



53/10

Tese de Dissertação
do
Mestrado em Engenharia de Sistemas e Computação

**DESENVOLVIMENTO DE UM SIMULADOR DE SINAIS DE
FLUXO SANGUÍNEO NA VÁLVULA AÓRTICA**

Ana Paula Antunes da Costa

Outubro de 1997

Unidade de Ciências Exactas e Humanas

Universidade do Algarve

UNIVERSIDADE DO ALGARVE
SERVIÇO DE DOCUMENTAÇÃO

1438 T.

9/2/98 22371

Y

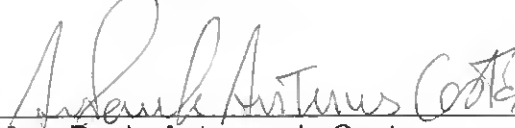
004.9
COS * Des

**DESENVOLVIMENTO DE UM SIMULADOR DE SINAIS DE
FLUXO SANGUÍNEO NA VÁLVULA AÓRTICA**

DECLARAÇÃO DE ORIGINALIDADE

Em cumprimento do disposto na alínea b) do n.º 2 do artigo 5.º do Decreto-Lei n.º 216/92 de 13 de Outubro, Ana Paula Antunes da Costa, vem por este meio declarar que todo o trabalho desenvolvido na presente dissertação é da sua autoria.

Mestrando



Ana Paula Antunes da Costa

Orientador



Prof. Doutora Maria Graça Ruano

Para os meus pais

MENÇÃO DE APOIO

Este trabalho foi apoiado financeiramente pelo Sub-Programa Ciência e Tecnologia do 2.º Quadro Comunitário de Apoio, do Ministério da Ciência e Tecnologia.

AGRADECIMENTOS

Quero aqui expressar o meu agradecimento à Prof. Doutora Graça Ruano, orientadora deste projecto, pelos seus conselhos e ensinamentos, e pela sua disponibilidade, dedicação e incentivo; à Unidade de Cardiologia do Hospital Distrital de Faro, em particular ao Dr. Sangiva Cacodcar, cardiologista daquela Unidade Hospitalar, pelos esclarecimentos prestados e por todo o material cedido; ao Dr. Rui António, colega e amigo de longa data, pelo seu apoio técnico.

Quero ainda manifestar um agradecimento muito especial à Inês, ao José, ao Rui e à Noélia, por todo o apoio e incentivo que me dedicaram.

ÍNDICE

ÍNDICE	i
SUMÁRIO	iii
ABSTRACT	iv
PARTE 1 - INTRODUÇÃO	1
PARTE 2 - CONCEITOS BÁSICOS	4
1. ECOCARDIOGRAFIA CONVENCIONAL	5
1.1 Fenómenos físicos	5
1.2 Criação da imagem ultra-sónica	11
1.3 Modos de operação da ecocardiografia convencional	13
2. ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER	15
2.1 O efeito Doppler	15
2.2 A equação Doppler	16
2.3 Análise espectral do sinal Doppler	17
2.4 Modos de operação	19
3. VÁLVULA AÓRTICA NORMAL E COM ESTENOSE	23
3.1 O coração	23
3.2 A válvula aórtica normal	24
3.3 Ciclo cardíaco do lado esquerdo do coração	25
3.4 A estenose aórtica	28
4. ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER E A ESTENOSE AÓRTICA	31
4.1 O gradiente de pressão e a equação de Bernoulli	32
4.2 A área da válvula aórtica e a equação continuidade	36
4.3 Análise dos valores para diagnóstico	39

PARTE 3 - SIMULAÇÃO DE SINAIS DE FLUXO SANGUÍNEO NA VÁLVULA AÓRTICA	41
5. SIMULAÇÃO DO SINAL DOPPLER	42
5.1 Motivação	42
5.2 Modelos de simulação do sinal Doppler	43
5.3 Modelo de simulação seleccionado	46
5.4 Descrição teórica do modelo	47
6. IMPLEMENTAÇÃO DA SIMULAÇÃO	50
6.1 Parâmetros utilizados na simulação	51
6.2 Sinais simulados	56
PARTE 4 - ANÁLISE ESPECTRAL DAS SIMULAÇÕES	61
7. ANÁLISE ESPECTRAL DO SINAL DOPPLER	62
7.1 Short-Time Fourier Transform (STFT)	62
7.2 Distribuição Choi-Williams (DCW)	65
7.3 Espectros dos sinais simulados	66
8. ESTIMAÇÃO DAS CURVAS DE FREQUÊNCIA MÉDIA E DE VARIAÇÃO DA LARGURA DE BANDA	74
8.1 Método de estimação das curvas	74
8.2 Estimadores obtidos	75
PARTE 5 - ANÁLISE DE RESULTADOS	82
9. VALIDAÇÃO DO SIMULADOR	83
10. COMPARAÇÃO DO DESEMPENHO DA STFT VS DCWD	85
PARTE 6 - CONSIDERAÇÕES FINAIS	86
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	v
ÍNDICE DE FIGURAS	viii

SUMÁRIO

A ecocardiografia Doppler é uma técnica de diagnóstico não invasiva que permite estimar a velocidade do fluxo sanguíneo, e, desta forma, avaliar o grau de estenose de válvulas aórticas. Pretende-se simular sinais de fluxo sanguíneo em válvula aórtica normal, correspondentes aos sinais obtidos por instrumentação ultra-sónica de Doppler pulsado. Desenvolveram-se simulações de sinais não estacionários em válvula aórtica normal, mediante a parametrização da velocidade média, largura de banda e potência do sinal pretendido, valores estes introduzidos pelo utilizador no simulador. Adicionalmente, alteraram-se as curvas de velocidade para permitir simulações de três tipos de casos estenóticos (ligeira, moderada e grave). Para validar as simulações efectuadas, utilizaram-se dois métodos: Comparação das frequências médias e larguras de banda dos espectros dos sinais simulados com as curvas teóricas introduzidas no simulador, e comparação com espectros reais de pacientes. A obtenção dos espectros para validação foi feita mediante aplicação da STFT, concluindo-se pela adequabilidade das simulações aos verdadeiros sinais. Em complemento, fez-se um estudo prévio da aplicabilidade da DCWD na estimação de espectros de fluxo sanguíneo na válvula aórtica. Foram apontadas linhas de investigação futura.

ABSTRACT

Doppler echocardiography is a non-invasive technique that enables measurement of blood flow, and, therefore, the quantification of aortic stenosis. The aim of this study is to simulate signals from the common aortic valve. User introduction of the mean velocity, the spectrum bandwidth waveform, and the power variation of the Doppler signal into the simulator accomplished simulations of non-stationary signals from the common aortic valve. Additionally, the mean velocity was changed to allow the simulation of three degrees of aortic stenosis (mild, moderate and severe). In order to validate the simulations, two methods were used: Comparison of the estimated mean frequency and bandwidth waveforms with the theoretical curves provided to the simulator, and comparison of the calculated spectra with real spectra. The spectra used on the validation procedure were obtained by means of the STFT. One can conclude that the simulations produced were valid. In complement, a previous study of the effectiveness of the DCWD in the estimation of aortic valve blood flow was performed. Finally, some ideas for future work are presented.

PARTE 1

INTRODUÇÃO

A estenose valvular aórtica é uma doença cardiovascular que provoca uma obstrução à passagem do sangue, do ventrículo esquerdo para a artéria aorta. Quanto maior for o nível de obstrução, maior é a velocidade do fluxo sanguíneo no ponto estenótico.

A ecocardiografia Doppler é uma técnica de diagnóstico não invasiva que, através do ultra-som, permite estimar a velocidade do fluxo sanguíneo. Mediante a análise do espectro Doppler obtido, bem como dos parâmetros espectrais associados, é possível avaliar-se o estado da válvula aórtica.

O processo de determinação do espectro Doppler utilizado na instrumentação ultra-sónica baseia-se em métodos de estimação convencionais resultantes da aplicação da Short-Time Fourier Transform, cujas limitações são bem conhecidas, e que conduzem a medições quantitativas deficitárias. Por essa razão, importa investigar métodos de estimação espectral mais precisos. É necessário que os factores que afectam a qualidade da estimação sejam identificados como sendo produzidos pelo método em si, e não por artefactos do sinal utilizado na estimação. Assim, só se poderá avaliar a precisão dos métodos de estimação se se utilizarem sinais perfeitamente caracterizados.

O objectivo deste trabalho é desenvolver um simulador de sinais de fluxo sanguíneo, não estacionários, em válvula aórtica normal, correspondentes aos obtidos por instrumentação ultra-sónica de Doppler pulsado. Para gerar as simulações, o programa necessita que lhe sejam fornecidas, a curva da velocidade média, a curva da variação da largura de banda e a curva de variação da potência do sinal. A aplicação deverá permitir a especificação destes parâmetros por parte do utilizador.

Através da alteração da curva da velocidade média, pretende-se expandir a implementação para que sejam simulados também casos de estenose valvular aórtica ligeira, moderada e severa.

A validação das simulações será realizada por dois processos distintos: Primeiro, utilizando um método de estimação da curva da frequência média e da curva da variação da largura de banda, e depois, comparando a simulação de fluxo sanguíneo em válvula aórtica normal, com sinais reais. Para o efeito, os espectros dos sinais simulados serão calculados aplicando a Short-Time Fourier Transform, método de análise espectral tradicionalmente empregue na instrumentação ultra-sónica Doppler.

Pretende-se ainda alargar a análise espectral à Distribuição Choi-Williams Discreta, de forma a fazer-se um estudo preliminar do seu desempenho face à Short-Time Fourier Transform.

Na Parte 2 deste trabalho são introduzidos certos conceitos básicos essenciais. Descreve-se como o ultra-som é utilizado na ecocardiografia convencional e na ecocardiografia Doppler, abordam-se aspectos relativos à

válvula aórtica, e descreve-se como a ecocardiografia Doppler permite avaliar o estado da válvula aórtica.

Na Parte 3 é apresentado um pequeno resumo dos modelos matemáticos estudados para simulação de sinais Doppler, descreve-se em detalhe o método de simulação implementado e os parâmetros utilizados para simular sinais Doppler pulsado, não estacionários, de válvula aórtica normal, e com estenose ligeira, moderada e severa. Por fim, mostram-se exemplos dos sinais simulados.

Na Parte 4 são descritos os dois métodos de estimação espectral aplicados aos sinais simulados: A Short-Time Fourier Transform e a Distribuição Choi-Williams. Depois, são apresentados os espectros dos sinais simulados, calculam-se as curvas das frequências médias e larguras de banda média, considerando uma amostra de simulações, e apresentam-se os resultados da comparação das curvas estimadas com as curvas teóricas introduzidas no simulador.

Na Parte 5 são analisados os resultados apresentados na Parte 4. Com o objectivo de se avaliar a qualidade das simulações produzidas, analisam-se os resultados obtidos por aplicação da Short-Time Fourier Transform. Faz-se ainda uma comparação genérica entre o desempenho da Distribuição Choi-Williams e da Short-Time Fourier Transform.

Na Parte 6 tecem-se as considerações finais ao trabalho desenvolvido e são apontadas sugestões de trabalho futuro.

PARTE 2

CONCEITOS BÁSICOS

O ultra-som tem cada vez mais aplicabilidade no diagnóstico médico. Devido às suas características, permite avaliar o estado de vários órgãos, de uma forma não invasiva. Quando o ultra-som é aplicado para interrogar o coração, entra-se no campo da ecocardiografia.

As técnicas de ecocardiografia actuais, ecocardiografia convencional e ecocardiografia Doppler, possibilitam, respectivamente, a obtenção de imagens do coração e das características do fluxo sanguíneo.

A finalidade desta parte, é disponibilizar um conjunto de conceitos que se revelam essenciais para uma boa compreensão do restante trabalho. Assim, descreve-se como o ultra-som é utilizado na ecocardiografia convencional e na ecocardiografia Doppler, abordam-se aspectos característicos da válvula aórtica, que é a zona do coração sobre a qual este trabalho se vai debruçar, e descreve-se a utilização da ecocardiografia Doppler no diagnóstico do estado da válvula aórtica.

1. ECOCARDIOGRAFIA CONVENCIONAL

A ecocardiografia convencional é um método de diagnóstico não invasivo que permite criar imagens do coração através do uso do ultra-som. Os fenômenos físicos que a sustentam, o processo de obtenção da imagem, e os modos de operação possíveis, são os pontos a abordar neste capítulo.

1.1 Fenômenos Físicos

O ultra-som

O som é uma onda mecânica que se propaga em meios sólidos, líquidos e gasosos.

As ondas de som são descritas fisicamente pela seguinte relação^[1]:

$$c = \lambda \times f \quad (1.1)$$

em que c é a velocidade de propagação da onda através do meio,

λ é o comprimento de onda,

f é a frequência.

O termo ultra-som refere-se às ondas acústicas com frequências acima da gama audível, isto é, acima dos 20 kHz^[2,3].

O efeito piezoelétrico

O efeito piezoelétrico (ver figura 1.1) existe em algumas estruturas cristalinas tais como o quartzo natural e certos materiais cerâmicos. Estas estruturas criam pequenas cargas eléctricas quando são mecanicamente deformadas. Quando uma onda de ultra-som atinge a superfície de uma substância piezoelétrica, dá-se a compressão e a rarefacção da substância, o que vai produzir impulsos eléctricos. Através da utilização de eléctrodos é possível converter estes impulsos eléctricos em sinais que podem ser processados electronicamente. A recepção de ondas ultra-sónicas nos ecógrafos clínicos é feita através de efeito piezoelétrico^[1,2].

Mas o efeito piezoelétrico é um fenómeno reversível. Aplicando uma corrente alterna, via eléctrodos, na superfície de uma substância piezoelétrica, gera-se um campo eléctrico alterno. O campo eléctrico faz com que a estrutura piezoelétrica produza oscilações (compressão e rarefacção da superfície) criando-se assim ondas ultra-sónicas. A produção de ultra-som é conseguida através do efeito piezoelétrico inverso^[1,2].

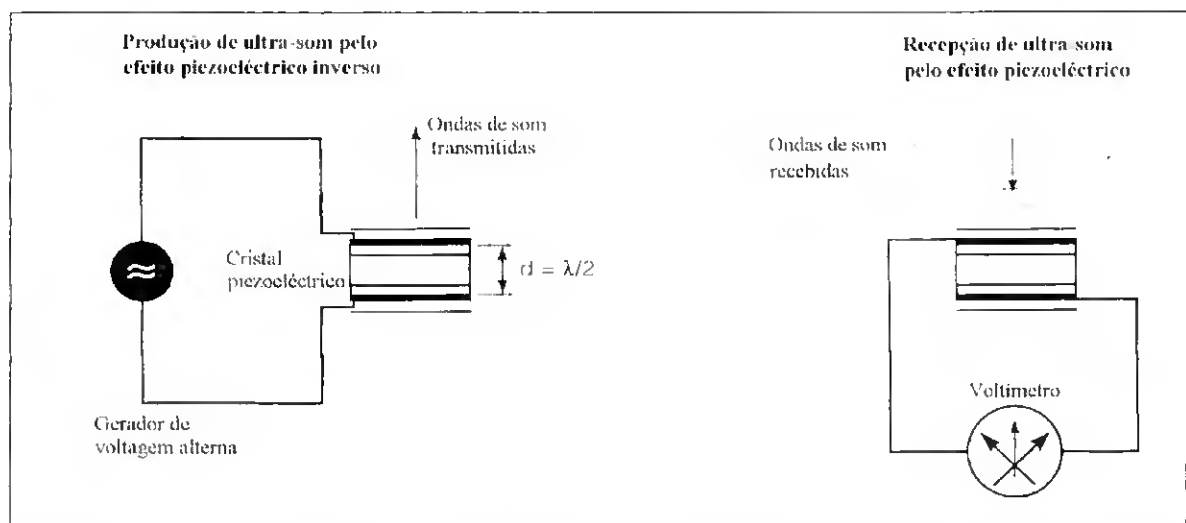


Figura 1.1 - Efeito piezoelétrico e efeito piezoelétrico inverso. (proveniente de Schmailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: *Ultrasound in cardiology*. Blackwell Science. 1994.)

A impedância acústica

A impedância acústica de um meio é a medida da sua oposição à propagação das ondas de som e é definido como^[2]:

$$Z = \rho \times c \quad (1.2)$$

em que Z é a impedância acústica,

ρ é a densidade do meio,

c é a velocidade de propagação do som no meio.

A reflexão e a refração em superfícies planas

Quando uma onda ultra-sónica atravessa meios com impedâncias acústicas diferentes, a onda é parcialmente reflectida e parcialmente refractada na interface dos meios (superfície que separa dois meios com impedâncias acústicas diferentes), como está representado na figura 1.2.

Na reflexão, o ângulo de incidência (θ_i) e o ângulo de reflexão (θ_r) são iguais^[4]:

$$\theta_i = \theta_r \quad (1.3)$$

O fenómeno da refração afecta a parte da onda incidente que entra no meio 2 com um ângulo diferente. O novo ângulo θ_R é governado pela lei de Snell^[4]:

$$n_1 \times \text{Sen } \theta_i = n_2 \times \text{Sen } \theta_R \quad (1.4)$$

em que n_1 e n_2 são os índices de refração dos dois meios.

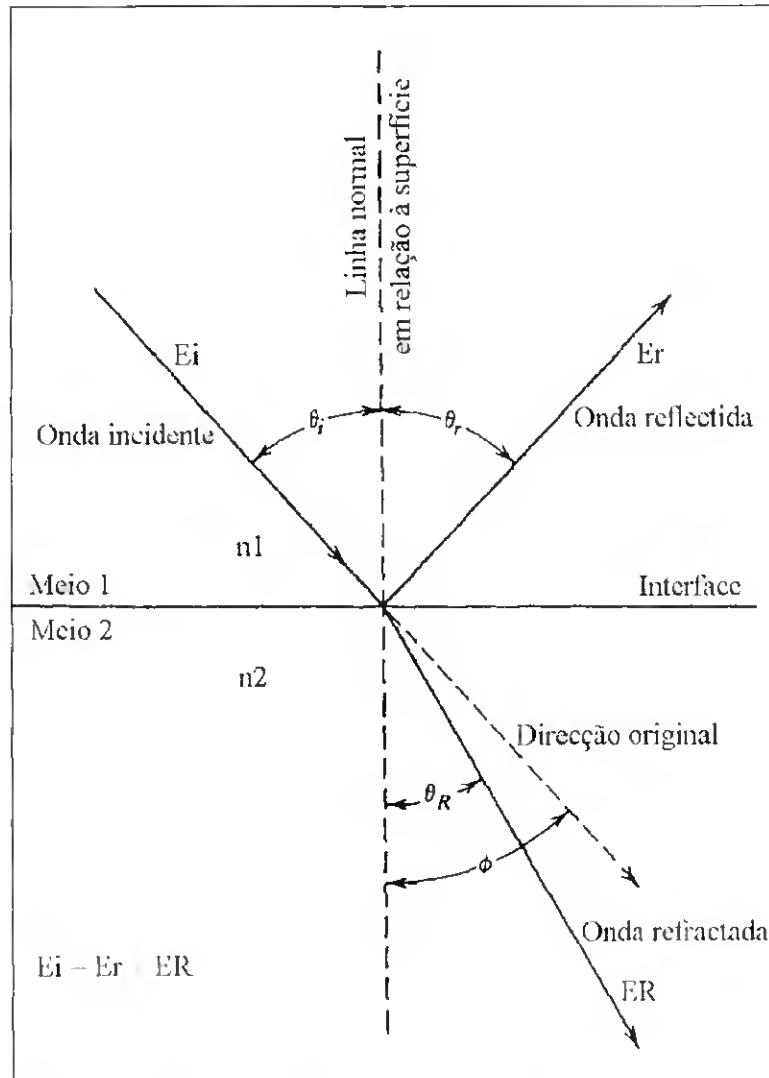


Figura 1.2 - Reflexão e refração das ondas de som em superfícies planas. (alteração da figura proveniente de Carr, Joseph J. e Brown, John M.: Introduction to biomedical equipment technology. 2.ª Edição. Prentice Hall. 1993.)

O índice de refração é a razão entre a velocidade da onda no ar (c_0) e a velocidade da onda no meio (c)^[4]:

$$n = \frac{c_0}{c} \quad (1.5)$$

A quantidade de energia reflectida aumenta com maiores diferenças nos índices de refacção.

Em qualquer situação em que existe reflexão e refacção, a energia da onda incidente é igual à soma das partes reflectida e refractada^[2]:

$$E_i = E_r + E_R \quad (1.6)$$

onde E_i é a energia da onda incidente,

E_r é a energia da onda reflectida,

E_R é a energia da onda refractada.

Dispersão (Scattering)

Para que a reflexão aconteça, a interface entre os dois meios tem que ser plana e maior do que o comprimento de onda do ultra-som^[1].

Se o ultra-som incide numa superfície irregular ou em partículas cujas dimensões são idênticas ou menores do que o comprimento de onda (como é o caso dos glóbulos vermelhos no sangue), alguma da energia do ultra-som é dispersada em todas as direcções (figura 1.3).

A dispersão tem um papel fundamental no diagnóstico médico por ultra-som, uma vez que fornece a maioria dos sinais retornados.

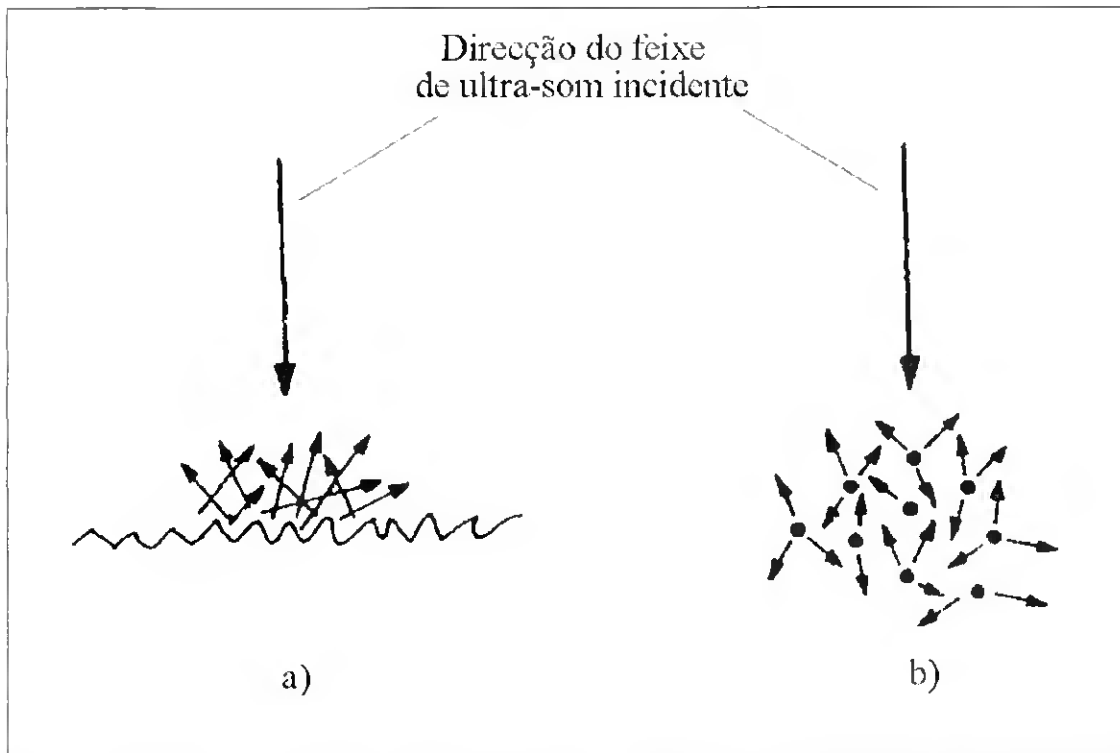


Figura 1.3 - Dispersão - a) numa superfície irregular, b) em pequenas partículas. (proveniente de Fish, Peter: Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound. John Wiley & Sons, 1990.)

Atenuação do ultra-som

O ultra-som é atenuado (perde energia) durante a sua passagem através dos tecidos biológicos devido essencialmente a três factores: A dispersão, a reflexão e a absorção (conversão em calor)^[1,3,5,6]. Como se pode observar na tabela 1.1, diferentes tipos de tecidos biológicos têm coeficientes de atenuação diferentes. O osso tem um elevado coeficiente de atenuação, enquanto a atenuação no sangue é relativamente baixa.

Uma consequência prática da atenuação é limitar a profundidade de penetração do ultra-som. Com o aumento da frequência de transmissão, aumenta a atenuação e diminui a capacidade de penetração^[1,3,5].

Tecido	Coefficiente de atenuação (dB cm ⁻¹)
Sangue	0.2
Músculo	1.5
Osso	10.0
Gordura	0.6

Tabela 1.1 - Coeficientes de atenuação em vários tecidos em dB cm⁻¹ a 1 MHz. (proveniente de Evans, D. H, McDicken, W. N., Skidmore, R., Woodcock, J. P.: Doppler ultrasound, physics, instrumentation and clinical applications. John Wiley & Sons. 1989.)

Por outro lado, a resolução (a habilidade de distinguir objectos próximos) pode ser melhorada usando frequências de transmissão mais altas.

Na escolha da frequência de transmissão é preciso encontrar-se um compromisso entre a penetração necessária e a melhor resolução possível. Normalmente, utilizam-se altas frequências (de 3.5 a 10 MHz) para interrogar estruturas superficiais, e frequências mais baixas (entre os 2 e os 5 MHz) para estruturas mais profundas.

É importante notar que todos estes fenómenos, embora sejam abordados nesta secção, também se aplicam à ecocardiografia Doppler, que será apresentada no capítulo 2.

1.2 Criação da imagem ultra-sónica

Actualmente, a instrumentação clínica ultra-sónica utilizada na ecocardiografia convencional funciona de acordo com a técnica pulso-eco^[1,3]. Os processos físicos pelos quais o ultra-som cria uma imagem estão representados na figura 1.4.

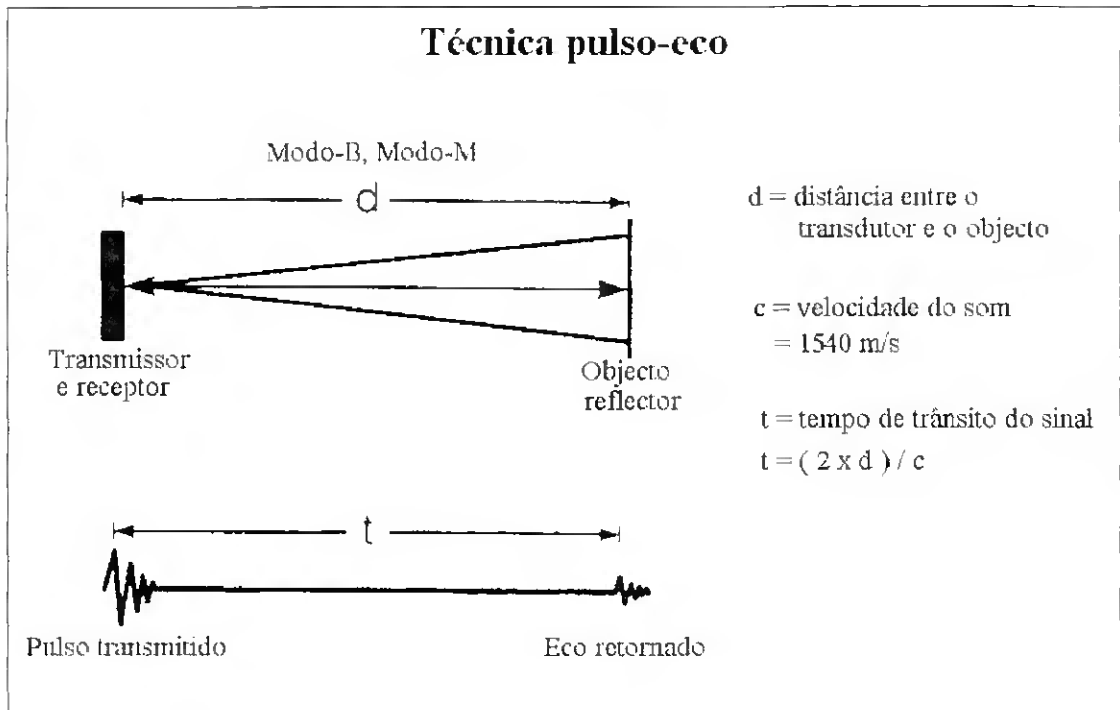


Figura 1.4 - Criação da imagem por ultra-som. (proveniente de Schmailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: *Ultrasound in cardiology*. Blackwell Science. 1994.)

