# Detecção Doppler

**Theo Z. Pavan**
**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

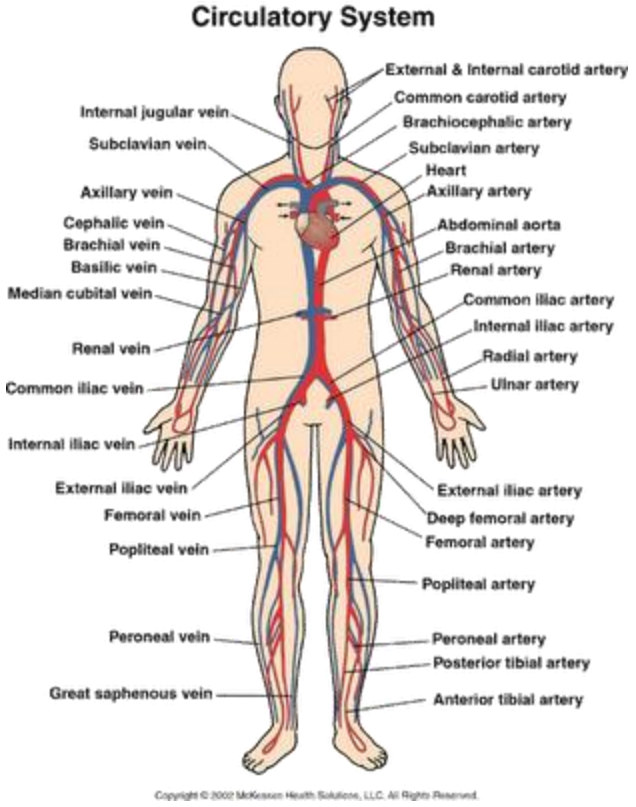



**Table 20-4.** Mean flow velocities and mean pressures in the human systemic circulation

| | Diameter (mm) | Mean vel. ($cm \cdot s^{-1}$) | 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 | 0.006 | 0.03 | 30–35 |
| middle | | | 20–25 |
| venous end | | | 15–20 |
| Very small veins | | 0.5–1.0 | 10–15 |
| Small to medium veins | | 1–5 | |
| Large veins | 5–15 | 5–10 | 10 or less |
| V. cavae | 30–35 | 10–16 | |

# Introdução

- 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.

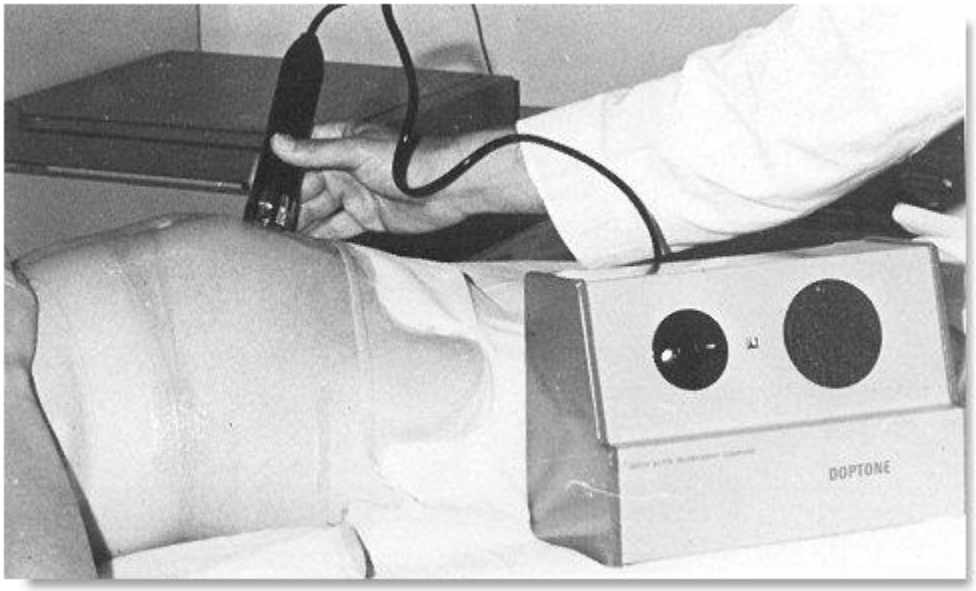
# Breve histórico

- 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

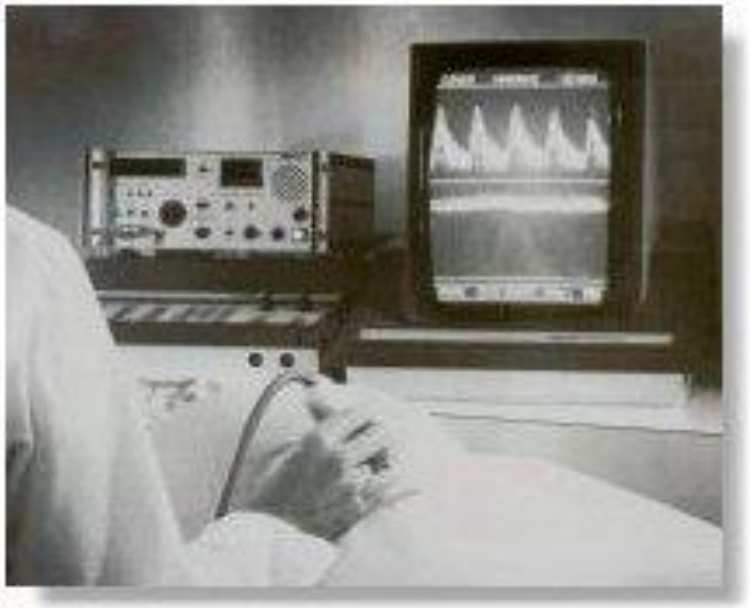
- As primeiras aplicações médicas de técnicas de Doppler ultrassônico foram implementadas por Shigeo Satomura e Yasuhara Nimura no Instituto de Pesquisa Científica e Industrial em Osaka, Japão, em 1955 para o estudo do movimento valvular cardíaco e pulsações dos vasos sanguíneos periféricos.

# 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.

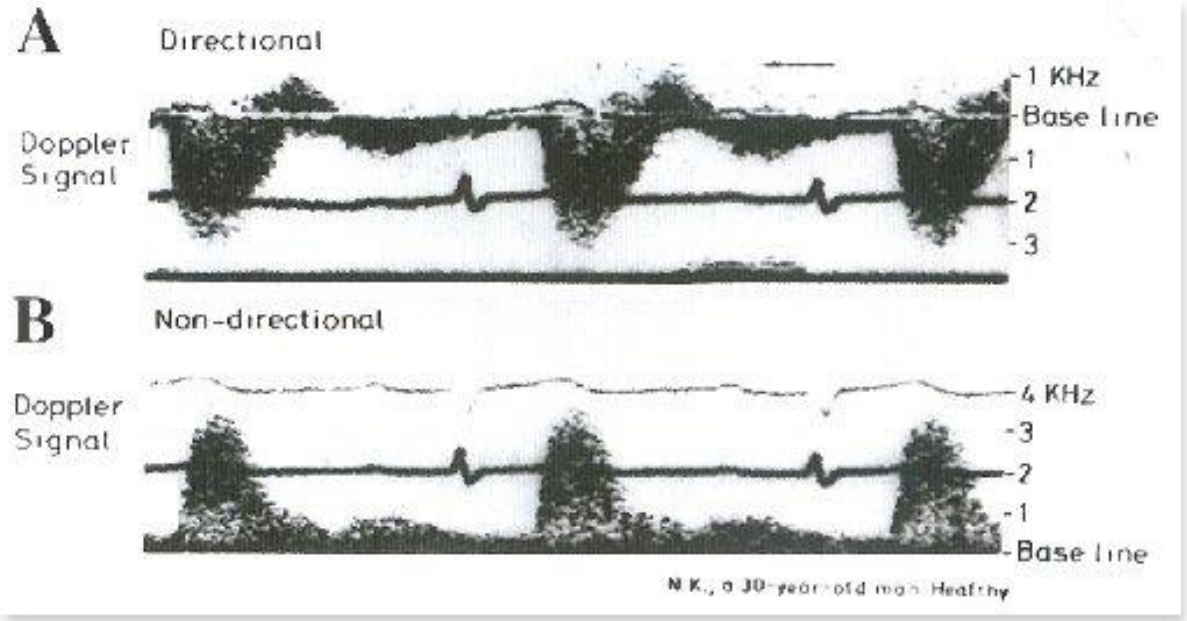
# Equipamento Doppler



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

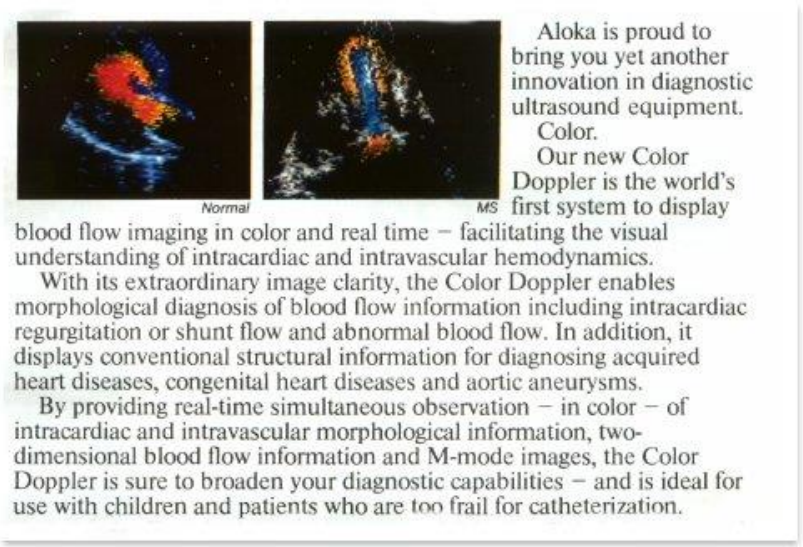
- Para produzir uma imagem de fluxo sanguíneo são necessários que a amplitude, fase e frequência dos ecos de um único transdutor sejam muito rapidamente capturados e analisados.

- 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.

