

Helder David Costa

**Sistema de simulação de sinais de ECG e de  
fluxo sanguíneo em válvula aórtica**



**UNIVERSIDADE DO ALGARVE**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS**

2017



Helder David Costa

**Sistema de simulação de sinais de ECG e de  
fluxo sanguíneo em válvula aórtica**

**Mestrado Integrado em Engenharia Eletrónica e Telecomunicações**

**Trabalho efetuado sob a orientação de:**

Professora Doutora Maria da Graça Cristo dos Santos Lopes Ruano



**UNIVERSIDADE DO ALGARVE**

**FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS**

2017



# **Sistema de simulação de sinais de ECG e de fluxo sanguíneo em válvula aórtica**

## **Declaração de autoria do trabalho**

Declaro ser o autor deste trabalho, que é original e inédito. Autores e trabalhos consultados estão devidamente citados no texto e constam da listagem de referências incluída.

---

(Helder David Costa)

## **Copyright ©**

A Universidade do Algarve reserva para si o direito, em conformidade com o disposto no Código do Direito de Autor e dos Direitos Conexos, de arquivar, reproduzir e publicar a obra, independentemente do meio utilizado, bem como de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição para fins meramente educacionais ou de investigação e não comerciais, conquanto seja dado o devido crédito ao autor e editor respetivos.

*“Os únicos limites das nossas realizações de amanhã  
são as nossas dúvidas e hesitações de hoje”*

**Frank D. Roosevelt**

## DEDICATÓRIA E AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha orientadora, Professora Doutora Maria da Graça Ruano, pelo seu apoio, incentivo, amizade e ensinamento ao longo da presente dissertação.

Deixo também uma palavra de agradecimento a todos os meus docentes que me transmitiram não apenas conhecimentos valiosos mas também lições de vida.

Agradeço à cidade de Faro por me ter acolhido de braços abertos.

Agradeço a todos os meus colegas e amigos a boa disposição, o companheirismo e amizade que encontrei nestes anos.

Quero ainda expressar o meu agradecimento muito especial aos meus pais, Jorge e Fátima, por serem um exemplo de vida, pela sólida formação dada até à minha juventude proporcionando as melhores condições para finalizar esta etapa e por acreditarem incansavelmente. À minha irmã, Marisa, por todo o apoio e força mas sobretudo por ser uma fonte de inspiração.

Há coisas que têm valor mas não têm preço, e há coisas que têm preço mas não têm valor.

Muito Grato!

## RESUMO

O coração depende do desempenho correto das suas quatro válvulas. Por vezes, estas podem estar sujeitas a diversos distúrbios como o estreitamento de uma das válvulas. A estenose aórtica, valvulopatia fulcro da investigação realizada, é o estreitamento do canal da válvula aórtica que impossibilita a sua abertura plena, impedindo, desta forma, que o fluxo sanguíneo normal se direcione do ventrículo esquerdo para a artéria aorta. Como o sangue passa por um orifício da válvula aórtica mais reduzido, a velocidade do fluxo no ponto estenótico aumenta.

Para estimar esta velocidade de fluxo sanguíneo e categorizar a gravidade de estenose aórtica recorre-se à instrumentação de ultrassom Doppler. Durante a intervenção clínica o paciente está a ser monitorizado por um ecógrafo em paralelo com o registo da atividade eléctrica do coração - o electrocardiograma.

A sincronização do sinal de electrocardiograma com o espectro Doppler é essencial para análise clínica e, deste modo, a existência de uma aplicação computacional de fluxo sanguíneo em válvula aórtica normal e com valvulopatia é de extrema relevância para o aperfeiçoamento de técnicas de quantificação automática de fluxo sanguíneo.

Este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema computacional que permite a simulação e visualização de sinais de fluxo sanguíneo na válvula aórtica, isto é, as curvas de velocidade sanguínea associadas a curvas de electrocardiograma, podendo-se simular fluxos normais bem como estenóticos.

Atendendo que a estenose aórtica pode ser classificada pela determinação do gradiente de pressão, introduziu-se ao trabalho desenvolvido, curvas de simulação da variação de pressão da artéria aorta e do ventrículo esquerdo por intermédio de um modelo especificamente desenvolvido para o efeito – o modelo  $V^3$ . Estas curvas de pressão estão sincronizadas com as outras duas curvas simuladas – curva de velocidade de fluxo sanguíneo e a curva de electrocardiograma.

A validação das simulações, efetuada com base na verificação dos pontos teóricos relevantes que caracterizam as curvas de velocidade de fluxo sanguíneo e do electrocardiograma, demonstrou que o modelo de simulação reproduz eficazmente o sinal real. De referir ainda que, para facilitar o uso do simulador como ferramenta didática na área de saúde, os algoritmos de simulação foram enquadrados numa aplicação *software* de interface amigável com o utilizador.

Sugere-se a implementação experimental da simulação de fluxo sanguíneo em válvula aórtica para posteriores trabalhos comparando com o presente modelo analítico.

**PALAVRAS-CHAVE:** Estenose aórtica, Ecocardiograma Doppler, Ultrassom, Sinais de fluxo sanguíneo Doppler, Electrocardiograma.

## ABSTRACT

The health condition from human heart, depends on the correct performance from his four valves. Sometimes, one of those valves may be subject to a lot disorders, such as the narrowing of one of them. Aortic stenosis, is the valvular heart disease in focus of this investigation, where the main symptom of this disease, consist in the narrowing of the aortic valve channel. That narrowing of the valve, leads to malfunction of valve opening cycle, preventing that the blood flow normally from the left ventricle to the aortic artery. Also, the velocity of the blood flow from aortic valve, is a critical parameter in study, since narrower is the aortic valve, higher is the blood flow at the stenosis point.

To estimate the blood flow velocity and categorize the severity of the aortic stenosis, it was used a doppler ultrasound instrumentation. In cases of clinical intervention, the patients can be monitored with echographs simultaneously with electrocardiogram (which measures the electrical activity of the heart beating).

The synchronization of the electrocardiogram information with the doppler spectrum is essential for the clinical analysis. Therefore, the existence of one computer application to study the blood flow in a normal aortic valve and in a valvular heart disease, as an extreme relevance to improve the techniques for automatic blood flow quantification.

Besides the study of the valvular heart disease, the other subjacent objective of this investigation is to develop a computer software application, to perform the simulation and visualization of the blood flow signals in the aortic valve. With this application, becomes easily the study of the blood flow velocity curves associated with electrocardiogram curves, as also to simulate normal or stenosis flows. It should also be noted that to facilitate the use of the simulator as a didactic tool in medicine/health care, the simulation algorithms were framed in a user-friendly software application.

Considering that aortic stenosis can be classified determining the pressure gradient, it is emphasized the simulation curves of the pressure variation of the aorta artery and left ventricle, through a model specifically developed for this purpose - the V3 model. These pressure curves are synchronized with the other two simulated curves - blood flow velocity curve and the electrocardiogram curve.

The validation of the simulations, it was based on the verification of the relevant points that characterize the blood flow velocity and the electrocardiogram curves, being verified that the simulation model reproduces the real signal effectively.

It is suggested to implement the experimental simulation of aortic valve flow for further investigations on the blood flow in this valve, specifically the comparison with the present analytical model.

**KEY-WORDS:** Aortic stenosis, Doppler echocardiography, Ultrasound, Blood flow signals, Electrocardiogram.

# ÍNDICE

<b>Dedicatória e Agradecimentos</b>	<b>iv</b>
<b>Resumo</b>	<b>v</b>
<b>Abstract</b>	<b>vii</b>
<b>1. Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Motivação . . . . .	1
1.2 Objetivos . . . . .	2
1.3 Organização da dissertação . . . . .	2
<b>2. Fundamentos teóricos</b>	<b>5</b>
2.1 O sistema circulatório . . . . .	6
2.1.1 O sangue . . . . .	6
2.1.2 O coração . . . . .	7
2.1.3 Os vasos sanguíneos . . . . .	9
2.2 O electrocardiograma . . . . .	10
2.2.1 O sistema de condução cardíaco . . . . .	10
2.2.2 O sistema de derivações . . . . .	11
2.2.3 A interpretação do ECG normal . . . . .	13
2.3 A válvula aórtica normal e com estenose . . . . .	14
2.3.1 Válvula aórtica normal . . . . .	14
2.3.2 Ciclo cardíaco . . . . .	15
2.3.2.1 Eventos que ocorrem durante a sístole ventricular . . . . .	17
2.3.2.2 Eventos que ocorrem durante a diástole ventricular . . . . .	17
2.3.3 Estenose aórtica . . . . .	17
2.4 Dinâmica da circulação sanguínea . . . . .	18
2.4.1 Fluxo laminar e turbulento nos vasos . . . . .	18
2.4.2 Fluxo sanguíneo . . . . .	19
2.4.3 Velocidade do fluxo sanguíneo . . . . .	21
2.5 O Ecocardiograma . . . . .	22
2.5.1 Caraterísticas das ondas . . . . .	23

2.5.2 Propagação nos tecidos - Fenómenos físicos . . . . .	25
2.5.2.1 Reflexão . . . . .	26
2.5.2.2 Refração . . . . .	27
2.5.2.3 Dispersão . . . . .	28
2.5.2.4 Atenuação . . . . .	28
2.5.3 Transdutor de ultrassom - efeito piezoelétrico . . .	29
2.6 Ecocardiograma Doppler . . . . .	29
2.6.1 O efeito Doppler . . . . .	30
2.6.2 A equação Doppler . . . . .	31
2.6.3 Modos de operação . . . . .	33
2.7 O ecocardiograma Doppler e o ECG em casos de estenose aórtica . . . . .	33
2.7.1 Relação entre o gradiente de pressão e a velocidade	33
2.7.2 Área da válvula aórtica . . . . .	36
2.7.3 Valores de diagnóstico . . . . .	38
2.7.4 O ECG em caso de estenose aórtica . . . . .	39
2.8 Análise espectral . . . . .	40
<b>3. Metodologias</b>	<b>41</b>
3.1 Modelação das curvas de velocidade e frequência média . . .	42
3.2 Simulação do sinal do ECG . . . . .	46
3.2.1 Série trigonométrica de Fourier . . . . .	47
3.2.2 Modelação das ondas P, T e U . . . . .	48
3.2.3 Modelação das ondas Q, S e complexo QRS . . . . .	49
3.2.4 Implementação do ECG . . . . .	49
3.3 Modelo $V^3$ . . . . .	50
3.4 Sincronização . . . . .	54
3.5 Modelo teórico de simulação do sinal Doppler . . . . .	56
<b>4. Resultados e discussão</b>	<b>59</b>
4.1 Curva de velocidade média . . . . .	60
4.2 Curva de frequência média . . . . .	61
4.3 Implementação do sinal ECG . . . . .	62
4.4 Sinal Doppler da válvula aórtica . . . . .	67
4.5 Espectros dos sinais simulados . . . . .	72
4.6 Interface gráfica . . . . .	74
4.6.1 Organização da interface gráfica . . . . .	75
<b>5. Considerações finais</b>	<b>83</b>

<b>Referências</b>	<b>85</b>
<b>Anexo A</b>	<b>A-1</b>
<b>1. Introdução</b>	<b>A-2</b>
<b>2. Equipamento</b>	<b>A-2</b>
2.1 Sistema de simulação . . . . .	A-2
2.2 Características do equipamento . . . . .	A-4
2.3 Montagem do simulador de fluxo sanguíneo . . . . .	A-4
<b>3. Sangue artificial</b>	<b>A-5</b>
<b>4. Programa computacional</b>	<b>A-6</b>
4.1 Apresentação do programa . . . . .	A-6
4.2 Menu File . . . . .	A-6
4.2.1 Analyze File . . . . .	A-7
4.2.2 Log Data . . . . .	A-10
4.2.3 Parameters . . . . .	A-11
4.2.4 Scan File . . . . .	A-11
4.2.5 Scan Input . . . . .	A-12
4.2.6 Save Wave . . . . .	A-13
4.2.7 Save Image . . . . .	A-13
4.2.8 Print Window . . . . .	A-14
4.2.9 Frequency Calibration . . . . .	A-15
4.2.10 Color Palette . . . . .	A-16
4.2.11 Volume Control . . . . .	A-17
4.3 Menu Variables . . . . .	A-17
4.4 Menu Pointers . . . . .	A-18
4.5 Menu Help . . . . .	A-18
<b>5. Simulação de sinais de uma artéria carótida</b>	<b>A-18</b>



## LISTA DE FIGURAS

2.1	Circulação cardiovascular (imagem adaptada de [4]). . . . .	6
2.2	Localização do coração dentro da cavidade torácica (imagem adaptada de [6]).	7
2.3	Anatomia interna do coração (imagem adaptada de [7]). . . . .	8
2.4	Tipos de vasos sanguíneos (imagem adaptada de [4]). . . . .	9
2.5	Sistema de condução do coração (imagem adaptada de [9]). . . . .	10
2.6	As doze derivações do ECG. . . . .	11
2.7	Plano frontal e o plano horizontal. . . . .	12
2.8	Traçado normal do ECG relacionado com os eventos do ciclo cardíaco (ima- gem adaptada de [17]). . . . .	14
2.9	As quatro válvulas do coração (imagem adaptada de [17]). . . . .	14
2.10	Eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco (imagem adaptada de [4]). . .	16
2.11	Válvula aórtica normal e válvula com estenose (imagem adaptada de [19]). .	18
2.12	Fluxo laminar e turbulento (imagem adaptada de [12]). . . . .	19
2.13	Relações entre a área de secção transversal total, a velocidade do fluxo e o diâmetro dos diferentes vasos (imagem adaptada de [25]). . . . .	22
2.14	Classificação dos sons de acordo com a frequência e as características de uma onda de ultrassom. . . . .	23
2.15	Incidência de um feixe de ultrassom perpendicular e não perpendicular (imagem baseada de [27]). . . . .	26
2.16	Reflexão difusa e dispersão. . . . .	28
2.17	O efeito do piezoeléctrico: uma força aplicada a um elemento piezoeléctrico produz um sinal eléctrico. . . . .	29
2.18	Efeito de Doppler: A frequência recebida aumenta ou diminui dependendo da direcção do movimento da fonte ou do observador. . . . .	30
2.19	Transdutor de ultrassom em contacto com a superfície da pele e o feixe de ultrassom é direccionado para o vaso sanguíneo de interesse. . . . .	32
2.20	A velocidade máxima do jato aórtico é obtido pelo Doppler contínuo (ima- gem adaptada de [28]). . . . .	35
2.21	Representação esquemática das curvas de pressão do ventrículo esquerdo e da aorta, comparando as medidas do gradiente de pressão obtida pelo catetersimo (pico a pico) e do Doppler (pico e médio) (imagem adaptada de [28]). . . . .	36
2.22	Equação de continuidade. . . . .	37

3.1	Curva de velocidade média e de frequência média de uma válvula aórtica normal (imagem adaptada de [43]). . . . .	42
3.2	Curvas de referência, a da velocidade e respetiva curva de frequência. . . . .	43
3.3	Parábola de escalonamento e os seus ajustes. . . . .	45
3.4	Forma de ondas: sinusoidal e triangular. . . . .	47
3.5	Simulação das curvas de variação de pressão obtidas com o modelo $V^3$ . A curva de pressão da aorta está representada pela linha laranja ( $P_A$ ) e a curva de pressão do ventrículo esquerdo representada pela linha azul ( $P_{VE}$ ). . . . .	51
3.6	Sincronização das curvas de pressão com a curva de volume ventricular no caso de uma válvula aórtica normal de área igual a $4\text{ cm}^2$ ; ( $P_A$ - pressão na aorta, $P_{VE}$ - pressão no ventrículo esquerdo). . . . .	52
3.7	Ajuste de curva ao conjunto de dados obtidos pelas simulações. . . . .	54
3.8	Sincronização do ECG com as curvas de pressão, de volume ventricular e de velocidade média de uma válvula aórtica normal. . . . .	55
3.9	Sistema do sinal $r_{gauss}(t)$ . . . . .	56
4.1	Curvas de velocidade média simuladas de fluxo sanguíneo em válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa. . . . .	60
4.2	Curvas de frequência média simuladas de fluxo sanguíneo em válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa. . . . .	62
4.3	ECG normal simulado. . . . .	63
4.4	Curvas de ECG e respetivas curvas de variação de pressão na aorta ( $P_A$ ) e no ventrículo esquerdo ( $P_{VE}$ ) simuladas para uma válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa. . . . .	64
4.5	Curvas de ECG e respetivas curvas de variação de pressão na aorta ( $P_A$ ) e no ventrículo esquerdo ( $P_{VE}$ ) durante o período de ejeção para uma válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa. . . . .	66
4.6	Curva de largura de banda variável no tempo. . . . .	67
4.7	Função $h(\tau, t)$ utilizada na simulação. . . . .	68
4.8	Curvas de frequência média de fluxo sanguíneo em válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa. . . . .	69
4.9	Sinais Doppler simulados representando fluxo sanguíneo em válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa; para um ciclo cardíaco de 0.8 s de duração. . . . .	70

