range 12 cm/sec



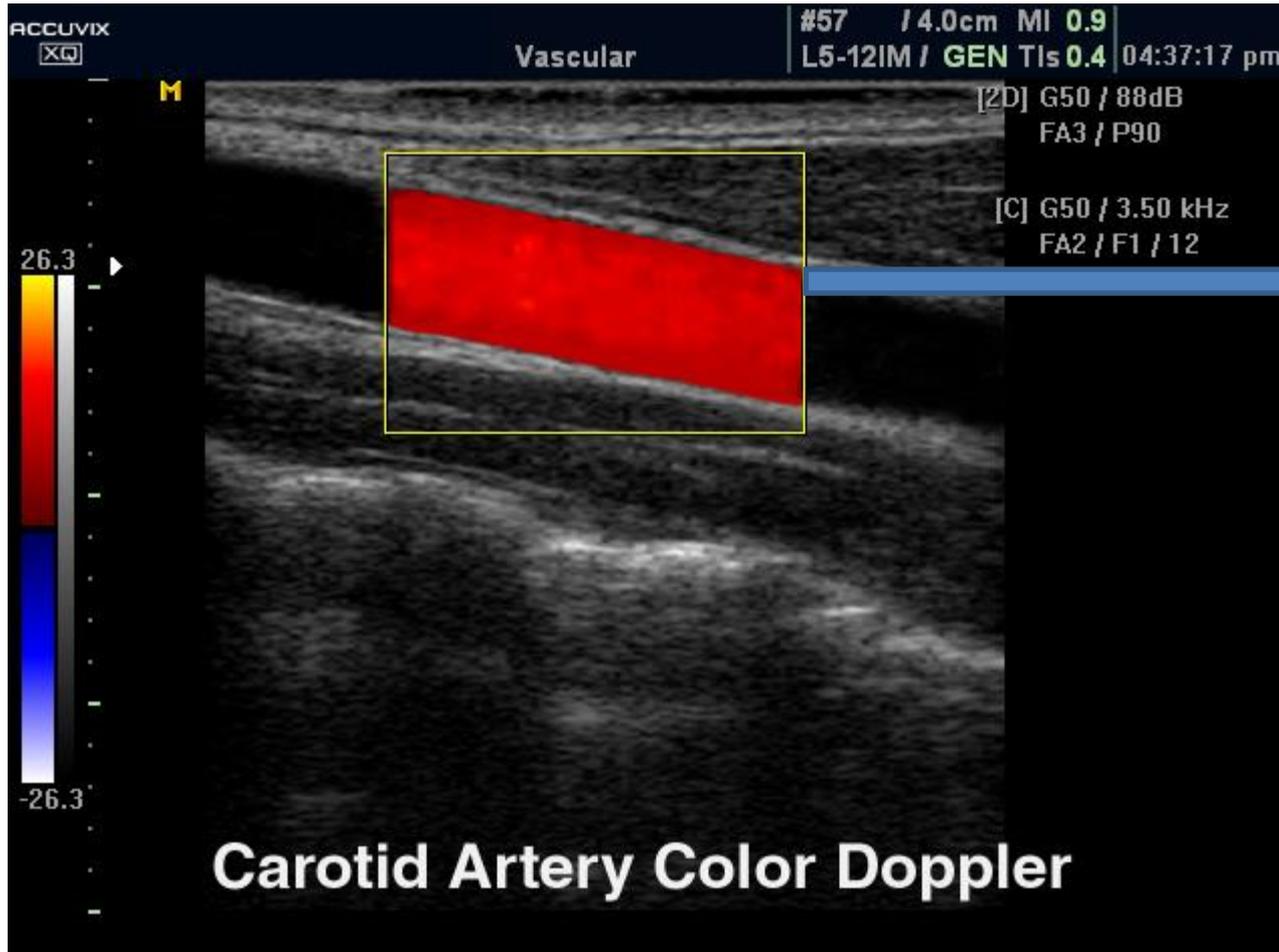
Velocity scale range 23 cm/sec

Rubens DJ et al. Doppler artifacts & pitfalls.
Ultrasound Clin 2006 ; 1 : 79 – 109.