O transdutor contém um material piezoelétrico. O elemento piezoelétrico no transdutor não só converte energia elétrica em impulsos ultra-sônicos (efeito piezoelétrico inverso), mas também converte ultra-som em energia elétrica (efeito piezoelétrico). Por esta razão, o mesmo transdutor pode ser usado como transmissor e como receptor.

Ao ser activado por um campo eléctrico, o transdutor envia pulsos ultra-sónicos muito breves para os tecidos biológicos e espera pelo regresso dos ecos reflectidos (técnica pulso-eco). Quando o ultra-som atinge uma interface entre dois meios com propriedades acústicas diferentes, comporta-se segundo as leis da reflexão e da refração. O eco de ultra-som reflectido volta para trás e atinge o transdutor, produzindo um sinal eléctrico. Este sinal é depois processado para aparecer como imagem. Pela medição do tempo de trânsito do sinal (tempo que o ultra-som leva a ser emitido e a regressar) e da intensidade (amplitude) dos ecos retornados, pode-se determinar a orientação espacial do objecto reflector. De forma

a calcular as distâncias envolvidas, a velocidade do som nos tecidos biológicos assume-se ter um valor médio constante de 1540 m/s^[1].

1.3 Modos de operação da ecocardiografia convencional

A maioria dos ecógrafos actuais fornecem duas modalidades diferentes de ecocardiografia: Ecocardiografia modo-M e ecocardiografia a duas dimensões.

A ecocardiografia a duas dimensões permite criar uma imagem de corte da estrutura que está a ser interrogada pelo ultra-som. Tanto o eixo vertical como o eixo horizontal representam dimensões. O eixo vertical indica a profundidade de penetração do ultra-som no corpo, e o eixo horizontal fornece a dimensão lateral da estrutura. A ecocardiografia a duas dimensões pode operar em modo-B. O modo-B (B de Brilho) representa os ecos retornados como pontos brilhantes no écran (figura 1.5). Ao sinal de menor intensidade é normalmente atribuído o valor zero (preto) e ao sinal de maior intensidade o valor mais alto da escala (branco). No meio existem vários níveis de cinzento.

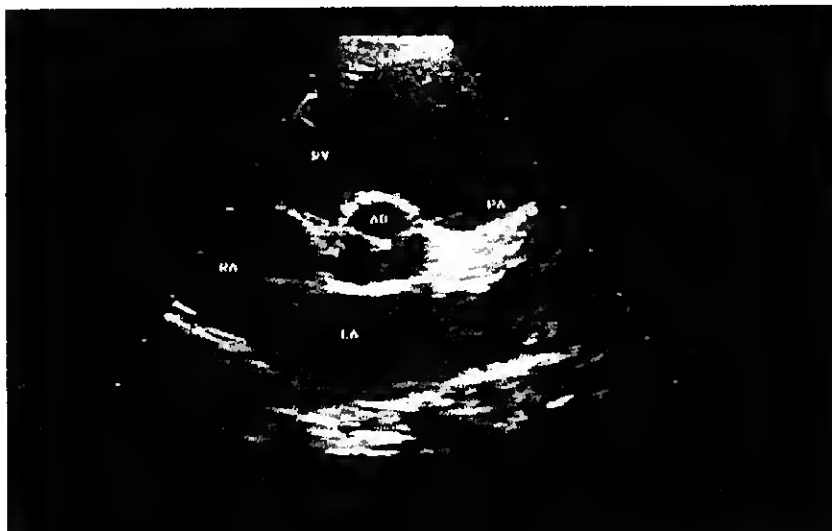


Figura 1.5 - Exemplo de ecocardiografia modo-B, imagem de uma válvula aórtica normal. (proveniente da internet)

Na ecocardiografia modo-M (figura 1.6) o eixo vertical fornece a profundidade de penetração do feixe de ultra-som no corpo, e o eixo horizontal representa o tempo em segundos ou milissegundos. O termo modo-M deriva da palavra Movimento. Ao contrário da ecocardiografia a duas dimensões, o modo-M não gera uma imagem de corte, mas sim linhas de informação que gravam o movimento dos objectos reflectores ao longo do tempo.

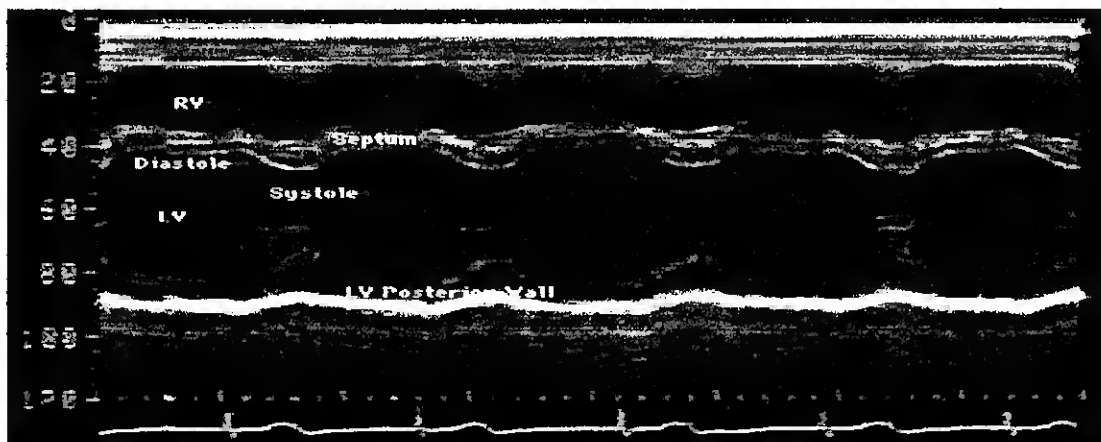


Figura 1.6 - Exemplo de ecocardiografia modo-M, imagem do funcionamento dum ventrículo esquerdo normal. (proveniente da internet)

2. ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER

A ecocardiografia Doppler utiliza o ultra-som para medir o fluxo sanguíneo no sistema cardiovascular. Neste capítulo retrata-se o modo como o ultra-som é utilizado pela ecocardiografia Doppler, a forma de apresentação da informação contida no sinal Doppler, e os modos de operação disponíveis.

2.1 O efeito Doppler

O efeito Doppler é o princípio físico que está na base da ecocardiografia Doppler, e consiste na alteração da frequência das ondas de ultra-som reflectidas, provocada pelo movimento dos glóbulos vermelhos no sangue. A figura 2.1 ilustra o efeito Doppler.

Se o feixe de ultra-som é reflectido por um glóbulo vermelho estacionário, a frequência de transmissão (f_t) e a frequência de recepção (f_r) são iguais. Se o glóbulo vermelho se movimenta em direcção ao transdutor, a frequência de recepção é maior do que a frequência de transmissão. Quando o glóbulo vermelho se afasta do transdutor, a frequência de recepção é menor do que a frequência de transmissão.

A diferença entre a frequência de recepção e a frequência de transmissão, chamada frequência Doppler ou deslocamento Doppler, é proporcional à velocidade do glóbulo vermelho, conforme descrito na equação Doppler.

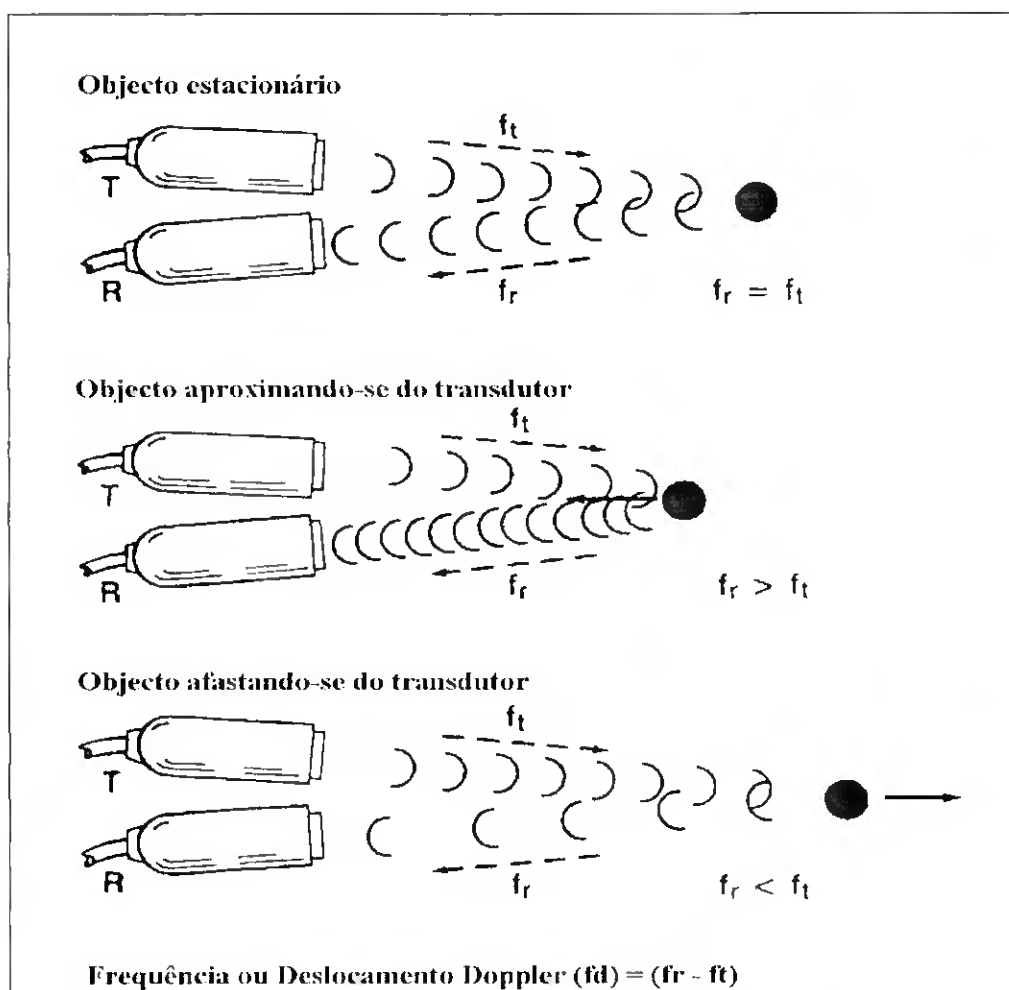


Figura 2.1 - O efeito Doppler. (proveniente de Braunwald, Eugene: Heart disease, a textbook of cardiovascular Medicine. 5.ª Edição. W. B. Saunders Company. 1997.)

2.2 A equação Doppler

A equação Doppler^[3,7] define matematicamente o efeito Doppler:

$$f_d = f_r - f_t$$

$$f_d = 2 \times f_t \times \frac{v \times \cos \theta}{c} \quad (2.1)$$

em que f_d é a frequência Doppler,

f_t é a frequência de transmissão,

v é a velocidade do fluxo sanguíneo,

c é a velocidade do som através do tecido biológico,

θ é o ângulo entre o feixe de som e a direcção do fluxo (figura 2.2).

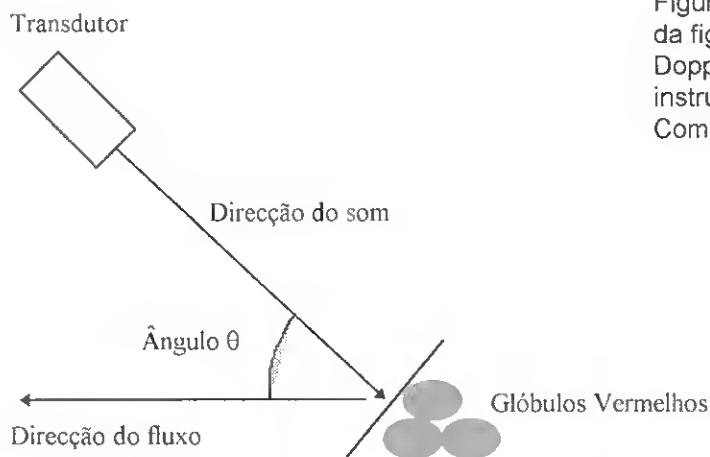


Figura 2.2 - O ângulo Doppler. (alteração da figura proveniente de Kremkau, F. W.: Doppler ultrasound, principles and instruments. 2.^a Edição. W. B. Saunders Company.)

Conhecendo a frequência Doppler é possível calcular a velocidade do glóbulo vermelho^[3,7]:

$$v = (f_d \times c) / 2 \times f_t \times \cos \theta \quad (2.2)$$

Para determinar a velocidade do fluxo sanguíneo é necessário saber-se a frequência de transmissão (f_t), o ângulo entre o feixe de ultra-som e a direcção do glóbulo vermelho (θ), e a velocidade do som no meio (c). A frequência de transmissão é normalmente um valor entre 2 e 10 MHz^[1,3], conforme a profundidade a que se encontra a estrutura a analisar e o tipo de tecidos biológicos que o ultra-som tem que passar (consultar capítulo 1, secção 1.1). A velocidade do som nos tecidos biológicos assume-se ser constante e igual a 1540 m/s^[1,3]. Na

ecocardiografia Doppler são em geral usados ângulos próximos do zero (correspondendo a colocar-se o transdutor paralelamente à direcção do fluxo sanguíneo).

2.3 Análise espectral do sinal Doppler

A fórmula do deslocamento Doppler (equação 2.1) é apenas para um único objecto reflector (glóbulo vermelho)^[6]. Quando o ultra-som é utilizado para interrogar o fluxo sanguíneo existem inúmeros glóbulos vermelhos com velocidades diferentes, e portanto, o sinal Doppler contém não uma única frequência, mas sim um espectro de frequências cuja forma varia conforme a distribuição da velocidade do fluxo vai variando com o tempo.

Para se obter informação do sinal Doppler é necessário fazer-se análise espectral do mesmo. O método tradicionalmente utilizado na análise espectral do sinal Doppler é a FFT (Fast Fourier Transform). A FFT é um procedimento matemático^[8] que permite decompor um sinal constituído por várias frequências diferentes nas suas componentes de frequência individuais.

A informação contida no espectro Doppler é geralmente apresentada de uma forma bidimensional. Ao eixo horizontal corresponde o tempo, e ao eixo vertical as frequências Doppler. A potência do sinal Doppler, proporcional à densidade das células de sangue (n.º de células por unidade de volume)^[3] é representada com diferentes níveis de cinzento. A potência (amplitude), a uma frequência e tempo particulares, é representada pela intensidade da cor do ponto respectivo. Normalmente, as amplitudes mais elevadas correspondem aos pontos

claros e as amplitudes baixas aos pontos escuros. Cores intermédias indicam valores de amplitudes intermédios.

A maioria da instrumentação Doppler representa no eixo vertical, não as frequências Doppler, mas sim as velocidades do fluxo sanguíneo, calculadas a partir das frequências Doppler (figura 2.3).

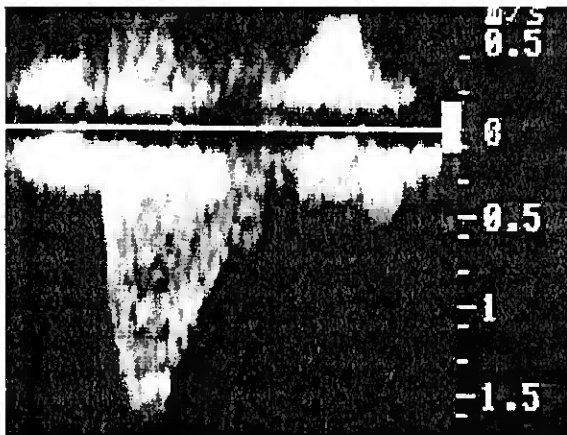


Figura 2.3 - Espectro Doppler de onda contínua medido na válvula aórtica. (gentilmente cedido pelo Hospital Distrital de Faro.)

Por convenção, as velocidades dos glóbulos vermelhos viajando em direcção ao transdutor são mostradas acima da linha do zero. As velocidades das células que se afastam do transdutor são mostradas abaixo da linha do zero.

2.4 Modos de operação

Basicamente, são utilizados para examinar o coração, dois modos de ecocardiografia Doppler que geram espectros. São eles, o Doppler de onda contínua e o Doppler de onda pulsada.

Com a técnica Doppler de onda contínua, são usados dois cristais piezoeléctricos adjacentes. Um cristal gera continuamente ondas de som e o outro recebe continuamente as ondas de som reflectidas.

No modo Doppler de onda pulsada, é usado um único cristal que emite um feixe breve de ultra-som e espera pelo retorno das ondas de som reflectidas.

Tanto o Doppler contínuo como o Doppler pulsado têm vantagens e desvantagens. A maior limitação do Doppler de onda contínua é que é sensível ao fluxo de toda a região onde o ultra-som incide. Isto significa que é impossível determinar-se o local exacto onde o fluxo está a ser medido. A grande vantagem do modo contínuo é que pode medir velocidades muito altas.

O Doppler de onda pulsada permite interrogar o fluxo de sangue a uma profundidade específica, o que torna possível uma medição local e selectiva do fluxo. A desvantagem desta técnica é que não consegue medir velocidades muito elevadas.

A velocidade máxima que pode ser determinada correctamente usando o Doppler pulsado está limitada pela frequência de repetição do pulso (número de pulsos gerados por segundo, FRP). Apenas quando a frequência Doppler é menor do que metade da FRP, pode a velocidade ser calculada de forma exacta. Se existem frequências Doppler acima deste limite, verifica-se o fenómeno chamado *aliasing*. O *aliasing* pode ser facilmente reconhecido num espectro sanguíneo (figura 2.4). As frequências maiores do que o limite de Nyquist (FRP/2), que deveriam aparecer em cima, vão aparecer na direcção contrária (em baixo)^[1,5,6].

Actualmente, o Doppler de onda pulsada pode incluir técnicas de *multigate* e de FRP alta que permitem fazer medições de velocidades mais elevadas, sem *aliasing*^[3,5,9].

A frequência de repetição do pulso é inversamente proporcional à profundidade de penetração do feixe de ultra-som.

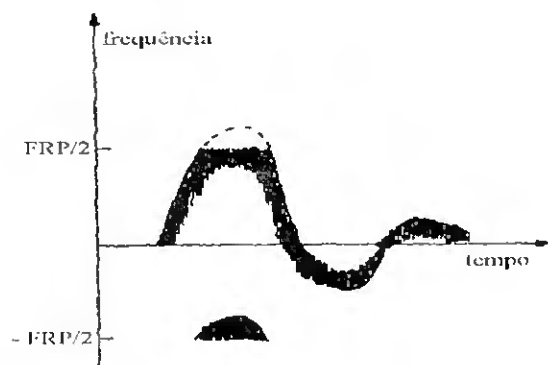


Figura 2.4 - *Aliasing*. (proveniente de Fish, Peter: Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound. John Wiley & Sons.1990.)



Figura 2.5 - Espectro Doppler de onda pulsada medido na válvula aórtica.(gentilmente cedido pelo Hospital Distrital de Faro.)



O espectro Doppler criado pelo Doppler de onda contínua (figura 2.3) é mais largo do que o criado pelo Doppler pulsado (figura 2.5). O espectro Doppler de onda contínua inclui as altas frequências associadas às velocidades sanguíneas no centro do vaso, bem como as frequências mais baixas associadas à movimentação dos glóbulos vermelhos junto às paredes do vaso. O espectro gerado pelo Doppler de onda pulsada é mais estreito porque se podem medir as velocidades do fluxo na parte central, rejeitando os sinais vindos das proximidades das paredes do vaso.

A análise espectral do sinal Doppler, em particular quando se usa Doppler pulsado, pode ser utilizada para detectar lesões estenóticas^[3,5,10]. A estenose num vaso sanguíneo reflecte-se no espectro Doppler pelo aumento do pico, indicando o aumento nas velocidades do fluxo sanguíneo, e pelo alargamento do espectro.

Considerando o volume em análise no centro de um vaso com fluxo sanguíneo normal, observa-se um espectro Doppler pulsado estreito (figura 2.6). Na presença de estenose, o fluxo sanguíneo torna-se turbulento e dá-se uma maior variação nas velocidades do sangue, o que produz um maior intervalo de frequências Doppler, resultando num espectro mais largo.

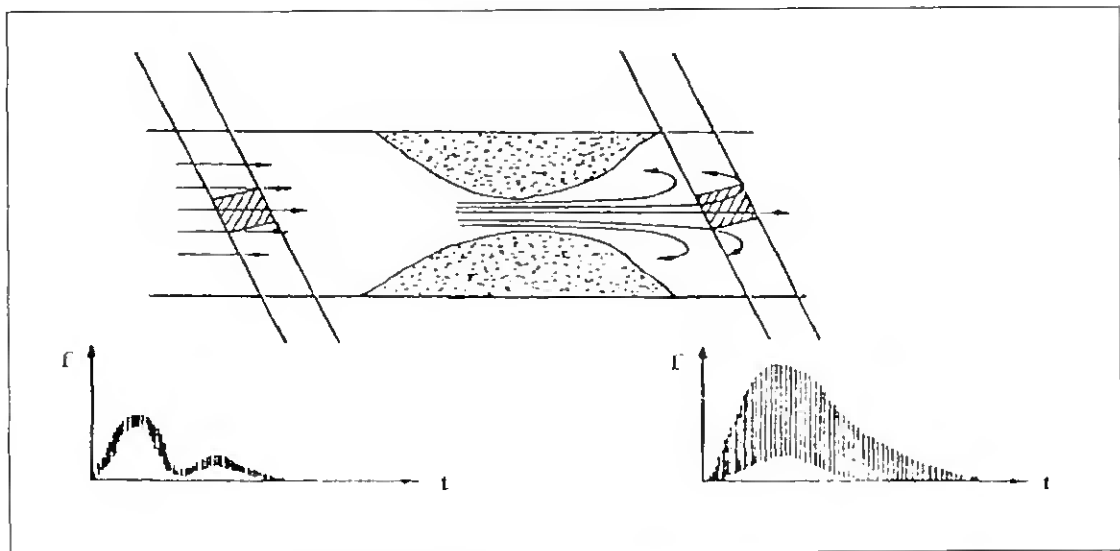


Figura 2.6 - Espectro Doppler pulsado com fluxo normal e espectro Doppler pulsado com fluxo turbulento. (proveniente de Fish, Peter: *The Doppler effect and blood flow: An instrument optimisation programme*. IOP Publishing. 1992.)

Sempre que possível, é preferível utilizar-se o Doppler de onda pulsada para uma avaliação mais precisa de eventuais estenoses, uma vez que este produz um espectro mais estreito do que o Doppler contínuo, permitindo desta forma uma melhor detecção de alterações ao espectro normal.

3. VÁLVULA AÓRTICA NORMAL E COM ESTENOSE

Este capítulo é dedicado à válvula aórtica. Começa com um breve parágrafo sobre o coração. A seguir aborda-se a válvula aórtica normal e faz-se a descrição do funcionamento normal do lado esquerdo do coração. Finalmente descreve-se a estenose aórtica, a forma como afecta o funcionamento do coração, as suas causas e sintomas.

3.1 O coração

Tal como se pode observar na figura 3.1, o coração possui quatro cavidades (aurícula e ventrículo direito, aurícula e ventrículo esquerdo), e quatro válvulas (a tricúspide e a semilunar situadas no lado direito, a mitral e a aórtica que se encontram do lado esquerdo).

O coração funciona como duas bombas distintas: O lado direito recebe sangue venoso vindo do corpo e envia-o para os pulmões para ser oxigenado, o lado esquerdo recebe sangue vindo dos pulmões e envia-o para o resto do corpo através da artéria aorta.

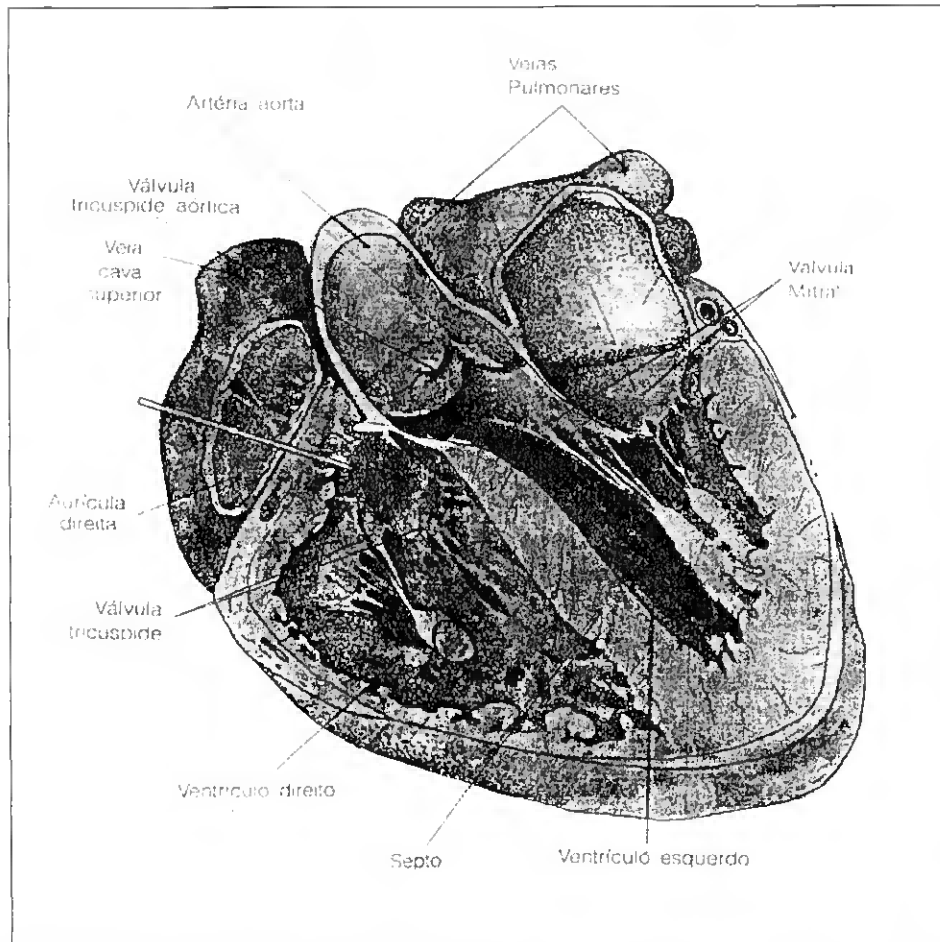


Figura 3.1 - Corte longitudinal do coração. (proveniente de Almeida, Isabel Matos e Machado, M. Manuela: Biologia 9. 1.ª Edição. Areal Editores. 1992.)