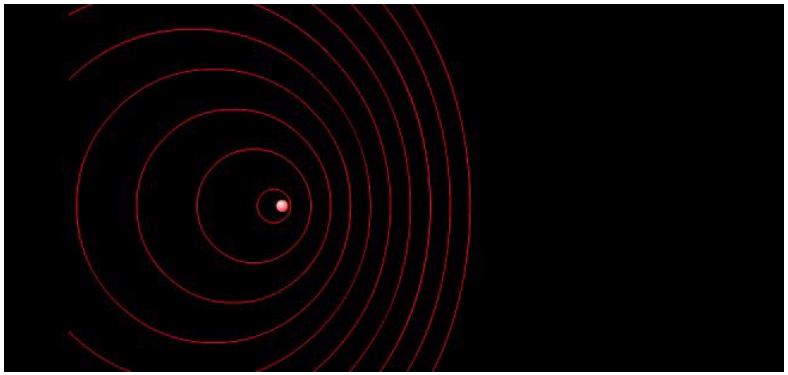
# Imagem Doppler

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

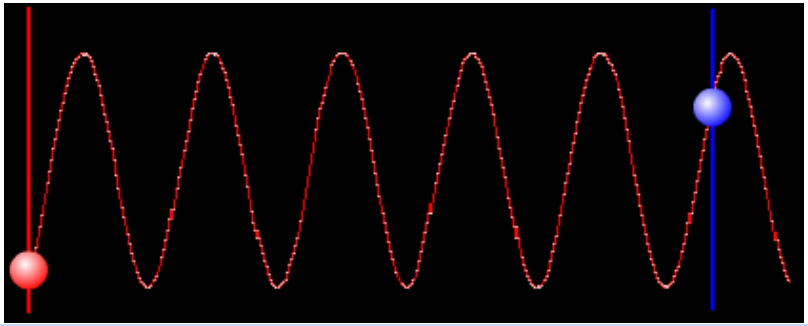


# O que é?

- Mudança na freqüência do eco.
  - Fonte do som em movimento



  - Detector em movimento



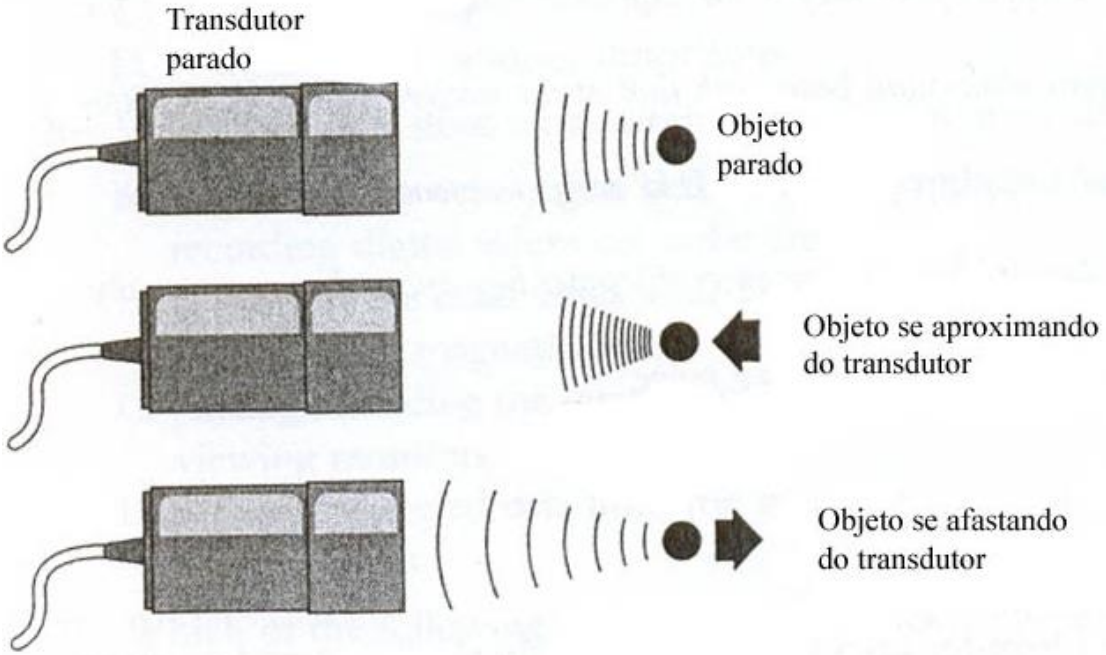
# Fórmulas

- A seguinte formulação é válida para o efeito Doppler

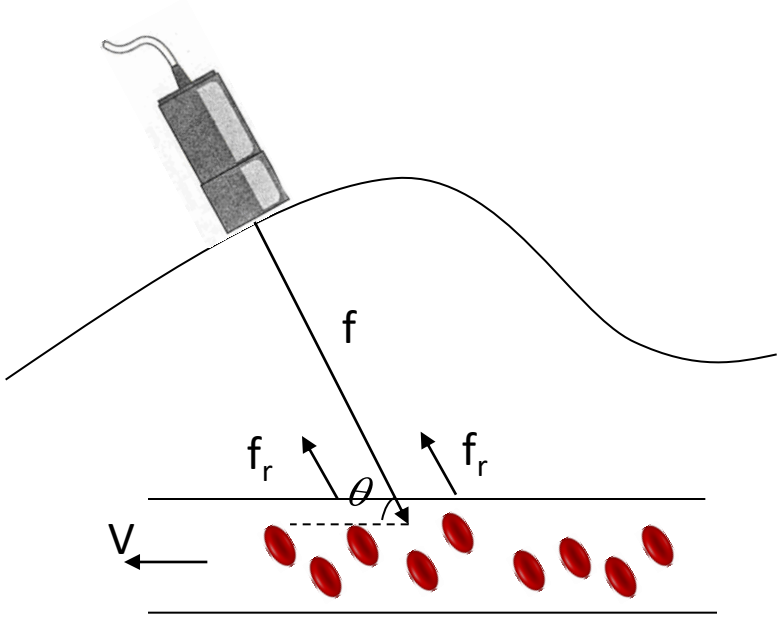
$$f_0 = \left( \frac{c \pm V_0}{c \pm V_s} \right) f$$

- $f_0$ - Frequência observada
- $f$ - Frequência emitida
- c- Velocidade da onda
- $V_s$- Velocidade da fonte
- $V_0$- velocidade do observador

# Em Ultra-Som


Transdutor
parado
Objeto
parado
Objeto se aproximando
do transdutor
Objeto se afastando
do transdutor

# Equação Doppler



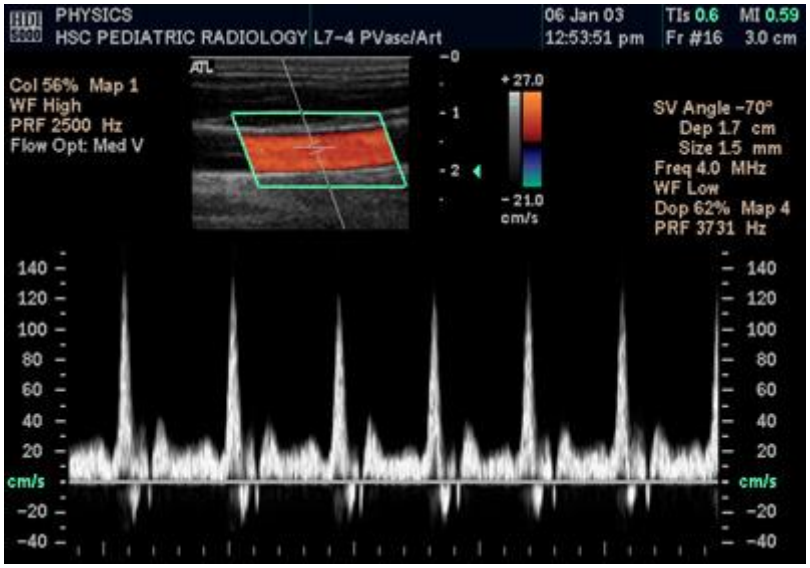

$$f_D = f_0 - f = \left( \frac{c \pm V_0}{c \pm V_s} - 1 \right) f$$

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

**Exercício: deduzir a equação acima.**

# Ângulo

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




-Um erro de 5 graus afeta mais no valor da velocidade para ângulos maiores.

-Velocidade de 50 cm/s e erro de 5 graus.

-$20^0$ velocidade estimada → 0,4% erro

-$80^0$ velocidade estimada → 99% erro

# Frequência

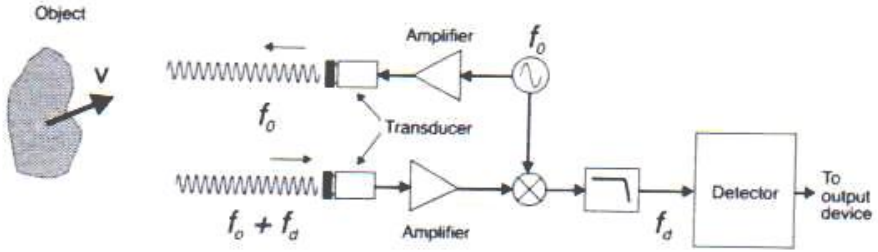
- Menor frequência mais profundo.

- Sangue → espalhamento
  - Melhor usar maiores frequências.

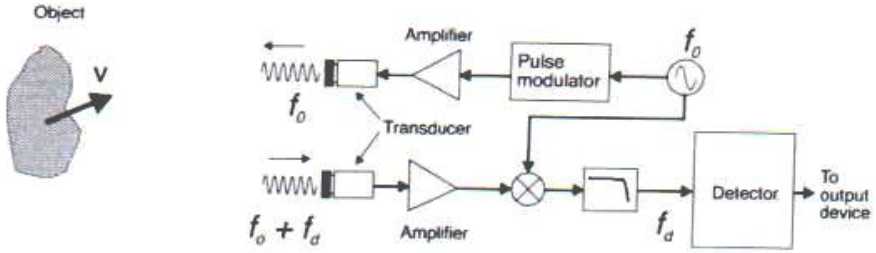
- Veias superficiais
  - 8-10 MHz

# 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.

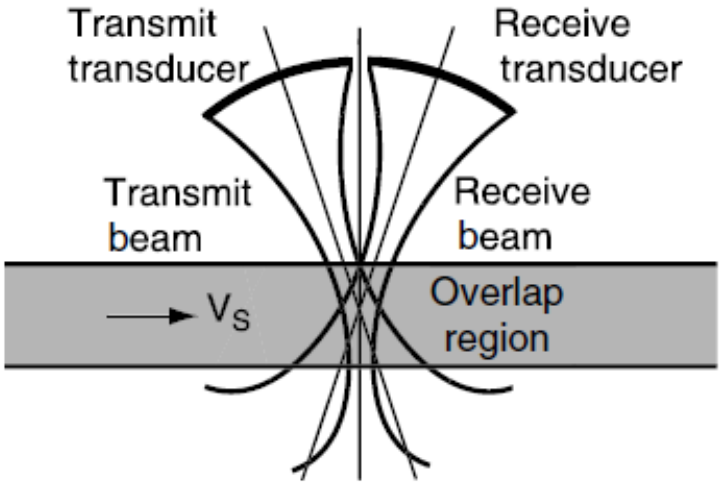
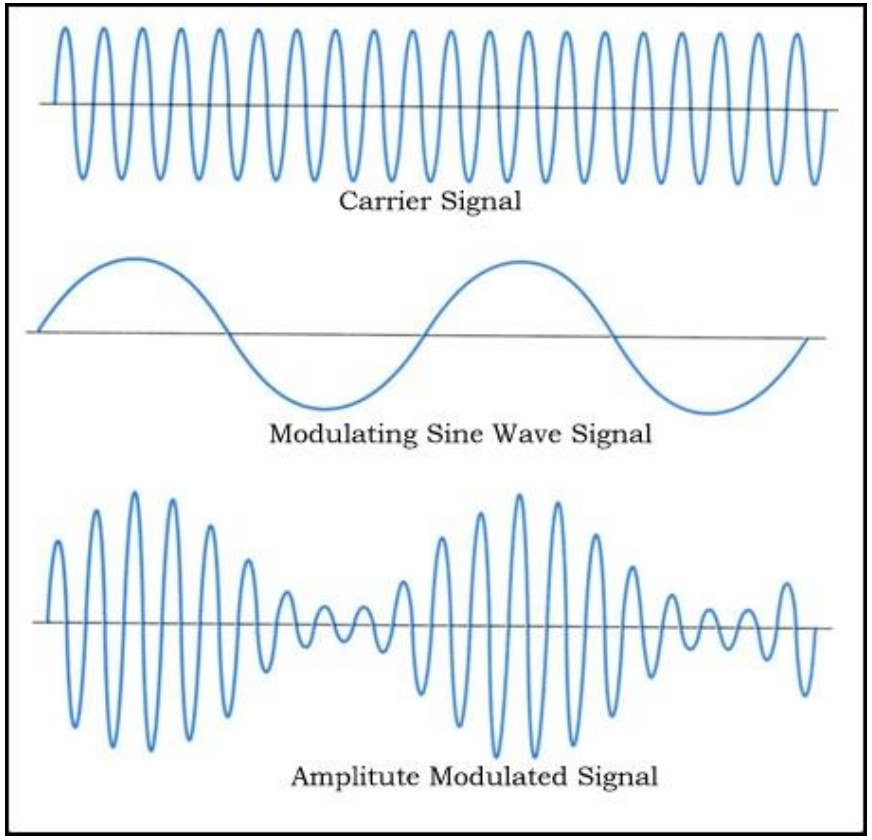


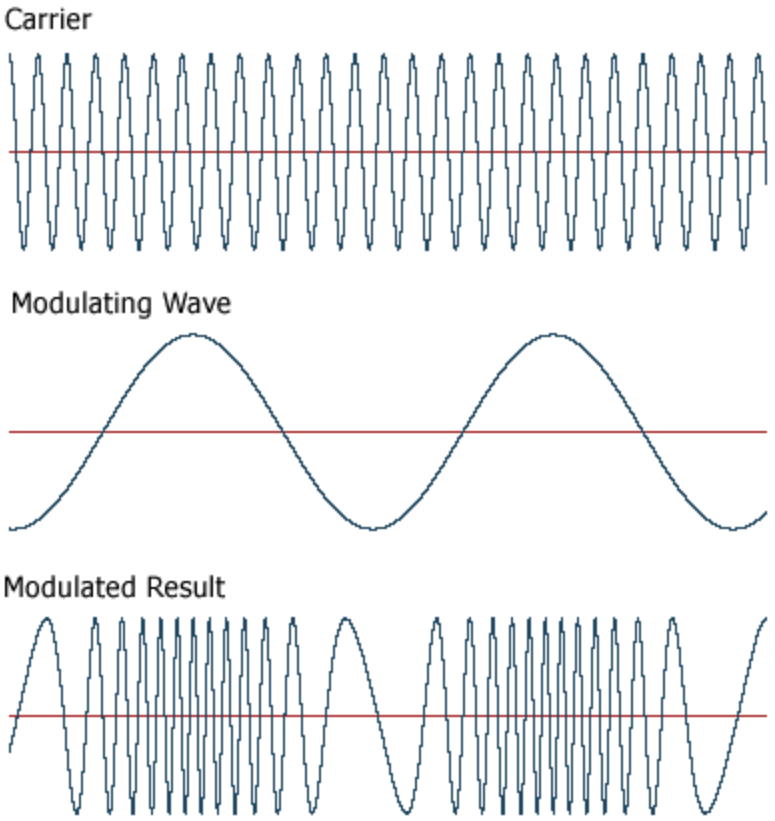

**Figure 11.10** Split stand-alone CW Doppler transducer showing split faces and the intersection of transmit and receive beams.