4.10	Sinais Doppler simulados representando fluxo sanguíneo em válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa; durante o período de 0.22 a 0.3 s. . . . .	71
4.11	Sinais Doppler simulados representando fluxo sanguíneo em válvula aórtica: <b>a)</b> normal, <b>b)</b> com estenose ligeira, <b>c)</b> com estenose moderada, <b>d)</b> com estenose severa; durante o período de 0.3 a 0.42 s. . . . .	72
4.12	Representação a duas dimensões dos espectros estimados com a STFT. . . . .	73
4.13	Representação a três dimensões dos espectros estimados com a STFT. . . . .	74
4.14	Painel inicial da interface gráfica. . . . .	75
4.15	Barra de ferramentas da interface gráfica. . . . .	75
4.16	Caixa de diálogo: Sobre. . . . .	76
4.17	Painel Informações. . . . .	77
4.18	Painel Simulação. . . . .	78
4.19	Painel Espectro. . . . .	79
4.20	Os diferentes mapas de cor disponíveis para o espectro de frequência média. . . . .	80
4.21	Painel Estado Clínico. . . . .	80
4.22	Classificação da severidade da estenose aórtica . . . . .	81
A.1	Sistema de simulação de fluxo sanguíneo. . . . .	A-3
A.2	Conexão de um dispositivo áudio num computador pessoal. . . . .	A-5
A.3	Janela de interface do programa computacional. . . . .	A-6
A.4	Menu <i>File</i> do programa computacional. . . . .	A-6
A.5	Caixa de diálogo do submenu <i>Analyze File</i> com os respetivos parâmetros do sinal. . . . .	A-7
A.6	Diferença entre a selecção de uma das três escalas (30 dB, 60 dB e 90 dB) no bloco <i>Display Characteristics</i> . . . . .	A-9
A.7	Resultado da aplicação da opção BW no Submenu <i>Palette</i> . . . . .	A-9
A.8	Submenu <i>Log Data</i> , funcionando unicamente no modo <i>Analyze File</i> . . . . .	A-11
A.9	Submenu <i>Parameters</i> com duas opções: <i>Change</i> ou <i>Restore</i> . . . . .	A-11
A.10	Caixa de diálogo do submenu <i>Scan File</i> com os respetivos parâmetros. . . . .	A-12
A.11	Caixa de diálogo do submenu <i>Scan Input</i> com os respetivos parâmetros. . . . .	A-12
A.12	As duas opções do submenu <i>Save Image</i> . . . . .	A-14
A.13	Caraterísticas da imagem a ser guardada. . . . .	A-14
A.14	Caixa de diálogo com opções de impressão. . . . .	A-15
A.15	Submenu <i>Frequency Calibration</i> . . . . .	A-16
A.16	Submenu <i>Color Palette - Scroll Display</i> . . . . .	A-16
A.17	Submenu <i>Color Palette - Scope Display</i> . . . . .	A-17
A.18	Menu <i>Variables</i> . . . . .	A-17
A.19	Opções do menu <i>Pointers: Target Box e White Cross</i> . . . . .	A-18

A.20 Caixa de mensagem do menu <i>Help</i> , apresentando o programa computacional.	A-18
A.21 Artérias da cabeça e pescoço, e a curva determinística da frequência média relativa ao fluxo da artéria carótida. . . . .	A-19
A.22 Espectrograma simulado e as respectivas especificações usadas no programa.	A-20

## LISTA DE TABELAS

2.1	Elementos figurados contidos no sangue (tabela adaptada de [4]). . . . .	7
2.2	Tipo de ligação para cada derivação (tabela adaptada de [14]). . . . .	12
2.3	Valores normais de um sinal ECG (tabela adaptado de [18]). . . . .	14
2.4	Área média da secção transversal dos vasos sanguíneos (tabela adaptada de [24]). . . . .	21
2.5	Comprimentos de ondas usados para o diagnóstico de ultrassom (tabela adaptada de [30]). . . . .	24
2.6	Velocidade do som em meios não biológicos (tabela adaptada de [29]). . . . .	25
2.7	Velocidade do som em tecidos biológicos (tabela adaptada de [32] [27]). . . . .	25
2.8	Impedância acústica em tecidos biológicos (tabela adaptada de [27]). . . . .	27
2.9	Coefficiente de amplitude de reflexão e a percentagem de energia refletida para uma incidência de feixe de ultrassom perpendicular (tabela adaptada de [27]). . . . .	27
2.10	As diferentes categorias de severidade da estenose aórtica relacionando a velocidade máxima do jato aórtico, o gradiente de pressão médio e a área da válvula aórtica de acordo com ESC (European Society of Cardiology) e ACC/AHA (American College of Cardiology/American Heart Association) (tabela adaptada de [39]). . . . .	38
2.11	Critérios ECG de hipertrofia ventricular esquerda (tabela adaptada de [41]).	40
3.1	Principais parâmetros cardiovasculares de entrada para o modelo $V^3$ [47]. . . . .	50
3.2	Relação entre os valores da área da válvula aórtica com o gradiente de pressão máximo determinado para um correspondente período do ciclo cardíaco.	53
3.3	Valores usados para os parâmetros de entrada do sinal ECG. . . . .	55
4.1	Velocidade máxima e duração do período de ejeção para cada caso apresentado; (EA - Estenose Aórtica). . . . .	61
4.2	Valores usados para os parâmetros de entrada do ECG. . . . .	63
4.3	Duração do segmento ST para os diferentes casos apresentados na Figura	
4.4.	. . . . .	65
4.4	Mapas de cor predefinidos. . . . .	79
A.1	Principais características dos elementos que compõem o simulador de fluxo sanguíneo. . . . .	A-4

A.2 Mistura dos componentes para a fabricação do sangue artificial [50]. . . . .	A-5
A.22 Parâmetros do sistema para simular o fluxo sanguíneo em artéria carótida primitiva [50]. . . . .	A-20
A.22 Caraterísticas principais da artéria carótida primitiva [50]. . . . .	A-21



## INTRODUÇÃO

### 1.1 MOTIVAÇÃO

A eficácia do coração não depende somente da força das suas contrações mas também do desempenho correto das suas quatro válvulas. As válvulas estão sujeitas a uma variedade de distúrbios podendo estas ter um efeito progressivamente debilitante, a não ser que se recorra a uma intervenção cirúrgica para corrigir o problema. A estenose aórtica, valvulopatia analisada na decorrente dissertação, é uma doença cardiovascular que diz respeito ao estreitamento da válvula aórtica, o que impossibilita a sua abertura plena e, conseqüentemente, impede o fluxo sanguíneo normal da passagem de sangue do ventrículo esquerdo para a artéria aorta. Como o sangue passa por um orifício da válvula aórtica mais reduzido, a velocidade do fluxo no ponto estenótico aumenta.

A avaliação do fluxo sanguíneo recorre à instrumentação de ultrassom de efeito Doppler, a qual disponibiliza visualmente ao clínico o espectro Doppler. Este espectro é proporcional à velocidade sanguínea no interior do vaso ou válvula em análise e através da sua envolvente permite identificar situações anómalas. Assim, durante a intervenção clínica o paciente está a ser monitorizado por um ecógrafo. O espectrograma é em si corrompido por ruído, pelo que o estudo de metodologias de obtenção de espectros precisos e o correspondente cálculo de parâmetros clínicos do espectro (fluxo sanguíneo) torna-se difícil. Este obstáculo passa pela inexistência de um espectro padrão em relação ao qual se avalia o desempenho dos métodos de estimação espectral. Por outro lado, a sincronização do sinal de electrocardiograma (ECG) com o espectro Doppler é necessário para análise

clínica, pelo que a existência de uma aplicação computacional de fluxo sanguíneo em válvula aórtica normal e com valvulopatias é de extrema relevância científica. A simulação e sincronização do ECG com o espectro Doppler permitirá uma simulação mais realística, enriquecendo a aplicabilidade científica do sistema computacional de simulação.

## 1.2 OBJETIVOS

O principal objetivo da presente dissertação é o desenvolvimento de um sistema computacional de simulação de sinais de fluxo sanguíneo na válvula aórtica quando se utiliza a instrumentação de ultrassom de efeito Doppler.

O sistema computacional deve permitir a visualização dos espectros Doppler, isto é, as curvas de velocidade sanguínea associadas e referenciadas a curvas de ECG. A mesma aplicação deve providenciar simulações de fluxos normais e estenóticos.

## 1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação encontra-se estruturada da seguinte forma:

O presente capítulo expõe a motivação, os objetivos propostos e a organização da presente dissertação.

No capítulo 2 apresenta-se a teoria subjacente ao tema da dissertação. Abordam-se conceitos referentes ao sistema cardiovascular, concretamente a válvula aórtica normal e com estenose. Referem-se conceitos essenciais como o ultrassom e o efeito Doppler, descrevendo-se como o ecocardiograma Doppler permite avaliar o estado da válvula aórtica.

Os métodos usados para simular as curvas de velocidade média de fluxo sanguíneo numa válvula aórtica durante o ciclo cardíaco desejado e as respetivas curvas de frequência média são resumidos no capítulo 3. Apresenta-se o modelo de simulação proposto, o modelo  $V^3$ , e por intermédio deste simulam-se três curvas: as curvas de pressão na artéria aorta e no ventrículo esquerdo e a curva de volume ventricular esquerda. Neste mesmo capítulo, expõe-se a modelação do sinal ECG. Dispondo de todas as curvas, isto é, a curva de velocidade média de fluxo sanguíneo numa válvula aórtica, as curvas de pressão na artéria aorta e no ventrículo esquerdo, a curva de volume ventricular esquerda e a curva de ECG apresenta-se a sincronização entre elas. Por fim, descreve-se o método de simulação usado para sinais Doppler.

Os resultados obtidos pelas simulações são apresentados no capítulo 4. É comentado o desempenho do algoritmo de simulação proposto face aos sinais descritos noutras publicações. Apresenta-se sob forma gráfica, a curva de velocidade média e de frequência, as curvas de pressão durante o período de ejeção, o sinal ECG e por último, os sinais

Doppler da válvula aórtica. Para cada curva expõe-se um total de quatro simulações: um caso normal e três casos estenóticos com diferentes classificações. Neste mesmo capítulo, expõe-se o sistema computacional desenvolvido.

No último capítulo - capítulo 5 - apresentam-se as conclusões relativamente ao desenvolvimento desta dissertação, incluindo-se uma sugestão de trabalho futuro.



CAPÍTULO



## FUNDAMENTOS TEÓRICOS

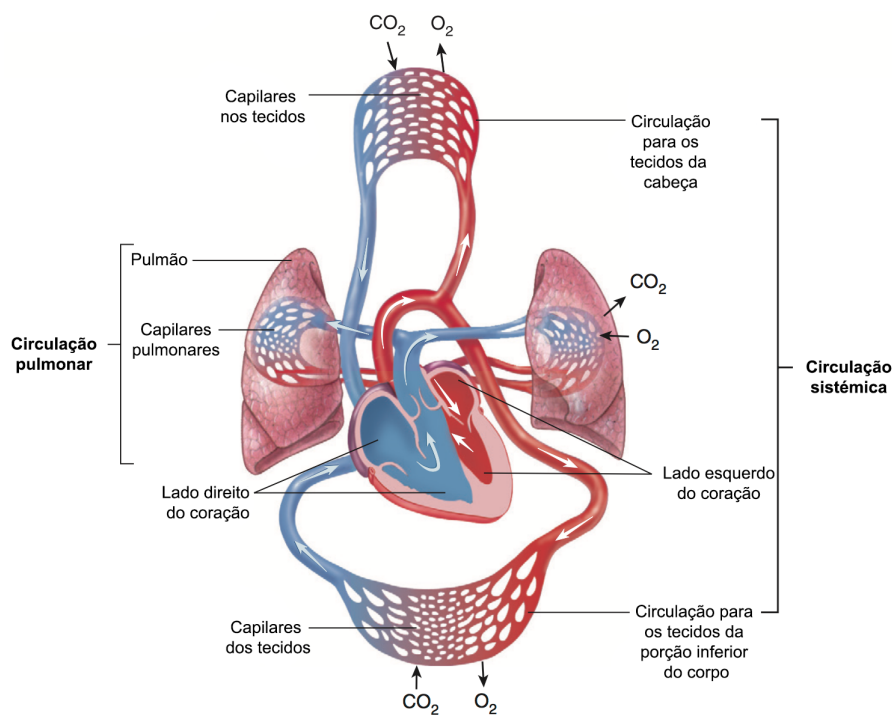
**E**ste capítulo tem como objetivo proporcionar uma visão global de diversos conceitos que favorecem a compreensão do trabalho desenvolvido desta dissertação. As doenças cardiovasculares estão entre aquelas que mais afetam a população a nível mundial [1]. Daí ser importante, numa primeira fase deste capítulo, começar por explorar a estrutura e a função do sistema cardiovascular. De seguida, abordar-se-á a atividade eléctrica do coração, a instrumentação de medição dessa atividade - o electrocardiograma e o funcionamento da válvula aórtica normal e com estenose. Descrever-se-á o ciclo cardíaco do lado esquerdo do coração e os conceitos básicos da hemodinâmica. Os fenómenos físicos na interação das ondas de ultrassom com os órgãos e com os tecidos, e o exame de diagnóstico usado para classificar a gravidade de estenose aórtica serão apresentados.

Vários foram os livros e artigos científicos consultados, sendo que as principais referências vão sendo mencionadas no decurso desta dissertação.

## 2.1 O SISTEMA CIRCULATÓRIO

O sistema circulatório humano é uma estrutura anatômica composta pelo sistema cardiovascular, que conduz e faz circular o sangue, e pelo sistema linfático, que transporta o fluido linfático (linfa) desde os espaços tissulares até ao sangue [2].

Neste subcapítulo será abordado apenas o primeiro sistema - o sistema cardiovascular. Este sistema é um sistema fechado composto pelo coração e pelos seus vasos sanguíneos de vários tipos e tamanhos, como mostra a Figura 2.1. Enquanto o coração impulsi-ona o sangue responsabilizando-se pela sua circulação, os vasos sanguíneos são a sua via de transporte para o conduzir a todos os tecidos do corpo e dirigi-lo de volta ao coração [3].



**Figura 2.1:** Circulação cardiovascular (imagem adaptada de [4]).

### 2.1.1 O SANGUE

O sangue, tecido conjuntivo líquido, é responsável por muitas funções, tendo como principal função o transporte de nutrientes e de dois gases, o oxigénio e o dióxido de carbono. O oxigénio é captado nos pulmões e é transportado pelo sangue até às células e o dióxido de carbono, produzido por estas, é levado até aos pulmões, para daí ser expelido. É pertinente conhecer a composição do sangue, dado que, o fluxo sanguíneo é o objeto de estudo.