3.2 A válvula aórtica normal

A função da válvula aórtica é evitar a regurgitação de sangue da artéria aorta de volta para o ventrículo esquerdo. A válvula aórtica normal (figura 3.2) é composta por três finas abas de tecido biológico chamadas cúspides ou sigmoideias.

A válvula aórtica abre e fecha de forma passiva, as cúspides separam-se ou unem-se em resposta às forças impostas pelo fluxo sanguíneo.

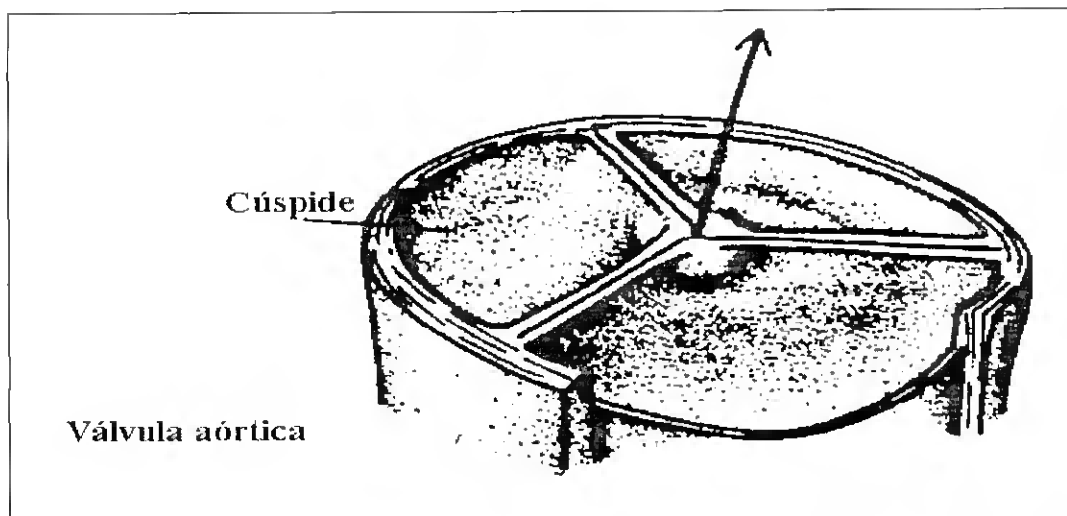


Figura 3.2 - A válvula aórtica normal. (proveniente de Guyton, Arthur C. e Hall, John E.: Textbook of medical physiology, 9.ª Edição. W. B. Saunders Company, 1996.)

3.3 Ciclo cardíaco do lado esquerdo do coração

Os acontecimentos cardíacos que ocorrem desde o começo de uma batida do coração até ao começo da batida seguinte são chamados ciclo cardíaco. O ciclo cardíaco consiste de um período de contracção designado sístole, seguido de um período de relaxamento chamado diástole.

A figura 3.3 ilustra o normal funcionamento do lado esquerdo do coração durante um ciclo cardíaco. Representadas estão as curvas de pressão na aurícula esquerda, no ventrículo esquerdo e na artéria aorta, bem como o electrocardiograma.

No electrocardiograma (gravação dos sinais eléctricos gerados pelo coração), a onda P indica a contracção da aurícula, a sístole ventricular ocorre imediatamente a seguir ao conjunto QRS, e a onda T representa o momento em que o ventrículo começa a relaxar.

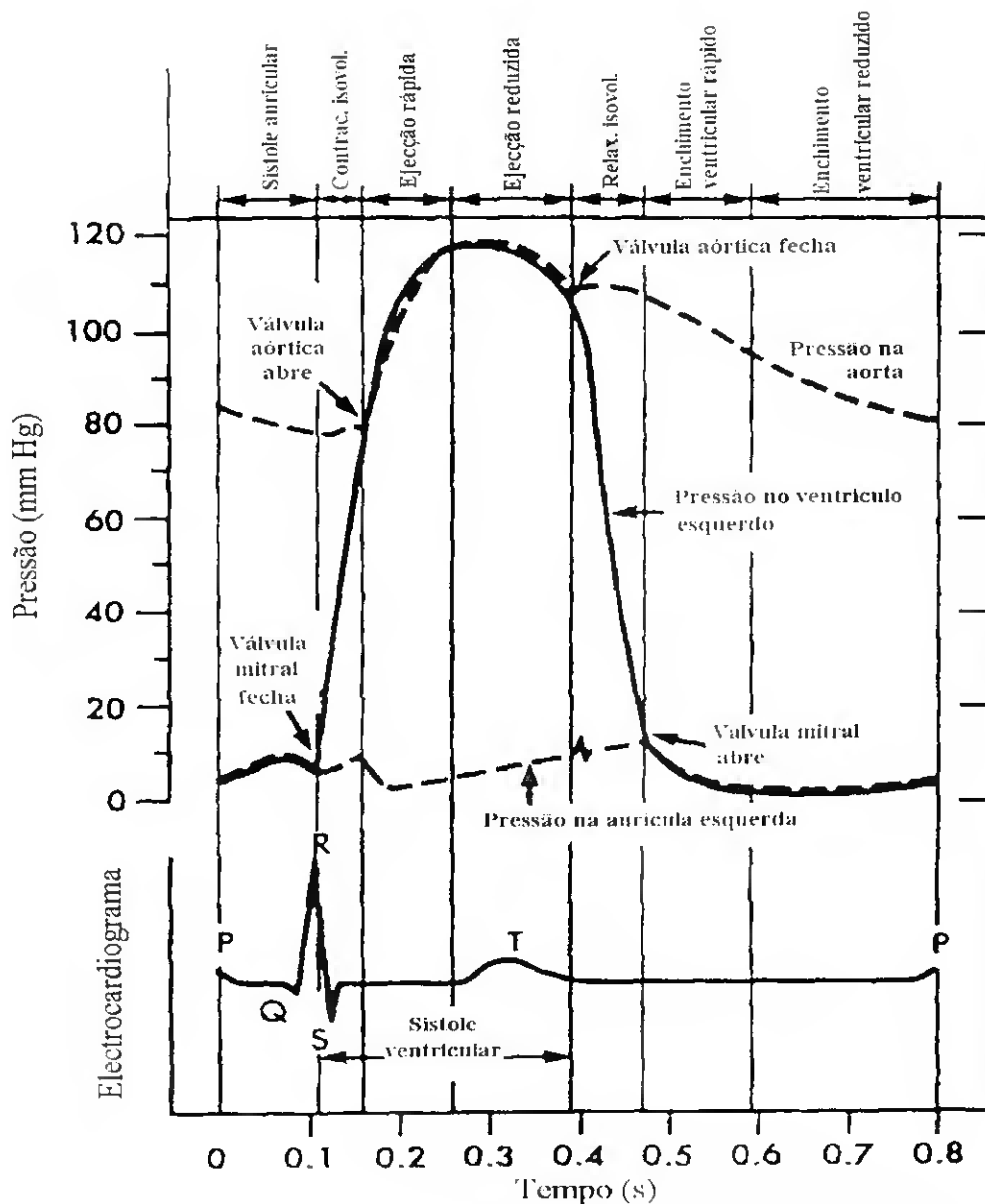


Figura 3.3 - Curvas de pressão na aurícula esquerda, no ventrículo esquerdo e na artéria aorta, e electrocardiograma ilustrando o funcionamento normal do lado esquerdo do coração durante um ciclo cardíaco. (alteração da imagem proveniente de Berne, Robert M. e Levy, Matthew N.: Physiology. 3.^a Edição. International Edition. 1993.)

A sístole ventricular

A contracção ventricular tem início logo a seguir à onda R no electrocardiograma. Assim que a contracção ventricular começa, a pressão

ventricular sobe abruptamente, provocando o fecho da válvula mitral. O intervalo de tempo entre o começo da sístole ventricular e a abertura da válvula aórtica chama-se período de contracção isovolúmica porque o volume ventricular é constante durante este período. A válvula aórtica permanece fechada até que a pressão no interior do ventrículo iguale a que existe na artéria aorta.

Quando a pressão ventricular sobe um pouco acima dos 80 mm Hg abre-se a válvula aórtica, dando início ao período de ejeção. Imediatamente, o sangue começa a sair do ventrículo esquerdo, com cerca de 70% do esvaziamento a ocorrer durante o 1.º terço do período de ejeção (período de ejeção rápida) e os restantes 30% durante os dois terços seguintes (período de ejeção lenta).

A entrada do sangue na aorta faz com que as paredes da artéria se estiquem e a pressão no seu interior suba^[11]. Por esta razão, durante o período de ejeção lenta, a pressão no ventrículo esquerdo é ligeiramente menor do que a pressão arterial, apesar de algum sangue ainda estar a sair do ventrículo.

A diástole ventricular

O ventrículo depois da sístole começa a relaxar e a pressão no seu interior começa a descer rapidamente. A elevada pressão na aorta faz com que o sangue tente retornar ao ventrículo, o que vai provocar o fecho da válvula aórtica. O período entre o fecho da válvula aórtica e a abertura da válvula mitral é designado período de relaxação isovolúmica, e é caracterizado pela rápida descida da pressão ventricular sem que haja alteração no volume.

Durante a sístole ventricular, acumulam-se grandes quantidades de sangue na aurícula esquerda devido ao facto da válvula mitral se encontrar fechada. Assim

que a pressão ventricular desce para um valor menor do que a pressão auricular, dá-se a abertura da válvula mitral permitindo ao sangue fluir rapidamente para o ventrículo. Este período é chamado fase de enchimento rápido do ventrículo. O período de enchimento rápido dura cerca do 1.º terço da diástole. Durante o 2.º terço da diástole, apenas uma pequena quantidade de sangue flui para o ventrículo, este é sangue que chega à aurícula vindo dos pulmões e que passa directamente para o ventrículo porque a válvula mitral está aberta. Durante o último terço da diástole, a aurícula contrai-se e fornece ainda mais sangue para o ventrículo, isto contribui com cerca de 25% do enchimento do ventrículo durante cada ciclo cardíaco.

Depois o ventrículo começa a contrair-se, a válvula mitral fecha-se, e tem início mais um ciclo cardíaco.

3.4 A estenose aórtica

A estenose aórtica consiste no estreitamento da válvula aórtica. Este estreitamento é provocado pela deficiente abertura das cúspides e vai causar uma obstrução à passagem do fluxo sanguíneo do ventrículo esquerdo para a aorta.

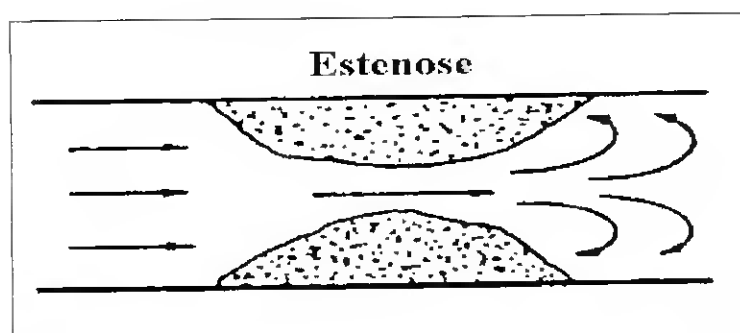


Figura 3.4 - Efeito da estenose no fluxo sanguíneo. (proveniente de Fish, Peter: The Doppler effect and blood flow: an instrument optimisation programme. IOP Publishing. 1992.)

Como o sangue tem que passar por um orifício mais pequeno, a velocidade do fluxo tem que aumentar no ponto estenótico para que o volume do fluxo se mantenha (ver figura 3.4 e consultar capítulo 4, secção 4.2). A passagem do sangue a velocidades muito elevadas através da válvula vai provocar grande turbulência no fluxo sanguíneo à entrada da aorta.

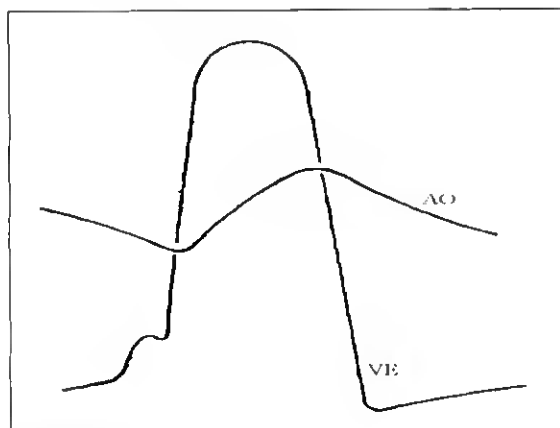


Figura 3.5 - Curva da pressão no ventrículo esquerdo e na aorta, na presença de estenose da válvula aórtica. (proveniente de Braunwald, Eugene: Heart disease, a textbook of cardiovascular Medicine. 5.^a Edição. W. B. Saunders Company. 1997.)

Para que o sangue flua a velocidades mais elevadas, o ventrículo esquerdo necessita de ter uma maior pressão (ver figura 3.5 e consultar capítulo 4, secção 4.1). Por vezes a pressão no ventrículo esquerdo chega a atingir valores tão altos como 300 mm Hg, enquanto a pressão na aorta continua normal^[11].

A estenose aórtica pode ser provocada por malformações congénitas da válvula (esta pode ser univalvar, bivalvar ou trivalvar); pela febre reumática, que provoca a fusão das comissuras das cúspides; ou por um processo degenerativo no qual há um depósito de cálcio nas cúspides que impede a abertura normal da válvula.

A estenose aórtica é mais comum nos homens, sendo em geral devida a malformações congénitas ou degenerativas^[7].

Os principais sintomas da estenose aórtica são dores peitorais, desmaio e falha cardíaca. Em 4% dos pacientes com estenose aórtica o primeiro sintoma é a morte súbita^[12].

A estenose aórtica pode desenvolver-se durante muitos anos sem que haja a manifestação de qualquer sintoma.

Depois de surgirem os sintomas, o tempo de vida médio é reduzido. Sem tratamento adequado, a esperança de vida é de cerca de dois anos para os pacientes com falha cardíaca, três anos para aqueles em que a doença se manifesta através de desmaios, e cinco anos nos que sofrem de dores peitorais^[1,7,12].

4. ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER E A ESTENOSE AÓRTICA

A ecocardiografia convencional fornece um bom diagnóstico qualitativo da estenose aórtica. Tanto a duas dimensões como em modo-M é possível obter-se a morfologia e o grau de mobilidade das cúspides.

A ecocardiografia Doppler permite um diagnóstico quantitativo que se tem vindo a mostrar indispensável na avaliação do grau da estenose aórtica. Através da equação de Bernoulli consegue-se medir o gradiente de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta. Utilizando a equação continuidade é possível calcular a área da válvula aórtica. O diagnóstico da gravidade da estenose aórtica é feito pela avaliação dos valores do gradiente de pressão e da área da válvula aórtica. É sobre estes aspectos que se debruça este capítulo.

4.1 O gradiente de pressão e a equação de Bernoulli

Apenas quando existe uma diferença de pressão entre dois pontos de um sistema é que os líquidos podem fluir do ponto de maior pressão para o ponto com menor pressão. Esta diferença de pressão é designada gradiente de pressão. O gradiente de pressão pode ser calculado utilizando uma versão modificada da equação de Bernoulli.

A equação de Bernoulli^[7,9] envolve a aceleração convectiva, a aceleração do fluxo e a fricção viscosa:

$$P_1 - P_2 = \underbrace{\frac{1}{2} \times \rho \times (V_2^2 - V_1^2)}_{\text{Aceleração convectiva}} + \rho \times \underbrace{\int_1^2 \frac{D\vec{V}}{D_T}}_{\text{Aceleração do fluxo}} \times D_S + \underbrace{R(\vec{V})}_{\text{Fricção viscosa}} \quad (4.1)$$

Em geral, no diagnóstico cardíaco, a aceleração do fluxo e a fricção viscosa podem ser ignoradas com base no seguinte^[9]:

- a) Se é considerada a velocidade máxima, a aceleração do fluxo é zero;
- b) Na estenose valvular o diâmetro do orifício é largo em relação ao comprimento. De acordo com a Lei de Poiseuille^[3,6], para que a fricção viscosa assumisse um valor significativo, o diâmetro da válvula teria que ser menor do que 2 mm, uma condição impossível de acontecer.

Assim, uma versão simplificada da equação de Bernoulli envolvendo apenas a aceleração convectiva pode ser utilizada na ecocardiografia Doppler:

$$P_1 - P_2 = \frac{1}{2} \times \rho \times (V_2^2 - V_1^2) \quad (4.2)$$

em que P_1 é a pressão antes da estenose,

P_2 é a pressão no interior da estenose,

V_1 é a velocidade antes da estenose,

V_2 é a velocidade no interior da estenose,

ρ é a densidade do sangue ($1.06 \times 10^3 \text{ Kg / m}^3$).

Essencialmente, a equação 4.2 relaciona a diferença de pressão observada num vaso estenótico com as diferenças nas velocidades do fluxo no interior da estenose e antes da estenose (figura 4.1).

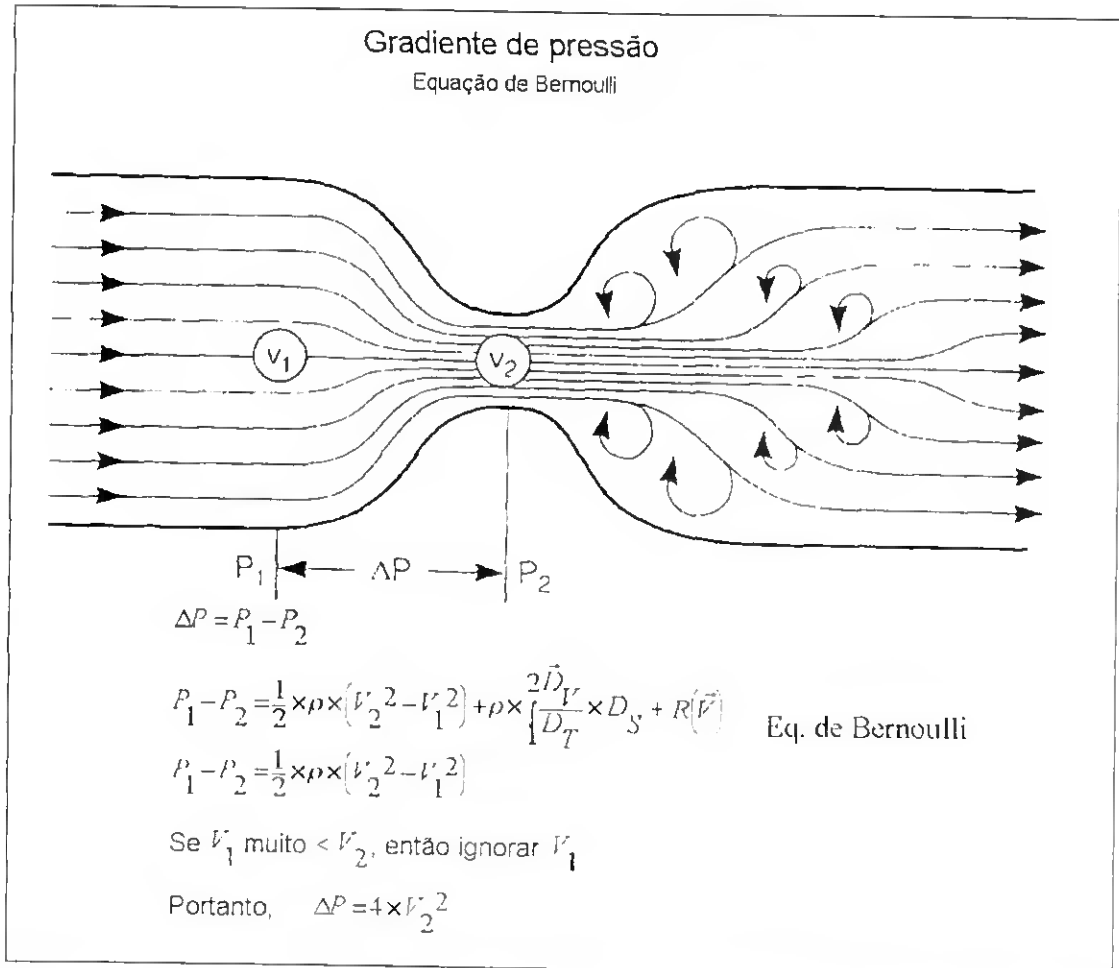


Figura 4.1 - Gradiente de pressão (equação de Bernoulli). (proveniente de Smailzi, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: *Ultrasound in cardiology*. Blackwell Science, 1994.)

Quando a velocidade antes da estenose (v_1) é muito pequena comparada com a velocidade no interior da estenose (v_2), a primeira das velocidades pode ser ignorada.

Assim, a equação de Bernoulli usada na ecocardiografia Doppler para cálculo dos gradientes de pressão é modificada assumindo a fórmula standard^[1.7.9],

$$\Delta P = 4 \times V_2^2 \quad (4.3)$$

na qual ΔP é o gradiente de pressão em mm Hg e V_2 é a velocidade no interior da estenose em m/s.

O gradiente de pressão tem um papel muito importante na quantificação da estenose valvular, uma vez que a velocidade do fluxo sanguíneo aumenta proporcionalmente ao grau de estenose. A figura 4.2 mostra, em simultâneo, registos do espectro Doppler de onda contínua e respectiva medição invasiva do gradiente de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta, em quatro pacientes com diferentes níveis de estenose aórtica. Pode-se observar que quanto maior o gradiente de pressão, maiores as frequências Doppler, e conseqüentemente, maiores as velocidades máximas detectadas.

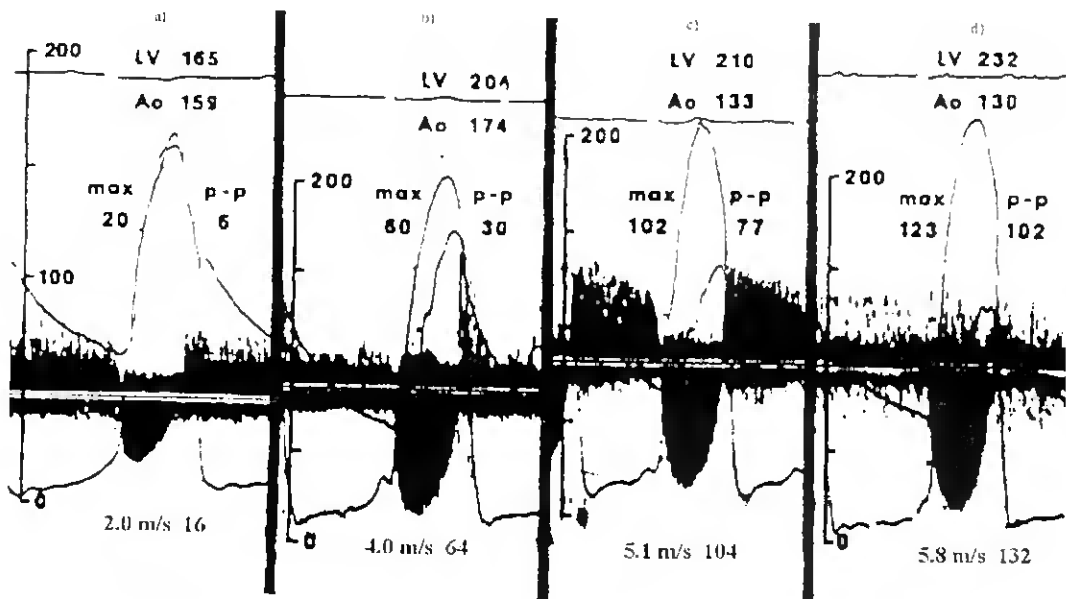


Figura 4.2 - Espectro Doppler de onda contínua em simultâneo com as respectivas pressões no ventrículo esquerdo e na aorta, em quatro pacientes com diferentes níveis de estenose aórtica. (proveniente de Feigenbaun, Harvey: Echocardiography, 5.ª Edição. Lea & Febiger, 1994.)

O paciente do caso a) da figura 4.2 apresenta um grau de estenose muito ligeira. O gradiente de pressão máximo, medido de forma invasiva, é de 20 mm Hg. Através da técnica Doppler foi medida uma velocidade máxima de 2 m/s, o que resulta num cálculo do gradiente de pressão de 16 mm Hg.

Nos casos b), c) e d) são apresentadas situações de estenose aórtica severa. É notório o aumento nos valores dos gradientes de pressão máximos obtidos invasivamente (60, 102, 123 mm Hg, respectivamente), a que corresponde um aumento nas velocidades máximas calculadas a partir dos espectros Doppler (4.0 m/s em b), 5.1 m/s em c) e 5.8 m/s em d)).

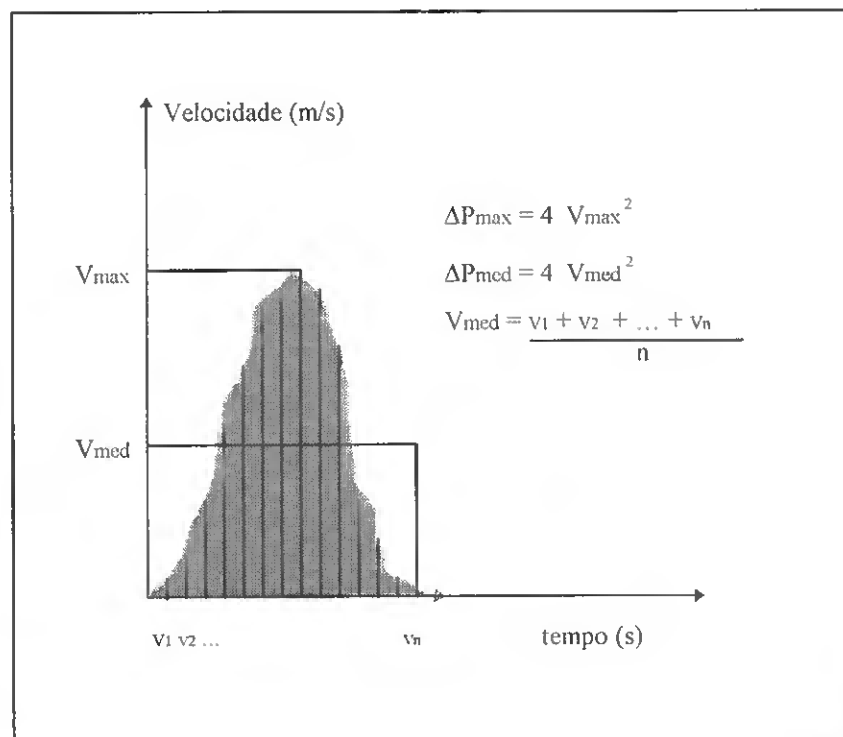


Figura 4.3 - Gradiente de pressão máximo e gradiente de pressão médio. (alteração da imagem proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: *Ultrasound in cardiology*. Blackwell Science, 1994.)

Utilizando a ecocardiografia Doppler podem ser calculados dois tipos de gradiente de pressão por intermédio da equação 4.3: O gradiente de pressão

máximo (ΔP_{\max}) e o gradiente de pressão médio (ΔP_{med}) (ver figura 4.3). O gradiente de pressão máximo é determinado utilizando a velocidade máxima (V_{\max}), que consiste no maior valor da velocidade registado num intervalo de tempo. O gradiente de pressão médio é calculado a partir da velocidade média (V_{med}), a qual é obtida através da média aritmética de todas as velocidades registadas num intervalo de tempo.

4.2 A área da válvula aórtica e a equação continuidade

A área da válvula aórtica (A_{VA}), obtida através da ecocardiografia Doppler, é outro dos valores utilizados para diagnosticar o estado da válvula. O método mais simples e o mais comum para calcular a A_{VA} é a equação continuidade.