# Modulação

## AM – Amplitude Modulation




## FM – Frequency Modulation

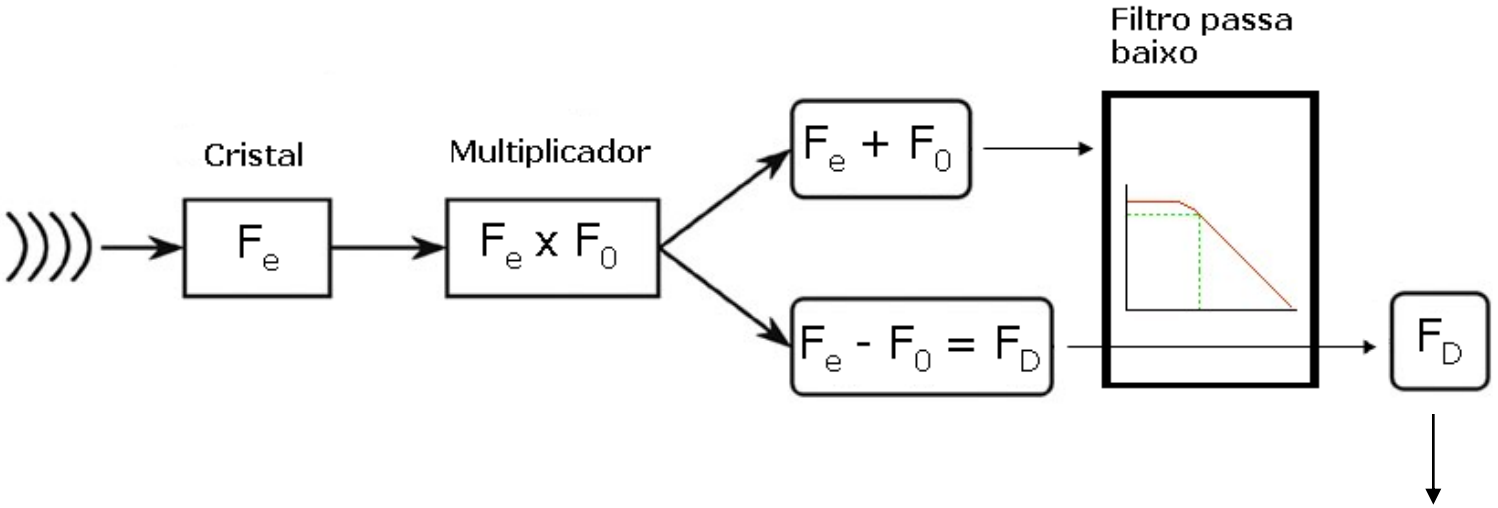


# Demodulação

- **Demodulation** is extracting the original information-bearing signal from a modulated carrier wave. A **demodulator** is an electronic circuit (or computer program in a software-defined radio) that is used to recover the information content from the modulated carrier wave. There are many types of modulation so there are many types of demodulators. The signal output from a demodulator may represent sound (an analog audio signal), images (an analog video signal) or binary data (a digital signal).

https://en.wikipedia.org/wiki/Demodulation

# Demodulação




$F_e$ (sinal do eco na saída do transdutor)

$F_0$ (sinal aplicado no transdutor para excitação acústica)

**Frequências audíveis**

# Exemplo

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

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

- 5 cm/s → 160 Hz
- 20 cm/s → 650 Hz

# Diagrama de bloco – Doppler

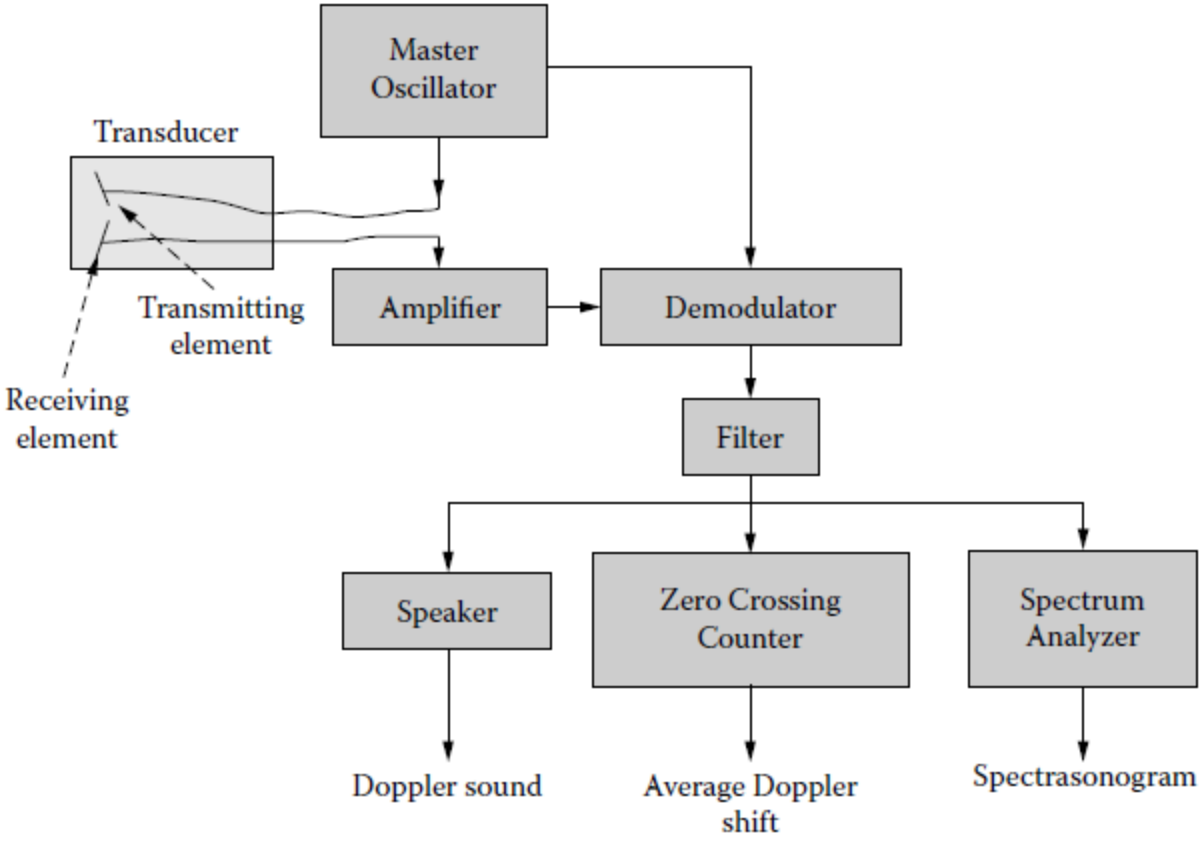



FIGURE 5.2 Block diagram of a CW Doppler flow meter.

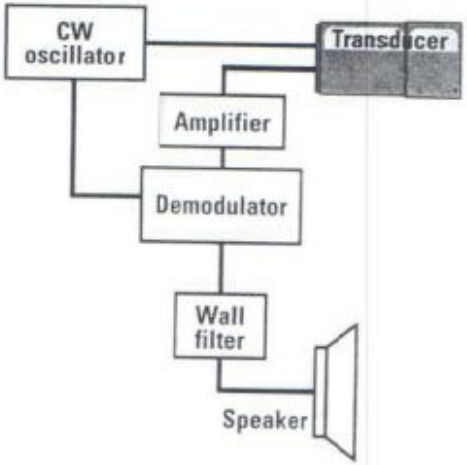



Figure 5-10. Schematic showing parts of a CW (continuous-wave) Doppler instrument.

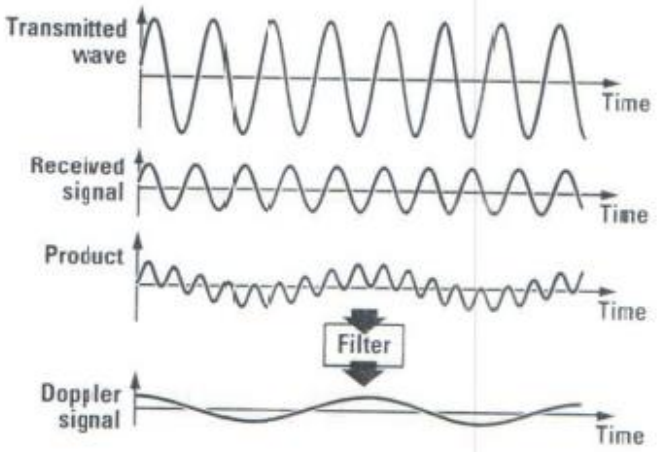



Figure 5-11. Simple Doppler signal processing. The top trace represents the wave transmitted into the tissue; the second trace represents echo signals from a reflector moving towards the transducer, with the signal frequency slightly higher than the transmitted frequency. The Doppler signal is derived by multiplying the received signal by a signal derived from the transmitter, then filtering out all the ultrasound frequencies and higher. It is shown on the bottom.

# Demodulação

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

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

**FPB**

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

# 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.

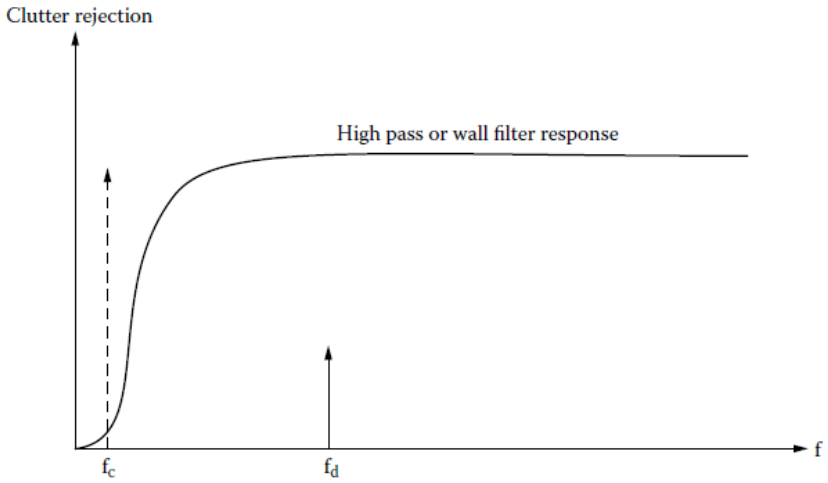



**FIGURE 5.4** Clutter rejection filter or wall filter is used to suppress large echoes produced by slow moving blood vessel walls.