Imagens Doppler

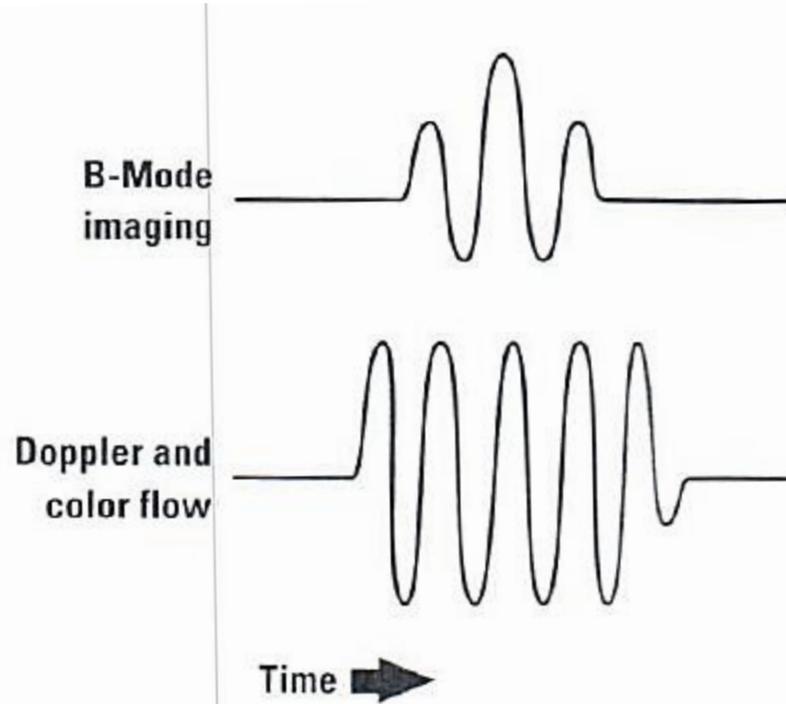
- 🌀 O conceito básico do Doppler colorido é semelhante ao do Doppler pulsado, que extrai a frequência média de deslocamento Doppler de um volume de amostra.
- 🌀 A única exceção é que na imagem Doppler colorida, calculam-se os deslocamentos Doppler médios de muitos volumes de amostra ao longo de uma linha de varredura, em um período de tempo muito curto - na ordem de 30 a 50 ms.

Janelamento- Imagem duplex



Janela de
processamento

Imagem Doppler



Para a imagem Doppler, geralmente, o comprimento do pulso de ultrassom é maior

Figure 6-2. Transmit pulse shape for B-mode imaging and for pulsed Doppler and color flow imaging. The Doppler transmit pulse is of longer duration and narrower frequency bandwidth, providing better definition of the ultrasound frequency.



Técnicas Imagem Doppler

🌀 A velocidade Doppler pode ser calculada por duas técnicas diferentes.

1- Detecção deslocamento da frequência Doppler.

- Estimar variação de fase.
- Conhecida como técnica de autocorrelação.

2 - Variações no tempo de voo entre os pulsos transmitidos.

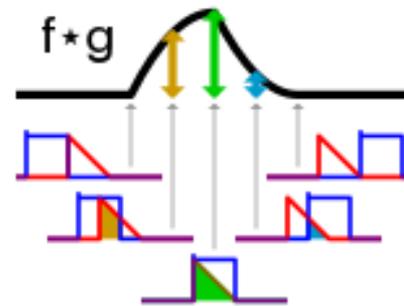
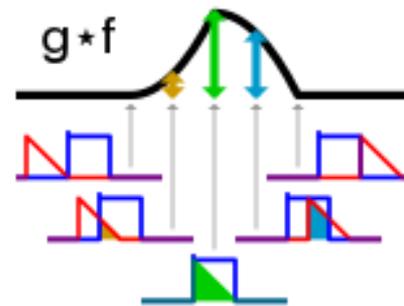
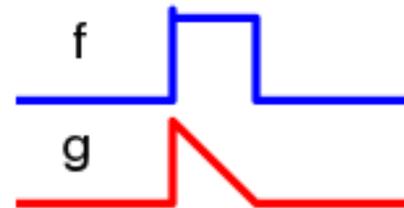
- Estimar variação temporal → deslocamento → velocidade

- Conhecida como Doppler convencional.
- Autocorrelação.
- A técnica de autocorrelação é um método para estimar a frequência dominante em um sinal complexo, bem como sua variância.**

$$R_{ff}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(u) \bar{f}(u - \tau) du$$