A expressão do fluxo instantâneo constitui a base para a equação continuidade e especifica que o volume de fluxo (I') que passa num tubo é função da velocidade do fluxo (V) e da área do tubo (A)^[9]:

$$I' = V \times A \quad (4.4)$$

A equação continuidade estipula que o volume de fluxo num dado sistema continua constante, independentemente do diâmetro. O volume de fluxo nos segmentos do sistema com diâmetros diferentes é mantido através da velocidade do fluxo (figura 4.4). Se ao passar do segmento 1 para o segmento 2 o diâmetro diminui, para que o fluxo permaneça constante, a velocidade no segmento 2 terá que aumentar.

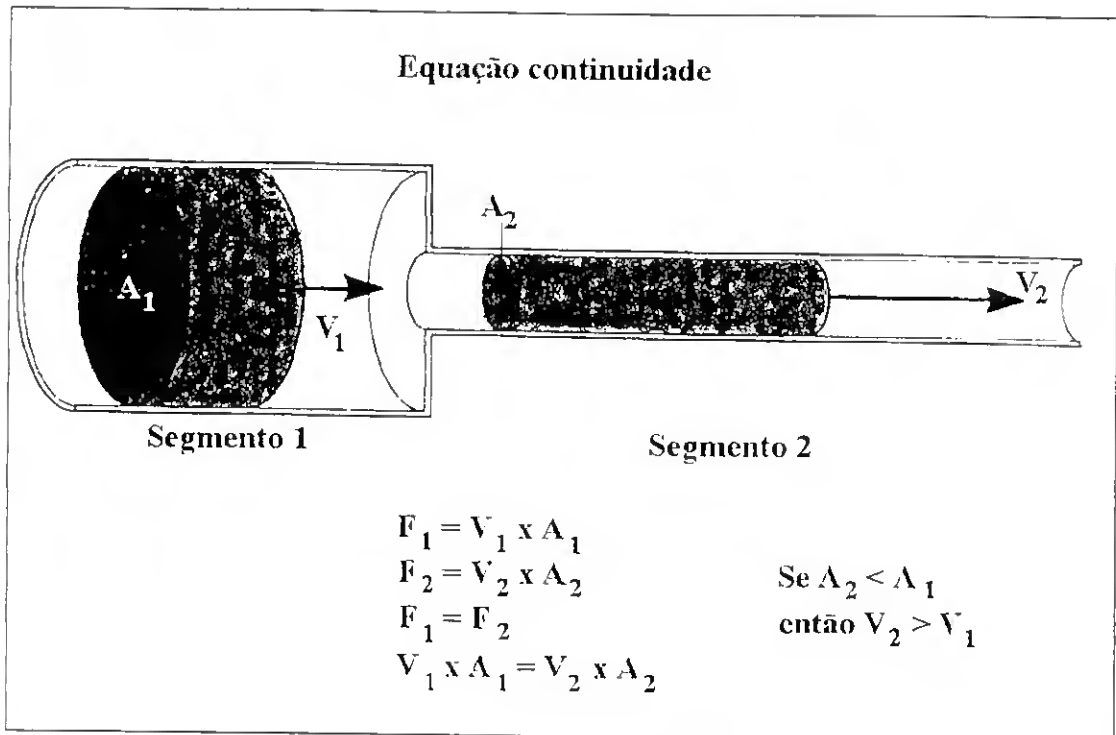


Figura 4.4 - Equação Continuidade. (proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science, 1994.)

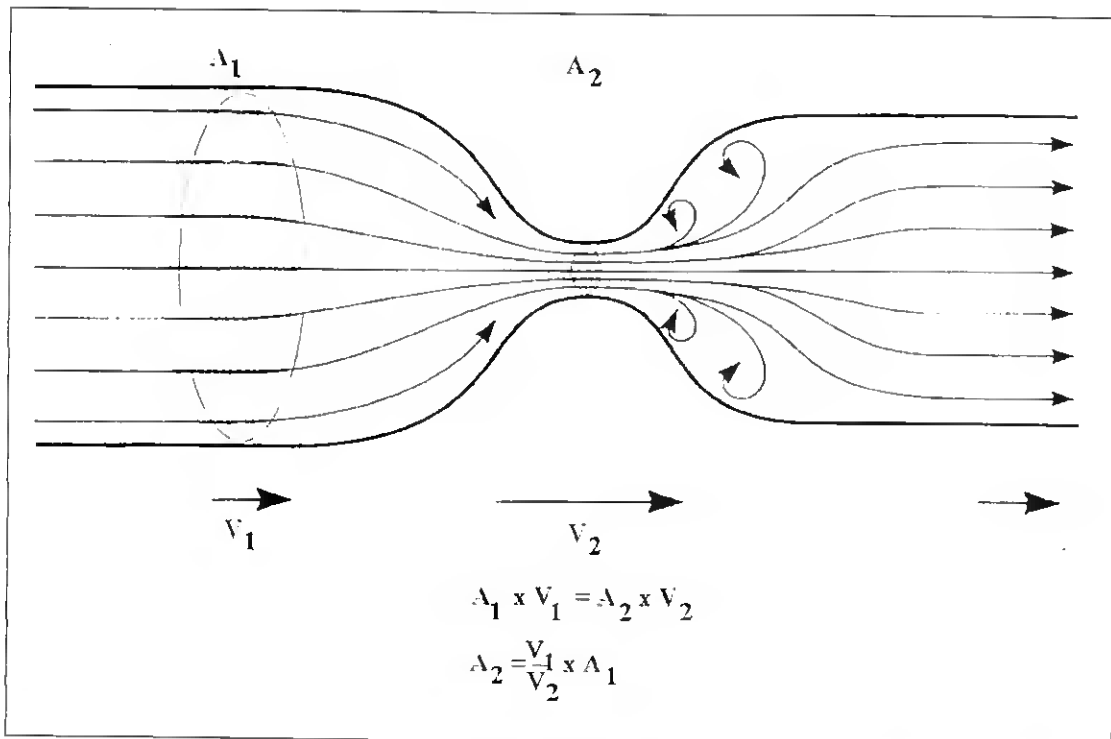


Figura 4.5 - Uso da equação continuidade para calcular a área duma estenose. (proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science, 1994.)

A figura 4.5 mostra como a equação continuidade é usada para medir a área de um ponto estenótico. Conhecendo a área (A_1) e a velocidade (V_1) antes da estenose, bem como a velocidade (V_2) no interior da estenose, é possível saber-se qual a área (A_2) do ponto estenótico.

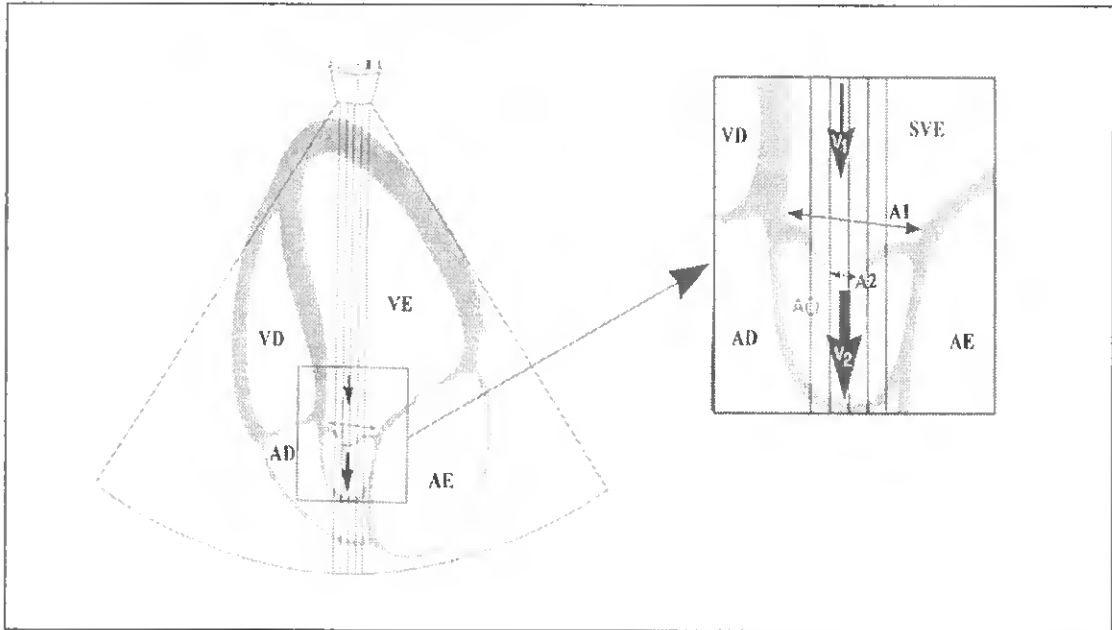


Figura 4.6 - Medição da área da válvula aórtica através da equação continuidade. (proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)

No caso particular da estenose aórtica (figura 4.6), assume-se que todo o sangue que deixa a saída do ventrículo esquerdo (SVE) passa através da válvula aórtica (VA) e que o volume de fluxo é igual em ambos os pontos. Isto leva à seguinte expressão^[9]:

$$F_{SVE} = F_{VA} \quad (4.5)$$

Substituindo, chega-se à equação continuidade^[9]:

$$V_{SVE} \times A_{SVE} = V_{VA} \times A_{VA} \quad (4.6)$$

Primeiro, o diâmetro (D) da SVE é medido mesmo antes da válvula aórtica através da ecocardiografia a duas dimensões, e a área da SVE é calculada como^[9]:

$$A_{SVE} = \pi \times \left(\frac{D}{2}\right)^2 \quad (4.7)$$

De seguida, as velocidades de fluxo na SVE e no interior da estenose são medidas com ecocardiografia Doppler. Tanto a V_{VA} como a V_{SVE} são velocidades máximas.

A equação final, resolvida em função da A_{VA} , é^[9]:

$$A_{VA} = \frac{V_{SVE}}{V_{VA}} \times \pi \times \left(\frac{D}{2}\right)^2 \quad (4.8)$$

4.3 Análise dos valores para diagnóstico

Utilizando ecocardiografia Doppler, a gravidade clínica da estenose aórtica é definida pelo gradiente de pressão na válvula e pela área da válvula aórtica.

É prática corrente fazer-se primeiro a medição do gradiente de pressão na válvula aórtica. Se a velocidade máxima registada se encontrar no intervalo entre 0.5 e 1.8 m/s, então está-se perante uma válvula aórtica normal^[9]. Quando a velocidade do fluxo sanguíneo leva a um gradiente de pressão maior do que 50 mm Hg, a probabilidade do paciente sofrer de estenose aórtica crítica é extremamente alta^[1,7]. Se a velocidade está numa zona intermédia, conduzindo a gradientes de pressão entre os 15 e os 50 mm Hg, a resposta sobre o nível de

estenose não deve ser dada apenas pelo gradiente de pressão, mas também pela área da válvula aórtica^[1,9].

A válvula aórtica normal tem em geral uma área de 2 a 3 cm²^[1]. A tabela 4.1 relaciona vários níveis de estenose aórtica com a área da válvula.

Grau de estenose	A_{VA} (cm ²)
Ligeira	> 1.50
Moderada	1.50 - 1.00
Moderadamente grave	1.00 - 0.50
Grave	< 0.50
Ligeira	> 1.00
Moderada	1.00 - 0.75
Moderadamente grave	0.75 - 0.50
Crítica	< 0.55

Tabela 4.1 - Grau da estenose aórtica conforme a A_{VA} de acordo com duas fontes diferentes. (alteração da tabela proveniente de Smailzi, K. e Ormerod, O.: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science, 1994.)

A razão pela qual a área da válvula aórtica é menos utilizada do que o gradiente de pressão tem a ver com o facto de ser difícil fazer-se a medição exacta do diâmetro da saída do ventrículo esquerdo. Um pequeno erro na determinação do diâmetro pode levar a um valor da área da estenose muito diferente do que é na realidade.

PARTE 3

SIMULAÇÃO DE SINAIS DE FLUXO SANGUÍNEO NA VÁLVULA AÓRTICA

Concluída a parte de conceitos básicos, essencial para enquadrar o leitor com o que se passa no mundo da ecocardiografia, chega-se finalmente ao objectivo fulcral deste trabalho que é a simulação de sinais Doppler de onda pulsada, não estacionários, na válvula aórtica.

Começa-se por explicar as razões que justificam a necessidade da simulação e por fazer uma breve resenha histórica dos modelos matemáticos existentes para simulação de sinais Doppler. Segue-se uma descrição detalhada do método de simulação implementado e dos parâmetros utilizados para simular os sinais Doppler na válvula aórtica. Por fim, apresentam-se exemplos de simulações de sinais de fluxo sanguíneo em válvula aórtica normal, e com estenoses ligeira, moderada e grave.

5. SIMULAÇÃO DO SINAL DOPPLER

Neste capítulo são apresentadas as motivações que levaram ao desenvolvimento deste trabalho, referem-se resumidamente alguns modelos matemáticos de simulação de sinais Doppler e descreve-se em pormenor o método de simulação Doppler que foi implementado.

5.1 Motivação

A capacidade de um instrumento Doppler para medir as características do fluxo sanguíneo é influenciada por uma variedade de factores^[6,10,13]. Por um lado, o sinal Doppler depende das propriedades do dispositivo e dos fenómenos físicos do ultra-som nos tecidos e pequenas partículas (a reflexão, a atenuação e a dispersão, entre outros), que saem fora do âmbito deste trabalho. Por outro lado, a qualidade de estimação da velocidade depende do método de análise espectral utilizada para extrair informação do sinal Doppler.

As técnicas actuais de diagnóstico são deficitárias quanto às medições, pelo que se pretende melhorá-las desenvolvendo métodos de estimação espectral mais precisos. No entanto, só se poderá avaliar a precisão dos métodos se se conhecer completamente o sinal, por forma a distinguir os artefactos causados pelo sinal ou pelo método de estimação. Assim, começa-se por desenvolver uma simulação do

sinal para, com base nesse sinal conhecido, se estudarem as técnicas de estimação e dessa forma melhorar o diagnóstico quantitativo.

5.2 Modelos de simulação do Sinal Doppler

Um conjunto de modelos matemáticos para simulação de sinal Doppler têm vindo a ser publicados ao longo dos anos. Esses modelos podem ser classificados essencialmente em três categorias diferentes^[14,15]:

- a) Modelos de dispersão que lidam com os mecanismos físicos que geram o sinal Doppler no sangue;
- b) Modelos que simulam o sinal Doppler retornado e que estão preocupados com a análise e síntese da natureza estocástica do sinal Doppler.
- c) Modelos paramétricos cujo objectivo é fornecer um modelo óptimo de estimação espectral para a quantificação de doenças.

Segue-se uma breve descrição de alguns dos modelos publicados. No que respeita aos modelos que representam o processo de dispersão do ultra-som pelo sangue, uma variedade de abordagens têm sido investigadas. Em 1972, Brody^[16] considera que as células sanguíneas são centros dispersores independentes. Em 1980, Angelsen^[17] assume que o sangue se comporta essencialmente como um *continuum*. A dispersão surge das flutuações na densidade da massa e na compressibilidade do sangue, que são provocadas pela flutuação na concentração dos glóbulos vermelhos. O modelo permite simular sinais Doppler de onda contínua e de onda pulsada. Por seu lado, em 1986, a dupla Mo e Cobbold^[18] descreve os centros de dispersão como sendo de tamanho, forma e orientação aleatórias e

incorpora no modelo os efeitos devidos à agregação das células do sangue num dado *hematocrit*. Finalmente, em 1992, Mo e Cobbold^[15] apresentam uma abordagem híbrida que combina aspectos do modelo que considera as células de sangue como partículas independentes^[16] e do modelo que considera o sangue como um *continuum*^[17]. Nesta abordagem, as contribuições dos *voxels* acústicos elementares são somadas, existindo muitos glóbulos vermelhos em cada *voxel*. A abordagem híbrida leva a critérios mais rigorosos relativamente aos mecanismos de dispersão que dão origem aos sinais Doppler^[15].

Todos os modelos técnicos apresentados para descrever o mecanismo de dispersão do ultra-som pelo sangue concluem que o sinal Doppler obtido a partir de um fluxo normal, é um processo aleatório, com uma função densidade de probabilidade^[19] espectral Gaussiana (FDP) devido ao elevado número de glóbulos vermelhos que contribuem para o sinal reflectido, e com uma largura de banda determinada pela variação das velocidades dos glóbulos vermelhos que passam pelo feixe de ultra-som, e pelas características do feixe de ultra-som^[20]. A conclusão de que a FDP é Gaussiana é sustentada pela experimentação^[21].

Os modelos para simulação de sinais Doppler pertencentes à categoria b), baseiam-se precisamente no facto do sinal Doppler poder ser considerado como uma forma de ruído Gaussiano de banda limitada^[15].

Os métodos de Mo e Cobbold^[21] e de van Leeuwen^[22] para gerar sinais quase-estacionários são muito semelhantes e surgiram ambos em 1986. Mo e Cobbold propõem um modelo sinusoidal para simular sinais Doppler de onda contínua durante intervalos de tempo de 10 ms em que o perfil da velocidade do

sangue é considerado estacionário. O sinal aleatório com a densidade espectral requerida é gerado somando ondas co-seno com valores apropriados das amplitudes e dos deslocamentos na fase. Os sinais estacionários simulados com o modelo de van Leeuwen são gerados no domínio da frequência e transformados para o domínio do tempo através da FFT inversa^[8].

No seu modelo, van Leeuwen apresenta ainda dois métodos para simular sinais Doppler não estacionários. O primeiro método efectua um aumento quadrático na frequência, executado no domínio do tempo e que resulta num sinal com uma largura espectral constante e uma curva de frequência média dependente do tempo. O segundo tipo de sinal, não estacionário, é obtido pela aplicação de ruído Gaussiano a um filtro passa-banda^[8] seguido de um filtro passa-baixo^[8]. A frequência central do filtro passa-banda varia sinusoidalmente com o tempo. O sinal Doppler resultante tem uma curva de frequência média e uma largura de banda que podem variar no tempo.

Em 1989, Mo e Cobbold^[23] modificam o seu método^[21] para uma forma mais generalizada que permite a simulação de sinais não estacionários. A nova versão utiliza componentes sinusoidais que são modeladas por uma função densidade potência espectral que varia durante o ciclo cardíaco. Com o uso da função densidade potência apropriada, esta abordagem pode ser utilizada para simular tanto sinais Doppler de onda contínua, como de onda pulsada, uma vez que eles são gerados pelo mesmo tipo de processo de dispersão ultra-sónica^[23].

Como se pode verificar, há modelos teóricos que assumem que o sinal Doppler é estacionário. Um sinal estacionário é um sinal cujas propriedades estatísticas são constantes para qualquer instante de tempo^[19,24].

Na prática, como se pode inferir pela natureza periódica e pulsátil do fluxo de sangue e pela forma dos espectros clínicos reais, o sinal Doppler não é estacionário. A estatística do sinal (em particular a sua curva de frequência média) varia durante cada ciclo cardíaco. Na verdade, se o batimento do coração é regular e não existem artefactos subjacentes, o sinal Doppler é um processo ciclo-estacionário^[10,20]. Isto é, embora as suas propriedades estatísticas variem dentro de cada ciclo cardíaco, de ciclo para ciclo mantêm-se constantes.

5.3 Modelo de simulação seleccionado

O método de simulação de sinais Doppler escolhido para este trabalho é o modelo proposto por Wang e Fish^[25], publicado em 1996. Neste modelo é proposta uma nova abordagem de simulação do sinal Doppler em que a curva da frequência média, a forma do espectro e a potência do sinal podem variar com o tempo. O método permite simular sinais Doppler de onda pulsada e de onda contínua, estacionários ou não estacionários, durante um ou mais ciclos cardíacos.

Pela observação de espectros Doppler reais, de onda pulsada, da válvula aórtica, chegou-se à conclusão que para simular este tipo de sinais é necessário um modelo que permita utilizar uma curva de frequência e uma largura de banda variáveis ao longo do ciclo cardíaco, e isso o método seleccionado dá liberdade para fazer. Para além disso, a simulação é relativamente simples de implementar e apresenta um processamento rápido num computador pessoal normal, o que justifica a sua escolha.

5.4 Descrição teórica do modelo

Segue-se a descrição generalizada do modelo seleccionado^[25].

Normalmente, um sinal Doppler é não estacionário, e pode ser escrito como:

$$x_D(t) = r_{\text{gauss}}(t) e^{j\phi(t)} \quad (5.1)$$

onde $r_{\text{gauss}}(t)$ é uma variável Gaussiana aleatória com média zero que fornece a forma desejada do espectro e $e^{j\phi(t)}$ é a função de deslocamento da frequência, que descreve a variação determinística da curva da frequência média ao longo do tempo.

O processo Gaussiano aleatório, $r_{\text{gauss}}(t)$, é obtido aplicando ruído branco^[19] Gaussiano, $n(t)$ à entrada de um filtro linear com resposta impulsional $h(t)$:

$$r_{\text{gauss}}(t) = \int n(t - \tau) h(\tau) d\tau \quad (5.2)$$

Se o filtro é constante no tempo, $h(\tau)$ é constante em relação à variável t , e o espectro daí resultante vai ter uma largura de banda também constante.

No entanto, os espectros de sinais Doppler reais da válvula aórtica, geralmente apresentam variações na largura de banda ao longo do ciclo cardíaco. Para permitir que a largura de banda do espectro seja variável, a resposta impulsional do filtro tem que variar no tempo, e passa a ser escrita como $h(\tau, t)$.

Assim, a variável Gaussiana num instante de tempo t é dada por:

$$r_{\text{gauss}}(t) = \int n(t - \tau)h(\tau, t)d\tau \quad (5.3)$$

Se a densidade de potência espectral de $r_{\text{gauss}}(t)$ tem uma forma Gaussiana com uma de largura de banda rms variável no tempo, que é dada por $\sigma_f(t)$, então $h(\tau, t)$ é também Gaussiana com uma de largura de banda determinado por $\sigma_i(t)$:

$$h(\tau, t) = \text{const.} \sqrt{\frac{p(t)}{\sigma_i(t)}} \exp\left[-\frac{\tau^2}{2\sigma_i^2(t)}\right] \quad (5.4)$$

onde $\sigma_i(t)$ é definido como:

$$\sigma_i(t) = \frac{1}{2\sqrt{2\pi}\sigma_f(t)} \quad (5.5)$$

e $p(t)$ descreve a variação na potência do sinal Doppler com o tempo.

A fase determinística, $\phi(t)$, é dada por:

$$\phi(t) = 2\pi \int f_m(t)dt \quad (5.6)$$

onde $f_m(t)$ é a curva da frequência média. Portanto, para se calcular a função de deslocamento da frequência, $e^{j\phi(t)}$, é necessário apenas conhecer-se $f_m(t)$.

Resumindo, para se simularem sinais Doppler utilizando este modelo, basta apenas que a curva da frequência média, $f_m(t)$, a variação da largura de banda do espectro, $\sigma_f(t)$, e a variação na potência do sinal, $p(t)$, sejam fornecidas.

Primeiro, $\sigma_f(t)$ e $p(t)$ são utilizados nas equações 5.5.e 5.4 para se ficar a conhecer a resposta impulsional para cada instante de tempo, $h(\tau, t)$.

Definida a resposta impulsional, emprega-se a equação 5.3 para calcular a variável Gaussiana aleatória, $r_{gauss}(t)$. Por seu lado, a curva da frequência média é utilizada na equação 5.6 para se determinar a fase determinística, $\phi(t)$. Finalmente, o sinal Doppler, $x_D(t)$ é gerado através da equação 5.1.

Quando a frequência média, a largura de banda e a potência do sinal são constantes, são simulados sinais Doppler estacionários. Basta que um destes parâmetros seja variável com o tempo para que o sinal simulado seja um sinal Doppler não estacionário^[25].

6. IMPLEMENTAÇÃO DA SIMULAÇÃO

O objectivo deste estudo é simular sinais Doppler de válvula aórtica, não estacionários, durante um ciclo cardíaco, e para o efeito foram utilizadas curvas de frequências médias ($f_m(t)$), curvas de variação de largura de banda ($\sigma_f(t)$) e curvas de variação da potência dos sinais ($p(t)$), todas elas variáveis com o tempo. Foram simulados sinais de válvula aórtica normal e, numa tentativa de aproximação à situação real, foram induzidas alterações nos parâmetros do sinal, por forma a simular sinais de válvula aórtica com diferentes níveis de estenose (consultar capítulo 4, secção 4.3).

Como base de trabalho, foram criados quatro sinais Doppler diferentes. Um, a simular uma válvula aórtica normal (gradiente de pressão máximo < 15 mm Hg); outro, a simular uma situação de estenose ligeira (gradiente de pressão máximo entre 15 e 30 mm Hg); um terceiro, a simular uma válvula com estenose moderada (gradiente de pressão máximo entre 30 e 50 mm Hg); e, por último, um outro a simular uma válvula aórtica com um nível de estenose grave (gradiente de pressão máximo > 50 mm Hg).

Este capítulo descreve os parâmetros utilizados em cada uma das quatro simulações realizadas, e apresenta os respectivos sinais Doppler simulados.

6.1 Parâmetros utilizados na simulação

À semelhança de trabalhos anteriores, na simulação de sinais de fluxo sanguíneo em artéria carótida normal^[25], considerou-se um ciclo cardíaco com 640 ms de duração e uma forma espectral Gaussiana, para todos os casos simulados.

A frequência de amostragem aplicada varia conforme o grau de estenose a simular. Nos casos de simulação de válvula aórtica normal e de estenose ligeira, a frequência utilizada foi de 25.6 kHz. Nas situações de estenose moderada e severa, houve a necessidade de duplicar a frequência de amostragem (51.2 kHz), para evitar *aliasing*. Estes valores foram escolhidos tendo em conta as velocidades médias de fluxo sanguíneo típicas, e, por a forma garantir que o comprimento dos segmentos de dados a usar na análise espectral (ver próximo capítulo) fosse uma potência de dois, isto para permitir a utilização do algoritmo de cálculo da FFT mais rápido^[8].

Como se viu no capítulo 2, secção 2.2, conhecendo-se a curva de velocidade do fluxo sanguíneo, o ângulo Doppler, a frequência de transmissão e a velocidade de propagação do ultra-som no meio, é possível calcular-se a curva das frequências Doppler. No caso das simulações apresentadas, consideraram-se as curvas das velocidades médias que estão na figura 6.1, um ângulo Doppler igual a zero, uma frequência de transmissão de 2.5 MHz (valor clinicamente utilizado para análise do fluxo na válvula aórtica) e uma velocidade de propagação do som através dos tecidos biológicos igual a 1540 m/s.

Não sendo conhecida na bibliografia qualquer descrição pormenorizada dos valores assumidos tipicamente pela velocidade de fluxo sanguíneo numa válvula

aórtica, a criação da curva de velocidade média no caso normal, apresentada na figura 6.1 a), foi obtida por aproximação e digitalização dum espectro real.

Através da conversação com um médico cardiologista, pelo estudo detalhado dos factores clínicos e pela observação da forma geral de vários espectros reais de válvula aórtica normal, gentilmente cedidos pelo Hospital Distrital de Faro, chegou-se à conclusão que a forma da curva da velocidade média deve ter certas características específicas: Deve existir um pequeno pico que representa a abertura da válvula, na curva principal o declive do lado esquerdo deve ser menor do que o do lado direito, deve existir um segundo pico com subida e decaimento abrupto que representa o fecho da válvula .