O sangue é constituído por células (glóbulos vermelhos e glóbulos brancos) e fragmentos de células (plaquetas) envolvidos por uma parte líquida designada por plasma. O plasma constitui 55% do volume total de sangue, sendo os restantes 45%, designados por

elementos figurados, constituídos por plaquetas e pelos glóbulos vermelhos e brancos. A Tabela 2.1, mostra o número de células contidas num milímetro cúbico de sangue.

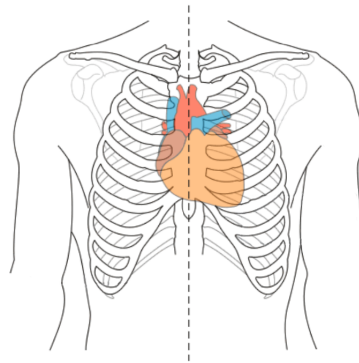
**Tabela 2.1:** Elementos figurados contidos no sangue (tabela adaptada de [4]).

Tipo de célula	Elementos figurados (número por $mm^3$ )
Glóbulos brancos	5 - 10 mil
Glóbulos vermelhos	4.2 - 6.2 mil
Plaquetas	250 - 400 mil

### 2.1.2 O CORAÇÃO

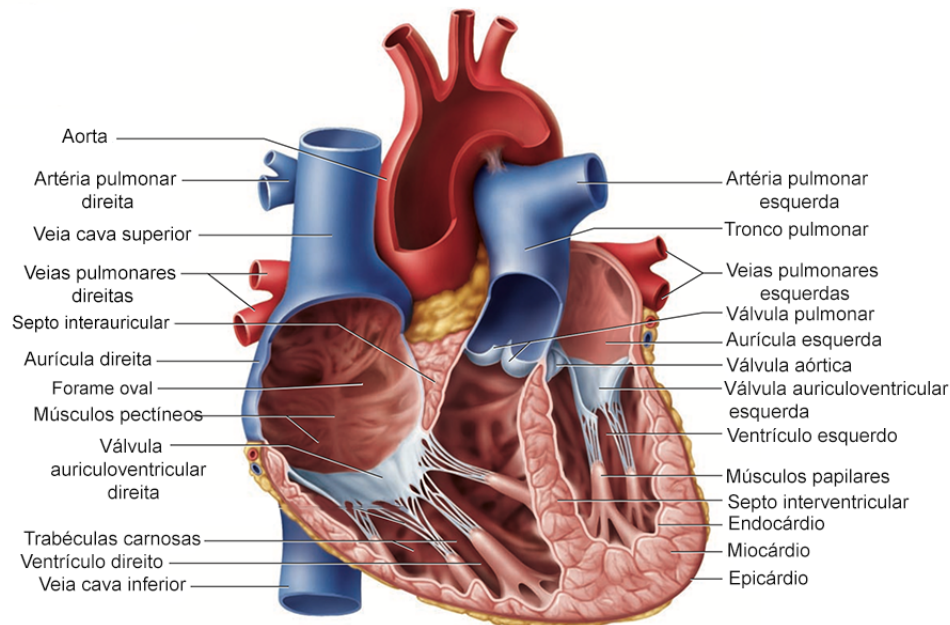
O sangue apenas poderá desempenhar o seu papel se circular continuamente e de modo pulsátil e, para isso, o coração impulsiona a energia necessária para mobilizar o sangue, para que este circule através dos vasos sanguíneos.

O coração humano normal é um órgão oco de tecido muscular cardíaco, situado no centro do tórax entre os dois pulmões, mais precisamente atrás e ligeiramente para a esquerda do esterno, num espaço denominado mediastino, como se pode observar na Figura 2.2. Tem a forma de um cone irregular e encontra-se numa posição oblíqua [2][3]. O coração adulto é do tamanho de um punho fechado e o seu peso médio varia em relação ao género, aproximadamente 260g e 270g para mulher e homem, respetivamente [5].



**Figura 2.2:** Localização do coração dentro da cavidade torácica (imagem adaptada de [6]).

As paredes do coração são compostas por três camadas de tecido distintas. O epicárdio envolve o coração e é uma fina membrana serosa que constitui, desta forma, o revestimento da superfície exterior do coração. A camada intermédia diz respeito ao miocárdio, sendo composto por células musculares cardíacas (miócitos) que são responsáveis pelos movimentos rítmicos, isto é, pelo bombeamento cardíaco. E por fim, a fina superfície interna, o endocárdio, reveste as aurículas, os ventrículos e as válvulas cardíacas.



**Figura 2.3:** Anatomia interna do coração (imagem adaptada de [7]).

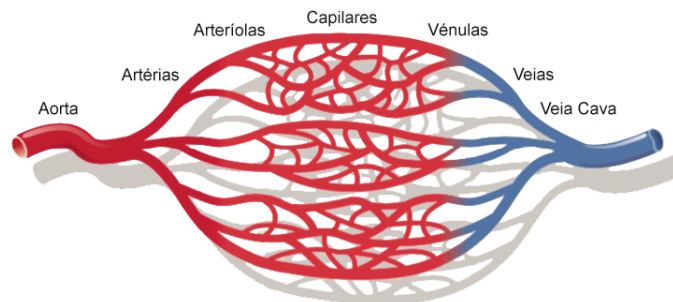
No seu interior, o coração é constituído por quatro cavidades, duas aurículas e dois ventrículos, como mostra a Figura 2.3. O sangue entra no coração pelas aurículas e abandona-o pelos ventrículos. A função das aurículas, parte superior do coração, é acolher o sangue que lhes chega através das veias, desde os pulmões e restante organismo, para imediatamente impulsioná-lo para os respetivos ventrículos. Possuem paredes mais finas comparativamente com os ventrículos, visto que, as aurículas possuem uma atividade contrativa muito inferior. Os ventrículos por sua vez, parte inferior do coração, recebem o sangue das respetivas aurículas e atuam como bombas que propulsionam o sangue em direção às artérias que o levarão até aos pulmões e a todo o organismo.

As aurículas e os ventrículos comunicam-se através de válvulas auriculoventriculares. Estas válvulas permitem a passagem do sangue da aurícula para os ventrículos, na direção referida, impedindo uma regressão do sangue para a aurícula. Existem duas válvulas auriculoventriculares, uma em cada lado do coração. A válvula auriculoventricular direita ou válvula tricúspide é assim denominada por conter três valvas (membranas) fibrosas. No lado esquerdo, a aurícula e o ventrículo comunicam-se através da válvula mitral (bicúspide). Ao todo existem quatro válvulas cardíacas, as duas referidas anteriormente e as válvulas aórtica e pulmonar. Estas duas últimas são denominadas em conjunto por válvulas semilunares ou sigmóides. A válvula pulmonar permite a passagem do fluxo sanguíneo do ventrículo direito para a artéria pulmonar, enquanto que a válvula aórtica permite a passagem do fluxo sanguíneo do ventrículo esquerdo para a aorta. Ambas têm a função de impedir, que o sangue retorne ao coração permitindo que o fluxo de sangue flua num só sentido.

As aurículas estão separadas entre si por um septo denominado de septo interauricular. Um outro septo chamado de septo auriculoventricular, isola os ventrículos, dividindo assim o coração em duas metades [3]. Essas duas metades, lado direito e lado esquerdo, possuem uma aurícula e um ventrículo cada, e para que o sistema cardiovascular possa desempenhar todas as funções em que está encarregue, as duas metades têm que permitir uma circulação sanguínea dupla. Por um lado tem-se a pequena circulação ou circulação pulmonar e por outro lado, a grande circulação ou também denominada por circulação sistêmica. Deste modo, o lado direito recebe sangue desoxigenado (representado a azul, na Figura 2.1) através das veias cavas inferior e superior, oriundo do corpo, tendo o encargo de bombeá-lo para os pulmões através da artéria pulmonar (circulação pulmonar). Sob a perspectiva da parte esquerda do coração, o sangue, neste caso, sangue oxigenado (representado a vermelho, na Figura 2.1) proveniente dos pulmões através das veias pulmonares é bombeado para as restantes partes do corpo, através da circulação sistêmica [8].

### 2.1.3 OS VASOS SANGUÍNEOS

Os vasos sanguíneos que transportam o sangue do coração para os órgãos são as artérias. Desse modo, o sangue sai do coração através dos ventrículos em direção às grandes artérias, às quais ramificam-se e estreitam-se de modo gradual para formar artérias de calibre sucessivamente menores. As artérias podem ser classificadas de acordo com o seu calibre em: artérias elásticas ou artérias grandes, artérias musculares ou artérias de médio calibre e arteríolas ou artérias pequenas. Através das arteríolas o sangue flui para os capilares onde ocorrem as trocas metabólicas entre o sangue e as células do órgão. Os capilares são vasos de pequeníssimo calibre que apresentam paredes mais finas e existem em grandes quantidades no nosso corpo comparada com os restantes vasos sanguíneos, como se percebe pela Figura 2.4. Dos capilares, seguem-se as vénulas, as pequenas veias e as veias de médio ou grande calibre e o sangue passa, desta forma, para o sistema venoso. As veias possuem paredes mais finas e contêm menos tecido elástico e menos células de músculo liso quando comparadas com as artérias.



**Figura 2.4:** Tipos de vasos sanguíneos (imagem adaptada de [4]).

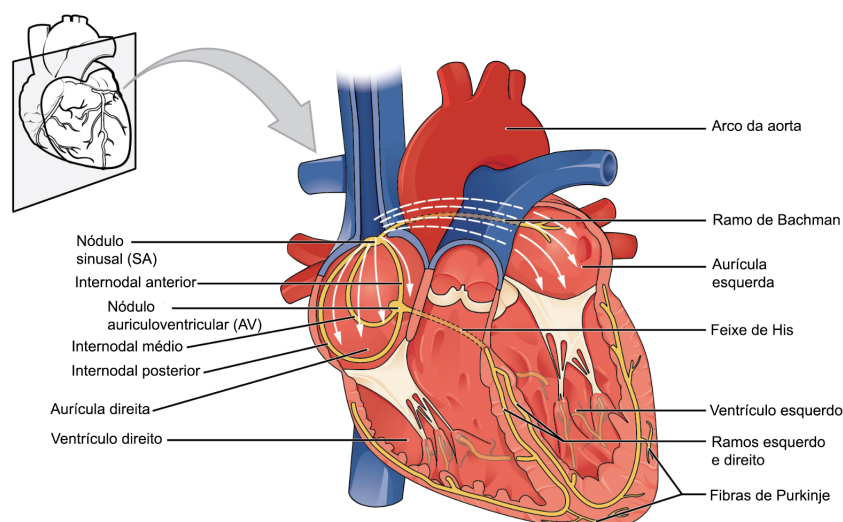
## 2.2 O ELECTROCARDIOGRAMA

As aurículas e os ventrículos contraem-se de forma coordenada para impulsionar o sangue para as restantes partes do corpo, num ciclo cardíaco regular. As contrações do coração são provocadas por um estímulo ou impulso eléctrico e, por conseguinte, as células no interior do miocárdio funcionam segundo uma ordem específica conhecida como o sistema de condução cardíaco [8]. Através da colocação dos eléctrodos no tórax, nos braços e nas pernas, ligados a um equipamento específico chamado electrocardiógrafo, é possível detetar e medir as pequenas variações de voltagem provocadas pelos potenciais de ação do músculo cardíaco. O ECG representa por traçado essa atividade eléctrica do coração. Segue-se uma abordagem sobre estes tópicos.

### 2.2.1 O SISTEMA DE CONDUÇÃO CARDÍACO

O sistema de condução cardíaco é formado por dois nódulos e um feixe de condução, como exhibe a Figura 2.5. Os dois nódulos localizam-se no interior da parede da aurícula direita, e são denominados por nódulo sinusal ou sinoauricular (SA) e nódulo auriculoventricular (AV) [8][4].

O impulso eléctrico do coração tem origem no nódulo SA, iniciando cada ciclo cardíaco. Estes impulsos ativam (despolarização) as células do músculo auricular, propagando-os através das vias de condução auriculares até ao nódulo AV. O nódulo AV transmite os estímulos das aurículas aos ventrículos, dando origem a um feixe de condução do coração, o feixe de His. O feixe de His é uma estrutura de bifurcação que conduz estímulos específicos para cada ventrículo. Por sua vez, as fibras de Purkinje são responsáveis pela despolarização dos ventrículos.



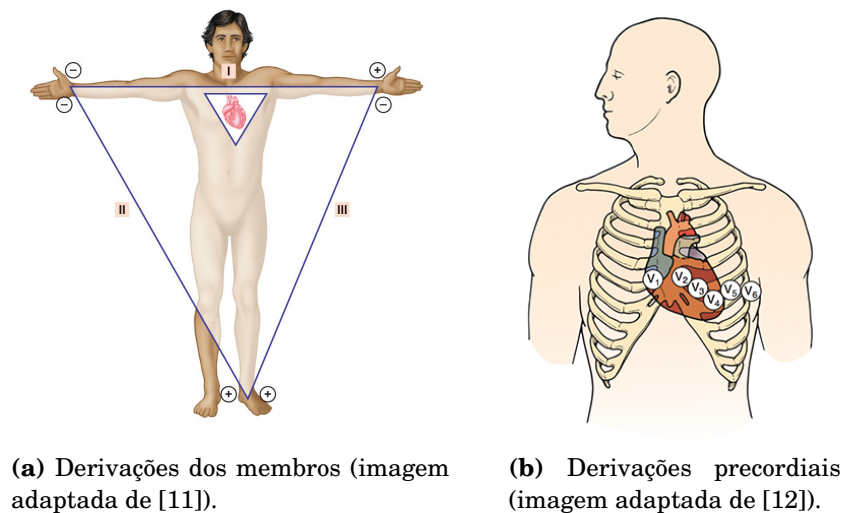
**Figura 2.5:** Sistema de condução do coração (imagem adaptada de [9]).

## 2.2.2 O SISTEMA DE DERIVAÇÕES

Por via da colocação dos eléctrodos em diversas partes da superfície do corpo, a despolarização e repolarização das células miocárdicas podem ser detetadas de diferentes ângulos. Através desses eléctrodos são obtidos os registos da atividade eléctrica no coração para impressão e análise do ECG.

O ECG é composto por doze derivações. Cada derivação de ECG fornece uma imagem única dos impulsos eléctricos transmitidos do coração para a superfície do corpo.

Historicamente, Einthoven apresentou aquilo que se tornou conhecido como o triângulo de Einthoven (derivações I, II e III), conforme indica a Figura 2.6a. Colocou eléctrodos nos braços direito e esquerdo e na perna esquerda, correspondendo aos vértices de um triângulo equilátero, considerando o coração como o centro. Estas derivações utilizam dois eléctrodos ao mesmo tempo para registar o traçado. Assim, cada derivação bipolar mede a diferença de potencial entre dois pontos (um eléctrodo é arbitrariamente positivo e o outro negativo) do corpo [8][10]. Mais tarde, Frank Wilson descreveu a derivação unipolar, introduzindo seis derivações precordiais ( $V_1$  a  $V_6$ ), como revela a Figura 2.6b. Posteriormente, Emanuel Goldberger introduziu as derivações unipolares aumentadas, aVL, aVR e aVF, a partir dos originais de Wilson. São chamadas de derivações unipolares, porque cada derivação utiliza apenas um eléctrodo de cada vez para registar as forças eléctricas geradas pelo coração em relação a um ponto comum.



**Figura 2.6:** As doze derivações do ECG.

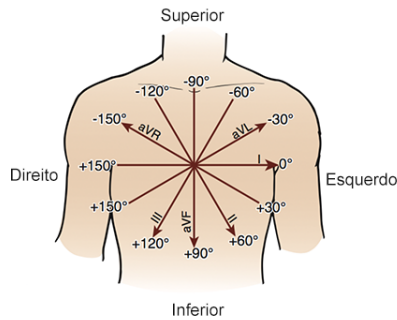
Hoje em dia, o ECG é registado recorrendo a essas doze derivações referidas anteriormente (seis derivações dos membros e seis derivações precordiais). As derivações dos membros denominam-se por: I, II, III, aVR, aVL e aVF. As outras seis derivações precordiais são designadas por:  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$  e  $V_6$ .