Autocorrelação

Cross-correlation



Autocorrelation

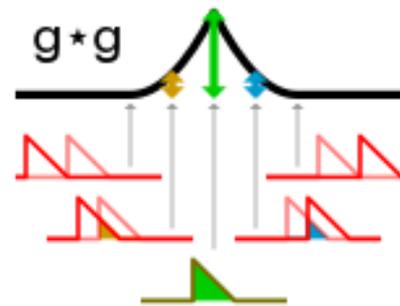
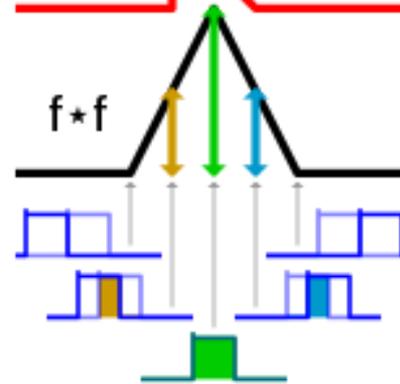
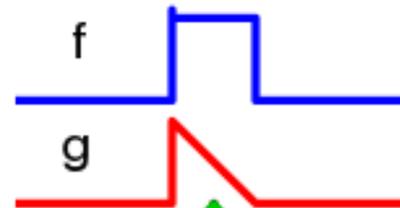
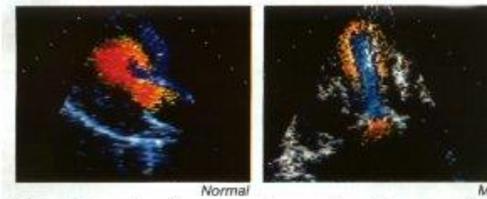


Imagem Doppler

Aloka ultrasound equipment



Aloka is proud to bring you yet another innovation in diagnostic ultrasound equipment. Color.

Our new Color Doppler is the world's first system to display

blood flow imaging in color and real time – facilitating the visual understanding of intracardiac and intravascular hemodynamics.

With its extraordinary image clarity, the Color Doppler enables morphological diagnosis of blood flow information including intracardiac regurgitation or shunt flow and abnormal blood flow. In addition, it displays conventional structural information for diagnosing acquired heart diseases, congenital heart diseases and aortic aneurysms.

By providing real-time simultaneous observation – in color – of intracardiac and intravascular morphological information, two-dimensional blood flow information and M-mode images, the Color Doppler is sure to broaden your diagnostic capabilities – and is ideal for use with children and patients who are too frail for catheterization.

Aloka's advertisement of the SSD-880CW color Doppler in the middle of 1985, when it was first marketed.

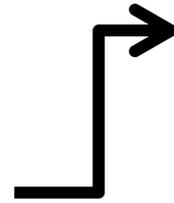
Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique

CHIHIRO KASAI, KOROKU NAMEKAWA, AKIRA KOYANO, AND RYOZO OMOTO

$$e(t) = R_e \{z(t)e^{j\omega_0 t}\}$$

$$z(t) = x(t) + jy(t)$$

$P(\omega) \rightarrow$ Espectro de potência de z



$$\bar{\omega} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \omega P(\omega) d\omega}{\int_{-\infty}^{\infty} P(\omega) d\omega}$$