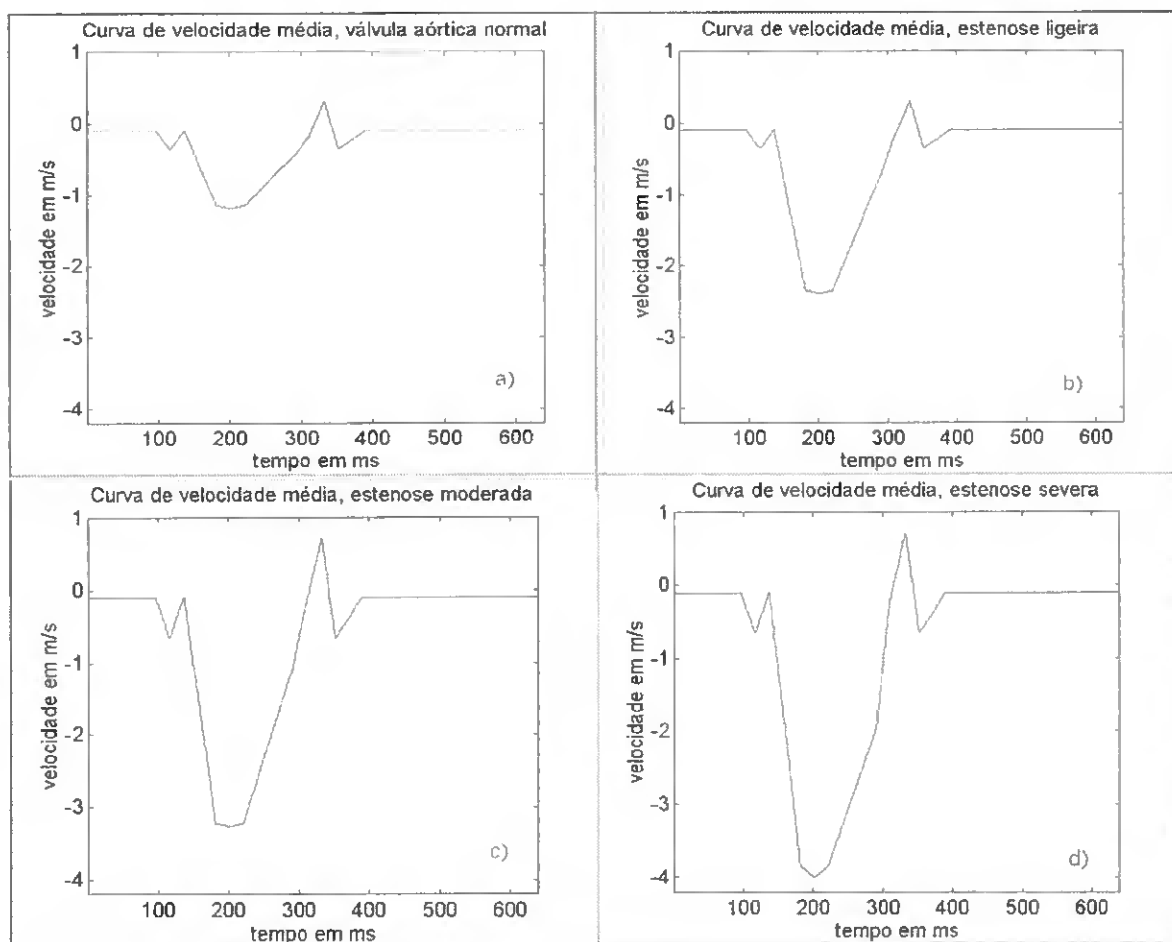


Figura 6.1 - Curvas de velocidade média. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

Para os restantes casos de estenose, foram feitas as devidas adaptações considerando os valores típicos do aumento das velocidades do fluxo sanguíneo em cada grau de estenose, o que resultou nas alíneas b a d da figura 6.1.

Por aplicação da fórmula 2.1 (capítulo 2, secção 2.2) a cada uma das curvas da figura 6.1, obtiveram-se os correspondentes valores de frequências médias, que estão representadas na figura 6.2.

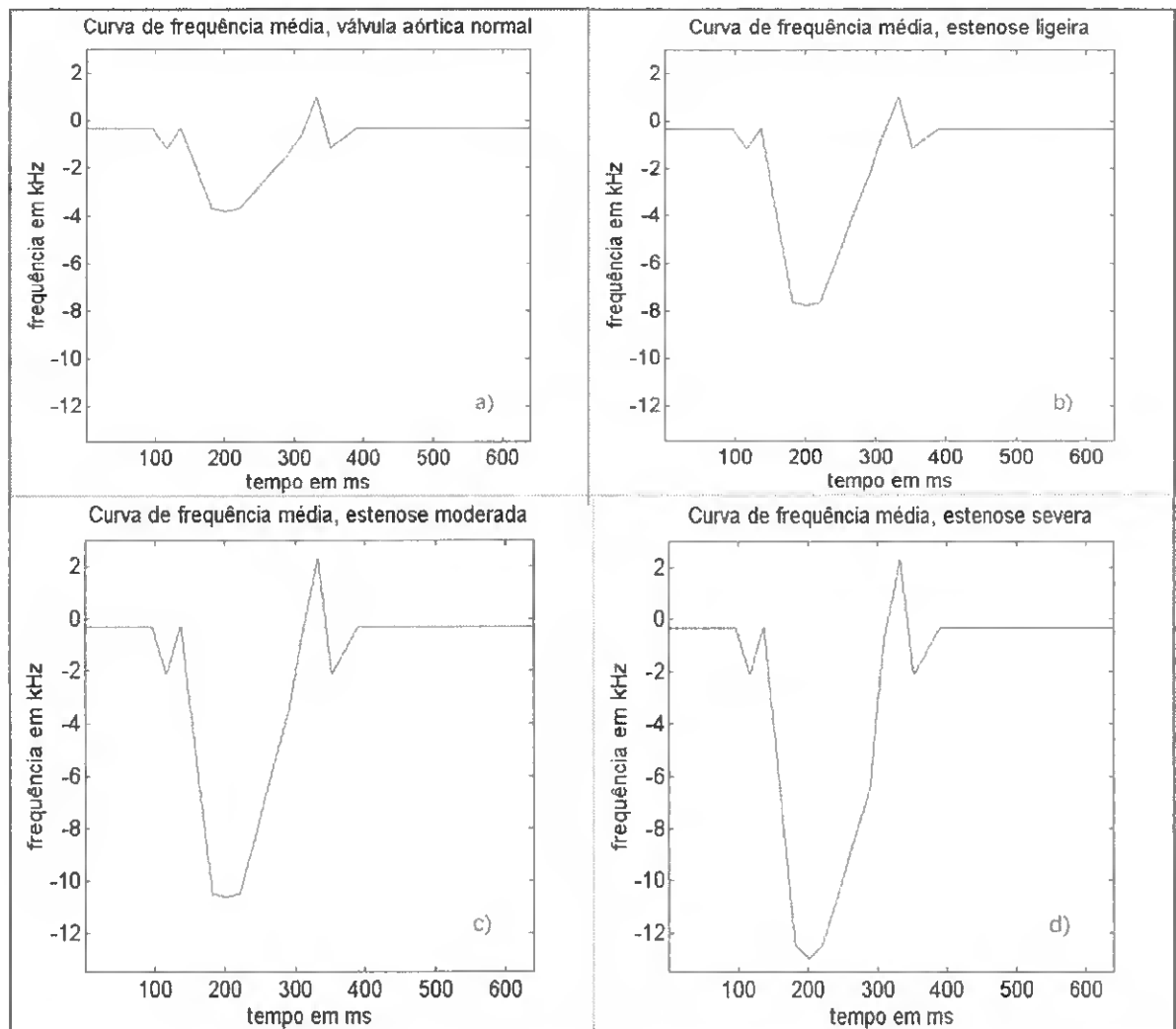


Figura 6.2 - Curvas de frequência média. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

Pela observação da figura 6.2, pode-se verificar que todas as curvas de frequência média são compostas por valores positivos e valores negativos. Este

facto revelou-se um problema na utilização do algoritmo de simulação dos sinais Doppler, uma vez que os espectros que se obtinham, não apresentavam a parte relativa às frequências positivas. Para solucionar este problema, aplicou-se um degrau^[8] a cada curva de frequência, de forma a que ficassem apenas com valores negativos. A curva da frequência média efectivamente utilizada em cada uma das simulações dos sinais Doppler está representada na figura 6.3.

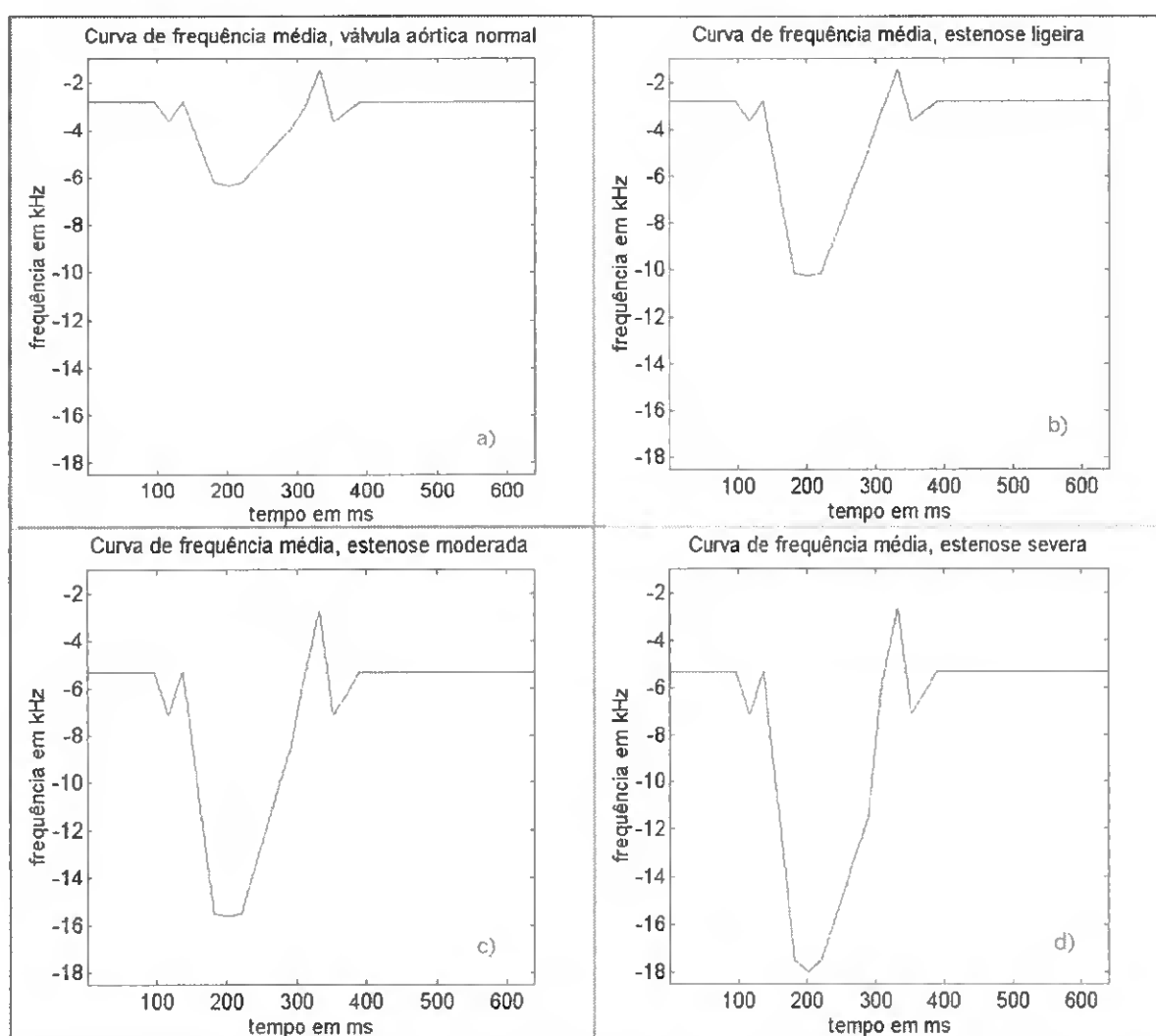


Figura 6.3 - Curvas de frequência média com degrau. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

A curva de largura de banda, $\sigma_f(t)$, quando variável no tempo, pode ser dada por^[25]:

$$\sigma_f(t) = a + b \times \exp\left[-\frac{(t-c)^2}{2d^2}\right] \quad (6.1)$$

Para as simulações realizadas, e após várias experiências e a sua confrontação com um espectro real gentilmente cedido pelo Hospital Distrital de Faro, optou-se por considerar $a = 0.02$ kHz, $b = 0.05$ kHz, $c = 160$ ms e $d = 40$ ms, o que resulta na curva de largura de banda da figura 6.4.

Face aos espectros reais disponíveis para análise, concluiu-se ser mais adequado manterem-se os valores de $\sigma_f(t)$ para os casos de estenose ligeira, moderada e severa.

A variação na potência do sinal Doppler, fornecida por $p(t)$, foi definida como 10% de $\sigma_f(t)$, para todos os sinais simulados.

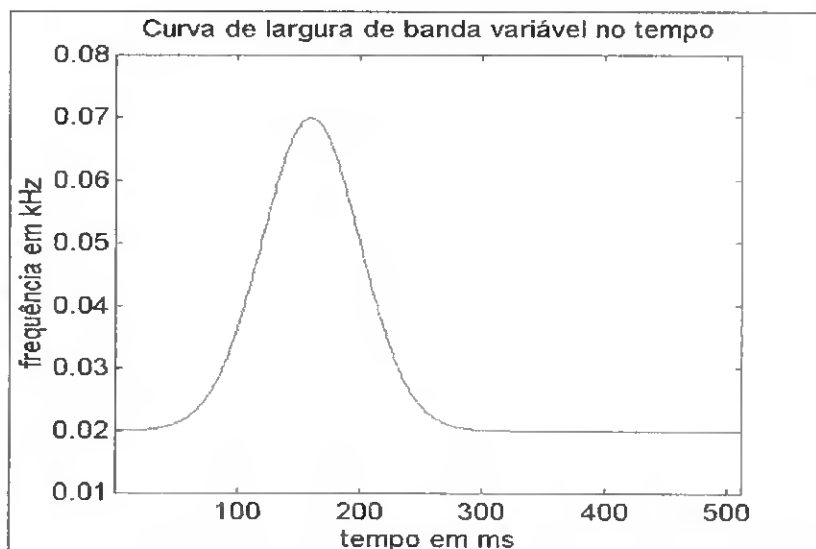


Figura 6.4 - Curva de largura de banda variável no tempo, utilizada nas diferentes simulações.

Definidas $\sigma_f(t)$ e $p(t)$, pode-se determinar $h(\tau, t)$, a resposta impulsional do filtro utilizado para calcular o processo Gaussiano aleatório. A figura 6.5 mostra a resposta impulsional $h(\tau, t)$ para todo o ciclo cardíaco.

Sabendo que $h(\tau, t)$ da equação 5.4 para $\tau=0$ deve ter valor unitário, o valor da constante indicada nessa equação foi calculado por forma a garantir este requisito.

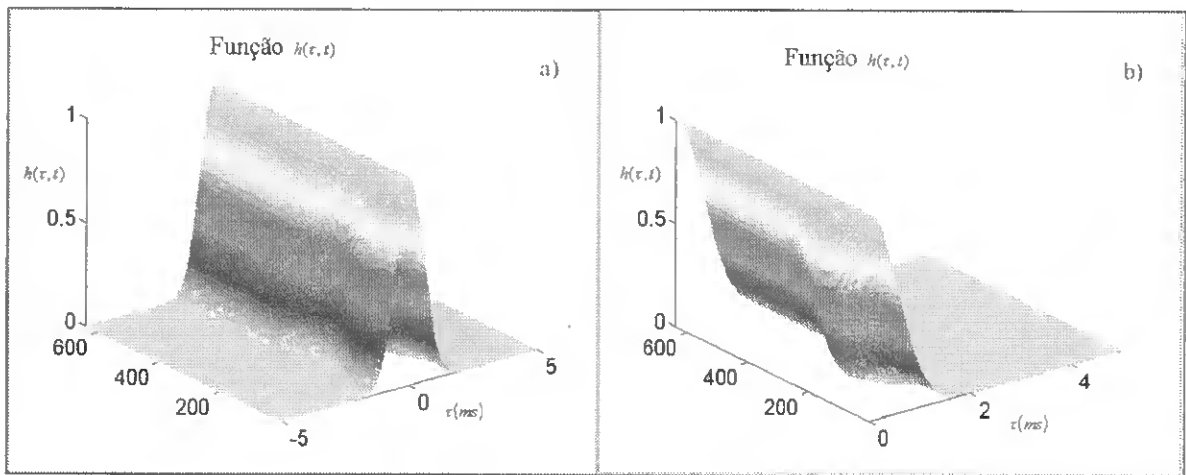


Figura 6.5 - Função $h(\tau, t)$ utilizada nas simulações. a) completa, b) metade de τ .

6.2 Sinais simulados

Descritos os parâmetros utilizados nas quatro simulações de sinais Doppler da válvula aórtica abordadas, apresentam-se agora os resultados dessas simulações. Por forma a tornar visíveis as diferenças entre os quatro sinais Doppler simulados, mostram-se esses sinais durante três períodos distintos do ciclo cardíaco.

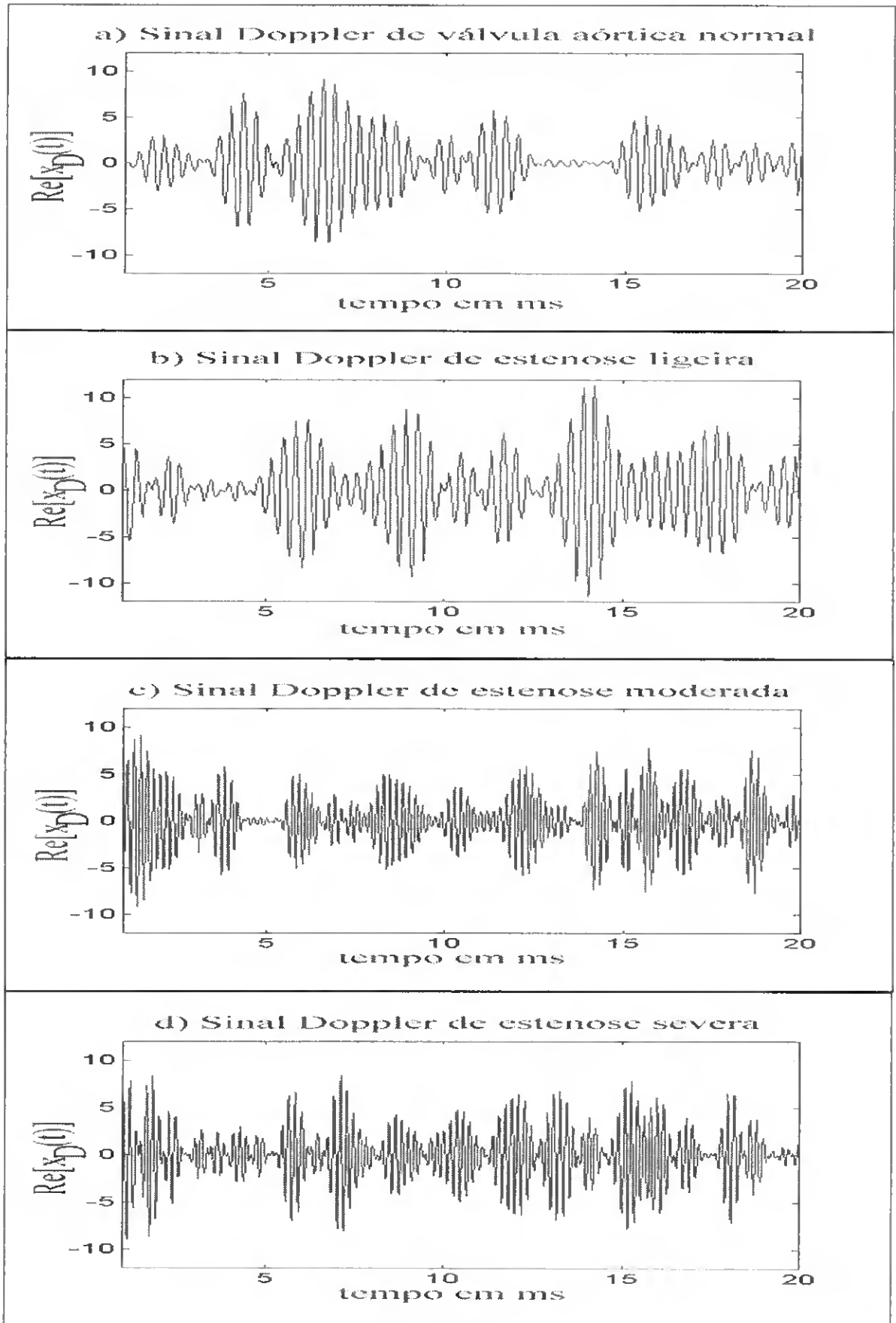


Figura 6.6 - Sinais Doppler simulados durante os primeiros 20 ms do ciclo cardíaco. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose grave.

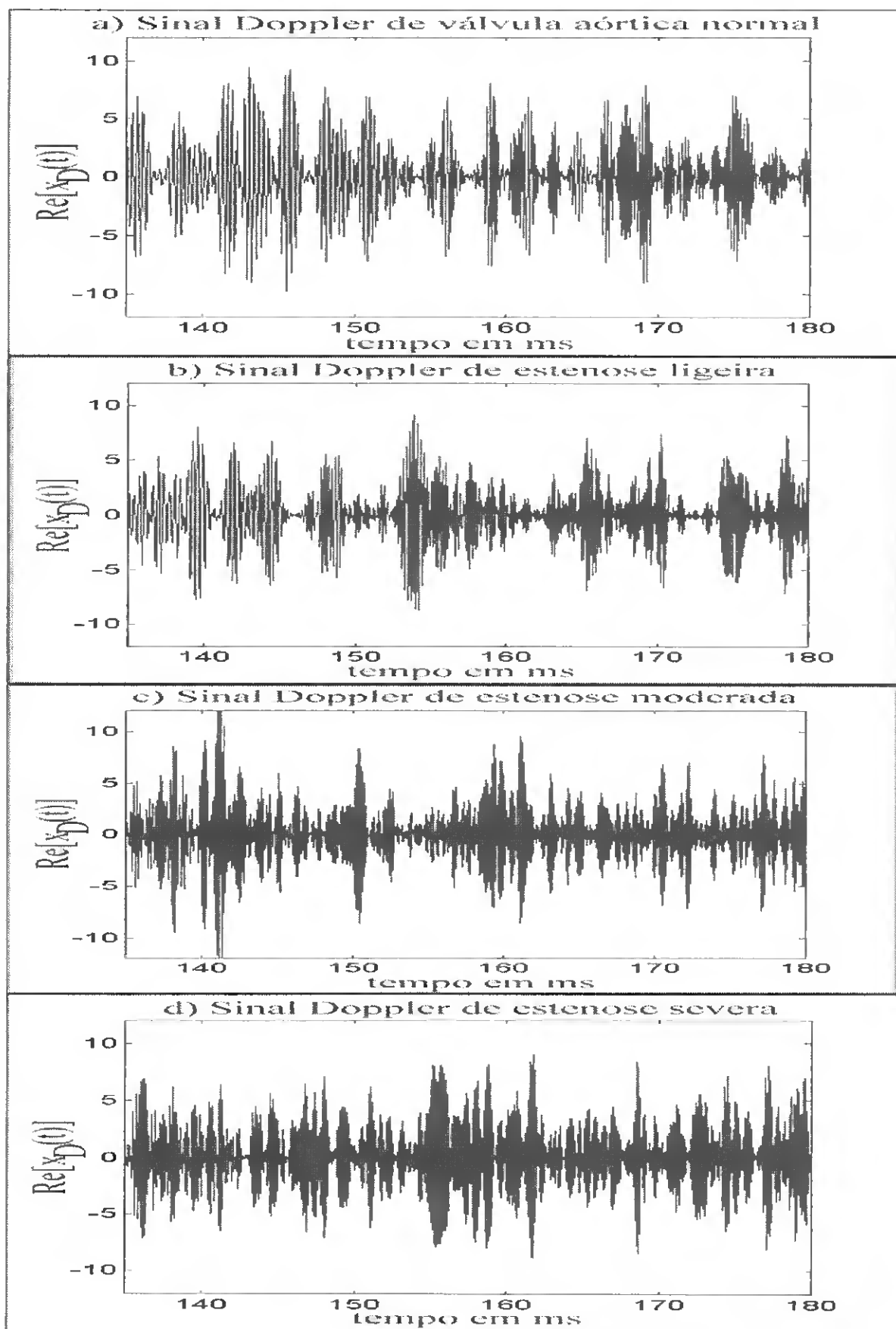


Figura 6.7 - Sinais Doppler simulados durante o período 135-180 ms do ciclo cardíaco. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose grave.

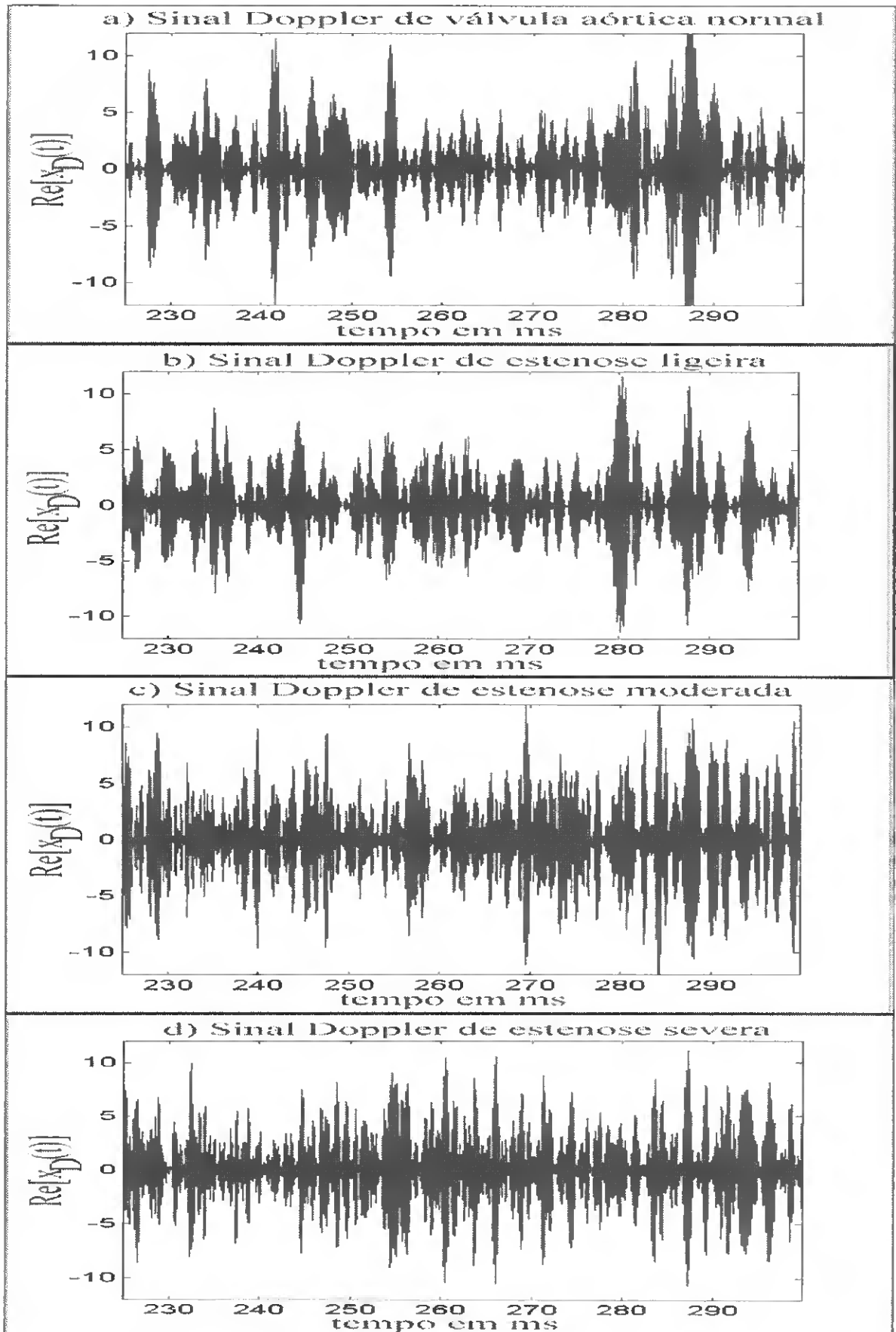


Figura 6.8 - Sinais Doppler simulados durante o período 225-300 ms do ciclo cardíaco. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose grave.