# Espectro Doppler

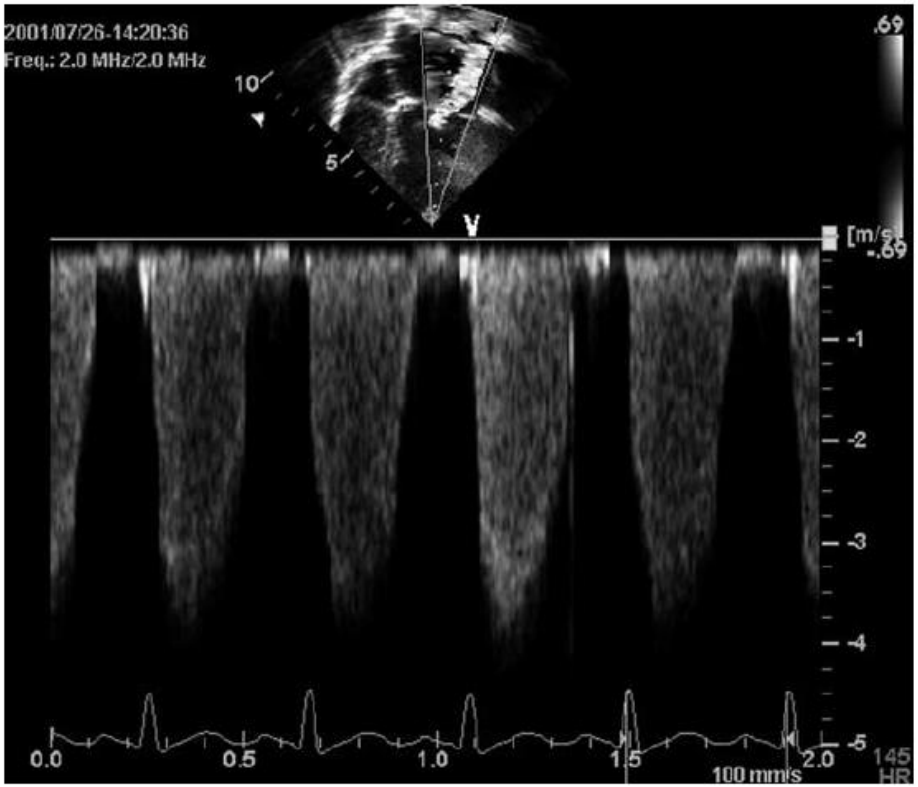



**FIGURE 5.6** Spectrasonogram of CW Doppler signals produced by a mitral valve regurgitation jet. The top image is a B-mode apical four-chamber view of the heart. The dotted line indicates the direction of the Doppler beam. (Courtesy of GE Medical Systems.)

# 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

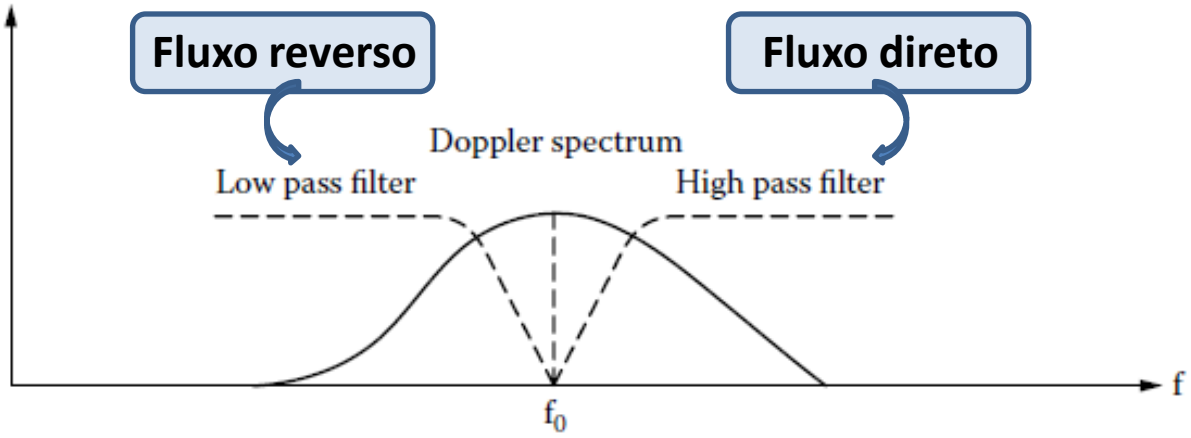
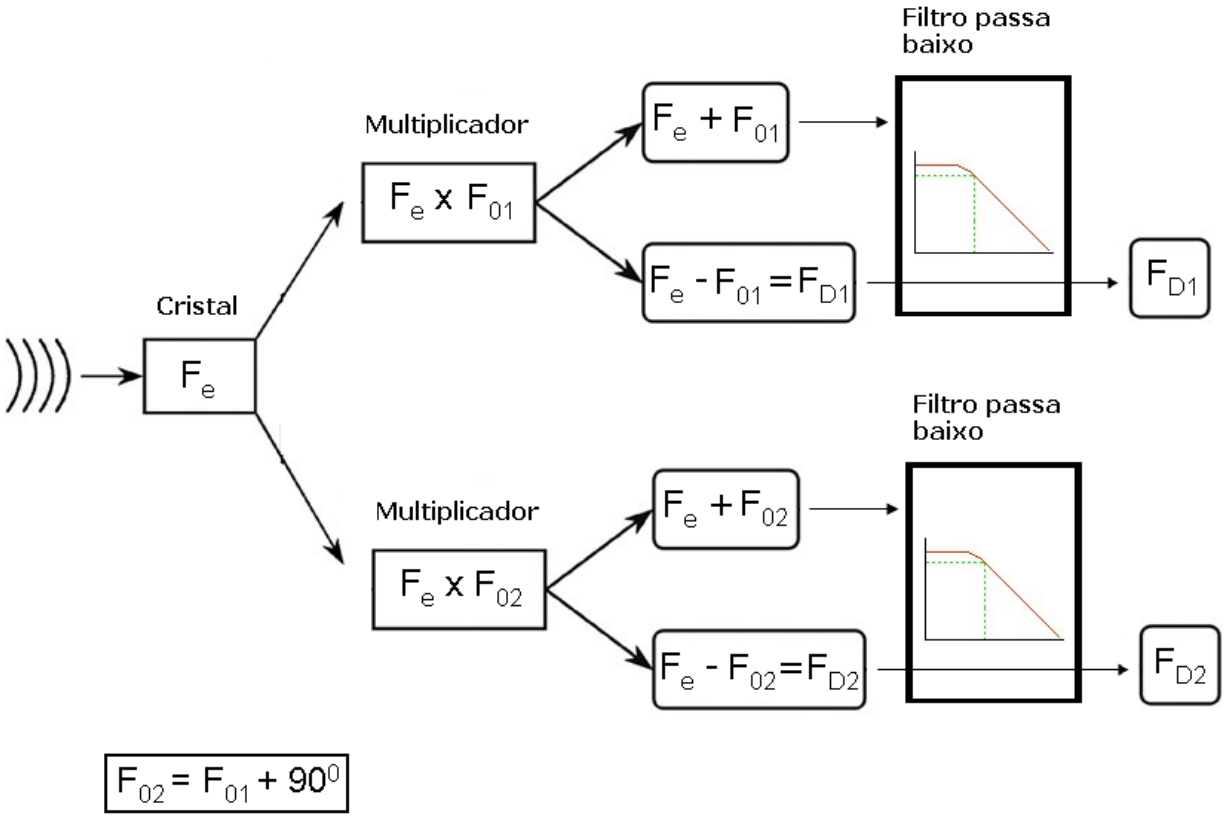



**FIGURE 5.8** Two filters around the carrier frequency can be used to separate forward and reverse flow.

**Abordagem simples mas de difícil implementação**

# Demodulação Quadratura




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

# Demodulação Quadratura

$\omega_f$ → **Fluxo direto** $\omega_b$ → **Fluxo reverso**

$$\cos\omega_o t \cdot [\cos(\omega_o + \omega_f)t + \cos(\omega_o - \omega_b)t]$$

$$= \frac{1}{2}[\cos(2\omega_o + \omega_f)t + \cos(2\omega_o - \omega_b)t + \cos\omega_f t + \cos\omega_b t]$$

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

The quadrature channel output is

$$\cos\left(\omega_o - \frac{\pi}{2}\right)t \cdot [\cos(\omega_o + \omega_f)t + \cos(\omega_o - \omega_b)t]$$

$$= \sin\omega_0 t[\cos(\omega_0 + \omega_f)t + \cos(\omega_o - \omega_b)t]$$

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

# Demodulação Quadratura

$\omega_f$ → Fluxo direto  $\omega_b$ → Fluxo reverso

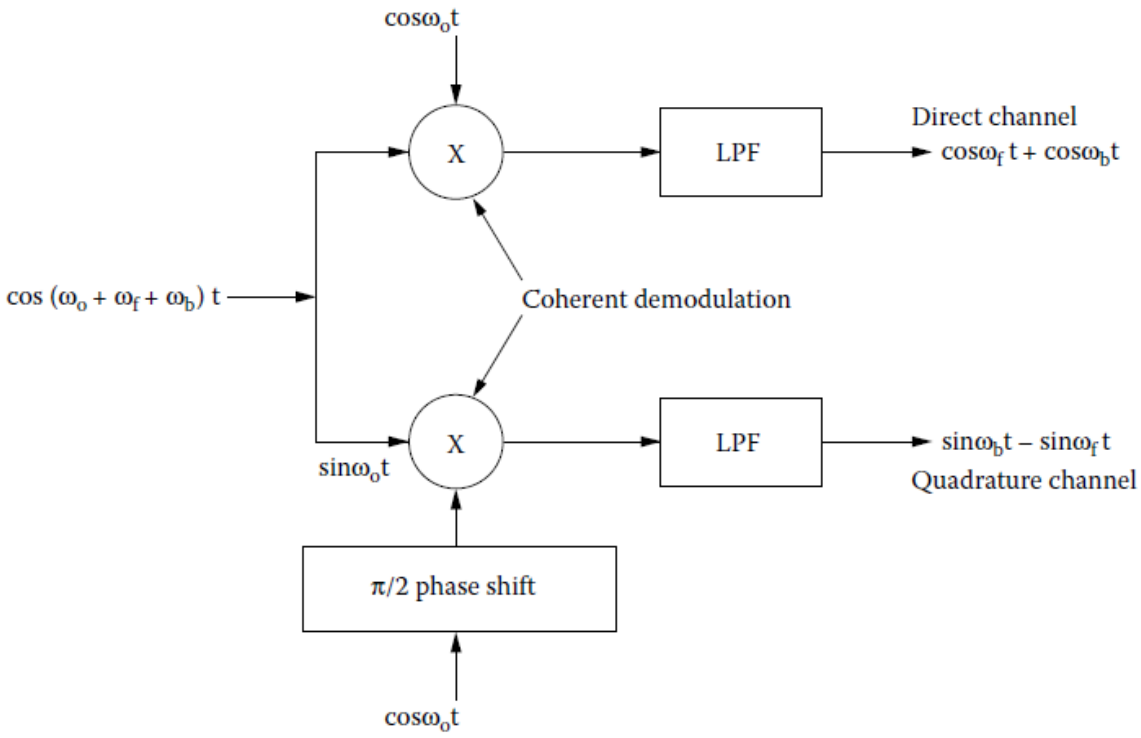
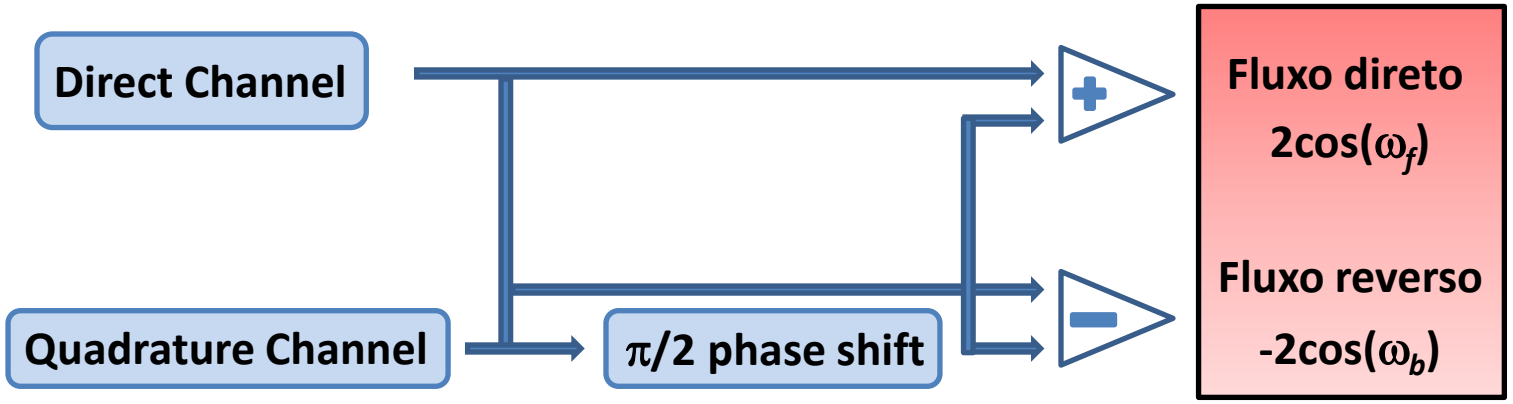



FIGURE 5.11 Quadrature demodulation.