O coração é estudado através de dois planos eléctricos principais: o plano frontal e o

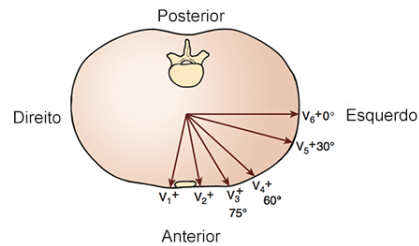
plano horizontal, conforme exhibe a Figura 2.7.

Nas derivações do plano frontal (Figura 2.7a), os eléctrodos são colocados nas extremidades: braço direito, braço esquerdo, perna esquerda e perna direita (eléctrodo terra/neutro), de onde se obtêm as derivações bipolares (I, II e III) e as derivações unipolares (aVR, aVL e aVF).

No plano horizontal, os eléctrodos são colocados em pontos distintos da parede anterior do tórax, conforme exhibe a Figura 2.7b, obtendo-se as derivações unipolares precordiais [13].



(a) Plano frontal (imagem adaptada de [12]).



(b) Plano horizontal (imagem adaptada de [12]).

**Figura 2.7:** Plano frontal e o plano horizontal.

A Tabela 2.2 apresenta o tipo de ligação para cada uma das diferentes derivações do ECG.

**Tabela 2.2:** Tipo de ligação para cada derivação (tabela adaptada de [14]).

Derivação	Tipo de ligação
DI	Terminal positivo é ligado ao braço esquerdo e terminal negativo é ligado ao braço direito
DII	Terminal positivo é ligado à perna esquerda e o terminal negativo é ligado ao braço direito
DIII	Terminal positivo é ligado à perna esquerda e terminal negativo é ligado ao braço esquerdo
aVR	Terminal positivo é ligado ao braço direito
aVL	Terminal positivo é ligado ao braço esquerdo
aVF	Terminal positivo é ligado à perna esquerda
V1	Quarto espaço intercostal, bordo direito do esterno
V2	Quarto espaço intercostal, bordo esquerdo do esterno
V3	Quinto espaço intercostal, entre o V <sub>2</sub> e o V <sub>4</sub>
V4	Quinto espaço intercostal, linha média clavicular
V5	Quinto espaço intercostal, linha axilar anterior
V6	Quinto espaço intercostal na linha média da axila

### 2.2.3 A INTERPRETAÇÃO DO ECG NORMAL

O ECG é um registo composto por ondas, separadas por intervalos e segmentos. Nesse registo consta a atividade eléctrica do coração.

A linha isoelectrica corresponde ao nível de tensão considerada para o coração em repouso, isto é, representa a ausência de atividade eléctrica. Uma onda é a representação de um evento eléctrico do coração, sendo considerada uma deflexão em relação à linha de base, seja ela positiva ou negativa. Um intervalo é a porção do ECG que inclui um segmento de uma ou mais ondas. Por fim, um segmento é a linha (isoelectrica num ECG normal) que une uma onda com a outra, sem incluir qualquer uma delas.

Normalmente, a primeira deflexão no ECG em cada ciclo cardíaco, corresponde à onda P, que representa a despolarização das aurículas. Geralmente, esta onda é positiva (acima da linha isoelectrica) nas derivações I, II, aVF e da  $V_4$  à  $V_6$  e negativa (abaixo da linha isoelectrica) na derivação aVR [14]. A sua duração normal é entre 0.06 e 0.11 segundos.

O intervalo PR representa o início da despolarização auricular (onda P) e o início da despolarização ventricular (início do complexo QRS), sendo que a maior parte desse tempo equivale à condução da corrente através do nódulo auriculoventricular (AV). A duração do intervalo PR normal vai de 0.12 a 0.20 segundos [15].

O complexo QRS representa a despolarização dos ventrículos, surgindo após cada onda P. O seu contorno resulta da despolarização quase em simultâneo, dos ventrículos esquerdo e direito, e a sua duração normal é de 0.06 a 0.10 segundos.

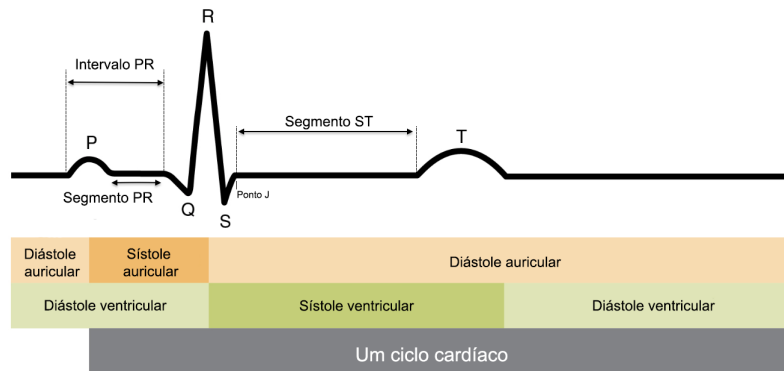
De seguida surge a onda T, que representa o fim da repolarização ventricular, apresentando uma deflexão positiva, tal como a onda P.

O segmento ST retrata o intervalo de tempo entre o fim do complexo QRS (uma junção denominada por ponto J) e o início da onda T. Os ventrículos estão entre a despolarização (Complexo QRS) e a repolarização (onda T), caracterizando o tempo em que o miocárdio mantém a contração, a fim de impulsionar o sangue para fora dos ventrículos. Assim, este segmento mostra parte da repolarização ventricular e normalmente é isoelectrico.

Por vezes, surge uma pequena deflexão após a onda T, representada pela letra U. Esta onda só aparece em alguns indivíduos, e a sua origem tem sido assunto de alguma discussão, pois os mecanismos exatos envolvidos ainda não estão totalmente claros, existindo algumas teorias [16][15].

A Figura 2.8 mostra o traçado normal do ECG relacionado com os eventos do ciclo cardíaco. De forma sucinta, inicialmente quer as aurículas, quer os ventrículos estão relaxados (diástole). A onda P representa a despolarização das aurículas e é seguida pela contração auricular (sístole) até ao complexo QRS. O complexo QRS representa a despolarização ventricular e é seguido pela contracção dos ventrículos. Por fim, a onda

T retrata a repolarização dos ventrículos e marca o início do relaxamento ventricular. A onda U, não está representada na Figura 2.8.



**Figura 2.8:** Traçado normal do ECG relacionado com os eventos do ciclo cardíaco (imagem adaptada de [17]).

Os intervalos normais do ECG estão apresentados na Tabela 2.3.

**Tabela 2.3:** Valores normais de um sinal ECG (tabela adaptado de [18]).

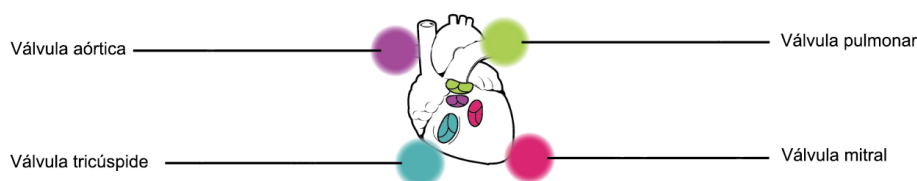
Ondas/Intervalo/Segmentos	Duração (s)	Amplitude (mV)
Onda P	0.08 a 0.11	< 0.25
Onda Q	< 0.03 s	25% da amplitude R
Complexo QRS	0.06 a 0.1	< 1
Onda T	0.1 a 0.2 s	0.2 a 0.5
Intervalo PR	0.12 a 0.2 s	-
Segmento ST	0.05 a 0.15	< 0.1

## 2.3 A VÁLVULA AÓRTICA NORMAL E COM ESTENOSE

De seguida, aborda-se a válvula aórtica normal, descreve-se o ciclo cardíaco do lado esquerdo do coração e por fim, referem-se as causas e sintomas da estenose aórtica.

### 2.3.1 VÁLVULA AÓRTICA NORMAL

Já referido, no coração existem quatro válvulas: duas válvulas auriculoventriculares (válvula tricúspide e válvula mitral (bicúspide)) e duas válvulas semilunares (válvula aórtica e válvula pulmonar), como ilustra a Figura 2.9.



**Figura 2.9:** As quatro válvulas do coração (imagem adaptada de [17]).

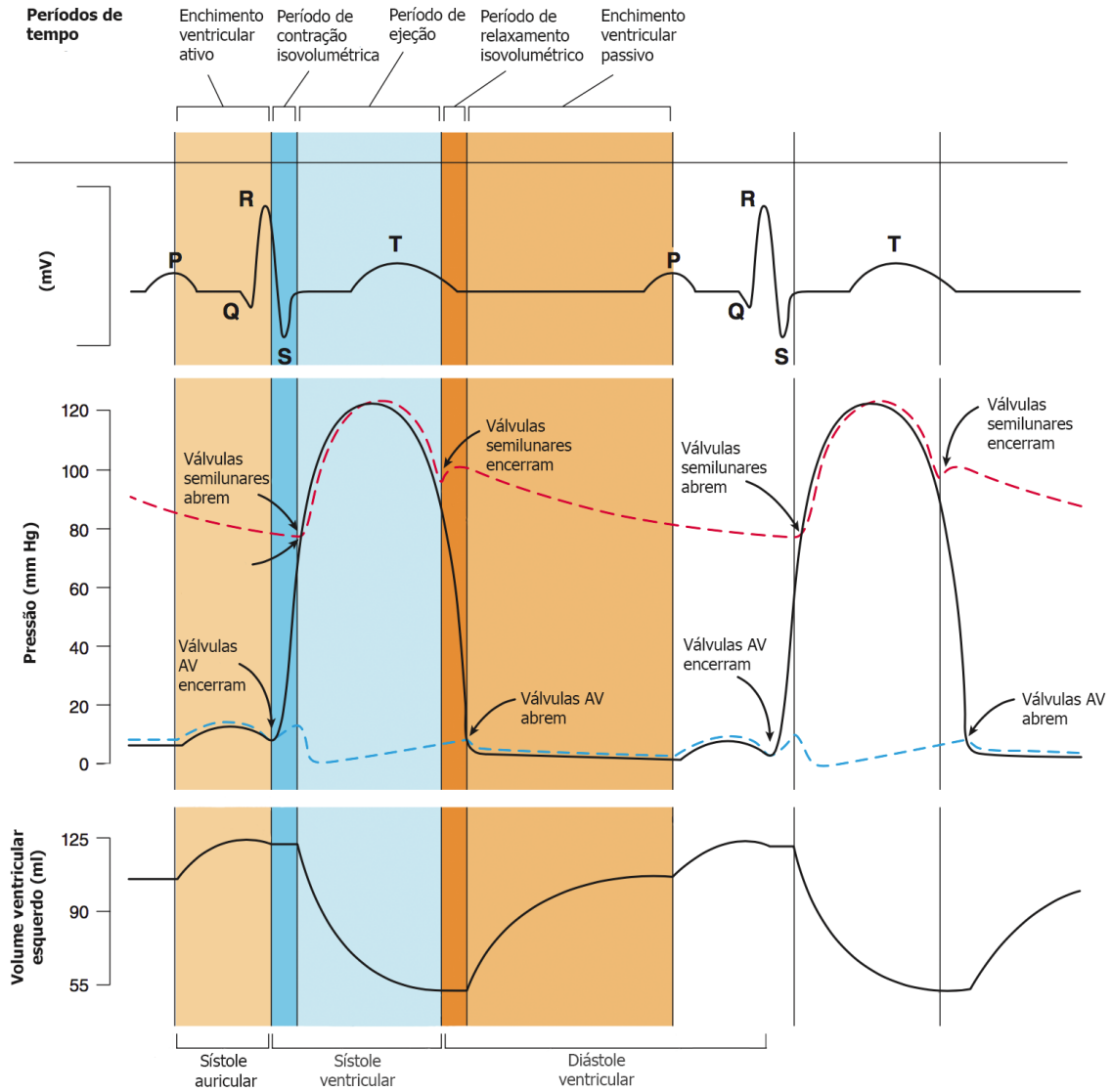
A válvula aórtica comunica o ventrículo esquerdo com a artéria aorta e é constituída por três cúspides semilunares: direita, esquerda e posterior.

### 2.3.2 CICLO CARDÍACO

O termo ciclo cardíaco é definido como um conjunto de acontecimentos que ocorrem desde o início de um batimento cardíaco até ao início do batimento seguinte. Posto isto, o ciclo cardíaco é caracterizado por um conjunto de variações em relação à pressão no interior do coração. Essas variações de pressão são geradas pela contração muscular cardíaca e, desse modo, o sangue flui sempre da área de maior para a de menor pressão. A sua duração normal é de 0.7 a 0.8 segundos, apesar de variar consideravelmente de uma pessoa para outra.

O ciclo cardíaco pode ser descrito tendo em conta pontos de partida diferentes: a contração designada por sístole e o relaxamento denominado por diástole. A sístole refere-se ao período durante o qual as cavidades do coração se esvaziam, enquanto que, a diástole refere-se ao período que permite a entrada de sangue no coração.

A Figura 2.10, evidencia os principais eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco do lado esquerdo do coração. Apesar de as variações de pressão no coração do lado direito não estarem representadas, estas são semelhantes às do lado esquerdo.



**Figura 2.10:** Eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco (imagem adaptada de [4]).

Na figura atrás está representado de cima para baixo:

- O ECG, que indica os acontecimentos elétricos que originam a contração e o relaxamento das aurículas e dos ventrículos;
- As curvas das variações de pressão existentes na aurícula esquerda (linha tracejada a azul), no ventrículo esquerdo (linha preta) e na aorta (linha tracejada a vermelho) em resultado da contração e do relaxamento das aurículas e dos ventrículos;
- E a curva de volume ventricular esquerdo, indicando a entrada e a saída de sangue no ventrículo como consequência das variações de pressão.

### 2.3.2.1 EVENTOS QUE OCORREM DURANTE A SÍSTOLE VENTRICULAR

A contração ventricular tem início logo a seguir à conclusão do complexo QRS no ECG. Esta contração aumenta a pressão ventricular, causando o encerramento das válvulas auriculoventriculares. Ao mesmo tempo que a contração continua, a pressão ventricular continua a subir mas nenhum sangue sai do ventrículo, visto que, todas as válvulas estão fechadas. A este intervalo de tempo denomina-se **período de contração isovolumétrica** porque o volume de sangue no ventrículo é constante nesta fase.

No momento em que a pressão ventricular excede a da aorta ( $\approx 80$  mm Hg), a válvula semilunar aórtica abre, permitindo que o sangue saia do ventrículo para a aorta, e a este período dá-se o nome de **período de ejeção**. Na primeira parte desse período, o sangue flui rapidamente para fora do ventrículo. Já próximo do final da ejeção, o fluxo de sangue torna-se muito pequeno, causando a diminuição da pressão ventricular apesar de a contração continuar [4].

### 2.3.2.2 EVENTOS QUE OCORREM DURANTE A DIÁSTOLE VENTRICULAR

A onda T no ECG representa a repolarização e o relaxamento ventricular. O ventrículo começa a relaxar e a pressão ventricular desce abruptamente, abaixo da pressão da aorta. Como consequência disso, o sangue tenta retornar ao ventrículo levando a que a válvula aórtica encerre. Não havendo alteração no volume ventricular devido a nenhuma entrada de sangue no ventrículo, pois todas as válvulas cardíacas estão encerradas, dá-se o nome a este breve período de **período de relaxamento isovolumétrico**.