Na figura 6.6, estão representados apenas os primeiros 20 ms do ciclo cardíaco. Na 6.7 são mostrados os sinais no intervalo de tempo 135-180 ms, correspondente à fase de ejeção rápida da sístole ventricular (ver figura 3.3, do capítulo 3, secção 3.3). Por fim, na figura 6.8 apresentam-se os sinais simulados durante o período 225-300 ms do ciclo cardíaco, que corresponde à fase de ejeção reduzida da sístole ventricular (ver figura 3.3, do capítulo 3, secção 3.3).

PARTE 4

ANÁLISE ESPECTRAL DAS SIMULAÇÕES

Uma vez criadas as simulações de sinais Doppler de fluxo sanguíneo na válvula aórtica, mais uma vez se deparou com a impossibilidade de confrontação com trabalho previamente publicado.

Uma forma de avaliar a qualidade das simulações efectuadas seria a obtenção dos respectivos espectros e correspondente confrontação, quer com os parâmetros dos sinais teóricos esperados, quer com espectros obtidos de pacientes.

Assim, aos sinais simulados aplicaram-se dois métodos de estimação espectral: a Short-Time Fourier Transform (STFT) e a Distribuição Choi-Williams (DCW). Esta última distribuição, pertencente à classe Cohen de Distribuições Tempo-Frequência, surge como um acréscimo ao trabalho desenvolvido, numa tentativa de avaliar o seu desempenho na estimação deste tipo de espectros, para posterior desenvolvimento em trabalhos futuros.

Uma vez obtidos os espectros, estimaram-se as frequências médias e larguras de banda médias, considerando uma amostra de simulações.

7. ANÁLISE ESPECTRAL DO SINAL DOPPLER

Há muito que é reconhecido que a qualidade de estimação da velocidade sanguínea na ecocardiografia Doppler depende do método de análise espectral utilizado. O método convencional de análise empregue na instrumentação Doppler consiste em dividir o sinal Doppler em pequenos segmentos e aplicar a FFT a cada um desses segmentos. Embora seja largamente aplicada, esta técnica de análise tem limitações que são sobejamente conhecidas.

Recentemente têm sido investigados métodos de Distribuição Tempo-Frequência (DTF) que introduzem algumas melhorias na estimação, à custa, no entanto, de um maior tempo de processamento.

Neste trabalho foram utilizados dois métodos de análise diferentes, a Short-Time Fourier Transform (STFT) e a Distribuição Tempo-Frequência Choi-Williams.

7.1 Short-Time Fourier Transform (STFT)

Como já foi referido, o sinal Doppler, dado pela soma das contribuições de muitas unidades de dispersão independentes (os glóbulos vermelhos), pode ser considerado um processo aleatório Gaussiano com média zero. Assim, este processo aleatório pode ser completamente caracterizado pela sua função densidade potência espectral^[15,19].

A função densidade potência espectral de um sinal é definida como o quadrado do módulo da Transformada de Fourier do sinal^[20,26]:

$$S(f, t) = F(w)F^*(w) = |F(w)|^2 \quad (7.1)$$

onde, $S(f, t)$ é o espectro potência e $F(w)$ é a transformada de Fourier.

O método convencional de análise espectral do sinal Doppler utiliza a STFT. O sinal Doppler é dividido em pequenos segmentos, que podem ser sequenciais ou sobrepostos, e a cada segmento é aplicada a FFT.

Calcular a Transformada de Fourier (através da FFT) de um pequeno segmento do sinal Doppler, equivale a multiplicar esse segmento de sinal por uma função janela rectangular^[8,19,20,26] (figura 7.1), o que conduz a uma distorção de estimação espectral e à perda de energia do sinal nos lobos laterais devido à truncagem brusca do sinal.

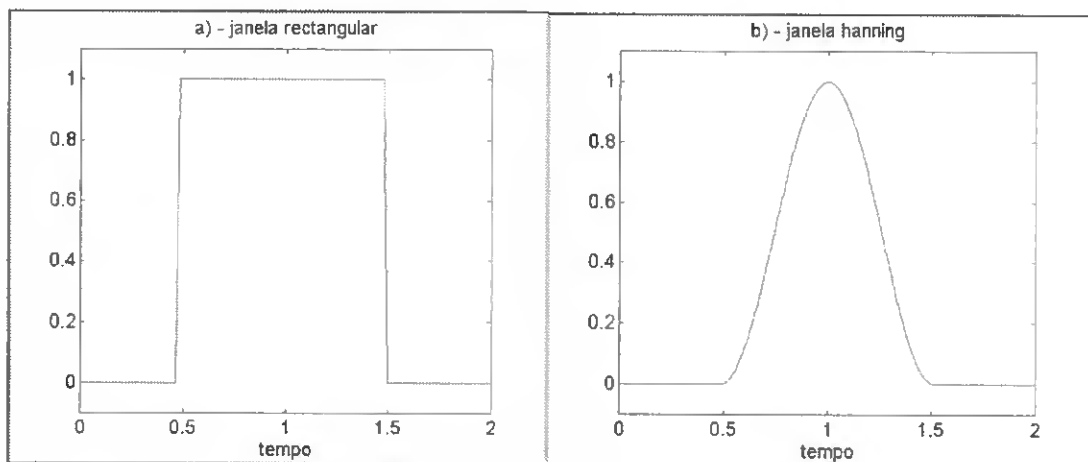


Figura 7.1 - a) Janela rectangular, b) Janela Hanning

Para reduzir esta distorção, é prática comum multiplicar o segmento de sinal por uma função janela que diminua a amplitude do sinal analisado no início e no fim

do segmento . Neste trabalho aplica-se uma função janela Hanning^[8,19,20,26] (figura 7.1).

Assim, o espectro potência do sinal Doppler, $S(f, t)$, pode ser escrito como^[25] :

$$S(f, t) = \left| \int w(\tau) x_D(\tau - t) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \right|^2 \quad (7.2)$$

onde $x_D(t)$ é o sinal Doppler e $w(t)$ é a função janela (Hanning, neste caso).

Na análise espectral convencional existem duas suposições que limitam a qualidade da análise ao utilizar-se a STFT.

A primeira suposição é considerar o sinal Doppler estacionário durante um curto intervalo de tempo. Utilizar um segmento maior, reduz a distorção e a perda de qualidade da estimação espectral, ou seja, aumenta a resolução na frequência, mas pode violar a suposição de estacionariedade, se a curva da frequência média mudar significativamente durante esse segmento. Assim, o tamanho do segmento deve ser otimizado: Tem que ser suficientemente longo para evitar distorção, e também suficientemente curto para que as características estatísticas do sinal não variem durante esse intervalo de tempo.

A segunda suposição é considerar o sinal fora da janela como zero, o que leva ao alargamento da janela, ou seja, à falta de resolução espectral.

Atendendo aos factores acima expostos, tem vindo a ser objecto de investigação o estudo da aplicabilidade de outros métodos de estimação espectral, de entre os quais se salienta o que a seguir se descreve.

7.2 Distribuição Choi-Williams (DCW)

Há já algum tempo que têm vindo a ser utilizados em processamento de sinal, métodos de Distribuição Tempo-Frequência (DTF). Estes modelos são apropriados para análise de sinais não estacionários. Através do mapeamento de uma função de tempo unidimensional numa função bidimensional de tempo e frequência, os modelos descrevem a mudança no conteúdo da frequência com o tempo. Não requerem que o sinal a analisar seja estacionário durante o segmento de tempo considerado para análise, e pressupõem que o sinal fora desse segmento tem uma forma que pode ser prevista a partir do sinal no interior do segmento.

Dentro das DTFs encontra-se a Distribuição Choi-Williams (DCW) que pertence à classe Cohen^[27,28].

A DCW é definida por um *kernel* exponencial^[27]:

$$\phi(\theta, \tau) = e^{-\frac{\theta^2 \tau^2}{\sigma}} \quad (7.3)$$

e por uma função autocorrelação:

$$R_x(t, \tau) = \int_{\mu} \frac{1}{\sqrt{\frac{4\pi\tau^2}{\sigma}}} e^{-\frac{(\mu-\tau)^2}{\frac{4\tau^2}{\sigma}}} x_D\left(\mu + \frac{\tau}{2}\right) x_D^*\left(\mu - \frac{\tau}{2}\right) d\mu \quad (7.4)$$

onde $\sigma(\sigma > 0)$ é um factor de escala, e x_D é o sinal Doppler. Um σ grande ($\sigma > 1.0$), é recomendado para sinais cuja amplitude e frequência variam

rapidamente, e um σ pequeno ($\sigma < 1.0$) deve ser usado quando os sinais variam pouco^[28].

Para sinais discretos, a DCW discreta (DCWD) é dada por^[27]:

$$DCWD(n, k) = 2 \sum_{\tau=-l}^{+l} W(\tau) e^{-j2\pi k\tau/N} \times \left[\sum_{\mu=-m}^{+m} \frac{1}{\sqrt{4\pi\tau^2}} e^{\left(-\frac{\mu^2}{4\tau^2\sigma}\right)} \times x_D(n + \mu + \tau) \times x_D^*(n + \mu - \tau) \right] \quad (7.5)$$

onde $W(\tau)$ é uma função janela que tem valores diferentes de zero, apenas no intervalo $-l \leq \tau \leq l$. O comprimento da janela $W(\tau)$ e a sua forma influenciam a capacidade de resolução na frequência da DCWD. Também aqui, o tipo de janela utilizada foi a janela Hanning. O valor de m determina a gama de variações do índice tempo da função autocorrelação.

7.3 Espectros dos sinais simulados

A escolha dos parâmetros de análise espectral para aplicação aos sinais Doppler simulados, baseou-se nas conclusões publicadas em 1996, por Ruano e Fish^[27]. Nos espectros obtidos através da STFT foram utilizados segmentos de 10 ms, com janela Hanning e um factor de sobreposição de 50%. No que se refere à utilização da DCWD, foram feitas duas estimações distintas. Em ambas empregou-se $\sigma = 5$, $m = 30$, um factor de sobreposição de 50% e janela Hanning, variando-se a duração dos segmentos. Na primeira estimação foram aplicados segmentos de 10 ms e na segunda usaram-se segmentos de 40 ms.

O programa implementado permite a representação dos espectros a duas e a três dimensões. Na representação a três dimensões, o eixo dos xx corresponde ao tempo, o eixo dos yy às frequências Doppler e, finalmente, o eixo dos zz, às amplitudes. A duas dimensões, o espectro é apresentado com o tempo no eixo horizontal, as frequências no eixo vertical, e as amplitudes na intensidade da cor de cada pixel.

Na maioria da instrumentação Doppler actual, os valores da velocidade máxima (V_{\max}) e do gradiente de pressão máximo (ΔP_{\max}) são avaliados e exibidos juntamente com o espectro. É ainda possível conhecer os valores da velocidade média (V_{med}) e do gradiente de pressão médio (ΔP_{med}), mediante uma medição específica, feita pelo operador do instrumento Doppler.

O programa implementado, calcula e apresenta automaticamente V_{\max} , ΔP_{\max} , V_{med} e ΔP_{med} , se a STFT for utilizada para determinar o espectro.

Procede-se agora à apresentação dos resultados da análise espectral, efectuada aos quatro sinais Doppler simulados.

As figuras 7.2 e 7.3 mostram os espectros obtidos através da STFT, a duas e a três dimensões, respectivamente.

As figuras 7.4 e 7.5 são a ampliação dos espectros representados nas figuras 7.2 a) e 7.3 a). São incluídas neste trabalho para que sejam mais visíveis os vários níveis de cinzento (figura 7.4) e para realçar o formato Gaussiano de cada segmento do espectro (figura 7.5).

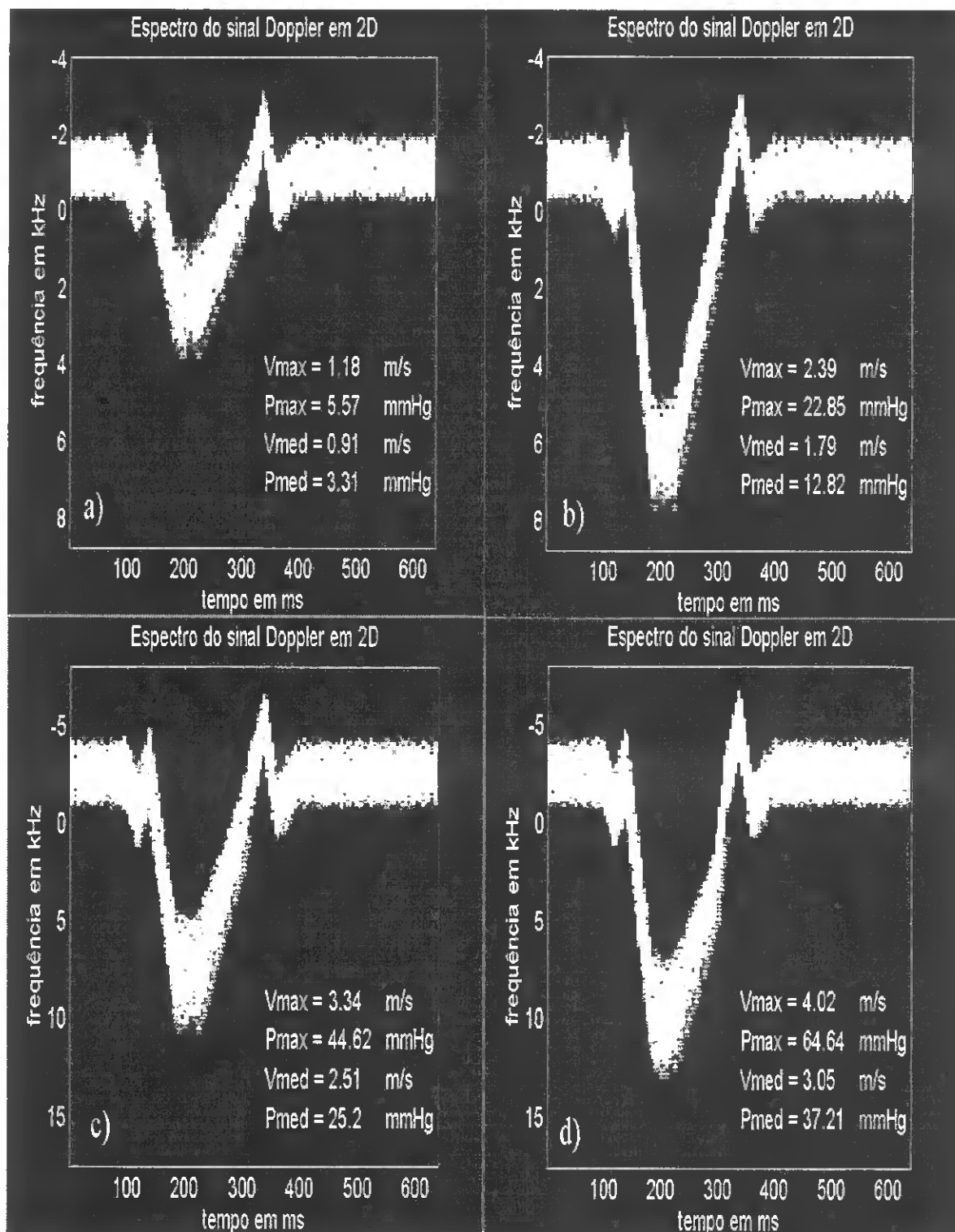


Figura 7.2 - Representação a 2D dos espectros estimados com a STFT. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

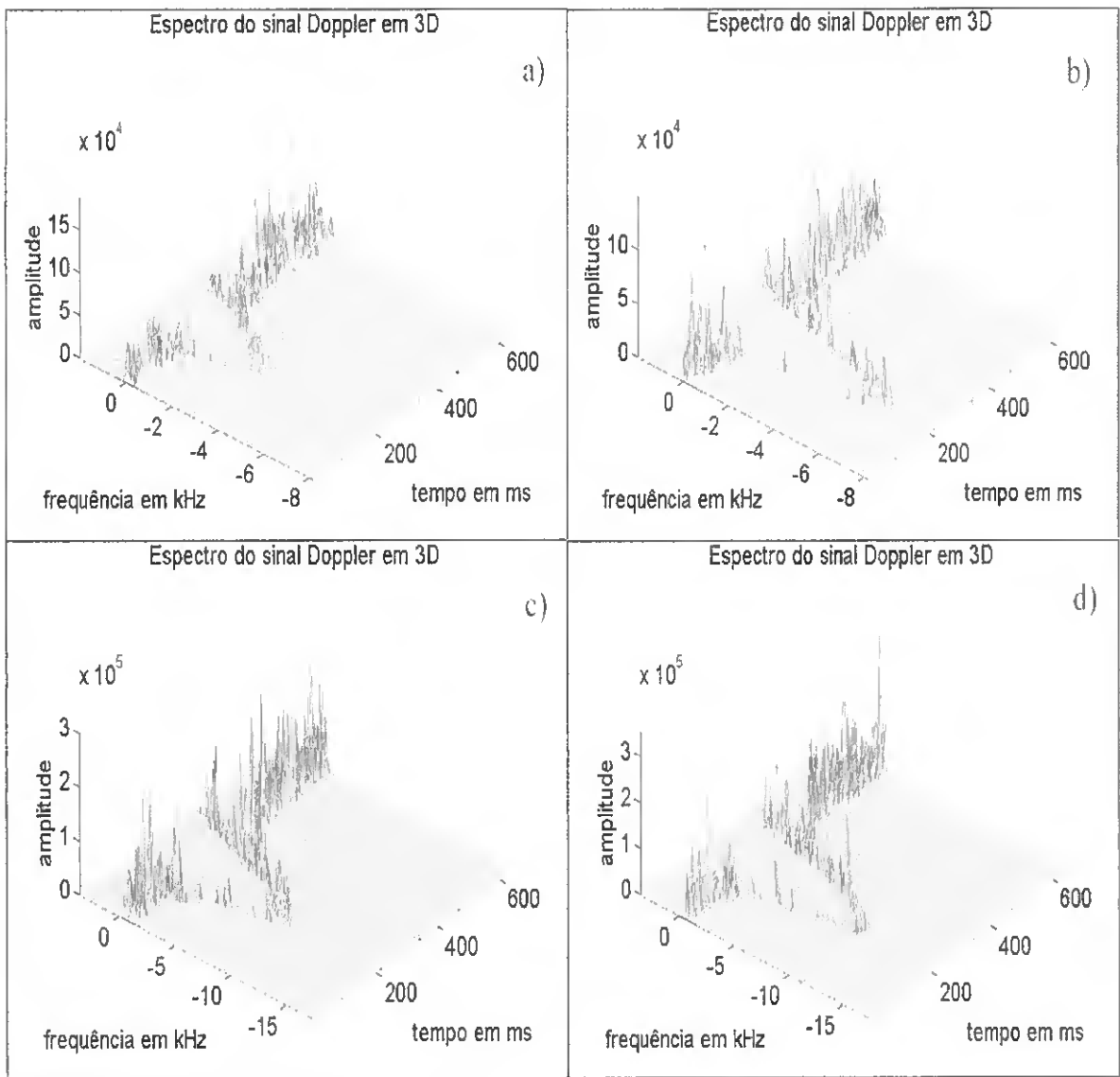


Figura 7.3 - Representação a 3D dos espectros estimados com a STFT. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

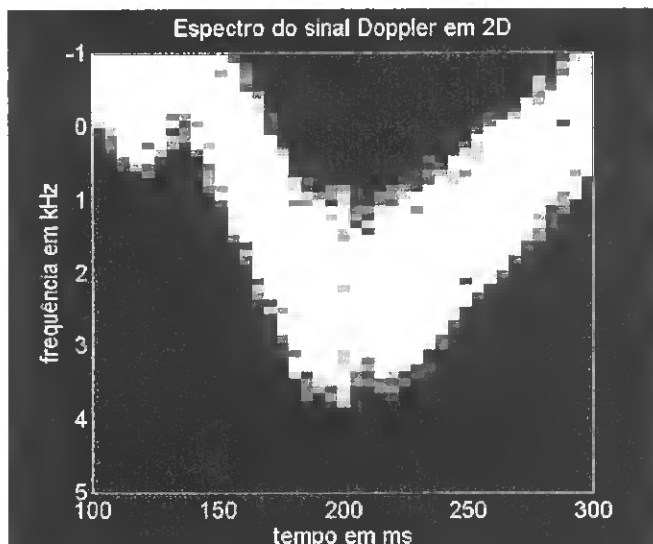


Figura 7.4 - Ampliação do espectro da figura 7.2 a).

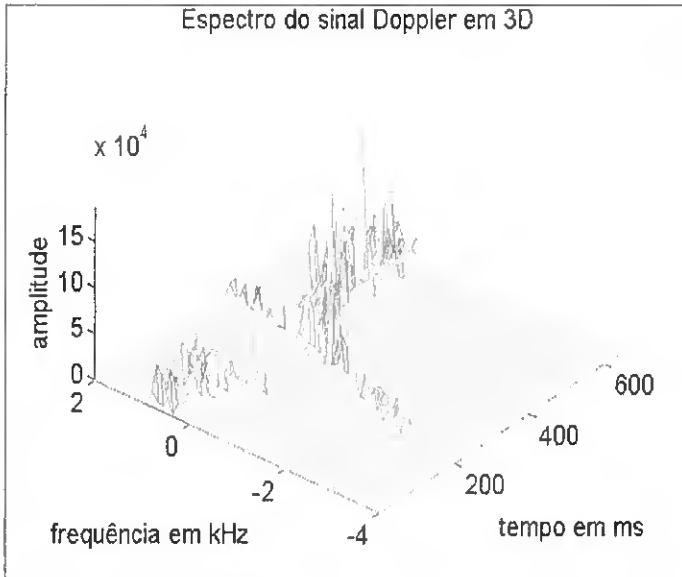


Figura 7.5 - Ampliação do espectro da figura 7.3 a).

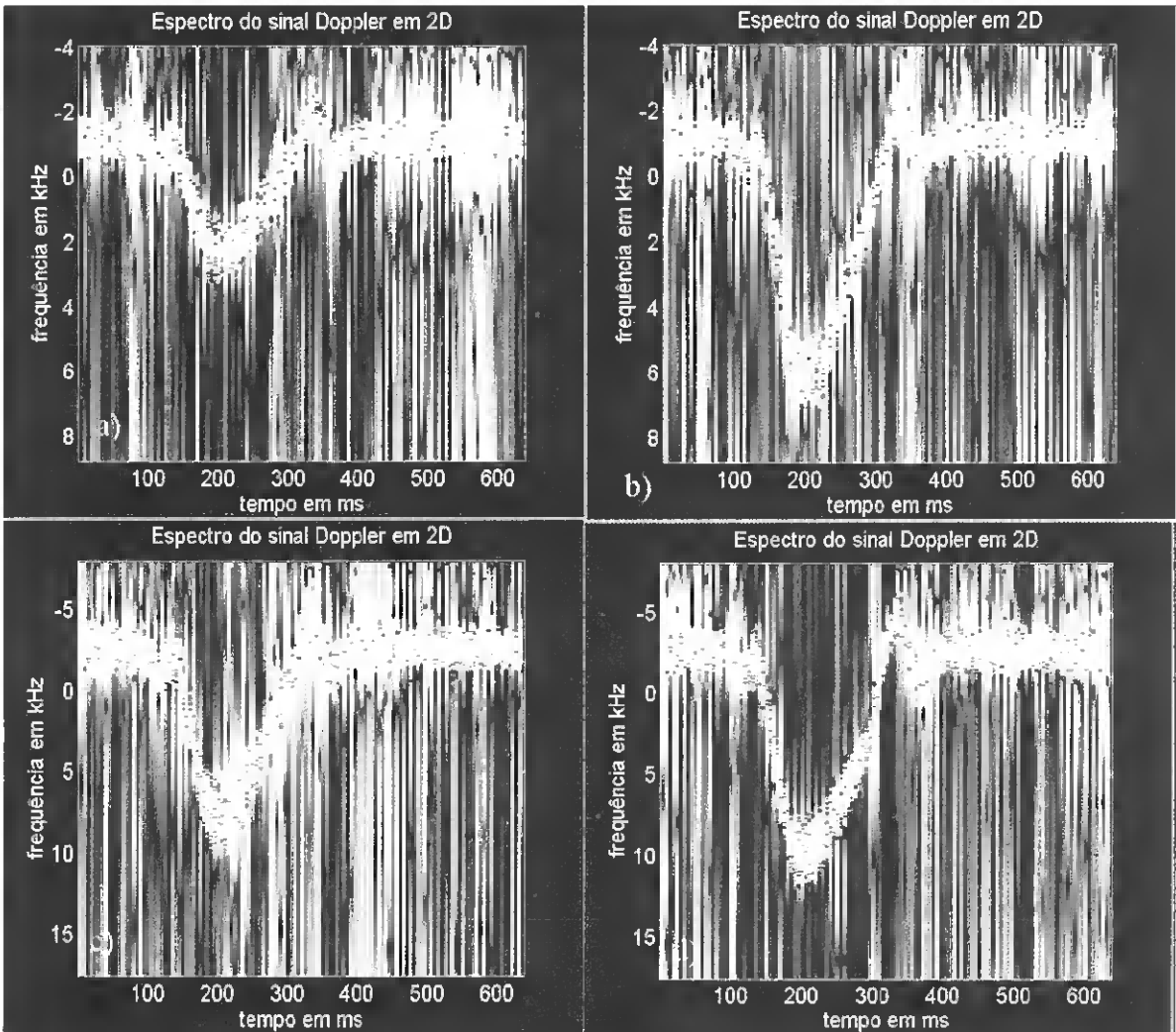


Figura 7.6 - Representação a 2D dos espectros estimados com a DCWD, utilizando segmentos de 10 ms. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

Os espectros estimados a partir da DCWD, usando segmentos de 10 ms e sobreposição de 50%, são exibidos na figura 7.6, a duas dimensões, e, na figura 7.7, a três dimensões.