# Demodulação Quadratura

$\omega_f$ → Fluxo direto  $\omega_b$ → Fluxo reverso




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

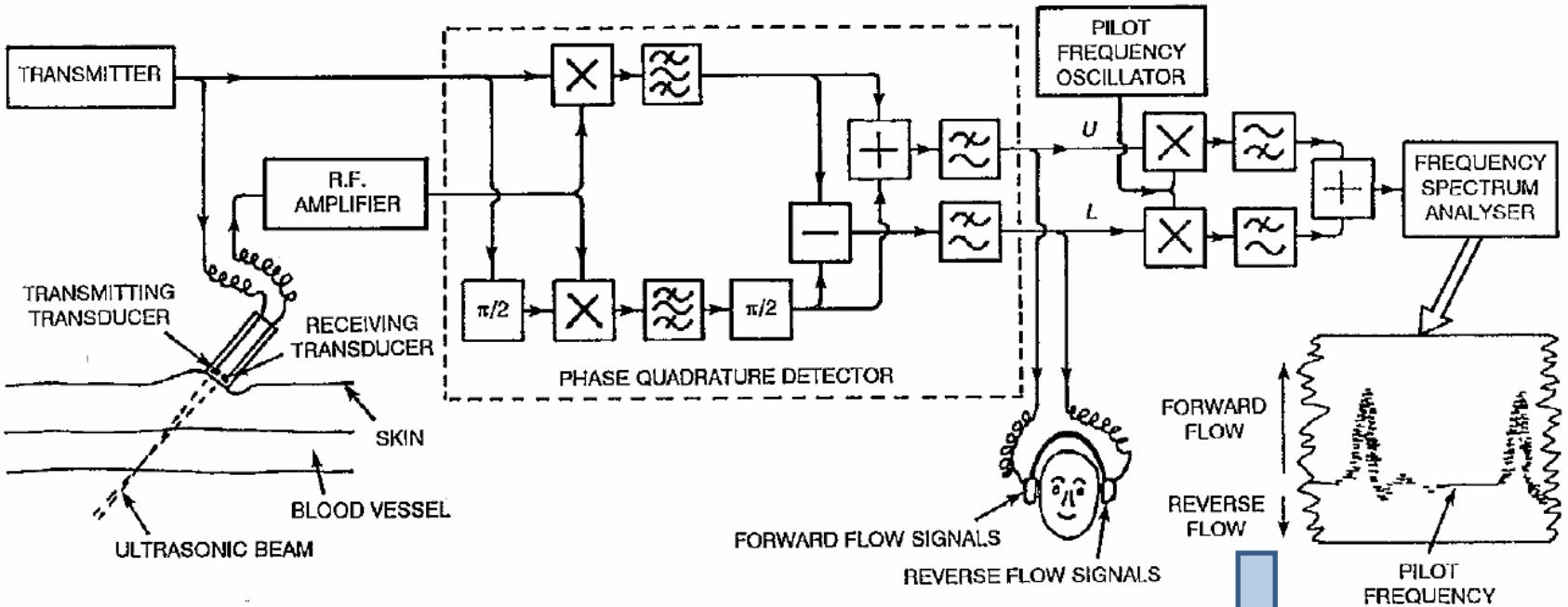
→ **π/2 phase shift** →

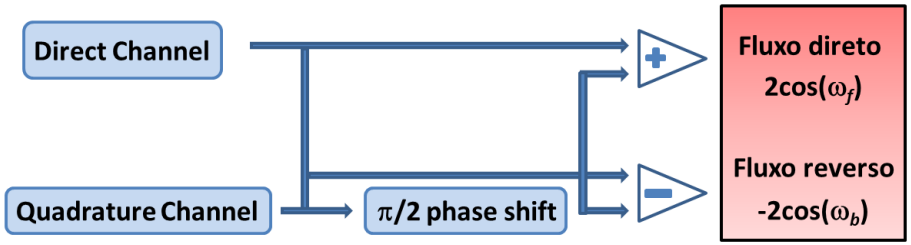
$\sin(\omega_b - \pi/2) - \sin(\omega_f - \pi/2)$

↓

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

Direct channel
→ $\cos\omega_f t + \cos\omega_b t$




**Transformar a informação para o domínio da frequência**

# 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 podem minimizar esse problema.

# Medidor de fluxo pulsado

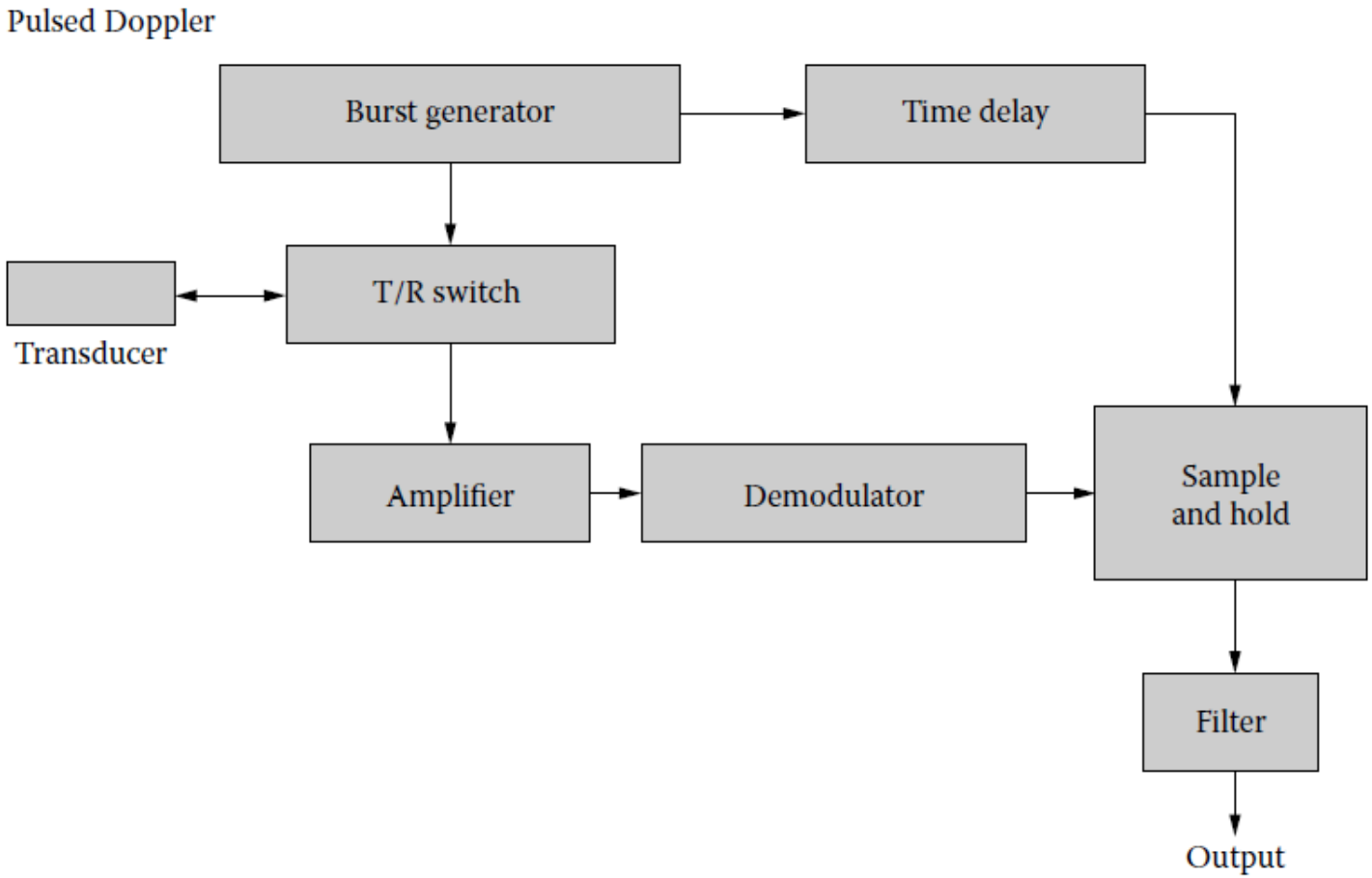



**FIGURE 5.13** Block diagram of pulsed Doppler flow meter.

# Medidor de fluxo pulsado

## Contínuo

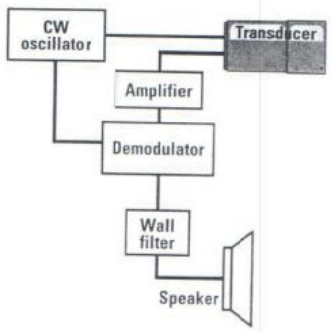
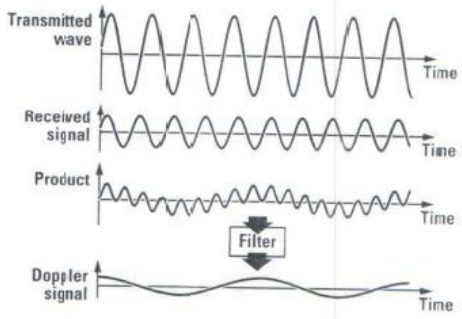
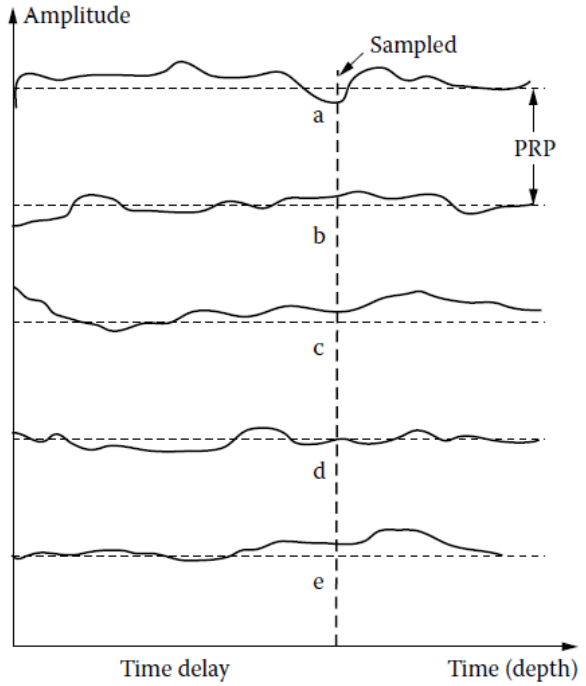



Figure 5-10. Schematic showing parts of a CW (continuous-wave) Doppler instrument.