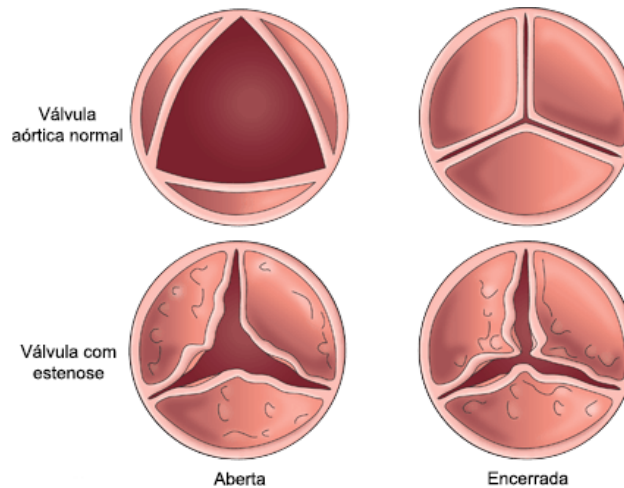
Durante a sístole ventricular e o período de relaxamento isovolumétrico, as aurículas relaxam e recebem o sangue proveniente das veias, devido ao facto das válvulas auriculoventriculares se encontrarem fechadas. No momento em que a pressão ventricular é inferior à da auricular, as válvulas auriculoventriculares abrem permitindo que o sangue passe da aurícula para o ventrículo. Este período é designado de **enchimento ventricular passivo**, sendo que a maior parte do enchimento ventricular ocorre durante o primeiro terço da diástole ventricular. No fim do enchimento ventricular passivo, os ventrículos atingem cerca de 70% da sua capacidade.

Durante a última parte da diástole ventricular, isto é, a fase correspondente ao **enchimento ventricular ativo**, a aurícula contrai-se completando o enchimento ventricular. Seguidamente o ventrículo inicia a sua contração, fechando as válvulas auriculoventriculares e tem início mais um ciclo cardíaco.

### 2.3.3 ESTENOSE AÓRTICA

Existem duas valvulopatias aórticas: a estenose e a insuficiência aórtica, sendo que esta última não irá ser abordada.

A estenose aórtica refere-se ao estreitamento da válvula aórtica, isto é, a impossibilidade de esta se abrir de forma correta, provocando uma abertura incompleta (Figura 2.11). Como o sangue passa por um orifício da válvula aórtica mais reduzido, a velocidade do fluxo no ponto estenótico aumenta. A consequência imediata é o aumento de pressão do ventrículo esquerdo e o sangue flui a velocidades mais elevadas.



**Figura 2.11:** Válvula aórtica normal e válvula com estenose (imagem adaptada de [19]).

As causas mais frequentes de estenose aórtica são malformações congênitas da válvula (estas podem ser univalvar, bivalvar ou trivalvar), febre reumática e calcificação de uma válvula congênita, reumática ou uma válvula normal que sofreu alterações degenerativas.

É habitual que esta valvulopatia seja assintomática durante um longo período de tempo. A partir desse momento, os sintomas cardinais que se recolhem na anamnese (interrogatório médico) são: dispneia, síncope de esforço e angina de peito [20].

## 2.4 DINÂMICA DA CIRCULAÇÃO SANGUÍNEA

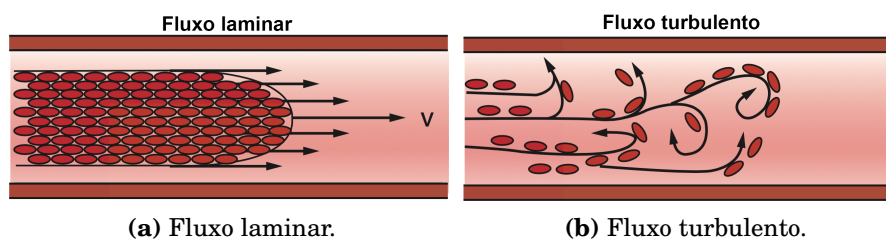
O estudo de diversos tipos de movimento no interior do corpo humano recorrendo ao ultrassom de Doppler, especificamente para a detecção e quantificação do fluxo no coração, artérias e veias, requer sobretudo compreender os conceitos básicos da hemodinâmica, ciência que estuda a circulação sanguínea.

### 2.4.1 FLUXO LAMINAR E TURBULENTO NOS VASOS

Os líquidos, como o sangue, têm propensão para circular através de tubos longos e de paredes lisas de uma forma linear, designado por fluxo laminar. Deste modo, a circulação do sangue no interior de um vaso sanguíneo, comporta-se como se fosse composto por um grande número de camadas concêntricas, sendo que as camadas de sangue que se encontram mais perto da parede do vaso sofrem uma maior resistência à circulação, quer

isto dizer que, movimentam-se com menor velocidade devido ao atrito. Contrariamente, as camadas mais internas movem-se mais rapidamente, conseqüentemente com menor resistência à circulação [4].

O fluxo laminar torna-se instável em altas velocidades ou em situações em que o líquido passa por um estrangulamento, uma curva acentuada ou uma superfície rugosa, originando uma circulação em forma de espiral, conhecido como fluxo turbulento. Este tipo de fluxo ocorre essencialmente no coração e de forma menos perceptível, nas ramificações das artérias ou, em caso de existência de ateromas, nos respectivos vasos. O sangue ao passar nas válvulas cardíacas origina um fluxo turbulento, sendo em parte responsável pelos sons cardíacos que podem ser audíveis.



**Figura 2.12:** Fluxo laminar e turbulento (imagem adaptada de [12]).

### 2.4.2 FLUXO SANGUÍNEO

O fluxo sanguíneo num vaso é proporcional à diferença de pressão nesse vaso. Quer isto dizer que, não existe fluxo se no ponto A a pressão ( $P_A$ ) é igual à do ponto B ( $P_B$ ). Em contrapartida, existe fluxo se a pressão no ponto A for maior que no ponto B, e desta forma, o fluxo dá-se de A para B, ou seja, verifica-se movimento dos pontos  $P_A$  para  $P_B$ . O mesmo acontecerá se for ao contrário, se  $P_B$  for maior que  $P_A$ , o fluxo dá-se de  $P_B$  para  $P_A$  e quanto maior for a diferença de pressão, maior será o seu fluxo [4].

Contudo, o fluxo de sangue num vaso com diferença de pressão sofre uma resistência ( $R$ ) de oposição. Desta maneira, o fluxo sanguíneo num vaso pode ser expresso matematicamente a partir do efeito das diferenças de pressão e da resistência, pela seguinte equação:

$$Fluxo = \frac{P_A - P_B}{R} \quad (2.1)$$

Existe vários fatores que podem influenciar a resistência ao fluxo sanguíneo, sendo expressos individualmente na lei de Poiseuille. O médico e físico francês, Jean Poiseuille (1797-1869), interessou-se em interpretar o comportamento do fluxo de sangue dentro das veias e das artérias do corpo humano, determinando experimentalmente como variava a velocidade do sangue. Para isso, estudou o fluxo de água em tubos de tamanhos diferentes

para compreender as leis referentes ao fluxo sanguíneo. Assim, um segmento de uma artéria ou de uma veia pode ser comparado a um tubo cilíndrico de diâmetro constante, admitindo que a secção transversal de um círculo é de raio  $r$  [21][22].

A lei de Poiseuille expressa-se pela seguinte equação:

$$Fluxo = \pi \frac{(P_A - P_B)}{8\eta \frac{l}{r^4}} \iff Fluxo = \pi \frac{(P_A - P_B)r^4}{8\eta l} \quad (2.2)$$

onde  $\eta$  é a viscosidade do sangue,  $l$  refere-se ao comprimento do vaso,  $P$  igual à pressão e  $r$  igual ao raio do vaso sanguíneo. Relacionando a Equação 2.1 com a Equação 2.2, é possível notar que:

$$R = \frac{P_A - P_B}{Fluxo} \iff R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad (2.3)$$

Assim, de acordo com a lei de Poiseuille (Equação 2.2), deduz-se o seguinte:

- É possível constatar que o fluxo diminui quando a resistência aumenta e vice-versa;
- Por outro lado, a partir da Equação 2.3, denota-se que a resistência é inversamente proporcional à quarta potência do raio da circunferência do vaso. O mesmo se pode sublinhar do diâmetro: se a resistência ao fluxo diminui, o diâmetro do vaso sanguíneo aumenta.

Uma vez que, o raio é metade do diâmetro ( $\frac{d}{2}$ ), substituindo na Equação 2.3, tem-se:

$$R = \frac{128\eta l}{\pi d^4} \quad (2.4)$$

Pelas Equações 2.3 e 2.4, compreende-se que o fluxo é diretamente proporcional à quarta potência do raio/diâmetro da circunferência do vaso e por sua vez, a resistência é inversamente proporcional. Os vasos de diferentes diâmetros oferecem diferentes resistências ao fluxo. Assim, pequenas variações no diâmetro de um vaso provocam grandes variações na resistência ao fluxo e grandes variações no fluxo.

Verifica-se também que o aumento da viscosidade do sangue ou do comprimento do vaso diminui o fluxo.

A viscosidade é a resistência provocada ao fluxo por um fluido em movimento. No caso do sangue, apresenta uma viscosidade de 3.0 a 4.5, e depende substancialmente do hematócrito (percentagem do volume total de sangue composto por glóbulos vermelhos) [4]. Assim, quando o hematócrito aumenta, a viscosidade do sangue aumentará logaritmicamente.

Relativamente ao comprimento do vaso, quanto maior for o comprimento do vaso, maior será a resistência ao fluxo sanguíneo, o que implica a sua diminuição.

### 2.4.3 VELOCIDADE DO FLUXO SANGUÍNEO

Os termos fluxo e velocidade muitas vezes podem ser confundidos. De acordo com a dinâmica dos fluidos, o fluxo volumétrico ( $Q$ ) é o volume de fluido ( $V$ ) que passa por uma determinada superfície num determinado tempo ( $t$ ),

$$Q = \frac{V}{t} \quad (2.5)$$

Assim, o fluxo sanguíneo num vaso diz respeito ao volume (quantidade de sangue) que passa por um dado ponto na circulação por unidade de tempo [4]. O fluxo sanguíneo num vaso está relacionado com a velocidade através da seguinte expressão:

$$Q = Av \quad (2.6)$$

onde  $Q$  é o fluxo,  $A$  referente à área média da secção transversal do vaso e  $v$  a velocidade.

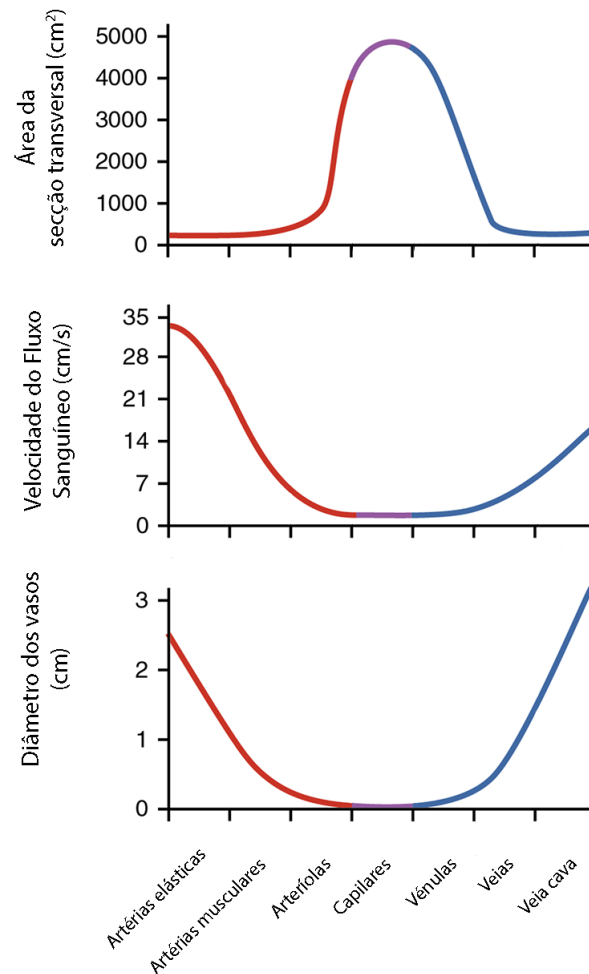
Geralmente, o fluxo sanguíneo é expresso em mililitros por segundo (mL/s) e a velocidade do fluxo sanguíneo é expresso em centímetros por segundo (cm/s) [23].

**Tabela 2.4:** Área média da secção transversal dos vasos sanguíneos (tabela adaptada de [24]).

Vaso sanguíneo	Área média da secção transversal ( $cm^2$ )
Aorta	2,5
Pequenas artérias	20
Arteriolas	40
Capilares	2500
Vénulas	250
Pequenas veias	80
Veias cavas	8

A Tabela 2.4, apresenta a área média da secção transversal de cada tipo de vaso sanguíneo correspondendo ao espaço onde circula o sangue, que é medido em centímetros quadrados ( $cm^2$ ). Se a secção transversal de cada tipo de vaso sanguíneo for calculada e multiplicada pelo número de vasos de cada tipo, o resultado que se obtém é a secção transversal total para cada tipo de vaso. Analisando a Tabela 2.4, é possível notar que a secção transversal da aorta é de 2,5  $cm^2$ . Para o caso dos capilares, como existem em maior quantidade (milhões), cada um com uma secção transversal muito pequena, a secção transversal total, por sua vez, é bastante superior quando comparada à da aorta. Deste modo, verifica-se que a área da secção transversal aumenta da aorta até aos capilares e diminui dos capilares até às veias cavas.

A Figura 2.13, mostra as relações entre a área da secção transversal, a velocidade do fluxo e o diâmetro dos diferentes vasos.



**Figura 2.13:** Relações entre a área de secção transversal total, a velocidade do fluxo e o diâmetro dos diferentes vasos (imagem adaptada de [25]).

Analisando a Figura 2.13, é possível verificar que os capilares apresentam uma área de secção transversal total muito superior, mas a velocidade do fluxo sanguíneo é baixa [4]. Além disso, observa-se também que à medida que a área de secção transversal total dos vasos sanguíneos diminui, a velocidade do fluxo e o diâmetro dos vasos aumenta.

## 2.5 O ECOCARDIOGRAMA

O ecocardiograma é um exame complementar não invasivo usado em cardiologia clínica, que utiliza o ultrassom para gerar as imagens. O termo ultrassom, tal como o nome sugere, é utilizado para descrever um som a uma frequência alta, acima da frequência audível humana, ou seja, superior a 20 kHz [26].

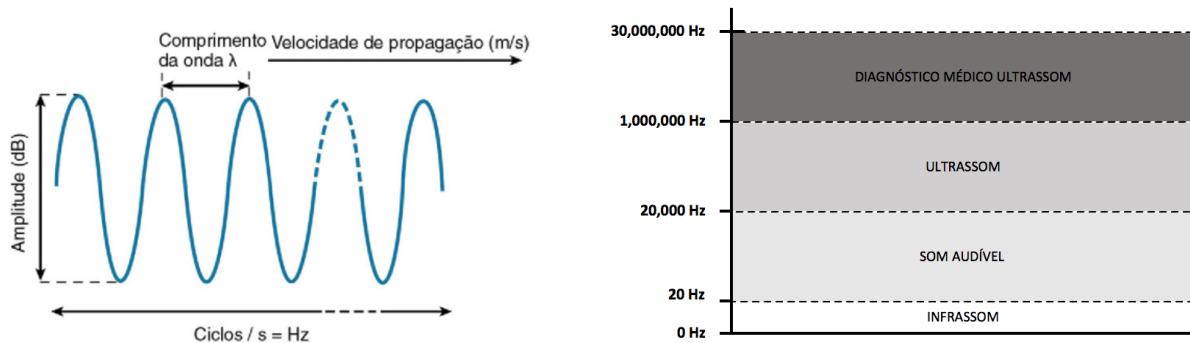
Neste subcapítulo serão abordadas as características das ondas, os fenómenos físicos na interação das ondas de ultrassom com os órgãos e com os tecidos e, por fim, o transdutor de ultrassom.

### 2.5.1 CARATERÍSTICAS DAS ONDAS

As ondas podem ser classificadas em dois tipos quanto à sua natureza, em ondas mecânicas e em ondas eletromagnéticas. As ondas de som são exemplos de ondas mecânicas necessitando de um meio material para se propagarem. Já as ondas eletromagnéticas são produzidas por variações de um campo magnético e de um campo eléctrico não necessitando de um meio material para se propagarem, propagando-se, assim, no vácuo.