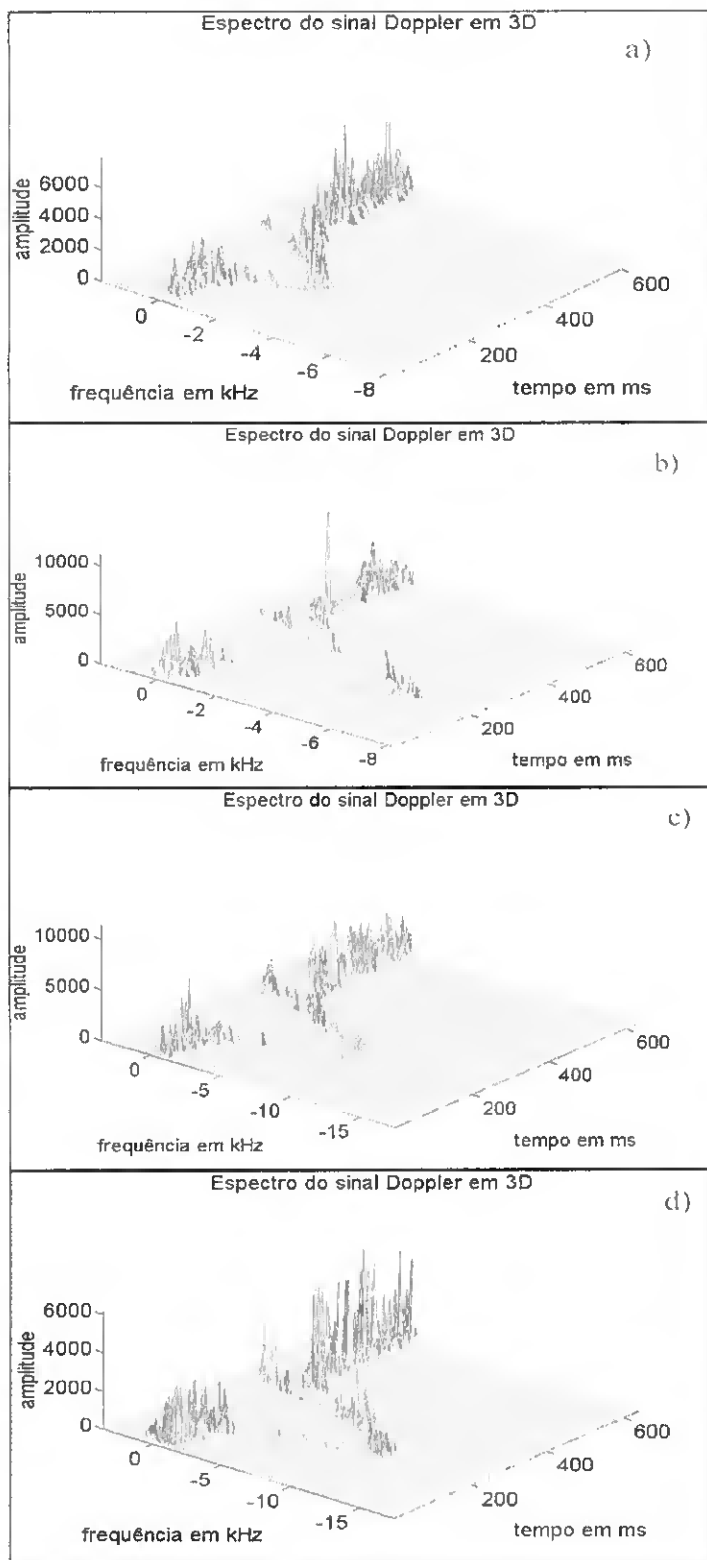


Figura 7.7 - Representação a 3D dos espectros estimados com a DCWD, utilizando segmentos de 10 ms. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

Na figura 7.8 apresentam-se os espectros a duas dimensões, obtidos utilizando DCWD com segmentos de 40 ms e sobreposição de 88%.

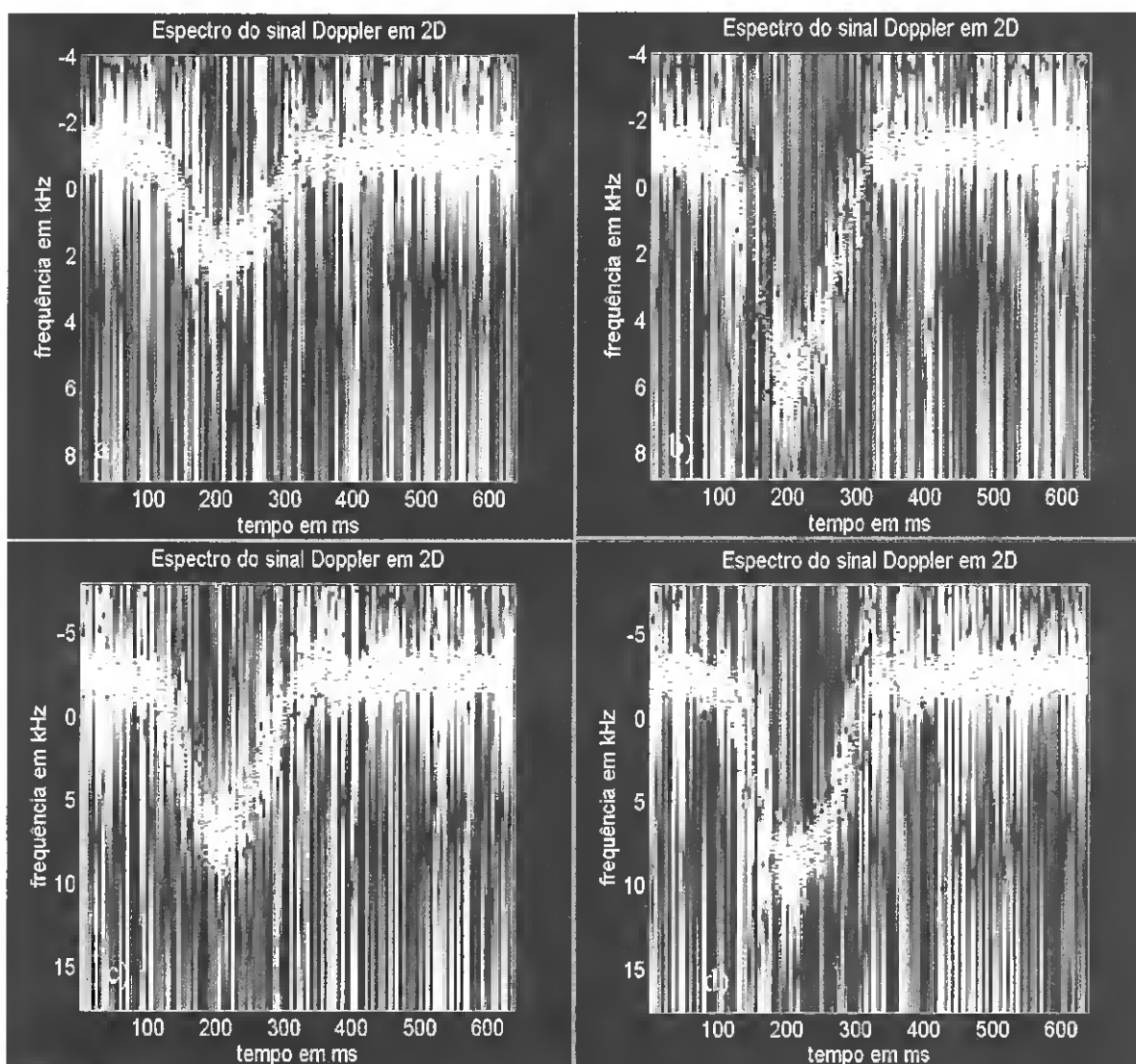


Figura 7.8 - Representação a 2D dos espectros estimados com a DCWD, utilizando segmentos de 40 ms. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.

Uma forma de avaliação das simulações produzidas, conforme referido anteriormente, é através da comparação dos espectros resultantes da simulação, com espectros obtidos de pacientes clinicamente diagnosticados. Por exemplo, comparando o espectro simulado da figura 7.2 a) com o espectro clínico real da figura 7.9, verificam-se francas semelhanças.

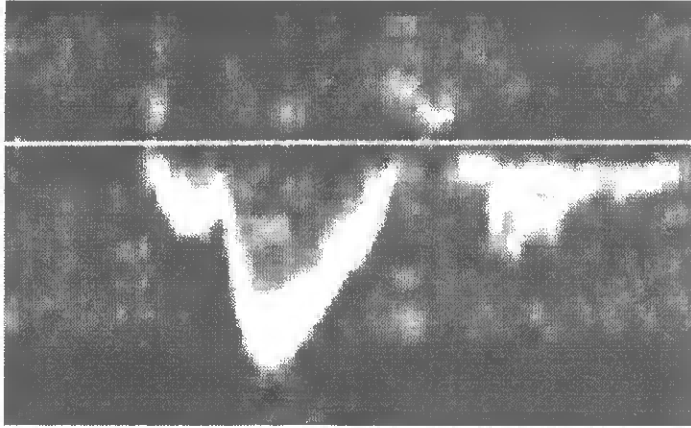


Figura 7.9 - Espectro Doppler clínico, de válvula aórtica normal, durante um ciclo cardíaco. (gentilmente cedido pelo Hospital Distrital de Faro.)

8. ESTIMAÇÃO DAS CURVAS DE FREQUÊNCIA MÉDIA E DE VARIAÇÃO DA LARGURA DE BANDA

Com o espectro potência de um sinal Doppler, é possível fazer-se a estimação da curva de frequência média e da curva de variação da largura de banda que contribuíram para esse mesmo espectro. O resultado destas estimações permitirá avaliar, quer a qualidade da simulação efectuada, quer a qualidade do método de estimação espectral aplicado ao sinal Doppler simulado. Neste último caso, é ainda possível comparar o desempenho de vários métodos de estimação espectral.

Neste capítulo, começa-se por se descrever a metodologia de estimação das curvas de frequência média e largura de banda, apresentando-se de seguida os resultados dessas estimações para os espectros obtidos com aplicação da STFT e com a utilização da DCWD. São consideradas amostras de dez simulações do sinal Doppler.

8.1 Método de estimação das curvas

Conhecida a potência espectral do sinal Doppler, $S(f, t)$, obtida pelos métodos de STFT ou de DCWD, a curva da frequência média pode ser estimada a partir da seguinte equação^[38]:

$$f_m'(t) = \frac{\int f \times S(f, t) \times df}{\int S(f, t) \times df} \quad (8.1)$$

E a variação da largura de banda do espectro pode ser estimada utilizando:

$$\sigma_f'(t) = \sqrt{\frac{\int [f_m'(t) - f]^2 \times S(f, t) \times df}{\int S(f, t) \times df}} \quad (8.2)$$

Atendendo à aleatoriedade do sinal Doppler, para cada grau de estenose, foram realizadas dez simulações do sinal, representando dez ciclos cardíacos. As equações 8.1 e 8.2 foram aplicadas a cada um dos dez espectros obtidos pela STFT ou pela DCWD, e depois foi calculado o valor médio desses parâmetros.

8.2 Estimadores obtidos

Procedendo de acordo com o exposto em 8.1 obtiveram-se as curvas estimadas correspondentes aos parâmetros frequência média e largura de banda.

Estas curvas foram comparadas com as curvas de frequência média e largura de banda teóricas, introduzidas no simulador.

Os resultados obtidos estão representados desde a figura 8.1 à 8.6.

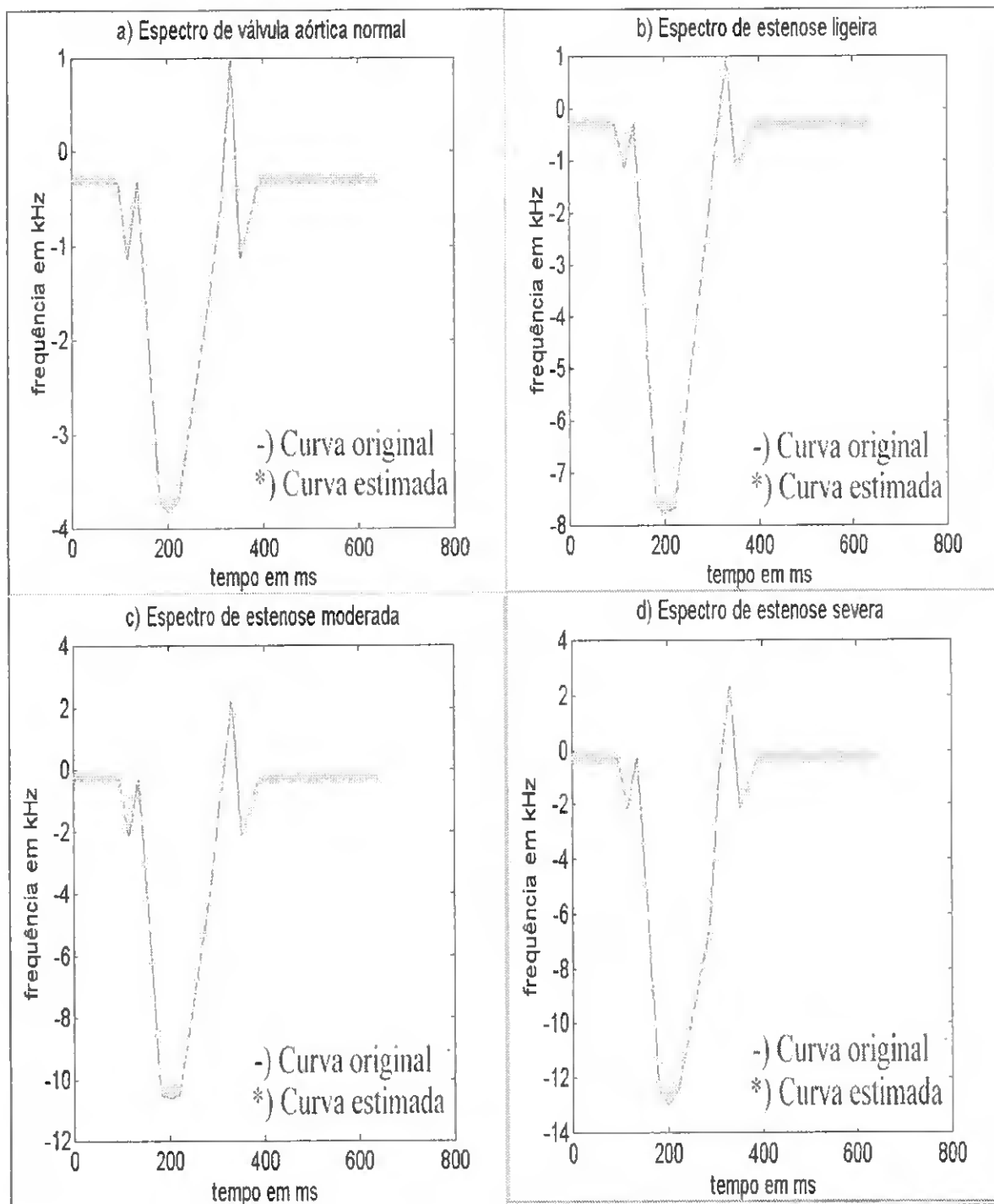


Figura 8.1 - Comparação da curva de frequência média estimada com a teórica, em espectros obtidos com a STFT.

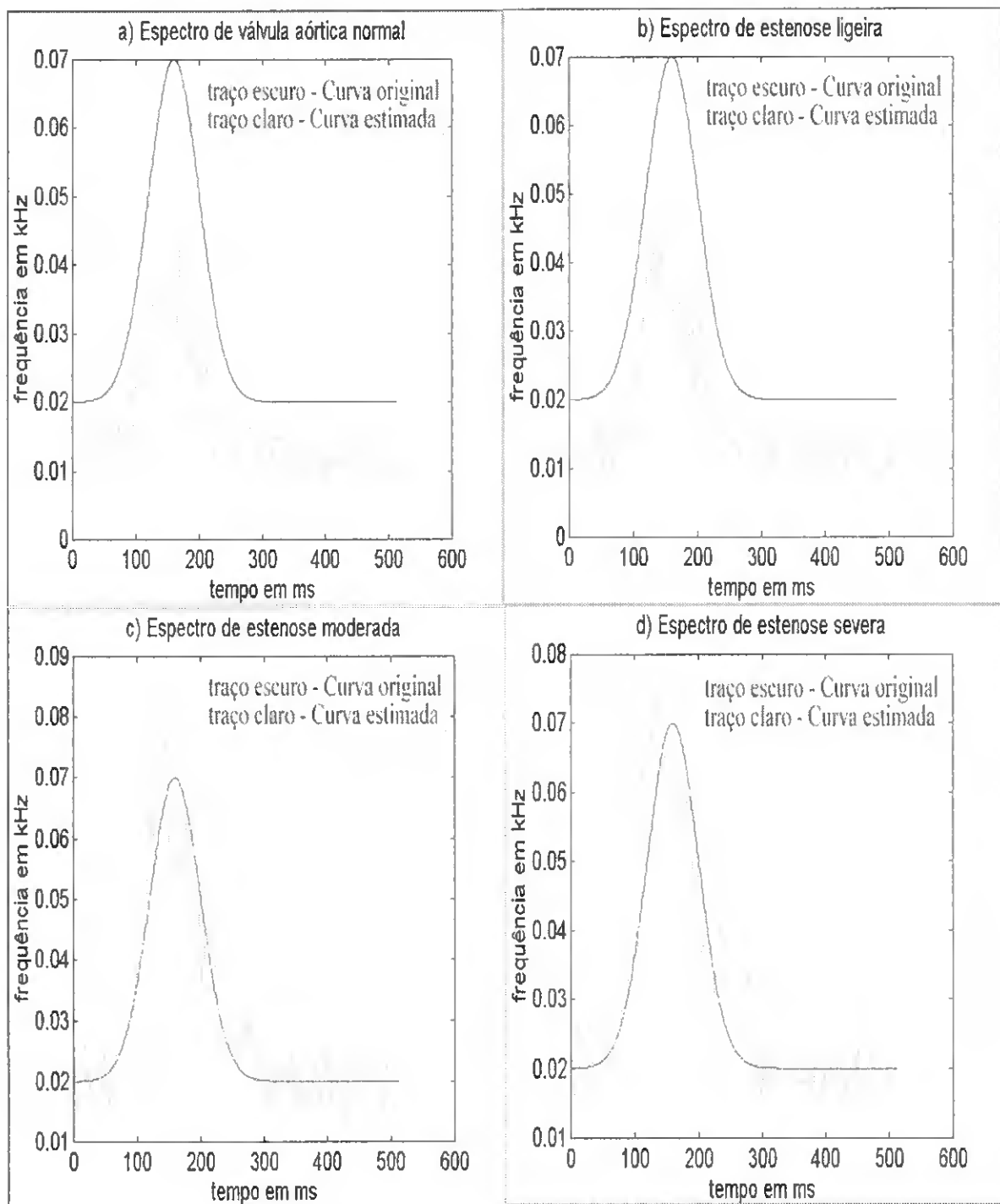


Figura 8.2 - Comparação da curva da variação da largura de banda estimada com a teórica, em espectros obtidos com a STFT.

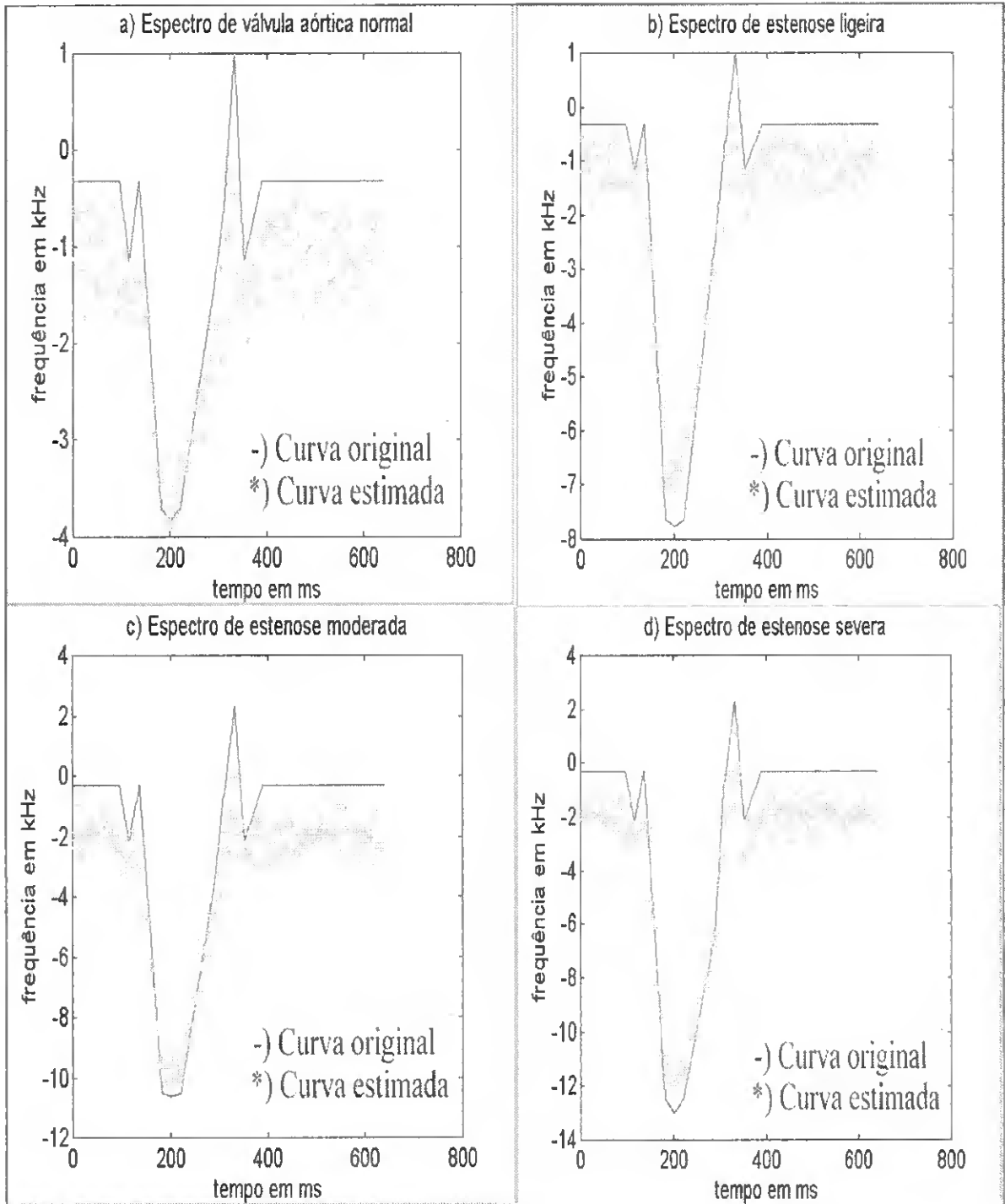


Figura 8.3 - Comparação da curva de frequência média estimada com a teórica, em espectros obtidos com a DCWD, utilizando segmentos de 10 ms.

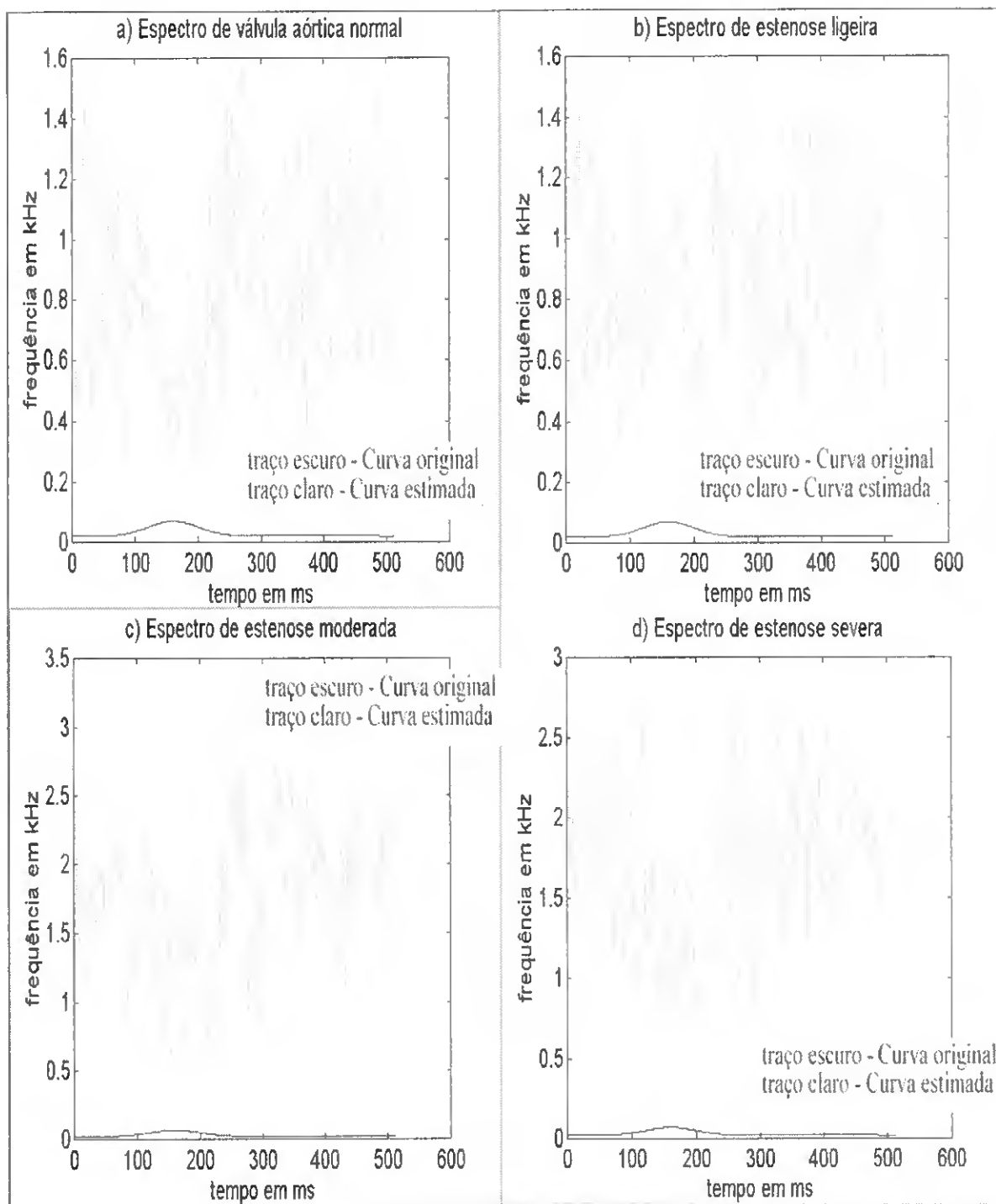


Figura 8.4 - Comparação da curva da variação da largura de banda estimada com a teórica, em espectros obtidos com a DCWD, utilizando segmentos de 10 ms.