Frequência Doppler média
devido ao fluxo sanguíneo

$$f_D = \frac{2f_0 V \cos \theta}{c}$$

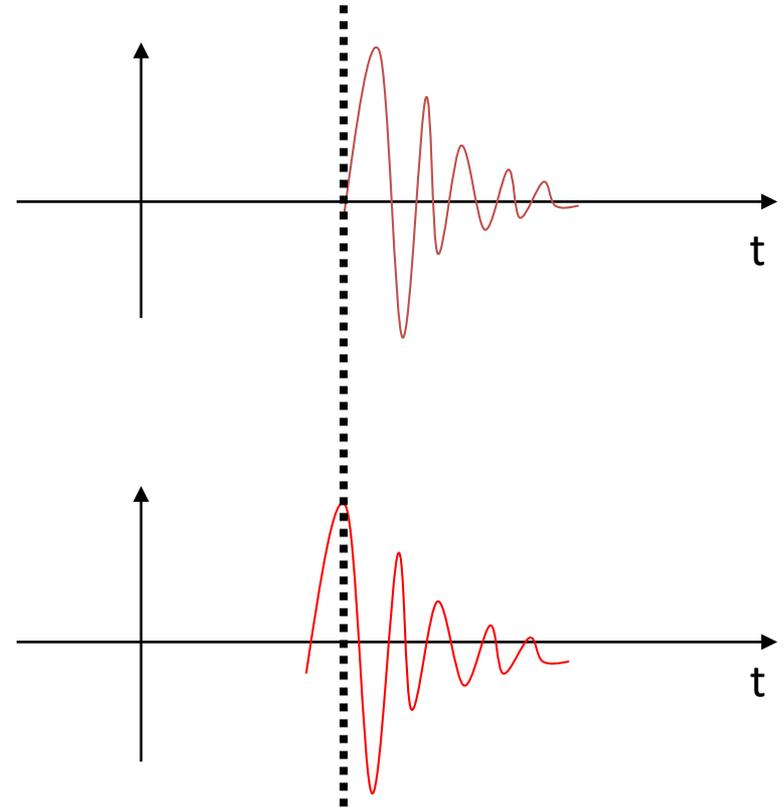
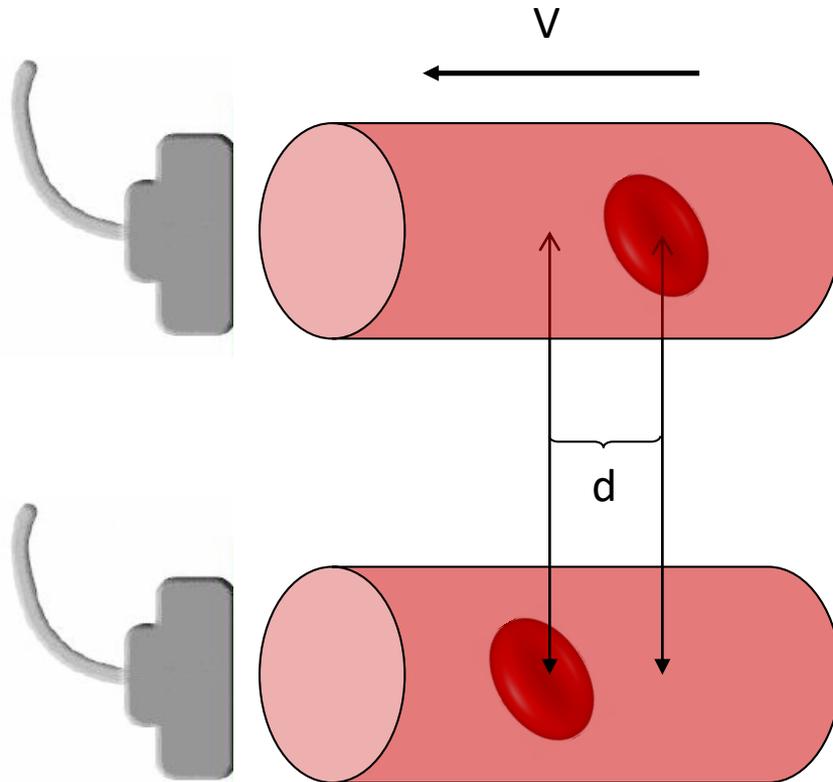
$$\bar{v} = \frac{\bar{\omega}}{\omega_0} \cdot \frac{c}{2 \cos \theta}$$

Outra maneira de determinar movimento das estruturas da imagem de US é rastrear a mudança de posição do padrão de speckle em um par de frames. No domínio do tempo.

- Variações no tempo de voo entre os pulsos transmitidos.