Do mesmo modo que outras ondas, as ondas de som são descritas com base na frequência ( $f$ ), no comprimento de onda ( $\lambda$ ), na velocidade de propagação ( $c$ ) e na amplitude. A Figura 2.14a mostra as características de uma onda de ultrassom.

A frequência da onda refere-se ao número de oscilações no intervalo de 1 segundo e a sua unidade de medida é o hertz (Hz) ou ciclos por segundo (ciclos/s), sendo que 1 ciclo/s é equivalente a 1 Hz. A Figura 2.14b apresenta um esquema com a classificação das ondas de som de acordo com as diferentes frequências. A primeira faixa corresponde à faixa dos infrassons, seguindo-se a faixa da frequência audível humana, ou seja, de 20 Hz a 20 kHz aproximadamente. A faixa seguinte denominada de ultrassom, refere-se a um som com uma frequência superior a 20 kHz. E por fim, a última faixa corresponde à frequência utilizada para diagnóstico médico que aplica transdutores<sup>1</sup> a variar entre 1 e 20 MHz [26][28].



(a) Diagrama esquemático de uma onda de ultrassom (imagem adaptada de [28]).

(b) Classificação dos sons de acordo com a frequência (imagem adaptada de [29]).

**Figura 2.14:** Classificação dos sons de acordo com a frequência e as características de uma onda de ultrassom.

O comprimento de onda é a distância pico a pico de uma onda, como indica a Figura 2.14a, sendo inversamente proporcional à frequência. A escolha do comprimento de onda a usar em cada exame de ultrassom tem relevância em dois aspetos. Primeiro em relação à profundidade de penetração da onda de ultrassom, uma vez que, quanto menor for o comprimento de onda (maior a frequência), menor será a distância de penetração da

<sup>1</sup>Um transdutor de ultrassom é um dispositivo que converte energia eléctrica em energia acústica durante a transmissão. Em contrapartida, durante a receção, a energia acústica do ultrassom retornado é convertida num sinal eléctrico [27].

onda do que com comprimentos de onda maiores. A profundidade de penetração da onda diz respeito à distância percorrida pela onda até ao objeto em estudo. O segundo ponto refere-se à resolução da imagem, dado que, quanto menor for o comprimento de onda maior será a resolução da imagem. Deste modo, é nítido constatar que existe uma relação inversa entre a profundidade de penetração da onda com a resolução da imagem [28]. O comprimento de onda pode ser calculado a partir da velocidade de propagação dividindo-se pela frequência, então:

$$\lambda = \frac{c}{f} \tag{2.7}$$

Nos tecidos moles, o comprimento de onda para o diagnóstico de ultrassom tem um comprimento de onda na ordem de 1 mm ou até menos como mostra a Tabela 2.5.

**Tabela 2.5:** Comprimentos de ondas usados para o diagnóstico de ultrassom (tabela adaptada de [30]).

$f(\text{MHz})$	$\lambda(\text{mm})$
2	0.77
5	0.31
10	0.15
15	0.1

A velocidade de propagação de uma onda de ultrassom diz respeito à velocidade com que a onda se propaga através do corpo, conseqüentemente dependendo das propriedades físicas do meio material através do qual se propaga. Se o meio for um gás, como o ar, a velocidade do som é relativamente baixa quando comparada aos valores de um meio líquido que, por sua vez, tendem a ser inferiores aos valores do meio sólido [29][30] (como constata a Tabela 2.6). Posto isto, a velocidade de propagação do som  $c$ , depende de  $B$  - uma constante característica de cada material que descreve as suas propriedades elásticas - e da densidade  $\rho$ , dado por:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \tag{2.8}$$

No caso dos gases e dos líquidos  $B$  (em inglês *bulk modulus*) é o módulo volumétrico de elasticidade. Em relação aos sólidos, o módulo de elasticidade que se deve usar é o módulo de elasticidade de Young. Quanto à densidade a sua unidade é dada por gramas por centímetro cúbico ( $g/cm^3$ ) ou por quilograma por metro cúbico ( $kg/m^3$ ).

Para um dado tecido do corpo, a velocidade de propagação pode ser considerada constante, ou seja, não é modificada pela frequência ou pelo comprimento de onda, apesar de a velocidade estar relacionada com a frequência e com o comprimento de onda [31] (Equação 2.7). A Tabela 2.6 exhibe as velocidades de propagação do som em meios não biológicos e a Tabela 2.7 em tecidos biológicos.

**Tabela 2.6:** Velocidade do som em meios não biológicos (tabela adaptada de [29]).

Meio	Velocidade do som (m/s)
Água	1480
Alumínio	6400
Ar	330

**Tabela 2.7:** Velocidade do som em tecidos biológicos (tabela adaptada de [32] [27]).

Tecido	Velocidade do som (m/s)	Desvio dos 1540 m/s (%)
Cristalino	1620	+5,2
Fígado	1550	+0,6
Gordura	1450	-5,8
Humor vítreo	1520	-1,3
Músculo	1580	+2,6
Sangue	1570	+1,9
(Média) Tecidos moles	1540	-

Para o corpo, assume-se que a velocidade de propagação do som seja de 1540 m/s, no entanto, tendo particularmente atenção para a Tabela 2.7 e embora este valor represente grande parte dos tecidos moles, é possível verificar que alguns tecidos, como a gordura, apresentam uma velocidade de propagação significativamente inferior e, outros como o cristalino, apresentam velocidades de propagação maiores, sendo possível constatar que para cada tipo de tecido a velocidade de propagação é diferente. Apesar de a maioria dos instrumentos diagnósticos de ultrassom serem calibrados, assumindo que o feixe de som se propaga na velocidade média de 1540 m/s, para os tecidos que apresentam velocidades de propagação diferentes da velocidade média assumida pelo instrumento, a imagem desses tecidos pode conter artefactos [31].

## 2.5.2 PROPAGAÇÃO NOS TECIDOS - FENÓMENOS FÍSICOS

A impedância acústica ( $Z$ ) de um material refere-se à resistência que o material opõe à passagem do som e é definida como o produto entre a densidade do meio ( $\rho$ ) (neste caso, o tecido) e da velocidade de propagação do som no mesmo meio ( $c$ ), então:

$$Z = \rho c \quad (2.9)$$

A impedância acústica tem como unidade quilogramas por metro quadrado por segundo ( $kg/m^2/s$ ) ou Rayl, sendo 1 Rayl equivalente a  $1 kg/m^2/s$ .

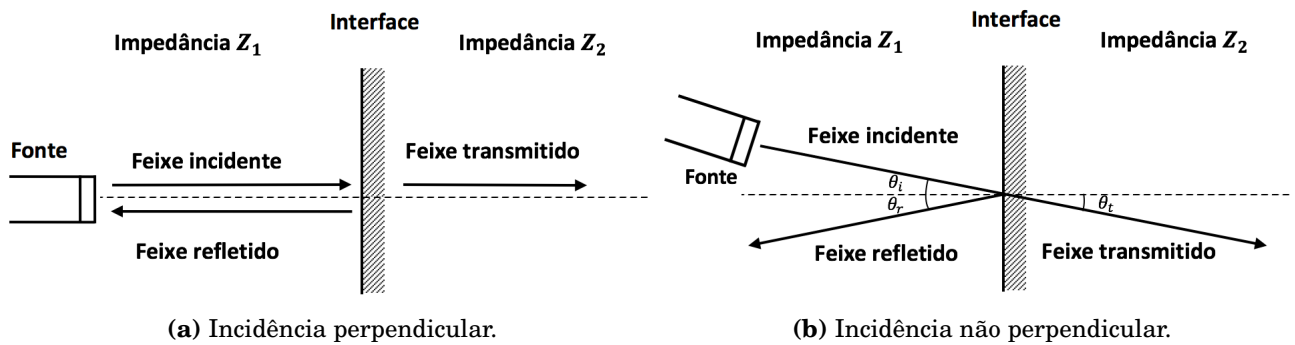
Já abordado anteriormente, apesar de a velocidade de propagação ser diferente entre os tecidos, a densidade do tecido é o principal determinante da impedância acústica [28][27] e quanto maior é a densidade, maior será a impedância acústica.

A interação das ondas de ultrassom com os órgãos e os tecidos pode ser referida pelos seguintes fenómenos físicos:

- Reflexão;
- Refração;
- Dispersão;
- Atenuação.

### 2.5.2.1 REFLEXÃO

Quando um feixe de ultrassom incide sobre uma interface formada por dois materiais (tecidos) com impedâncias acústicas distintas, parte do feixe é refletido e parte transmitida, como mostra a Figura 2.15. A amplitude ou força da onda refletida é proporcional à diferença de impedância acústica entre os dois materiais que formam a interface.



**Figura 2.15:** Incidência de um feixe de ultrassom perpendicular e não perpendicular (imagem baseada de [27]).

Para uma incidência perpendicular do feixe de ultrassom sobre uma interface plana e extensa, como apresenta a Figura 2.15a, o feixe viaja através de um meio com uma impedância acústica  $Z_1$  e incide numa interface com uma impedância acústica  $Z_2$ . A razão da amplitude de pressão refletida,  $P_r$ , relativamente à amplitude de pressão incidente,  $P_i$ , é dada pelo coeficiente de amplitude de reflexão,  $R$ :

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (2.10)$$

A razão entre a energia incidente,  $I_i$ , e a energia refletida,  $I_r$ , é dada por:

$$R^2 = \frac{I_r}{I_i} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (2.11)$$

Isto resulta pelo facto de a intensidade ser proporcional ao quadrado da amplitude [29].

**Tabela 2.8:** Impedância acústica em tecidos biológicos (tabela adaptada de [27]).

Tecido	Impedância acústica ( $kg/m^2/s$ )
Água (20 °C)	$1.48 \times 10^6$
Ar	$0.0004 \times 10^6$
Gordura	$1.38 \times 10^6$
Músculo	$1.70 \times 10^6$
Osso	$7.80 \times 10^6$
Sangue	$1.61 \times 10^6$
(Média) Tecidos moles	$1.63 \times 10^6$

**Tabela 2.9:** Coeficiente de amplitude de reflexão e a percentagem de energia refletida para uma incidência de feixe de ultrassom perpendicular (tabela adaptada de [27]).

Interface de reflexão	Coeficiente de amplitude de reflexão	Percentagem de energia refletida
Gordura/músculo	0.10	1.08
Músculo/sangue	0.03	0.07
Osso/gordura	0.70	48.91
Osso/músculo	0.64	41.23
Tecidos moles/água	0.05	0.23
Tecidos moles/ar	0.9995	99.9

A partir das Tabelas 2.8 e 2.9, é possível verificar que quanto maior for a diferença entre as impedâncias acústicas  $Z_1$  e  $Z_2$ , maior será o coeficiente de amplitude de reflexão e mais energia é refletida, situações essas que são encontradas em diversas interfaces como por exemplo entre tecidos moles e ar. Nestas circunstâncias, é necessário a utilização de um gel como um meio de acoplamento entre o transdutor de ultrassom e o corpo do paciente. No caso de a interface ser formada por dois tecidos moles, o coeficiente de amplitude de reflexão é bastante baixo, pois não existe grande diferença de impedância, originando-se ecos mais fracos. Dá-se o nome de eco, se a onda refletida viaja de volta na direção da fonte de ultrassom.

### 2.5.2.2 REFRAÇÃO

Na situação anterior (Figura 2.15a), o ângulo de incidência ( $\theta_i$ ) é equivalente ao ângulo de reflexão ( $\theta_r$ ), no entanto, existem situações em que a incidência do feixe pode não ser perpendicular. Nessas condições, o feixe de reflexão não viaja de volta à fonte, como mostra a Figura 2.15b, em vez disso, o feixe desloca-se a um ângulo de reflexão que é igual ao ângulo de incidência, porém no sentido oposto.

A refração refere-se ao desvio do feixe de som quando atravessa uma fronteira entre dois meios. Ocorre apenas se o feixe de som incidir numa interface segundo um ângulo que não seja perpendicular e, ao mesmo tempo, se a velocidade de propagação da onda de som for diferente nos dois meios. Mesmo para um ângulo oblíquo de incidência, se a

velocidade do som não for modificada pela interface não ocorre refração. A relação que existe entre o ângulo de refração e as velocidades nos dois meios é dada pela Lei de Snell:

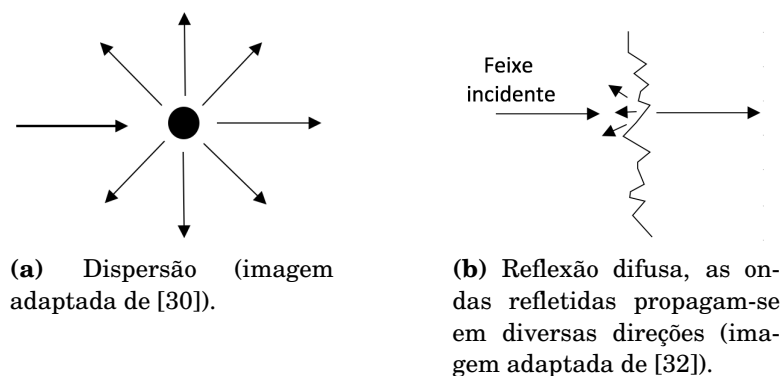
$$\frac{\sin\theta_i}{\sin\theta_r} = \frac{c_1}{c_2} = \mu \quad (2.12)$$

onde  $\mu$ , é o índice de refração [27].

Para interfaces planas e extensas como os dois casos analisados anteriormente (Figura 2.15) dá-se o nome de refletores especulares. No entanto, muitas das vezes os sinais de eco são produzidos no corpo a partir de interfaces que não são perfeitamente especulares. A maioria dessas interfaces são designadas de refletoras difusas, quer isto dizer, que as ondas refletidas se propagam em diversas direções em relação ao feixe incidente, como mostra a Figura 2.16a.

### 2.5.2.3 DISPERSÃO

A dispersão da onda de ultrassom ocorre com estruturas cujas dimensões são muito inferiores às do comprimento de onda, como as hemácias, e alguma dessa energia da onda vai ser dispersa irradiando-se em todas as direções, como revela a Figura 2.16b. Apenas uma pequena quantidade do sinal disperso atinge o transdutor na fase de recepção.



**Figura 2.16:** Reflexão difusa e dispersão.

### 2.5.2.4 ATENUAÇÃO

À medida que o feixe de som se propaga através do tecido, ocorre uma perda da força do sinal na proporção do seu avanço. Esta diminuição na intensidade com a penetração é chamada de atenuação e ocorre devido à absorção das ondas de ultrassom pelos tecidos e pela sua transformação em calor, bem como pela reflexão e dispersão (já visto anteriormente).

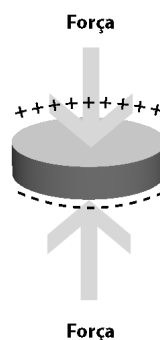
Quanto à absorção, existem diferentes mecanismos responsáveis por este fenómeno, tais como, efeitos de condutividade térmica, efeitos químicos, efeitos de viscosidade, entre

outros. No entanto, estes fenómenos pela absorção das ondas de ultrassom nos tecidos biológicos ainda não foram completamente compreendidos [32].

A taxa de atenuação é determinada por vários fatores como o coeficiente de atenuação dos tecidos, pela frequência do transdutor, a distância do transdutor e a intensidade do ultrassom.

### 2.5.3 TRANSDUTOR DE ULTRASSOM - EFEITO PIEZOELÉCTRICO

O termo transdutor refere-se a um dispositivo com capacidade de converter um tipo de energia noutra. No caso dos transdutores de ultrassom, estes convertem energia acústica em sinais eléctricos e energia eléctrica em energia acústica, sendo utilizados como transmissores mas também como detetores de ondas de ultrassom. Este tipo de transdutores aplicados na medicina usam o efeito piezoeléctrico. Este efeito foi descoberto pelos irmãos Pierre e Jacques Curie em 1880, mostrando que quando é aplicado uma força perpendicular às faces de um cristal de quartzo resulta uma carga eléctrica (Figura 2.17). Esta carga pode ser detetada e amplificada, produzindo um sinal eléctrico. Por outro lado, este efeito é reversível, se um sinal eléctrico é aplicado ao cristal piezoeléctrico, o cristal vibra e emite uma onda de som para o meio. Daí a dupla ação dos transdutores piezoeléctricos que podem servir tanto como detetores e transmissores de sinais acústicos.