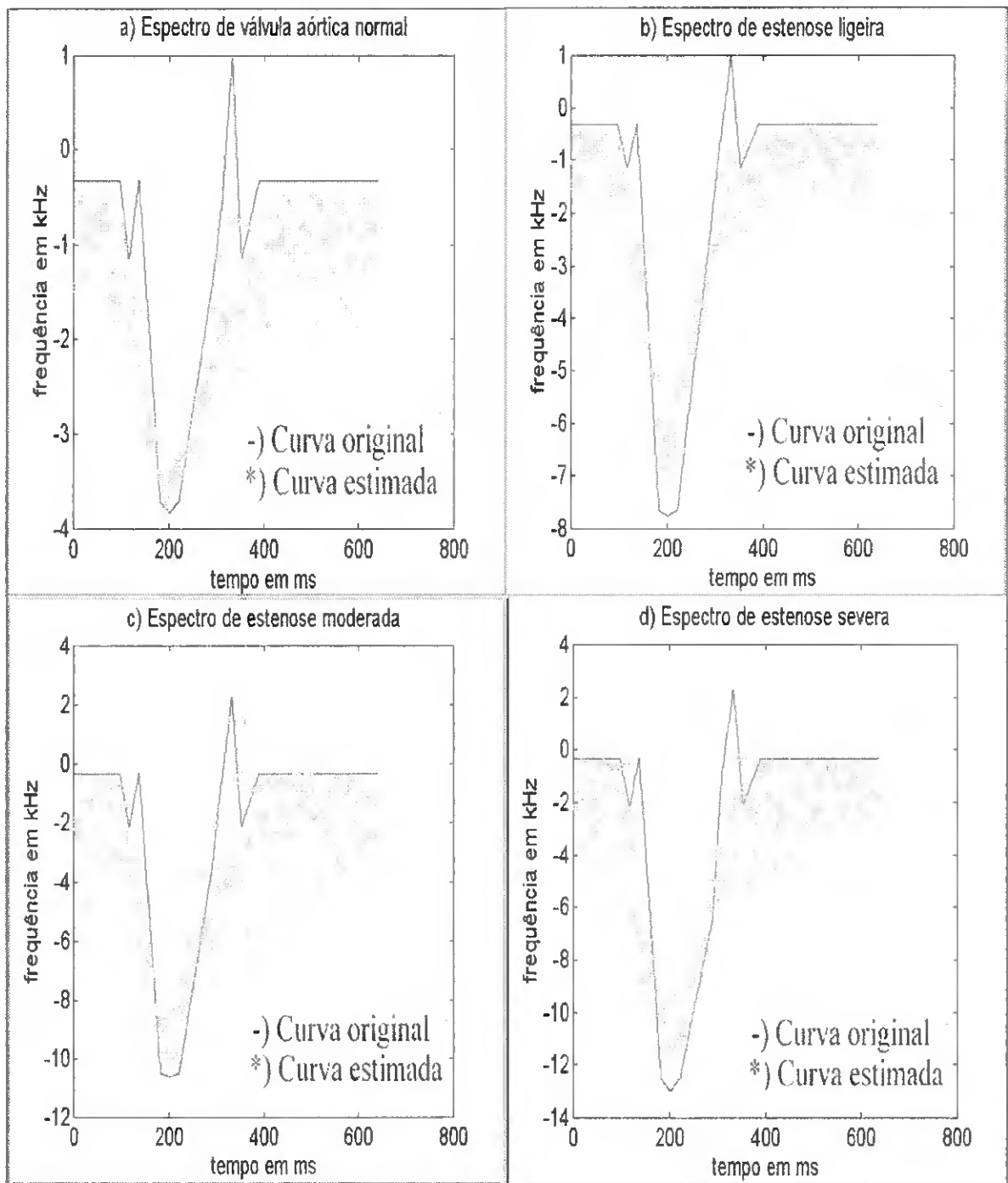


Figura 8.5 - Comparação da curva de frequência média estimada com a teórica, em espectros obtidos com a DCWD, utilizando segmentos de 40 ms.

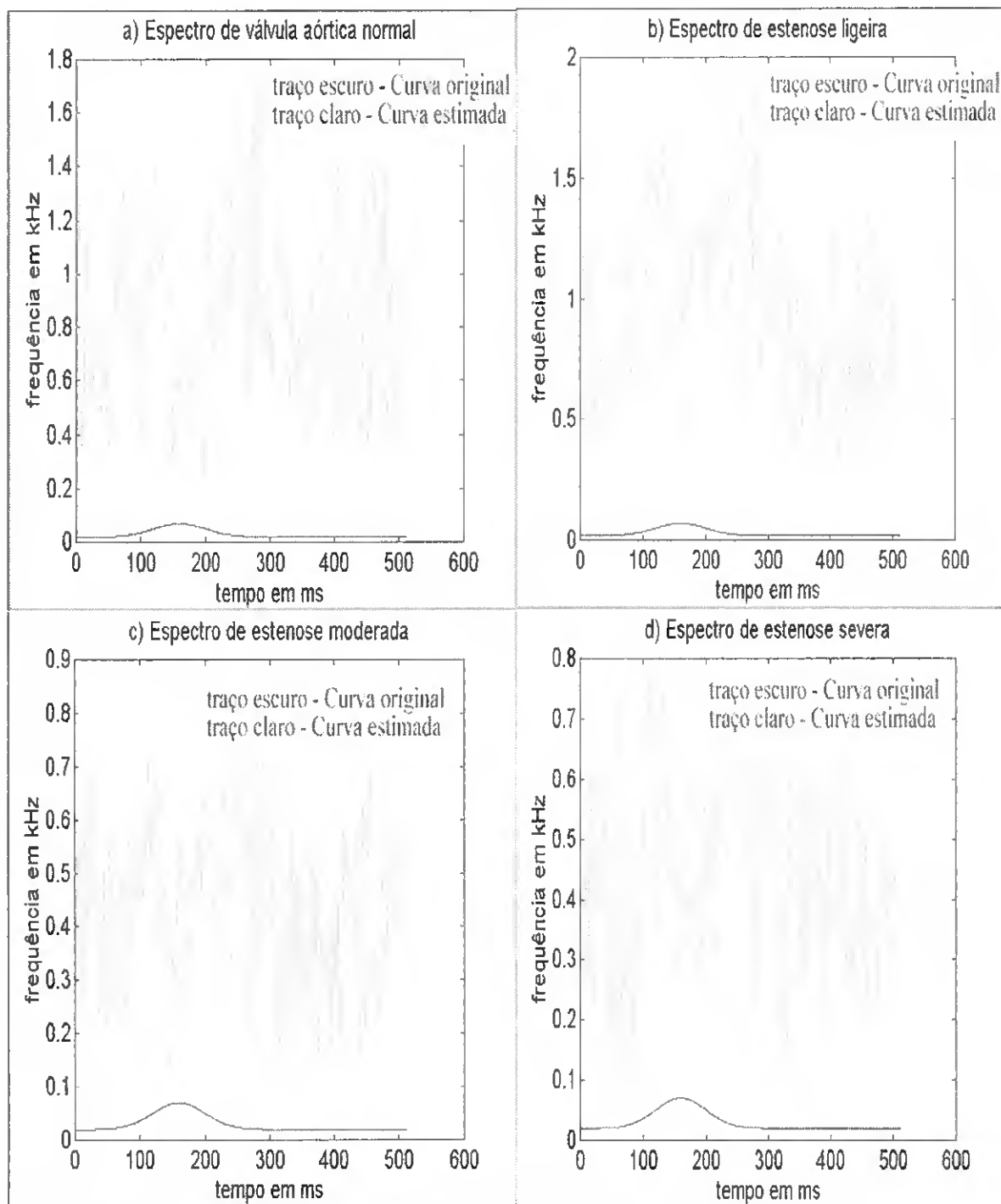


Figura 8.6 - Comparação da curva da largura de banda estimada com a teórica, em espectros obtidos com a DCWD, utilizando segmentos de 40 ms.

PARTE 5

ANÁLISE DOS RESULTADOS

Conforme referido na parte quatro deste relatório, a aplicação de métodos de estimação espectral permite, por um lado avaliar a qualidade da simulação, e por outro estabelecer a comparação entre o desempenho de diversos métodos de estimação.

Sendo o objectivo primário deste trabalho, o desenvolvimento dum simulador de sinais de fluxo sanguíneo em válvula aórtica, analisam-se de seguida os resultados obtidos por aplicação da STFT, método tradicionalmente empregue na estimação espectral Doppler.

Estes resultados são comparados, em termos da frequência média e largura de banda estimadas, com os valores teóricos introduzidos no simulador, e, são ainda comparados de forma global, com espectros reais.

Uma vez que se considerou ainda o método de estimação Choi-Williams, faz-se uma comparação genérica do desempenho deste método face à STFT, na estimação dos parâmetros espectrais em referência.

9. VALIDAÇÃO DO SIMULADOR

Pretende-se neste capítulo avaliar a qualidade das simulações de fluxo sanguíneo em válvula aórtica.

Considerando como referência comparativa os espectros dos sinais Doppler obtidos por aplicação da STFT, quando se consideram janelas de 10 ms, e, admitindo como parâmetros espectrais determinantes a frequência média e a largura de banda, podemos concluir da figura 8.1 que a frequência média do sinal simulado segue em rigor a curva da frequência fornecida ao simulador, para os quatro tipos de estenose considerados.

Pela figura 8.2, poderá evidenciar-se uma subestimação da curva de variação da largura de banda para os casos de válvula aórtica normal e estenose ligeira, e uma melhor aproximação nos casos de estenose moderada e severa.

De notar que a diferença de comportamentos apresentada encontra-se associada à utilização de frequências de amostragem diferentes. Nos casos de válvula aórtica normal e estenose ligeira foi usada uma frequência de amostragem de 25.6 kHz, o que implica segmentos de 256 elementos. Nos casos de estenose moderada e severa, a utilização de uma frequência de amostragem de 51.2 kHz leva a segmentos de 512 pontos. O facto de se aumentar o número de pontos a utilizar no cálculo da STFT conduz a uma diminuição da variância espectral^[6], e consequentemente a uma melhor capacidade de estimação da largura de banda.

A limitar consideravelmente a capacidade de estimação da largura de banda tem-se ainda o facto de, atendendo às condições de estacionariedade, se estar a usar segmentos de 10 ms, o que implica uma resolução na frequência de 100 Hz^[6]. A largura de banda introduzida no simulador apresenta uma variação muito pequena de apenas 50 Hz (entre 20 Hz e 70 Hz), o que para uma resolução na frequência de 100 Hz, se traduz na estimação de, quanto muito, um ponto. Desta forma, a imprecisão dos resultados obtidos era esperada. Aumentar o comprimento dos segmentos implicaria violar as condições de estacionariedade e consequentemente impossibilitaria a aplicação da STFT.

Uma outra forma de validação das simulações consiste em comparar os espectros obtidos dos sinais simulados com espectros reais. Comparando a figura 7.2 a) com a figura 7.9, é fácil concluir sobre a semelhança das curvas. De notar que os casos estenóticos não puderam ser comparados com espectros de patologia classificada, devido à inexistência dos mesmos, no momento.

10. COMPARAÇÃO DO DESEMPENHO DA STFT VERSUS DCWD

As figuras 8.3 e 8.4 reportam à aplicação da DCWD a segmentos do sinal de 10 ms. A estimação da curva da frequência média não é tão exacta quanto a obtida com a STFT, e a estimação da variação da largura de banda apresenta valores mais afastados dos teóricos que os conseguidos com a STFT.

Como a DCWD é um método de análise espectral que assume que o sinal é não estacionário, pode com este método utilizar-se segmentos de dados de maior duração do que com a STFT. Neste sentido, aumentou-se a duração dos segmentos de 10 ms para 40 ms, sem que, contudo, os resultados tivessem melhorado significativamente (ver figuras 8.5 e 8.6).

Num estudo anterior^[27], em que a DCWD foi aplicada para estimar o fluxo sanguíneo em artéria carótida normal, a utilização de segmentos de 40 ms, $\sigma = 5$ e $m = 30$, conduziu a uma melhoria significativa das estimações da variação da largura de banda, o que leva a admitir a possibilidade de se ter de efectuar um estudo mais aprofundado da aplicabilidade da DCWD à estimação de fluxos sanguíneos em válvulas aórticas normais e estenóticas. Nesse estudo deverão avaliar-se os valores dos parâmetros σ e m mais adequados ao sinal em causa, bem como a duração dos segmentos de dados mais convenientes.

PARTE 6

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A estenose valvular aórtica é uma doença cardiovascular que provoca obstrução à passagem do sangue, do ventrículo esquerdo para a artéria aorta. Quanto maior for o nível de obstrução, maior é a velocidade do fluxo sanguíneo no ponto estenótico. A ecocardiografia Doppler é uma técnica de diagnóstico não invasiva que, através do uso do ultra-som, permite estimar a velocidade do fluxo sanguíneo, e deste modo, avaliar o grau de estenose.

Os métodos de estimação convencionais utilizam a Short-Time Fourier Transform, cujas limitações são bem conhecidas, e que conduzem a medições quantitativas deficitárias. Por esta razão, importa investigar métodos de estimação espectral mais precisos. A avaliação da precisão desses métodos só é possível quando os mesmos forem aplicados a sinais cujas características sejam perfeitamente conhecidas. É necessário que os factores que afectam a qualidade da estimação sejam identificados como sendo produzidos pelo método em si, e não por artefactos do sinal utilizado na estimação.

Na sequência desta linha de raciocínio, foi feito um estudo prévio da matéria subjacente ao trabalho desenvolvido, nomeadamente dos parâmetros clinicamente relevantes à caracterização de fluxo sanguíneo em válvulas aórticas e de métodos

de simulação de sinais Doppler estacionários e não estacionários previamente publicados.

De seguida desenvolveu-se um simulador de sinais de fluxo sanguíneo na válvula aórtica, na forma de um programa computacional, parametrizável mediante escolha do utilizador. Para gerar as simulações, o programa necessita que lhe sejam fornecidas a curva da velocidade média, a curva da variação da largura de banda, e a curva da variação da potência do sinal. Na situação em que os parâmetros de entrada são variáveis com o tempo, o sinal Doppler resultante da simulação é um sinal não estacionário.

Neste trabalho simularam-se sinais de fluxo sanguíneo, correspondentes aos obtidos por instrumentação ultra-sónica de Doppler pulsado, não estacionários, referentes a fluxo em válvula aórtica normal e a três tipos de estenose valvular (ligeira, moderada e grave).

A validação dos sinais simulados foi feita por dois processos: Um, utilizando um método de estimação da curva da frequência média e da curva da variação da largura de banda, e outro mediante comparação da simulação de fluxo sanguíneo em válvula aórtica normal com sinais reais. Para o efeito foram calculados os espectros dos sinais simulados usando a Short-Time Fourier Transform, método de análise espectral tipicamente utilizado na instrumentação ultra-sónica Doppler.

Em complemento, aplicou-se também a Distribuição Choi-Williams Discreta, e realizou-se um estudo prévio do seu desempenho face à Short-Time Fourier Transform.

Da análise dos resultados obtidos conclui-se que o simulador desenvolvido satisfaz os requisitos impostos e que, em conformidade com estudos anteriores, a Short-Time Fourier Transform, devido às suas limitações, estima de forma

deficitária a largura de banda dos sinais simulados. Pode ainda avançar-se que a Distribuição Choi-Williams Discreta deve ser alvo de um estudo mais aprofundado por forma a concluir-se sobre a sua aplicabilidade na estimação de fluxo sanguíneo na válvula aórtica.

As simulações relativas aos casos estenóticos foram condicionadas por uma variação na curva da velocidade média do caso normal. Não sendo contemplado o alargamento espectral provocado pelas estenoses, uma vez que não foi possível reunir dados suficientes para simular este aspecto, seria necessário proceder-se a uma análise detalhada de vários espectros reais de doentes com diferentes graus de estenose, para se determinar o relacionamento, caso exista, entre o aumento da velocidade e o aumento da largura de banda. Requerendo esta actuação muito tempo, para além da necessidade da existência de um número considerável de espectros disponíveis para análise, a sua realização no curto espaço de um ano (duração da tese de Mestrado), ficou impossibilitada. No entanto, será um dos aspectos a considerar em investigações posteriores.

Sugere-se ainda um estudo aprofundado da aplicação da Distribuição Choi-Williams Discreta à estimação do fluxo sanguíneo em válvula aórtica, e/ou, a investigação da aplicabilidade de métodos alternativos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Schmailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.
- [2] Carr, Joseph J. e Brown John M.: Introduction to biomedical equipment technology. 2.^a Edição. Prentice Hall. 1993.
- [3] Kremkau, Frederick W.: Doppler ultrasound - principles and instruments. 2.^a Edição. W. B. Saunders Company. 1995.
- [4] Fraden, Jacob: AIP Handbook of modern sensors, physics, designs and applications. American Institute of Physics. 1993.
- [5] Fish, Peter: Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound. John Wiley & Sons. 1990.
- [6] Evans, D. H., McDicken, W., Skidmore, R. e Woodcock, J. P.: Doppler ultrasound, physics, instrumentation and clinical applications. John Wiley & Sons. 1989.
- [7] Braunwald, Eugene: Heart disease, a textbook of cardiovascular medicine. 5.^a Edição. W. B. Saunders Company. 1997.
- [8] Soliman, Samir S. e Srinath, Mandyam D.: Continuous and discrete signals and systems. Prentice Hall. 1990.
- [9] Labovitz, Arthur J. e Williams, George A.: Doppler echocardiography, the quantitative approach. 3.^a Edição. Lea & Febiger. 1992.
- [10] Fish, Peter: The Doppler effect and blood flow: an instrument optimisation programme. IOP Publishing, pp. 91-127. 1992.
- [11] Guyton. Arthur C. e Hall, John E.: Textbook of medical physiology. 9.^a Edição. 1996.
- [12] Information network, Inc: Medicine net: Aortic valve stenosis. 1995.
- [13] Steven, A. Jones: Fundamental sources of error and spectral broadening in Doppler ultrasound signals. Critical Reviews in Biomedical Engineering, n.º 21(5), pp. 399-483. 1993.

- [14] Mo, L. Y. L. e Cobbold, R. S. C. et al.: Role of models in understanding and interpreting clinical Doppler ultrasound. *Medical Progress Through Technology*, n.º 15, pp. 155-169. 1989.
- [15] Mo, L. Y. L. e Cobbold, R. S. C.: A unified approach to modeling the backscattered Doppler ultrasound from blood. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 39, n.º 5, pp. 450-461. 1992.
- [16] Brody, W. R.: Theoretical analysis of the ultrasonic blood flow meter. Ph. D. Thesis, Stanford University. 1972.
- [17] Angelsen, B. A. J.: A theoretical study of the scattering of ultrasound from blood. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-27, n.º 2, pp. 61-67. 1980.
- [18] Mo, L. Y. L. e Cobbold, R. S. C.: A stochastic model of the backscattered Doppler ultrasound from blood. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol BME-33, n.º 1, pp. 20-27. 1986.
- [19] Cooper, George R. e McGillem, Clare D.: Probabilistic methods of signal and system analysis. 2.ª Edição. HRW International Editions. 1986.
- [20] Fish, Peter J.: Nonstationarity broadening in pulsed Doppler spectrum measurements. *Ultrasound in Med. & Biol*, Vol.17, n.º 2, pp. 147-155. 1991.
- [21] Mo, L. Y. L. e Cobbold, R. S. C.: "Speckle" in continuous wave Doppler ultrasound spectra: A simulation study. *IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control*, Vol. UFFC-33, n.º 6, pp. 747-752. 1986.
- [22] van Leewen, G. H., Hoeks, A. P. G. e Reneman, R. S.: Simulation of real-time frequency estimators for pulsed Doppler systems. *Ultrasonic Imaging*, n.º 8, pp. 252-271. 1986.
- [23] Mo, L. Y. L. e Cobbold, R. S. C.: A nonstationary signal simulation model for continuous wave and pulsed Doppler ultrasound. *IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics and frequency control*, Vol. 36, n.º 5, pp. 522-530. 1989.
- [24] Challis, R. E. e Kitney, R. I.: Biomedical signal processing (in four parts) - Part 1 Time-domain methods. *Medical e Biological Engineering & Computing*, n.º 28, pp. 509-524. 1990.
- [25] Wang, Yuanyuan e Fish, Peter J.: Arterial Doppler signal simulation by time domain processing. *European Journal of Ultrasound*, n.º 3, pp. 71-81. 1996.

- [26] Challis, R. E. e Kitney, R. I.: Biomedical signal processing (in four parts) - Part 3 The power spectrum and coherence function. *Medical e Biological Engineering & Computing*, n.º 29, pp. 225-241. 1991.
- [27] Cardoso, J. C., Ruano, M. G. e Fish, P. J.: Nonstationarity broadening reduction in pulsed Doppler spectrum measurements using time-frequency estimators. *IEEE Trans. on Biomedical Eng.*, Vol. 43, n.º 12, pp. 1176-1186. 1996.
- [28] Wang, Y. e Fish, P. J.: Comparison of Doppler signal analysis techniques for velocity waveform, turbulence e vortex measurement: A simulation study. *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 22, n.º 5, pp. 635-649. 1996.

BIBLIOGRAFIA ADICIONAL

- Barnes, Robert W.: Continuous- wave Doppler ultrasound.
- Beach, Kirk W. e Strandness, D. Eugene: Pulsed Doppler ultrasound for blood velocity measurements.
- Almeida, Isabel Matos e Machado, M. Manuela: *Biologia 9*. 1.ª Edição. Areal Editores. 1992.
- Berne, Robert M. e Levy, Matthew N.: *Physiology*. 3.ª Edição. International Edition. 1993.
- Feigenbaun, Harvey: *Echocardiography*. 5.ª Edição. Lea & Febiger. 1994.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1	Efeito piezoelétrico e efeito piezoelétrico inverso. 6 (proveniente de Schmailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)
Figura 1.2	Reflexão e refração das ondas de som em superfícies 8 planas. (alteração da figura proveniente de Carr, Joseph J. e Brown, John M.: Introduction to biomedical equipment technology. 2. ^a Edição. Prentice Hall. 1993.)
Figura 1.3	Dispersão - a) numa superfície irregular, b) em pequenas 9 partículas. (proveniente de Fish, Peter: Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound. John Wiley & Sons. 1990.)
Figura 1.4	Criação da imagem por ultra-som. (proveniente de Schmailzl, 12 Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)
Figura 1.5	Exemplo de ecocardiografia modo-B, imagem de uma válvula 13 aórtica normal. (proveniente da internet)
Figura 1.6	Exemplo de ecocardiografia modo-M, imagem do 14 funcionamento dum ventrículo esquerdo normal. (proveniente da internet)
Figura 2.1	O efeito Doppler. (proveniente de Braunwald, Eugene: Heart 16 disease, a textbook of cardiovascular Medicine. 5. ^a Edição. W. B. Saunders Company. 1997.)
Figura 2.2	O ângulo Doppler. (alteração da figura proveniente de 17 Kremkau, F. W.: Doppler ultrasound, principles and instruments. 2. ^a Edição. W. B. Saunders Company.)

- Figura 2.3 Espectro Doppler de onda contínua medido na válvula 20
aórtica. (gentilmente cedido pelo Hospital Distrital de Faro.)
- Figura 2.4 *Aliasing*. (proveniente de Fish, Peter: Physics and 21
instrumentation of diagnostic medical ultrasound. John Wiley
& Sons.1990.)
- Figura 2.5 Espectro Doppler de onda pulsada medido na válvula 21
aórtica.(gentilmente cedido pelo Hospital Distrital de Faro.)
- Figura 2.6 Espectro Doppler pulsado com fluxo normal e espectro 22
Doppler pulsado com fluxo turbulento. (proveniente de Fish,
Peter: The Doppler effect and blood flow: An instrument
optimisation programme. IOP Publishing. 1992.)
- Figura 3.1 Corte longitudinal do coração. (proveniente de Almeida, Isabel 24
Matos e Machado, M. Manuela: Biologia 9. 1.^a Edição. Areal
Editores. 1992.)
- Figura 3.2 A válvula aórtica normal. (proveniente de Guyton, Arthur C. e 25
Hall, John E.: Textbook of medical physiology. 9.^a Edição. W.
B. Saunders Company. 1996.)
- Figura 3.3 Curvas de pressão na aurícula esquerda, no ventrículo 26
esquerdo e na artéria aorta, e electrocardiograma ilustrando o
funcionamento normal do lado esquerdo do coração durante
um ciclo cardíaco. (alteração da imagem proveniente de
Berne, Robert M. e Levy, Matthew N.: Physiology. 3.^a Edição.
International Edition. 1993.)
- Figura 3.4 Efeito da estenose no fluxo sanguíneo. (proveniente de Fish, 28
Peter: The Doppler effect and blood flow: an instrument
optimisation programme. IOP Publishing. 1992.)
- Figura 3.5 Curva da pressão no ventrículo esquerdo e na aorta, na 29
presença de estenose da válvula aórtica. (proveniente de
Braunwald, Eugene: Heart disease, a textbook of
cardiovascular Medicine. 5.^a Edição. W. B. Saunders
Company. 1997.)

Figura 4.1	Gradiente de pressão (equação de Bernoulli). (proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)	33
Figura 4.2	Espectro Doppler de onda contínua em simultâneo com as respectivas pressões no ventrículo esquerdo e na aorta em quatro pacientes com diferentes níveis de estenose aórtica. (proveniente de Feigenbaun, Harvey: Echocardiography. 5. ^a Edição. Lea & Febiger. 1994.)	34
Figura 4.3	Gradiente de pressão máximo e gradiente de pressão médio. (alteração da imagem proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)	35
Figura 4.4	Equação Continuidade. (proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)	36
Figura 4.5	Uso da equação continuidade para calcular a área duma estenose. (proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)	36
Figura 4.6	Medição da área da válvula aórtica através da equação continuidade. (proveniente de Smailzl, Kurt J. G. e Ormerod, Oliver: Ultrasound in cardiology. Blackwell Science. 1994.)	37
Figura 6.1	Curvas de velocidade média. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	52
Figura 6.2	Curvas de frequência média. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	53
Figura 6.3	Curvas de frequência média com degrau. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	54
Figura 6.4	Curva de largura de banda variável no tempo, utilizada nas diferentes simulações.	55
Figura 6.5	Função $h(\tau, t)$ utilizada nas simulações. a) completa, b) metade de τ .	56

Figura 6.6	Sinais Doppler simulados durante os primeiros 20 ms do ciclo cardíaco. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose grave.	57
Figura 6.7	Sinais Doppler simulados durante o período 135-180 ms do ciclo cardíaco. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose grave.	58
Figura 6.8	Sinais Doppler simulados durante o período 225-300 ms do ciclo cardíaco. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose grave.	59
Figura 7.1	a) Janela rectangular, b) Janela Hanning	63
Figura 7.2	Representação a 2D dos espectros estimados com a STFT. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	68
Figura 7.3	Representação a 3D dos espectros estimados com a STFT. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	69
Figura 7.4	Ampliação do espectro da figura 7.2 a).	69
Figura 7.5	Ampliação do espectro da figura 7.3 a).	70
Figura 7.6	Representação a 2D dos espectros estimados com a DCWD, utilizando segmentos de 10 ms. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	70
Figura 7.7	Representação a 3D dos espectros estimados com a DCWD, utilizando segmentos de 10 ms. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	71
Figura 7.8	Representação a 2D dos espectros estimados com a DCWD, utilizando segmentos de 40 ms. a) válvula aórtica normal, b) estenose ligeira, c) estenose moderada, d) estenose severa.	72
Figura 7.9	Espectro Doppler clínico, de válvula aórtica normal, durante um ciclo cardíaco. (gentilmente cedido pelo Hospital Distrital de Faro.)	73

- Figura 8.1 Comparação da curva de frequência média estimada com a 76
teórica, em espectros obtidos com a STFT.
- Figura 8.2 Comparação da curva da variação da largura de banda 77
estimada com a teórica, em espectros obtidos com a STFT.
Comparação da curva da variação da largura de banda
estimada com a teórica, em espectros obtidos com a STFT.
- Figura 8.3 Comparação da curva de frequência média estimada com a 78
teórica, em espectros obtidos com a DCWD, utilizando
segmentos de 10 ms.
- Figura 8.4 Comparação da curva da variação da largura de banda 79
estimada com a teórica, em espectros obtidos com a DCWD,
utilizando segmentos de 10 ms.
- Figura 8.5 Comparação da curva de frequência média estimada com a 80
teórica, em espectros obtidos com a DCWD, utilizando
segmentos de 40 ms.
- Figura 8.6 Comparação da curva da largura de banda estimada com a 81
teórica, em espectros obtidos com a DCWD, utilizando
segmentos de 40 ms.