Estimar variação temporal → deslocamento → velocidade

Pulsado

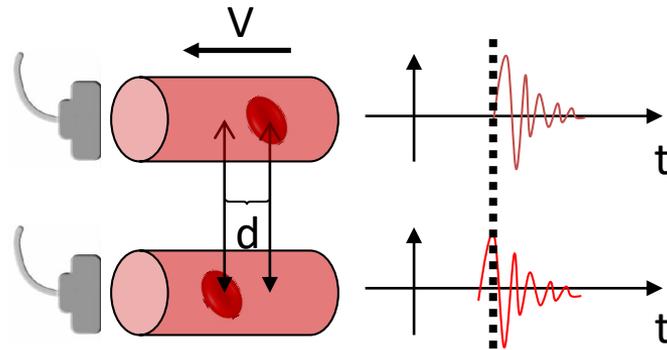


Correlação cruzada

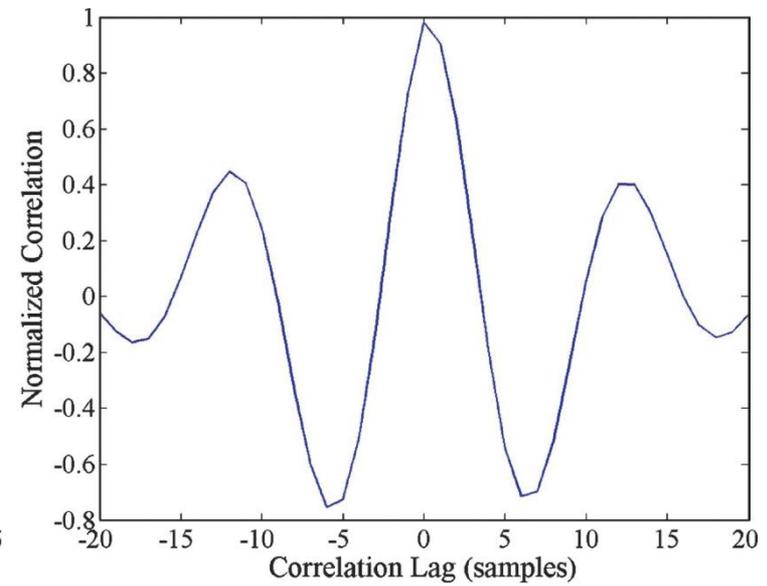
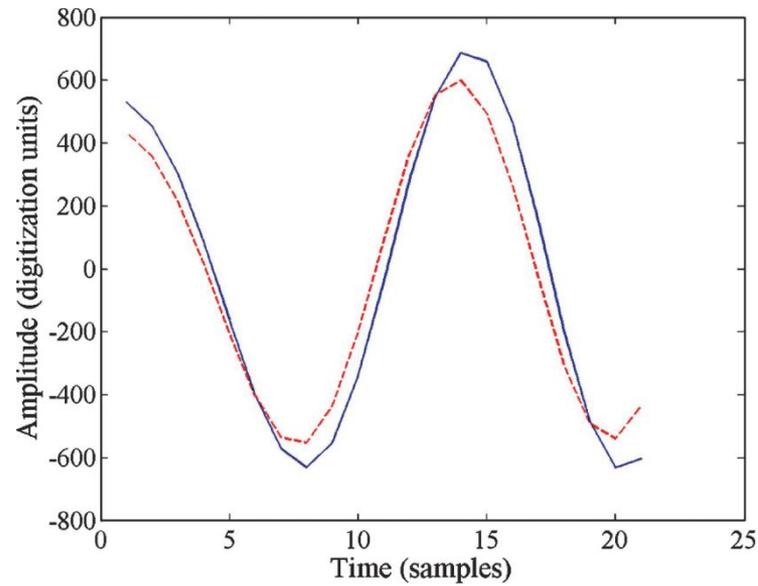
- ☞ Método mais comum é conhecido por correlação cruzada.
- ☞ A amplitude de cada ponto no sinal da correlação cruzada é uma medida de similaridade entre os sinais de entrada nesse ponto.
- ☞ A correlação é uma ótima técnica para detectar um sinal conhecido, mesmo com a presença de ruído.

Correlação cruzada

- 🌀 O **máximo do sinal de correlação cruzada** de dois sinais iguais está no **"centro" da resposta** da correlação.
- 🌀 A **máxima resposta da correlação cruzada** entre o sinal de referência e o próximo como na **figura abaixo** está **deslocado do centro**.