## Pulsado



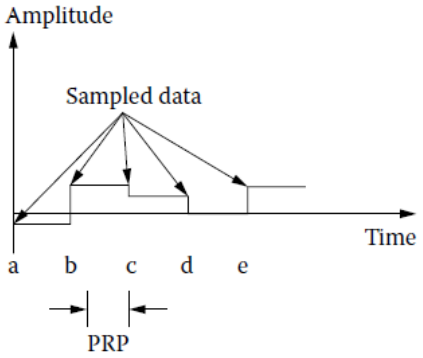
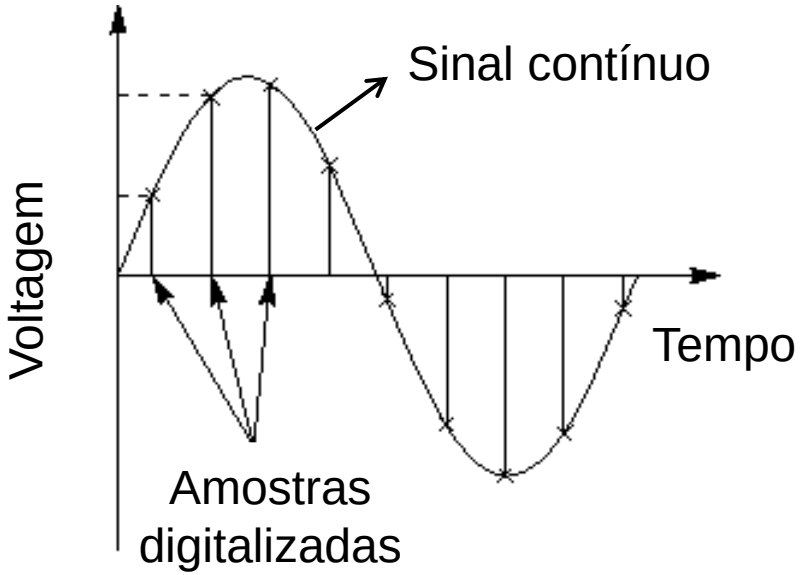




**FIGURE 5.14** Principle used by pulsed Doppler to acquire Doppler signals.

# Amostragem

**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

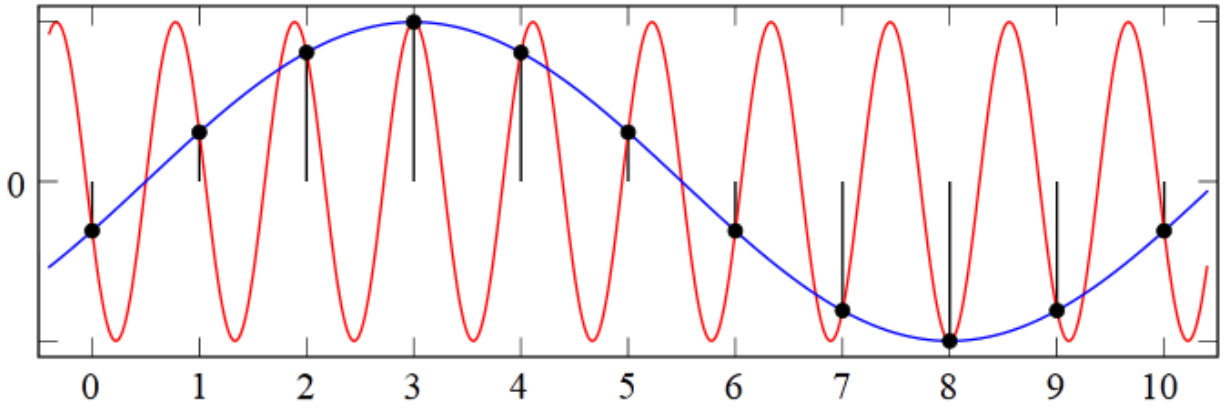
$f_m$ → Maior frequência do sinal de banda limitada

$$f_s \geq 2f_m$$

# 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 → $PRF > 2f_{\max}$

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

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

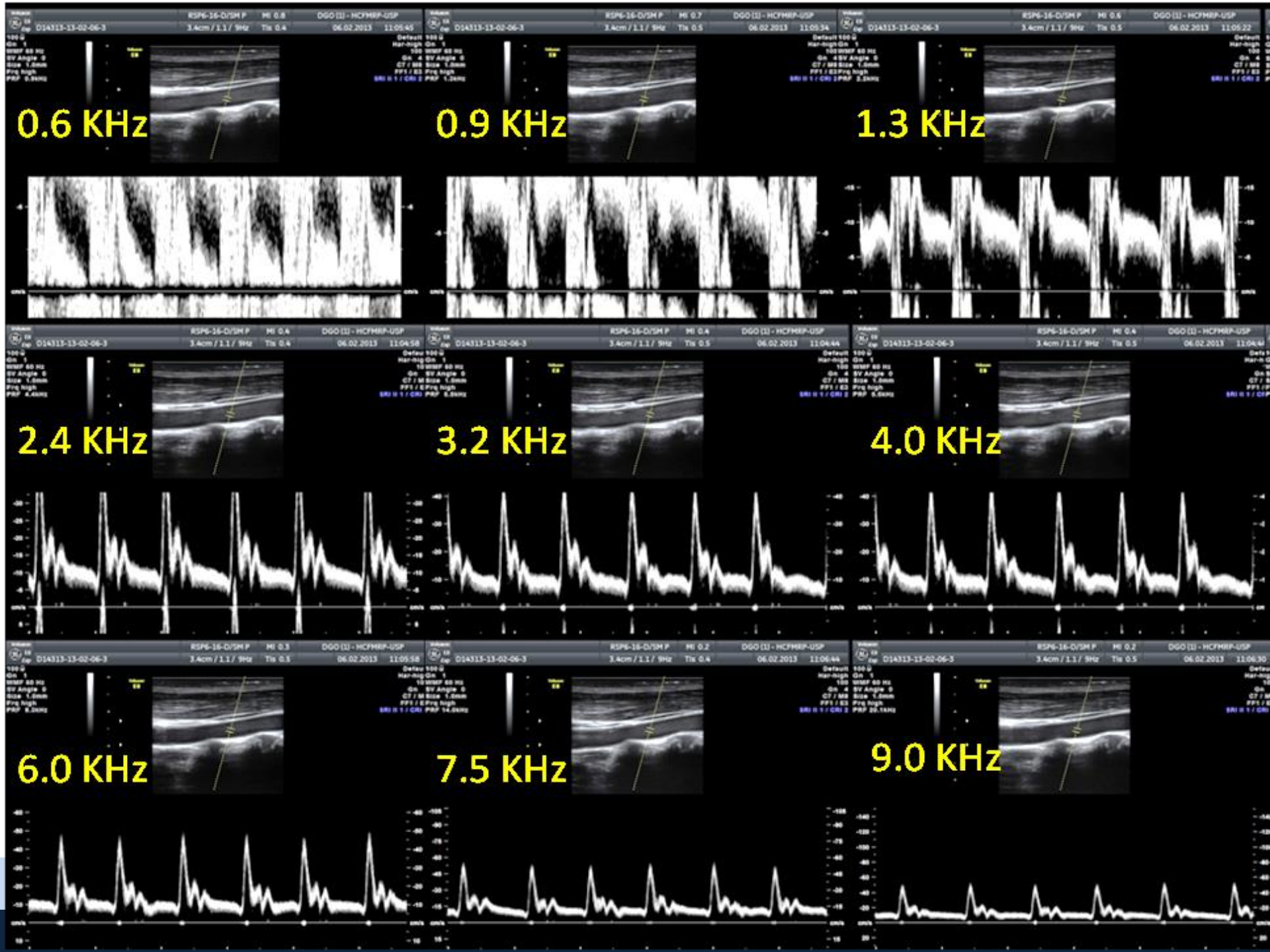
# Limites para Doppler pulsado

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

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

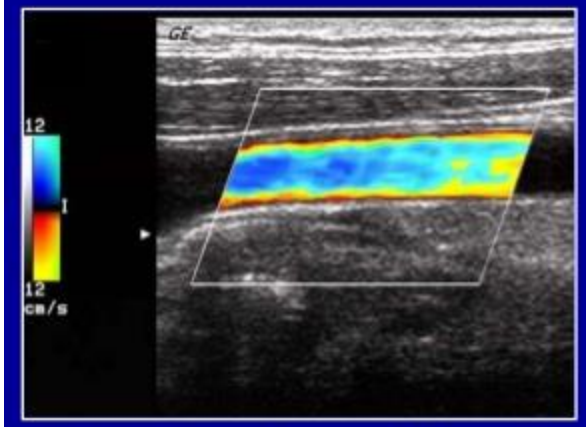
$$PRF > 2f_{\max}$$

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

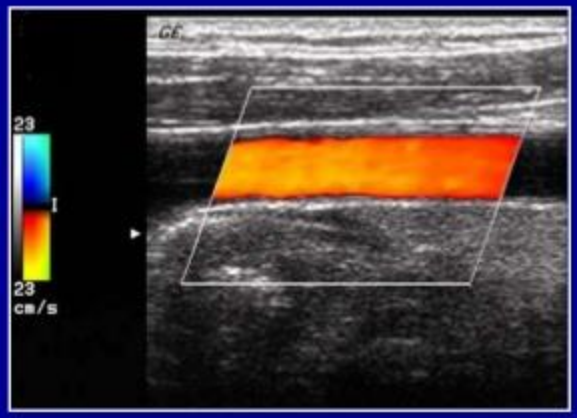

0.6 KHz
0.9 KHz
1.3 KHz
2.4 KHz
3.2 KHz
4.0 KHz
6.0 KHz
7.5 KHz
9.0 KHz

# 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.

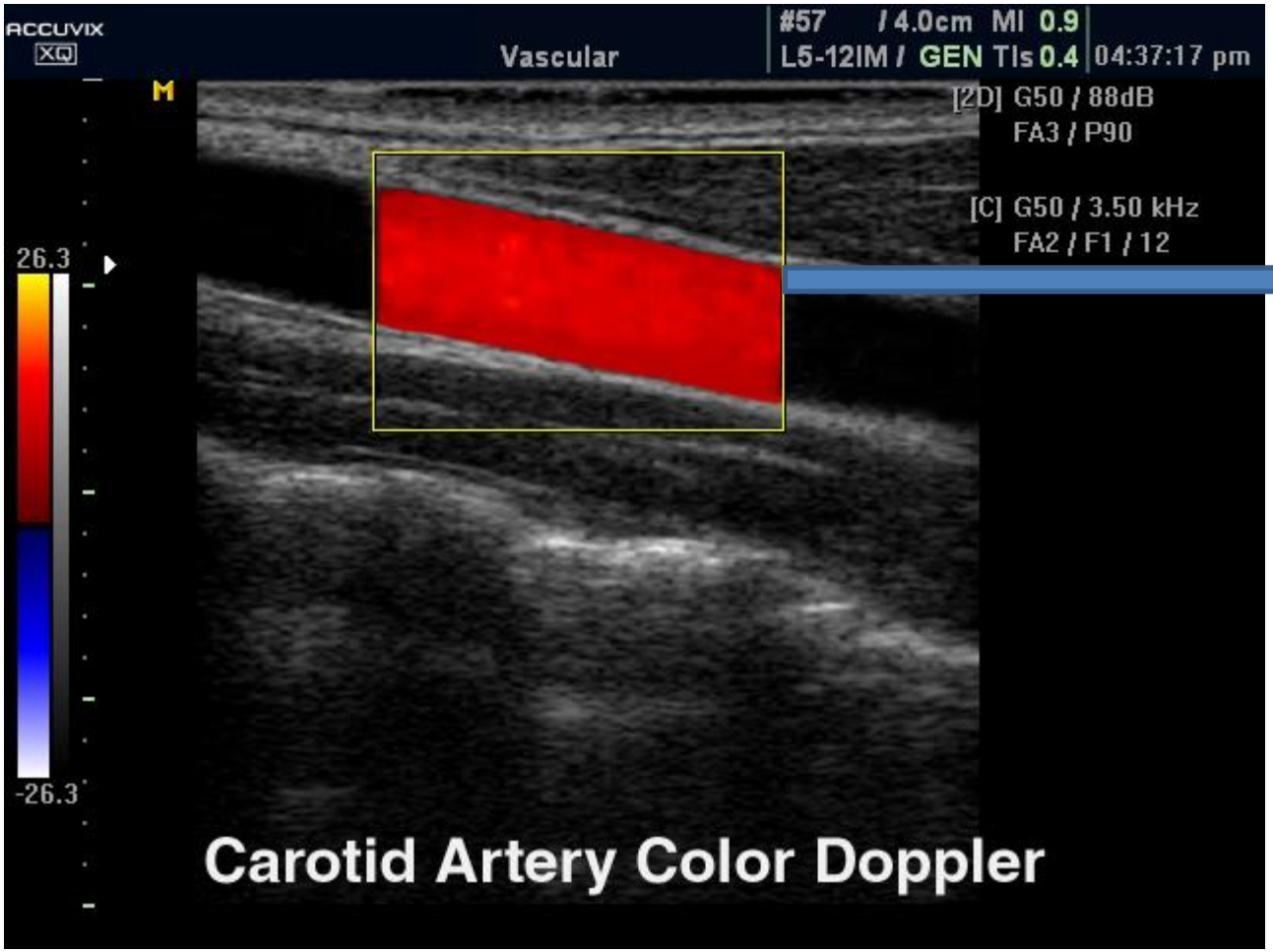
https://www.slideshare.net/shaffar75/principles-of-doppler-ultrasound

# 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

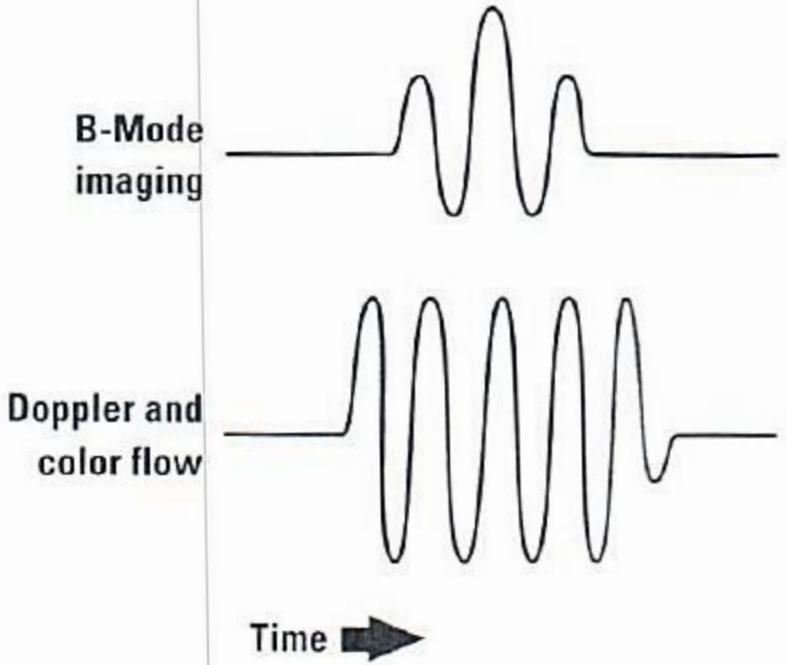



Figure 6-2. Transmit pulse shape for B-mode imaging and for pulsed Doppler and color flow imaging. The Doppler transmit pulse is of longer duration and narrower frequency bandwidth, providing better definition of the ultrasound frequency.