**Figura 2.17:** O efeito do piezoeléctrico: uma força aplicada a um elemento piezoeléctrico produz um sinal eléctrico.

Certos cristais naturais como o quartzo e a turmalina são piezoeléctricos, no entanto, no diagnóstico ultrassónico são utilizados materiais piezoeléctricos de cerâmica, como o titanato de zirconato de chumbo (PZT). A frequência com que um transdutor emite depende da natureza e espessura do material piezoeléctrico.

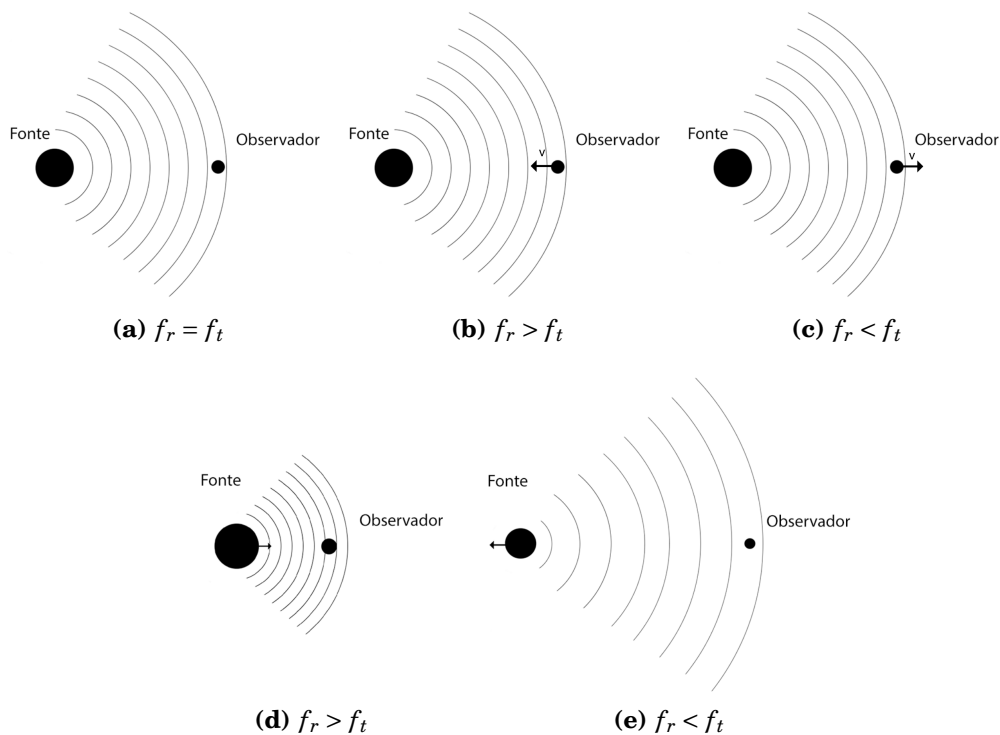
## 2.6 ECOCARDIOGAMA DOPPLER

A investigação cuidadosa dos sintomas, como dispneia, síncope de esforço e angina no peito, é crítica na correta orientação dos doentes. Assim, o ecocardiograma tornou-se o

diagnóstico principal na área da cardiologia clínica para estipular o diagnóstico da estenose aórtica. Geralmente, a utilização do ecocardiograma Doppler é aplicada para avaliar e detetar as características do fluxo sanguíneo no sistema cardiovascular. Estima a velocidade, deteta o movimento de estruturas como válvulas cardíacas, confirma a presença de estenose aórtica como deteta outras valvulopatias [33].

### 2.6.1 O EFEITO DOPPLER

Em situações em que exista um movimento relativo entre a fonte de som e um observador, a frequência detetada por parte do observador é distinta à da produzida pela fonte. Assim, a frequência recebida ( $f_r$ ) poderá ser maior ou menor comparativamente com a transmitida ( $f_t$ ) pela fonte, dependendo se a fonte e o observador se movem para perto ou para longe um do outro. Assim, ao considerar a Figura 2.18b e 2.18d denota-se que se a fonte e o observador se moverem um em direção ao outro, a frequência recebida é maior que a frequência transmitida. Por outro lado, se a fonte e o observador se afastarem um do outro a frequência recebida será menor (Figuras 2.18c e 2.18e). Esta diferença existente em relação à frequência recebida com a frequência transmitida é conhecida como o efeito Doppler, em homenagem ao austríaco Christian Andreas Doppler [29]. Em situações em que a fonte e o observador se encontram em modo estacionário (Figura 2.18a), a frequência transmitida é igual à frequência recebida.



**Figura 2.18:** Efeito de Doppler: A frequência recebida aumenta ou diminui dependendo da direção do movimento da fonte ou do observador.

No caso retratado pela Figura 2.18b, quando o observador se move em direção à fonte de som, a frequência recebida é dada por:

$$f_r = f_t \frac{c + v}{c} \quad (2.13)$$

onde  $f_t$  é a frequência transmitida,  $c$  a velocidade de propagação do som no meio e  $v$  a velocidade do observador.

Se a velocidade do observador é em ângulo  $\theta$  com a direção de propagação da onda,  $v$  é substituído pela componente da velocidade na direção da onda,  $v \cos \theta$ :

$$f_r = f_t \frac{c + v \cos \theta}{c} \quad (2.14)$$

Por outro lado, se o observador está em modo estacionário e a fonte de som move-se com a velocidade  $v$  no sentido de deslocação da onda (Figura 2.18d), os comprimentos de ondas são comprimidos e a frequência recebida é dada por:

$$f_r = f_t \frac{c}{c - v} \quad (2.15)$$

tendo em consideração o ângulo, tem-se:

$$f_r = f_t \frac{c}{c - v \cos \theta} \quad (2.16)$$

Ambos os casos previamente apresentados dão origem a alterações referentes à frequência recebida, no entanto, apresentam diferentes efeitos, pois no primeiro caso a onda não é alterada e no segundo caso a onda é comprimida [27].

## 2.6.2 A EQUAÇÃO DOPPLER

Nas aplicações médicas de ultrassom, quando o feixe de ultrassom incide sobre uma estrutura móvel, como as hemácias circulantes num vaso, o som será refletido retornando numa frequência diferente, possibilitando a determinação da velocidade da estrutura móvel a partir dessa diferença de frequência. Assim, ao combinar os dois casos descritos anteriormente, resulta a variação da frequência de Doppler ( $f_d$ ), definida como a diferença entre a frequência recebida e a frequência transmitida ( $f_d = f_r - f_t$ ).

A frequência recebida será dada por:

$$f_r = f_t \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} \quad (2.17)$$

E a variação da frequência de Doppler,  $f_d$ , é dada por:

$$f_d = f_t \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} - f_t \quad (2.18)$$

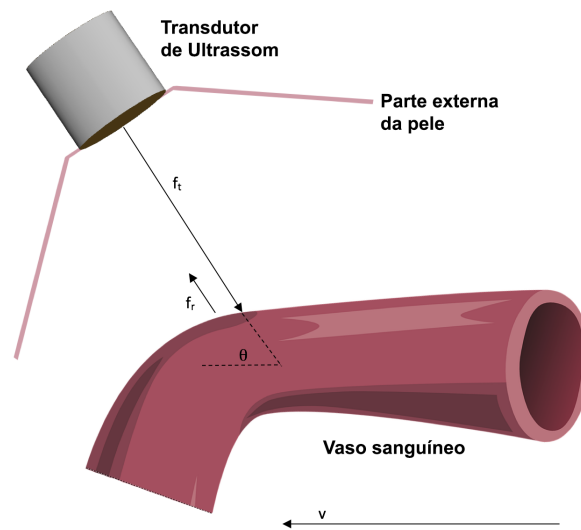
desde que  $c \gg v$ , a equação Doppler é definida matematicamente por:

$$f_d = \frac{2f_t v \cos\theta}{c} \quad (2.19)$$

onde  $f_t$  é a frequência transmitida,  $v$  é a velocidade do fluxo sanguíneo,  $\cos(\theta)$  é o ângulo entre o feixe transmitido e a direção do fluxo e  $c$  é a velocidade de propagação no meio.

A Equação 2.19 indica que a frequência de Doppler é diretamente proporcional à velocidade do refletor relativamente à fonte. Assim, se a direção do fluxo é em direção ao transdutor,  $f_r$  é maior do que  $f_t$ , em contrapartida,  $f_r$  é menor do que  $f_t$ , se o fluxo se afastar do transdutor e a variação de Doppler é negativa.

O transdutor de ultrassom é posicionado em contato com a parte externa da pele e o feixe de ultrassom é direcionado para o objeto em estudo, como exhibe a Figura 2.19.



**Figura 2.19:** Transdutor de ultrassom em contato com a superfície da pele e o feixe de ultrassom é direcionado para o vaso sanguíneo de interesse.

Conhecendo a frequência de Doppler é possível determinar a velocidade do fluxo sanguíneo,

$$v = \frac{f_d c}{2f_t \cos\theta} \quad (2.20)$$

A frequência de transmissão normalmente varia entre 2 a 10 MHz [34], a velocidade de propagação do som nos tecidos biológicos (já visto anteriormente) igual a 1540 m/s, e o ângulo Doppler próximo do zero [28].

No caso de o fluxo ser direcionado diretamente para o transdutor, isto é, ser paralelo no sentido do transdutor, o valor de  $\theta = 0^\circ$ , o  $\cos\theta$  é igual a 1, e a Equação 2.19 é simplificada para a seguinte equação,

$$f_d = \frac{2f_t v}{c} \quad (2.21)$$

Por outro lado, se o ângulo for igual a  $90^\circ$ , o  $\cos\theta$  é igual a 0, não se deteta qualquer registo do efeito Doppler se o feixe de ultrassom estiver perpendicular ao fluxo do sangue.

### 2.6.3 MODOS DE OPERAÇÃO

São usados dois modos de ecocardiograma Doppler para examinar o coração: Doppler de onda pulsátil e o Doppler de onda contínua. Os dois modos apresentam vantagens e desvantagens.

O Doppler de onda pulsátil possibilita estudar o fluxo sanguíneo no local pretendido, reconhecendo as suas características e medir a sua velocidade. No entanto, este método não permite medir velocidades muito altas. Contrariamente, o modo de Doppler de onda contínua, permite medir velocidades de fluxo muito elevadas, contudo não consegue limitar o estudo a um local específico, isto é, determinar o local exato onde o fluxo está a ser medido.

No caso de se pretender medir a velocidade do fluxo através de uma válvula aórtica com estenose deve-se optar por usar o modo de Doppler de onda contínua, pois a velocidade pode ser elevada [35].

## 2.7 O ECOCARDIOGRAMA DOPPLER E O ECG EM CASOS DE ESTENOSE AÓRTICA

O ecocardiograma Doppler é o exame de diagnóstico usado para classificar a gravidade de estenose aórtica. O diagnóstico definitivo baseia-se na determinação do gradiente de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta, e da área da válvula aórtica. Por outro lado, muitos doentes com estenose aórtica significativa têm evidência no ECG de hipertrofia do ventrículo esquerdo [36]. Neste subcapítulo serão abordados os tópicos referidos.

### 2.7.1 RELAÇÃO ENTRE O GRADIENTE DE PRESSÃO E A VELOCIDADE

A relação entre a velocidade e a pressão exercida por um líquido em movimento é descrito pelo princípio de Bernoulli.

$$P_1 - P_2 = \underbrace{\frac{1}{2}\rho(v_2^2 - v_1^2)}_{\text{Aceleração convectiva}} + \underbrace{\rho\left(\frac{dv}{dt}\right)dx}_{\text{Aceleração do fluxo}} + \underbrace{R(v)}_{\text{Fricção viscosa}} \quad (2.22)$$

Historicamente, Daniel Bernoulli descreveu a equação a partir dos estudos de fluxo de água constante em tubos rígidos, no entanto, foi Hatle que aplicou a equação para o estudo das válvulas aórticas com estenose [28].

A Equação 2.22 contém três termos: a aceleração convectiva, a aceleração do fluxo e a fricção viscosa. Por norma, no diagnóstico cardíaco, a equação pode ser simplificada pela eliminação dos dois últimos membros.

- A aceleração do fluxo pode ser ignorada porque o interesse está em fluxos de pico e durante esses picos a aceleração do fluxo é nulo, isto é, ao considerar a velocidade máxima, então a aceleração do fluxo é inexistente.
- O último termo representa a dissipação de energia de fluxo devido à viscosidade do sangue. Conforme a lei de Poiseuille, já debatida, para que a fricção viscosa assumisse um valor significativo, o diâmetro da válvula necessitaria ser bastante pequeno. Este termo é insignificante para orifícios com uma área superior a  $0,25 \text{ cm}^2$ , daí poder ser ignorado [37].
- Em relação ao primeiro termo, ao substituir o valor da densidade do sangue ( $1.06 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ ) e adicionando um fator de conversão para medir a velocidade em metros por segundo (m/s) e o gradiente de pressão em milímetros de mercúrio (mmHg), a equação de Bernoulli pode ser expressa por:

$$P_1 - P_2 = 4(v_2^2 - v_1^2) \quad (2.23)$$

onde  $P_1$  é a pressão proximal à estenose,  $P_2$  é a pressão no interior da estenose,  $v_1$  é a velocidade proximal à estenose e por fim,  $v_2$  é a velocidade no interior da estenose.