Correlação cruzada

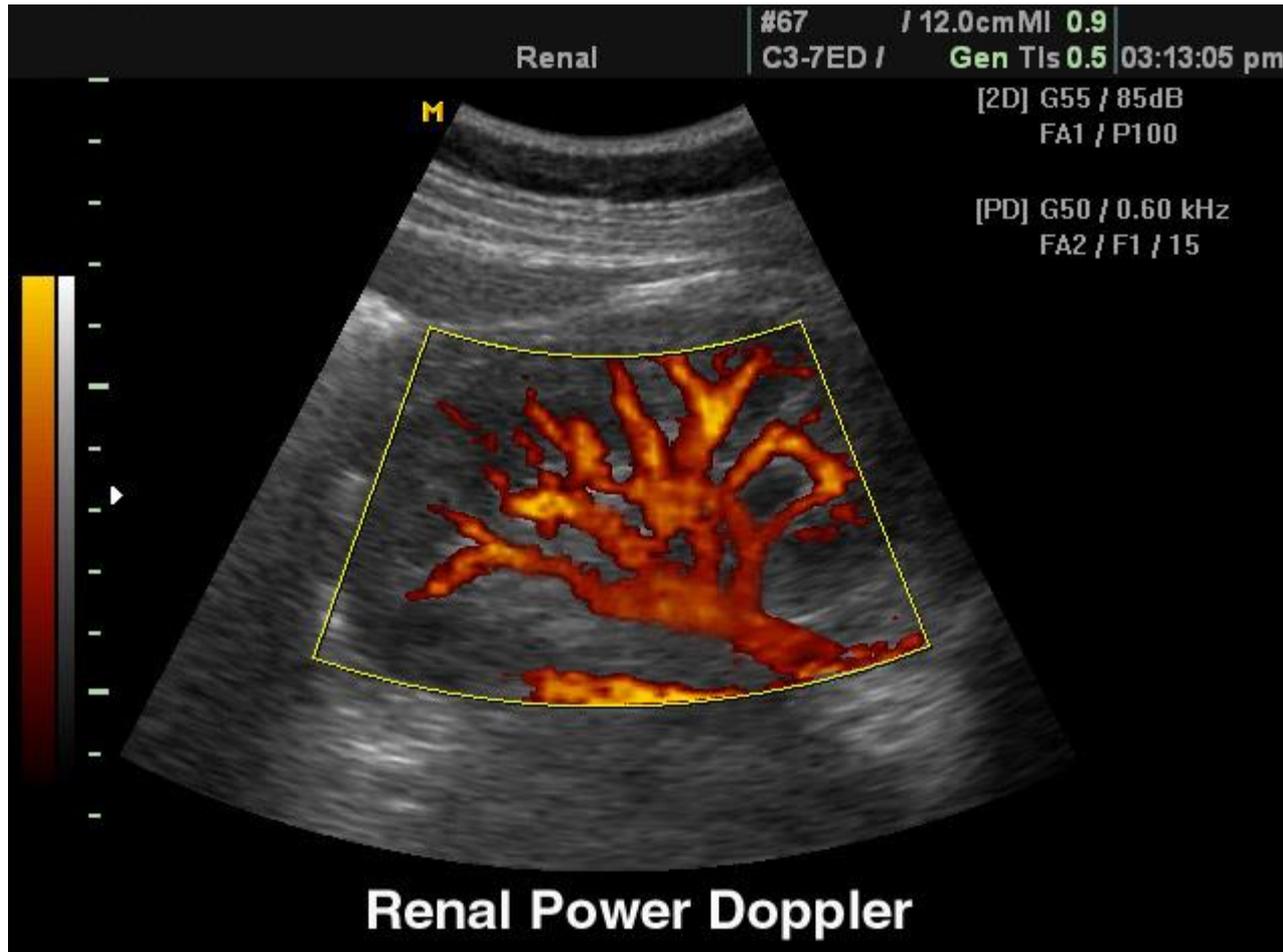


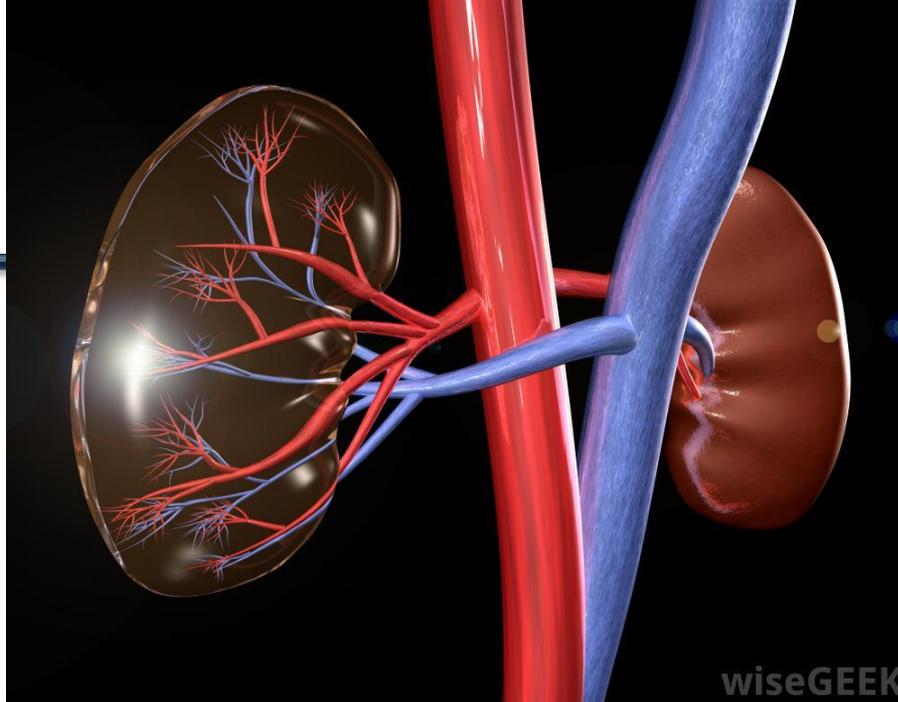
Power Doppler

- ☰ Nesse modo não se apresenta a velocidade Doppler, mas sim a potência do sinal Doppler.
- ☰ Portanto, ao invés de se estimar o deslocamento da frequência Doppler calcula-se a potência contida no sinal Doppler.
- ☰ A potência é calculada como a integral de todas as frequências (todas as velocidades)

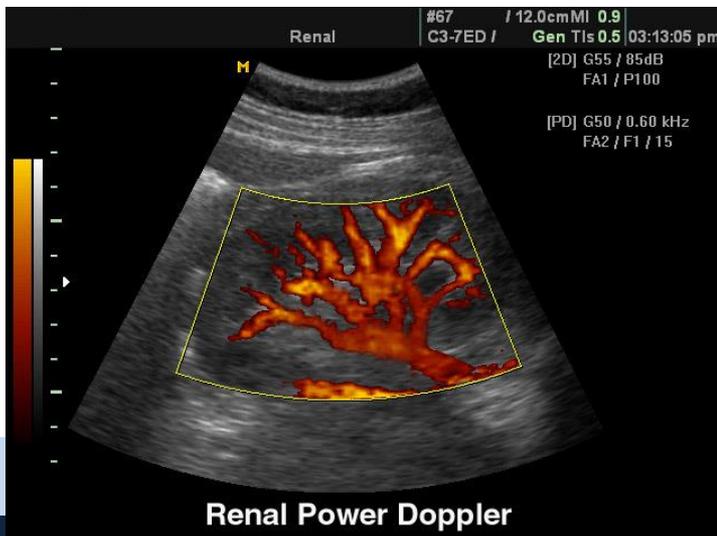