# 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.**

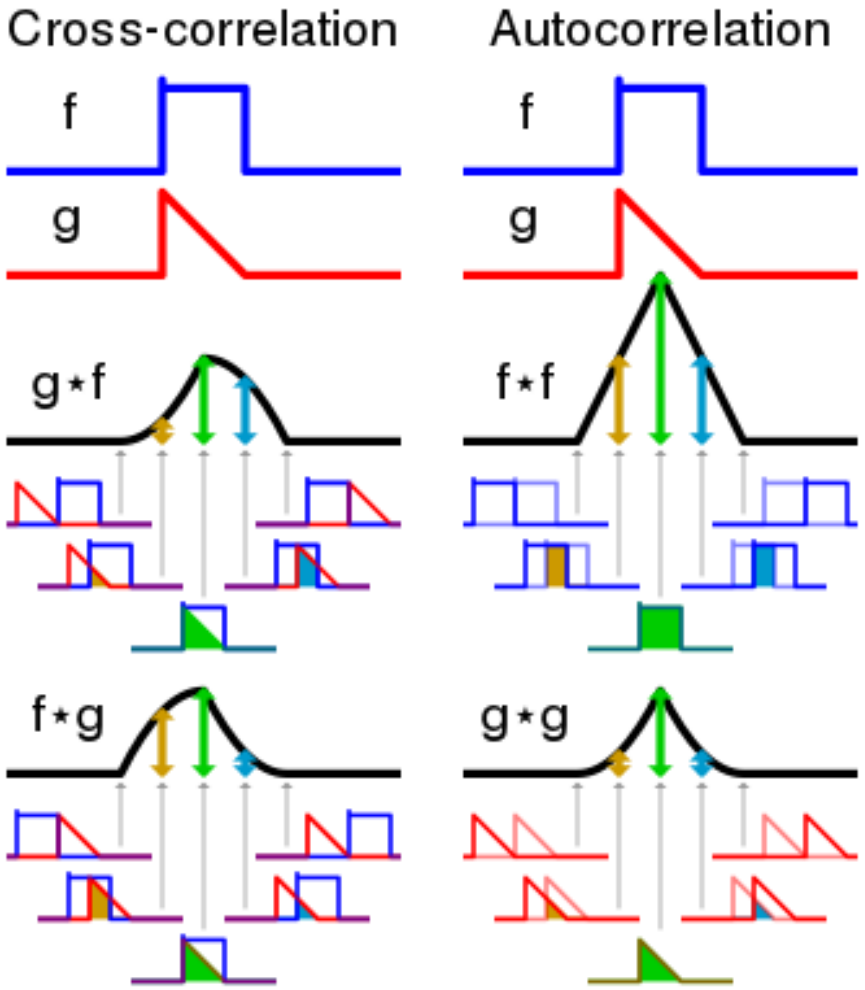
- Estimar variação temporal → deslocamento → velocidade

# Técnica 1

- 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.**

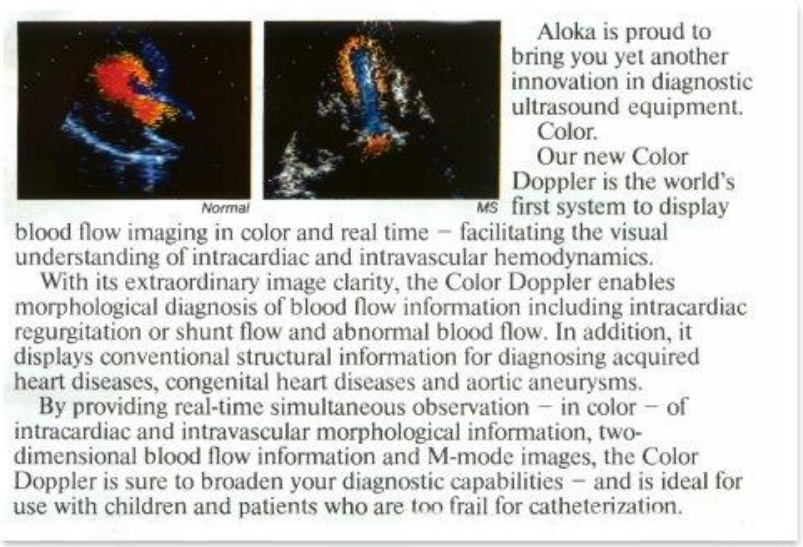
$$R_{ff}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(u)\overline{f}(u-\tau)\,\mathrm{d}u$$

# Autocorrelação



# Imagem Doppler

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

Mean blood flow velocity is estimated from the frequency spectra of echoes. When a sound with an angular frequency of $\omega_0$ is transmitted into blood, the received echo signal $e(t)$ from the blood is described as follows [12]:

$$e(t) = R_e \{z(t)e^{j\omega_0 t}\} \tag{1}$$

where $z(t)$ is the complex envelope signal of $e(t)$ and described as

$$z(t) = x(t) + jy(t). \tag{2}$$

Using a quadrature detector the real and imaginary parts of (2) are separately obtained [13]. Denoting the power

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

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

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

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

$P(\omega)$ → **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

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

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

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

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

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

$$j\bar{\omega} = \frac{\dot{R}(0)}{R(0)}$$

Calcular o espectro de potência por FFT atrasava o cálculo.

Autocorrelação → mais veloz.

**Teorema de Wiener-Khinchine**

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} P(\omega) e^{j\omega\tau}\, d\omega.$$

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

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

$$R(\tau) = |R(\tau)|e^{j\phi(\tau)}$$

$$j\bar{\omega} = \frac{\dot{R}(0)}{R(0)}$$

$$\bar{\omega} = \dot{\phi}(0) = \frac{\phi(T)}{T}$$

$$R(T, t) = R_x(T, t) + jR_y(T, t)$$

$$\phi(T, t) = \tan^{-1}\frac{R_y(T, t)}{R_x(T, t)}$$

$$|R(T, t)| = \sqrt{R_x^2(T, t) + R_y^2(T, t)}$$

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

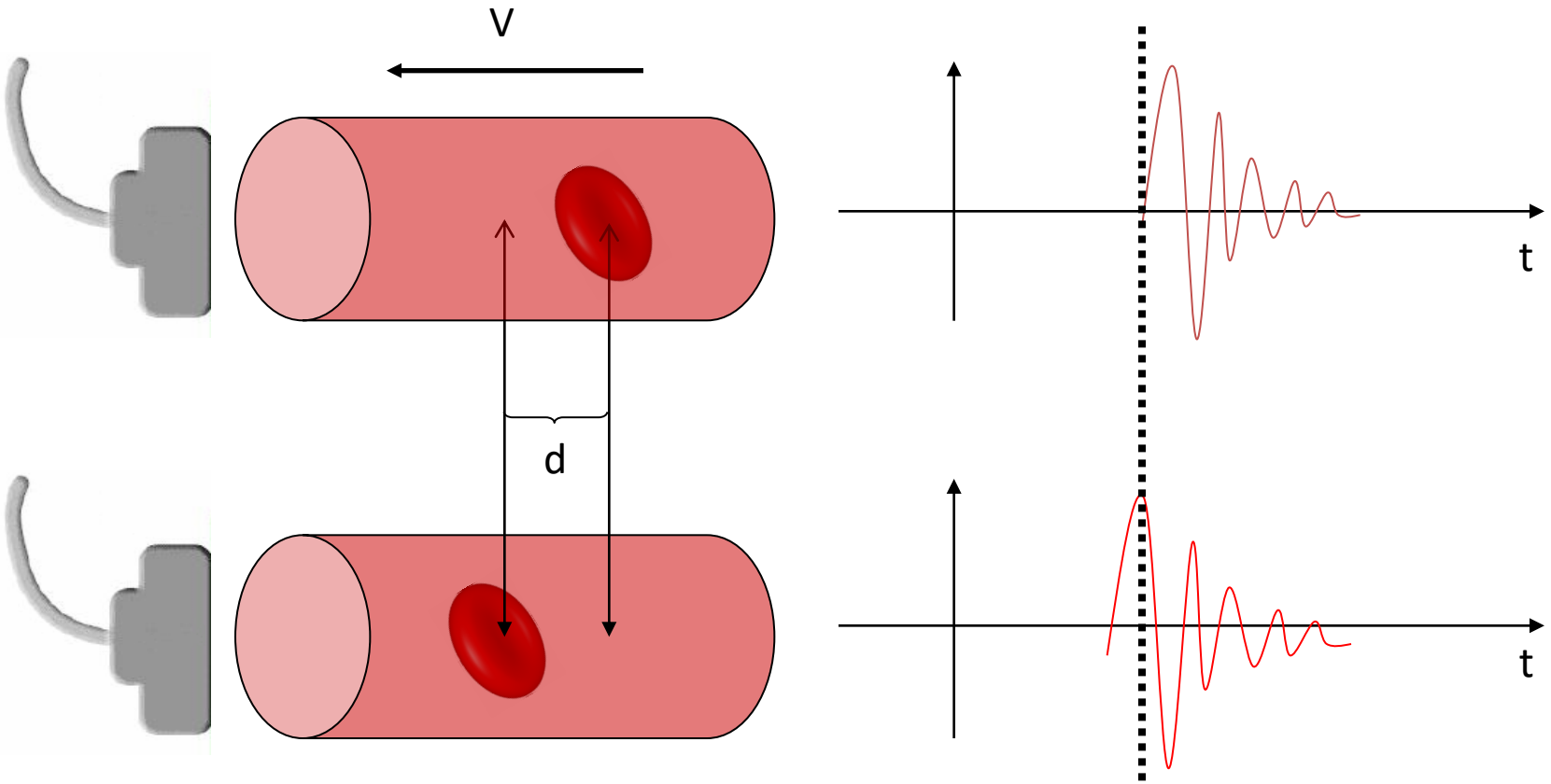
# Técnica 2

- 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



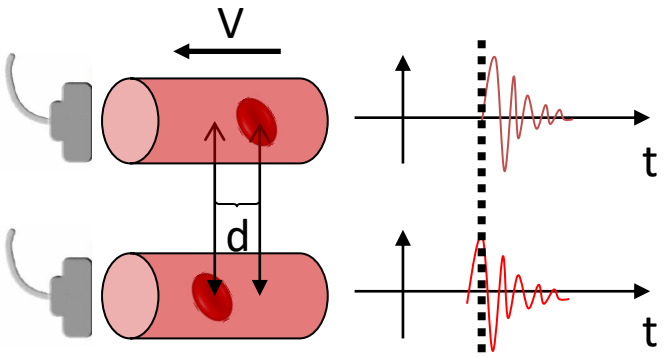
# Correlação cruzada

- 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 entre os sinais de entrada nesse ponto.
- A correlação é uma ótima técnica para detectar um sinal conhecido, mesmo com a presença de ruído.