$$\int_{-\infty}^{\infty} P(f) df = \int_{-\infty}^{\infty} |v(f)|^2 df \approx \sum_{n=1}^N [I^2(n) + Q^2(n)]$$

Power Doppler

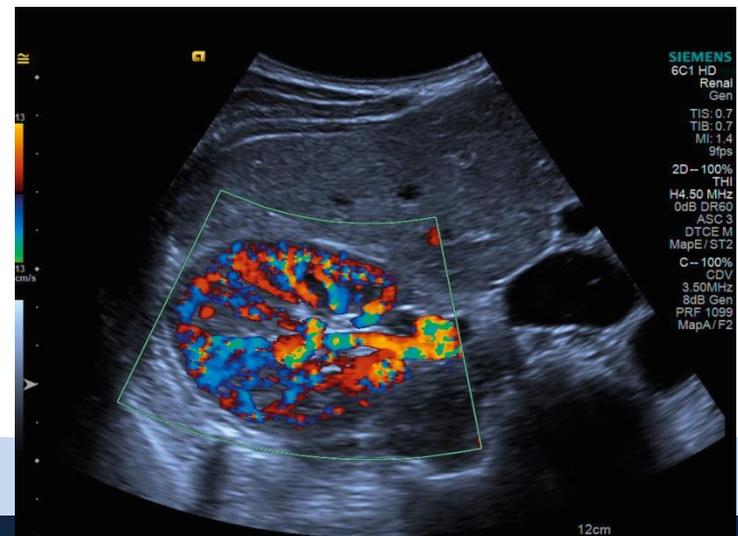




Power Doppler



Color Doppler





Power Doppler

- ⌘ Magnitude do sinal apresentado é proporcional a intensidade do sinal Doppler retro-espalhado.
- ⌘ Não traz informação sobre a velocidade do fluxo.
- ⌘ Portanto, independe do ângulo.
- ⌘ Aliasing deixa de ser problema.
- ⌘ Mais sensível para mostrar fluxo em pequenos vasos. Muito usado para estudo de perfusão sanguínea. Vascularização tecidual.