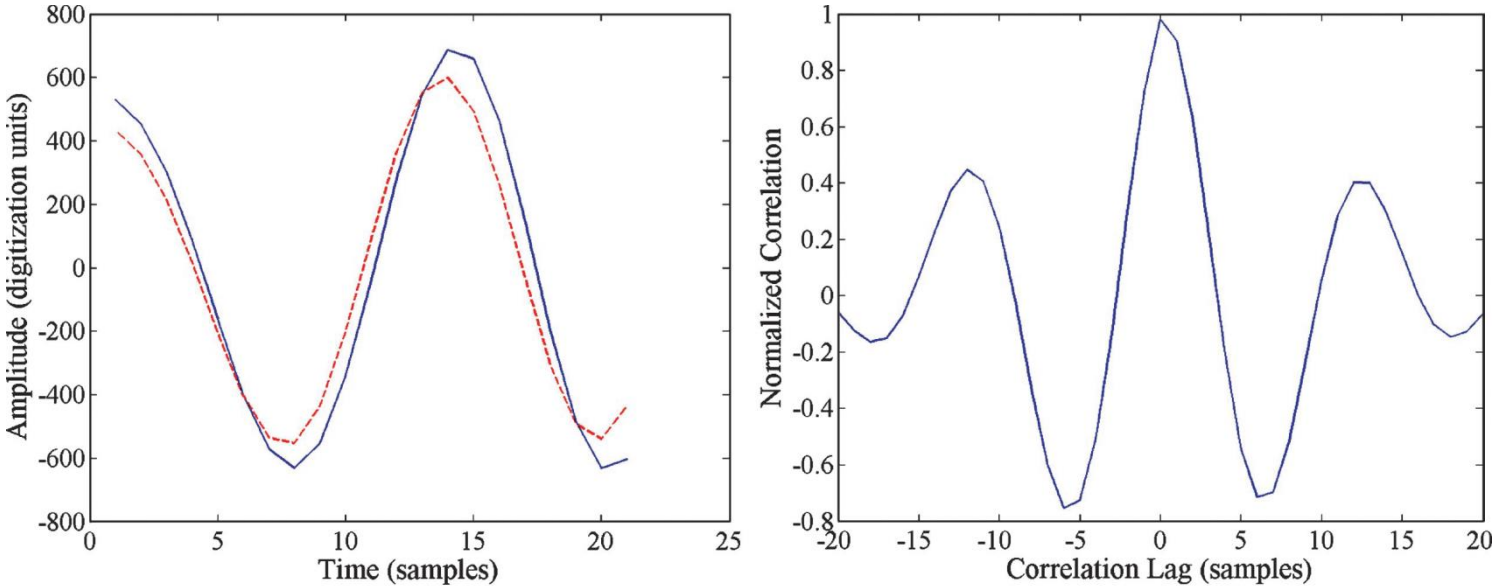
# Correlação cruzada

- O máximo do sinal de correlação cruzada de dois sinais iguais está no "centro" da reposta da correlação.

- A máxima reposta da correlação cruzada entre o sinal de referência e o próximo como na figura abaixo está deslocado do centro.



# Correlação cruzada




Hall et al. Radiographics, 2009

# Power Doppler

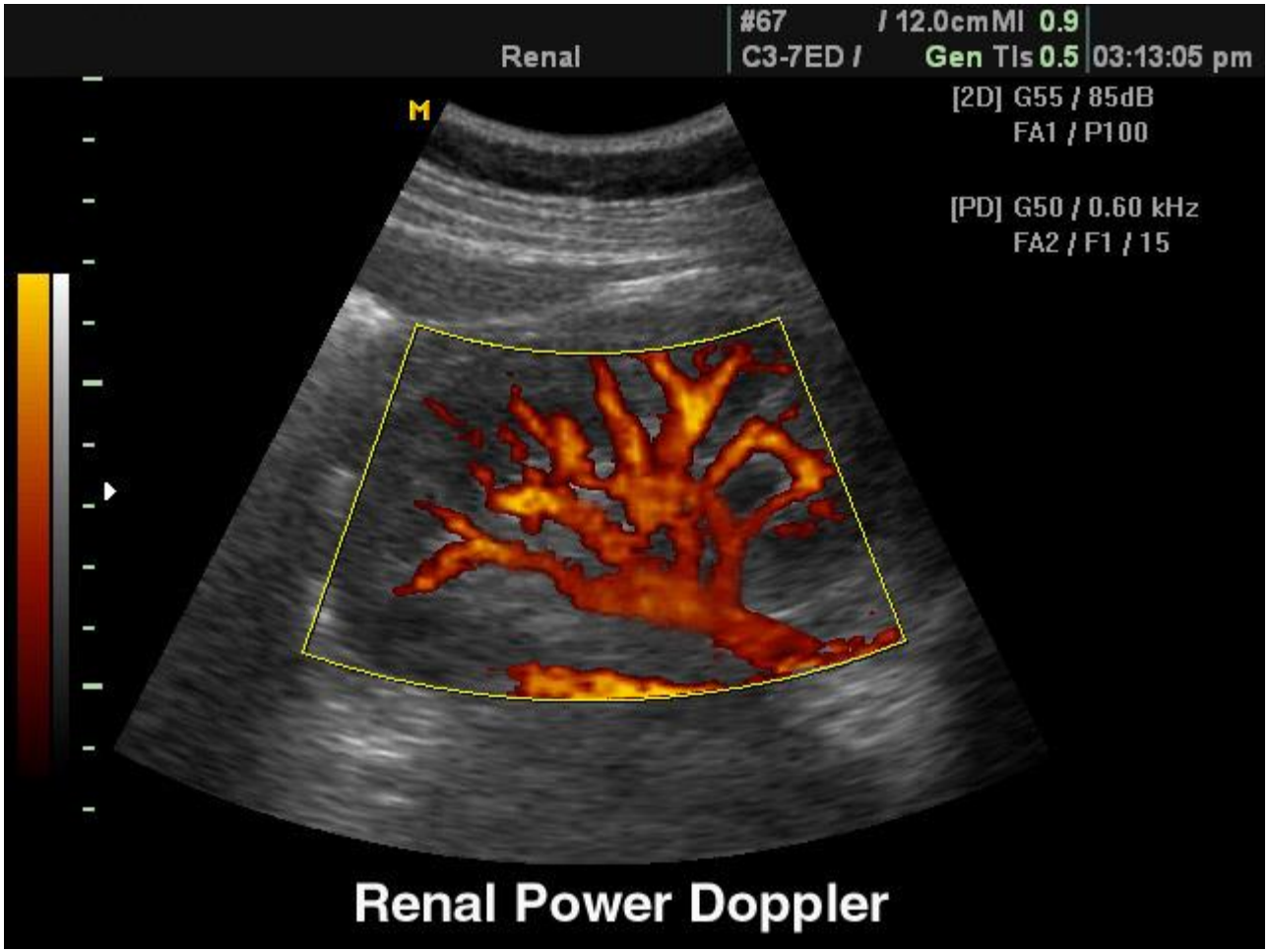
- Nesse modo não se apresenta a velocidade Doppler, mas sim a potência do sinal Doppler.

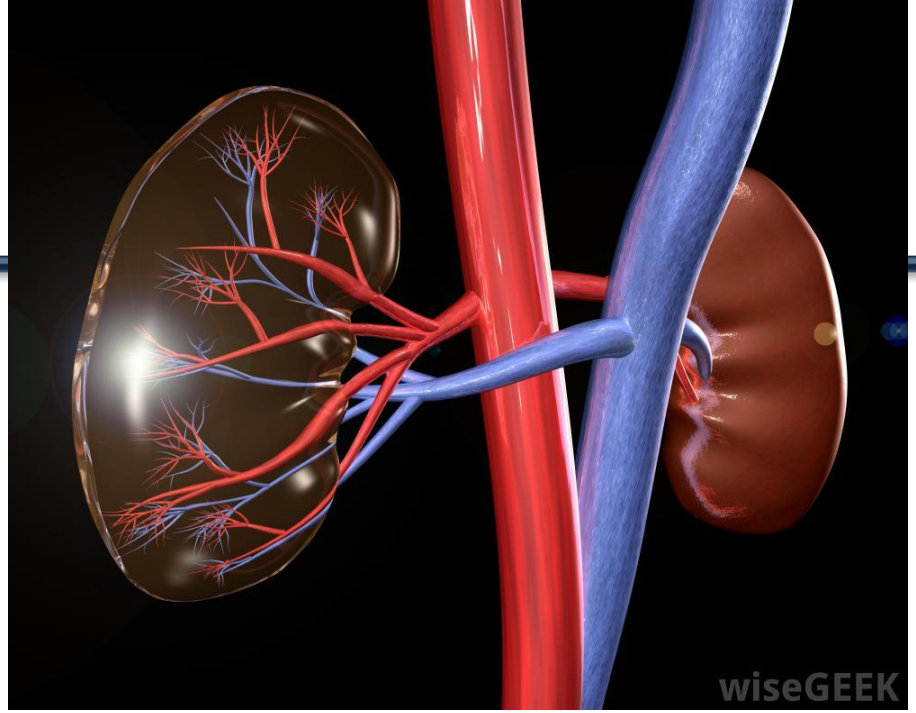
- Portanto, ao invés de se estimar o deslocamento da frequência Doppler calcula-se a potência contida no sinal Doppler.

- A potência é calculada como a integral de todas as frequências (todas as velocidades)

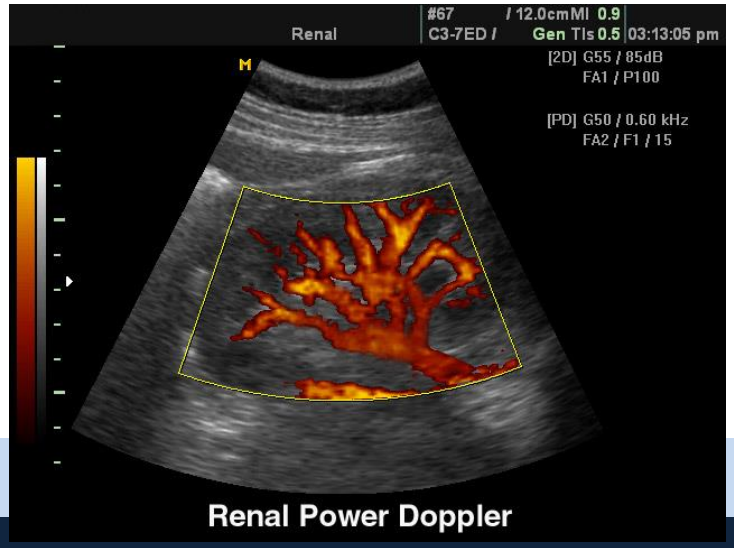
$$\int_{-\infty}^{\infty} \boldsymbol{P(f)df} = \int_{-\infty}^{\infty} |\boldsymbol{v(f)}|^2 \boldsymbol{df} \approx \sum_{\boldsymbol{n=1}}^{\boldsymbol{N}} \left[\boldsymbol{I^2(n)} + \boldsymbol{Q^2(n)}\right]$$

# Power Doppler

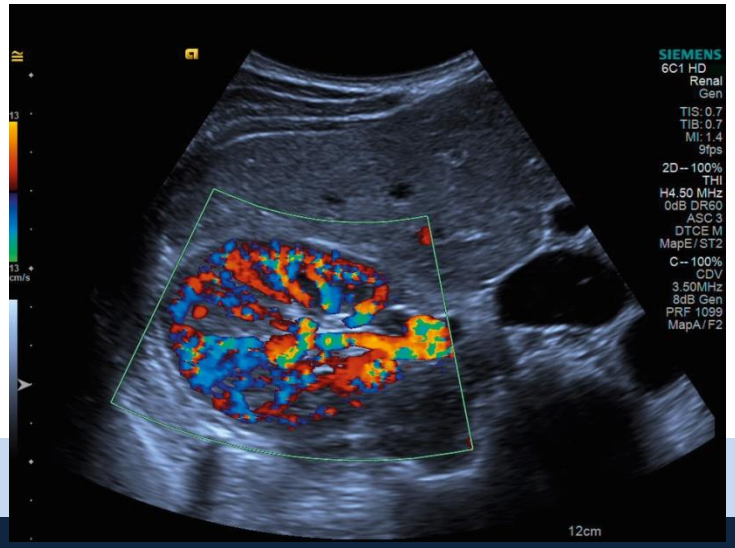





## Power Doppler




## 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.