Habitualmente no caso das válvulas estenóticas, a velocidade proximal à estenose ( $v_1$ ) é bastante inferior quando equiparada à velocidade no interior da estenose ( $v_2$ ), nestas situações no contexto clínico, a velocidade proximal à estenose pode ser desprezada de forma que,

$$P_1 - P_2 = 4v_2^2 \quad (2.24)$$

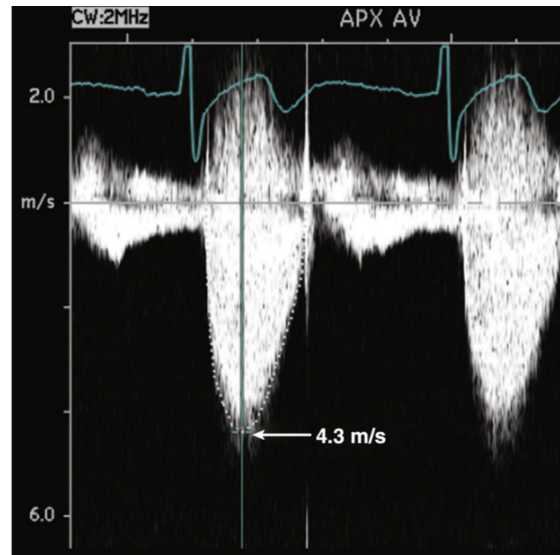
em que  $\Delta P = P_1 - P_2$ , ou seja,  $\Delta P$  é o gradiente de pressão e assim,

$$\Delta P = 4v_2^2 \quad (2.25)$$

Deste modo, a Equação 2.25 é conhecida como a equação de Bernoulli simplificada e é usada no ecocardiograma Doppler para a determinação precisa do gradiente de pressão máximo ( $\Delta P_{max}$ ) entre a aorta e o ventrículo esquerdo, e do gradiente de pressão médio ( $\Delta P_{médio}$ )

O gradiente de pressão máximo é obtido a partir da velocidade máxima, isto é, o maior valor registado num intervalo de tempo (como indica a Figura 2.20, com uma velocidade máxima de 4.3 m/s),

$$\Delta P_{max} = 4v_{max}^2 \quad (2.26)$$

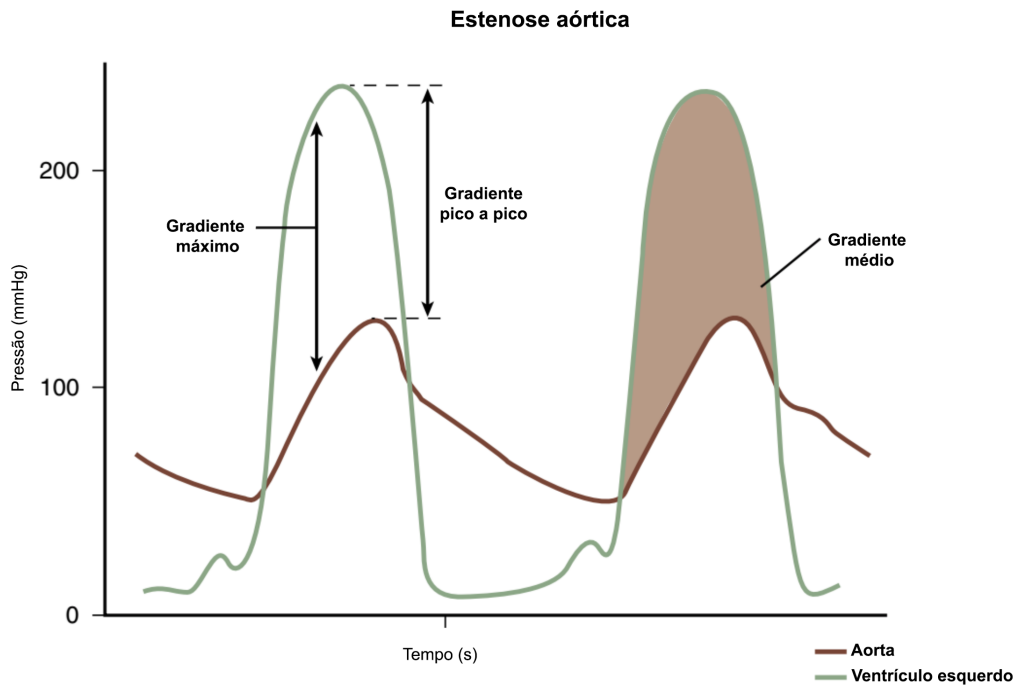


**Figura 2.20:** A velocidade máxima do jato aórtico é obtido pelo Doppler contínuo (imagem adaptada de [28]).

Em relação ao gradiente de pressão médio é determinado a partir da média aritmética de todas as velocidades registadas num intervalo de tempo, portanto

$$\Delta P_{m\u00e9dio} = \frac{(4v_1^2 + 4v_2^2 + 4v_3^2 + \dots + 4v_n^2)}{n} \quad (2.27)$$

O gradiente de pressão máximo calculado pelo Doppler é normalmente superior quando confrontado com o calculado pelo estudo hemodinâmico, ou seja, pelo cateterismo cardíaco. Este exame invasivo analisa a diferença entre a pressão máxima adquirida na aorta e a pressão máxima do ventrículo esquerdo (gradiente pico a pico), ocorrências que normalmente não coincidem temporalmente, como ilustra a Figura 2.21. Por sua vez, o Doppler estima a diferença da pressão máxima (gradiente de pico) que ocorreu num determinado momento do período de ejeção da sístole ventricular [35].



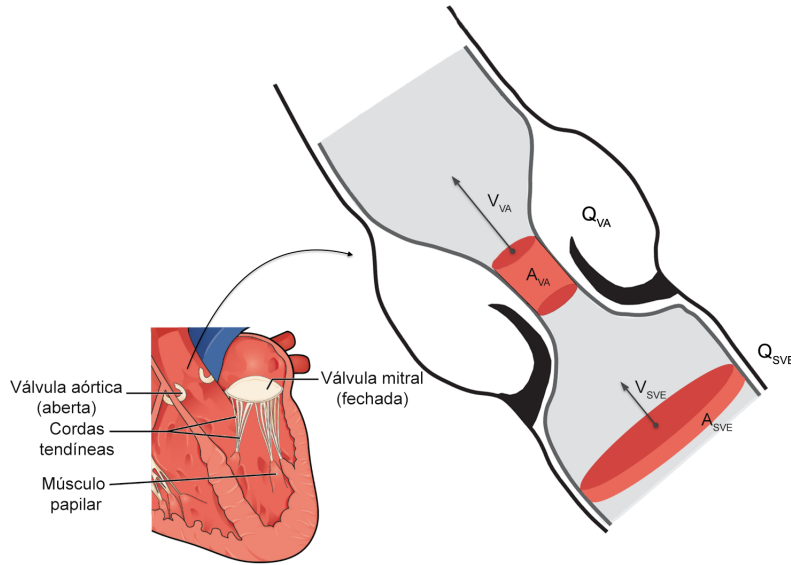
**Figura 2.21:** Representação esquemática das curvas de pressão do ventrículo esquerdo e da aorta, comparando as medidas do gradiente de pressão obtida pelo catetersismo (pico a pico) e do Doppler (pico e médio) (imagem adaptada de [28]).

### 2.7.2 ÁREA DA VÁLVULA AÓRTICA

A determinação da área da válvula aórtica ( $A_{VA}$ ) assenta na equação de continuidade do fluxo [28]. A Equação 2.28, já abordada anteriormente, expressa que o fluxo de volume sanguíneo num vaso está relacionado com a velocidade do fluxo e com a área da secção transversal do vaso sanguíneo [38] servindo de base para a equação de continuidade.

$$Q = Av \quad (2.28)$$

Assim, a equação de continuidade indica que o volume de fluxo num dado sistema continua constante, independentemente da área da secção transversal, como ilustra a Figura 2.22.



**Figura 2.22:** Equação de continuidade.

Especificamente, na conjuntura da estenose aórtica, todo o sangue que se move a partir da saída do ventrículo esquerdo (*SVE*) para o orifício da válvula aórtica (*VA*), tem o mesmo volume de fluxo em ambos os pontos. Portanto tem-se,

$$Q_{SVE} = Q_{VA} \quad (2.29)$$

Substituindo os respectivos termos chega-se à seguinte equação,

$$A_{SVE} \times v_{SVE} = A_{VA} \times v_{VA} \quad (2.30)$$

Obtém-se então a equação de continuidade e as variáveis da Equação 2.30 podem ser medidas por meio do ecocardiograma a duas dimensões ( $A_{SVE}$ ) ou pelo ecocardiograma Doppler ( $v_{SVE}$  e  $v_{VA}$ ), ficando apenas por determinar a área da válvula aórtica ( $A_{VA}$ ).

O cálculo da  $A_{SVE}$  é determinado por,

$$A_{SVE} = \pi \left( \frac{D}{2} \right)^2 \quad (2.31)$$

onde  $D$  corresponde ao diâmetro da *SVE*.

A medição do diâmetro é extremamente difícil sendo necessário efetuá-la várias vezes para minimizar o erro, dado que, pequenos erros na medição do diâmetro pode levar a um valor da área da válvula aórtica muito diferente do que é na realidade.

Quanto às velocidades de fluxo  $v_{SVE}$  e  $v_{VA}$  são consideradas as velocidades máximas.

Posto isto, e organizando a Equação 2.30 em função da  $A_{VA}$ ,

$$A_{VA} = \frac{A_{SVE} \times v_{SVE}}{v_{VA}} \quad (2.32)$$

e substituindo a Equação 2.31 na expressão anterior, consegue-se determinar a área da válvula aórtica,

$$A_{VA} = \frac{\pi \left(\frac{D}{2}\right)^2 \times v_{SVE}}{v_{VA}} \quad (2.33)$$

### 2.7.3 VALORES DE DIAGNÓSTICO

O ecocardiograma Doppler é o teste de diagnóstico escolhido para suspeitos pacientes com estenose aórtica, como já foi referido. A avaliação da gravidade da estenose aórtica pode ser baseada na determinação da velocidade máxima do jato aórtico, pelo gradiente de pressão médio e pela área da válvula aórtica através da equação de continuidade [28]. Assim, a estenose aórtica normalmente é classificada como ligeira, moderada, severa ou muito severa. A Tabela 2.10, correlaciona as diferentes categorias de severidade da estenose aórtica.

**Tabela 2.10:** As diferentes categorias de severidade da estenose aórtica relacionando a velocidade máxima do jato aórtico, o gradiente de pressão médio e a área da válvula aórtica de acordo com ESC (European Society of Cardiology) e ACC/AHA (American College of Cardiology/American Heart Association) (tabela adaptada de [39]).

Categorias de severidade de estenose aórtica	Velocidade máxima do jato aórtico (m/s)	Gradiente de pressão médio (mmHg)	Área da válvula aórtica ( $cm^2$ )
Ligeira	2.6 - 3.0	< 30 (25)	> 1.5
Moderada	3.0 - 4.0	30 - 50 (25-40)	1.0 - 1.5
Severa	> 4.0	> 50 (40)	< 1.0
Muito Severa	> 5.0	> 60	< 0.6

Em situações em que a velocidade máxima do jato aórtico seja inferior a 2.6 m/s, pode significar que o paciente sofra de esclerose aórtica (espessamento e calcificação da válvula aórtica) [28][39].

A estenose aórtica ligeira é especificada por uma velocidade máxima do jato aórtico entre 2.6 e 3 m/s e um gradiente médio inferior a 30 mmHg.

Geralmente, em circunstâncias em que a velocidade máxima está entre 3 e 4 m/s, é importante o cálculo do gradiente médio e a área da válvula aórtica, porque alguns pacientes provavelmente podem sofrer de estenose aórtica moderada, enquanto outros apresentam uma estenose aórtica severa.

A válvula aórtica normal tem normalmente uma área de 3 a 4  $cm^2$ . Para que haja alterações significativas na circulação sanguínea, a válvula aórtica tem que ser reduzida para um quarto do seu tamanho natural [36]. Pela Tabela 2.10, é possível verificar que quando a área da válvula aórtica apresenta um valor superior a 1.5  $cm^2$  é classificado como estenose aórtica ligeira. É avaliado como estenose aórtica moderada, assim que o

valor da área da válvula aórtica se encontra no intervalo de 1 a  $1.5 \text{ cm}^2$ . Para o caso severo, a área é menor que  $1 \text{ cm}^2$  e é considerado muito severo, assim que a área da válvula aórtica seja inferior a  $0.6 \text{ cm}^2$ . Desta forma, a velocidade máxima aumenta à medida que a área da válvula aórtica se torna menor.

A velocidade máxima é a medida “chave” na avaliação de um paciente com estenose aórtica, enquanto que, determinar a área da válvula aórtica é menos utilizada por ser de extrema dificuldade medir o diâmetro de saída do ventrículo esquerdo. No entanto, para que a medição da velocidade máxima do jato aórtico seja precisa, é necessário um ângulo de intersecção paralelo entre o jato e o feixe de ultrassom [28]. Com este alinhamento, o valor de  $\cos(\theta)$  na Equação 2.19 é igual a 1, resultando na Equação 2.21, já abordada anteriormente.

### 2.7.4 O ECG EM CASO DE ESTENOSE AÓRTICA

O ECG pode fornecer pistas sobre o aumento da espessura e do tamanho do ventrículo esquerdo, como resposta a uma sobrecarga crônica de pressão ou de volume (hipertensão, estenose aórtica). Desta forma, o ECG por ser um exame de baixo custo, fácil de interpretar e com excelente reprodutibilidade pode detetar o aumento da massa cardíaca, existindo na literatura diversos critérios para o seu diagnóstico, porém, todos com baixa sensibilidade. Na prática, os mais utilizados são os critérios de Sokolow-Lyon, Romhilt-Estes, e Cornell.

O primeiro critério conhecido como Sokolow-Lyon, é o mais utilizado e um dos mais antigos. Soma-se a amplitude da onda S na derivação  $V_1$  com a da onda R na derivação  $V_5$  ou  $V_6$  (sempre a maior das duas). Se o resultado for igual ou maior que 35 mm, então a hipertrofia ventricular esquerda está presente, contudo, pode-se observar grandes ondas R, sem existir hipertrofia.

O critério Romhilt-Estes propõe um sistema de pontuação em análise de diversas alterações electrocardiográficas para o diagnóstico de hipertrofia [40].

Por fim, o critério de Cornell, propõe um critério electrocardiográfico de voltagem sexo-específico para o diagnóstico da hipertrofia do ventrículo esquerdo. Resume-se no somatório da amplitude da onda R da derivação aVL com a onda S da derivação precordial  $V_3$ . A hipertrofia ventricular esquerda seria estabelecida quando, nos homens, os valores fossem superiores a 28 mm e, nas mulheres, ultrapassassem 20 mm. Posteriormente o critério foi modificado. Esse critério incorpora o produto da soma da voltagem da onda R de aVL com a onda S de  $V_3$  pela duração média do complexo QRS. A hipertrofia ventricular esquerda estaria presente quando o valor obtido fosse superior a 2.4 mm/s. Critérios adicionais são apresentados na Tabela 2.11.

**Tabela 2.11:** Critérios ECG de hipertrofia ventricular esquerda (tabela adaptada de [41]).

Onda R em DI	>1.6 mV
Onda R em DI + Onda S em DIII	< 2.5 mV
Onda R em V4, V5 ou V6	> 2.6 mV

## 2.8 ANÁLISE ESPECTRAL

As características do fluxo sanguíneo obtidas através da instrumentação Doppler não dependem unicamente das propriedades da própria instrumentação e dos fenómenos físicos do ultrassom nos tecidos, conforme já foi exposto neste capítulo. Todavia, dependem também da análise espectral usada para inferir a qualidade de estimação da velocidade do sinal Doppler em análise.

Desta maneira, para inferir com rigor a qualidade da estimação espectral, é imprescindível simular sinais Doppler com características e comportamento bem conhecidos, de forma a poder reconhecer os artefactos provocados pelo processo de recolha do sinal cardíaco. A escolha do método de simulação de sinais Doppler neste trabalho fundamenta-se no modelo apresentado por Wang e Fish [42].

Para transformar os sinais do domínio do tempo para o domínio da frequência, aplica-se a Transformada de Fourier. Este método é usado para a análise espectral de sinais estacionários, isto é, funções cujo espectro de frequências é fixo.

Um sinal Doppler de fluxo sanguíneo normalmente é não estacionário [42]. Assim, uma análise espectral adequada aos sinais não estacionários, ou seja, funções cujo espectro varia com o tempo, requer mais do que a Transformada de Fourier. Uma forma de inserir informação temporal na Transformada de Fourier é usar como base as mesmas exponenciais complexas mas multiplicadas por uma janela temporal  $g(t)$ , centrada em vários instantes no tempo. Assim, os sinais não são tratados apenas no domínio do tempo ou no domínio da frequência, mas em ambos, obtendo-se uma análise de Fourier bidimensional, através do método designado por *Short-Time Fourier Transform* (STFT) descrito por:

$$STFT_x^g(\tau, f) = \int x(t).g^*(t - \tau).e^{-2j\pi ft} dt \quad (2.34)$$

onde  $x(t)$  representa o sinal de entrada,  $g(t)$  a janela temporal aplicada ao instante temporal  $\tau$ , e  $f$  corresponde à frequência.

Desta forma, o sinal não estacionário é considerado aproximadamente estacionário na gama de variabilidade da janela temporal  $g(t)$ .

CAPÍTULO



## METODOLOGIAS

Os métodos usados para simular as curvas de velocidade média de fluxo sanguíneo numa válvula aórtica e as respetivas curvas de frequência média são resumidos no presente capítulo. Expõe-se o modelo  $V^3$ , e por intermédio deste simulam-se três curvas: as curvas de pressão na artéria aorta e no ventrículo esquerdo e a curva de volume ventricular esquerda. Seguidamente, apresenta-se a modelação do sinal ECG. De seguida, evidencia-se a sincronização de todas as curvas: curva de velocidade média de fluxo sanguíneo numa válvula aórtica, as curvas simuladas pelo modelo  $V^3$  e a curva de ECG. O capítulo 3 conclui descrevendo o método de simulação usado para sinais Doppler.

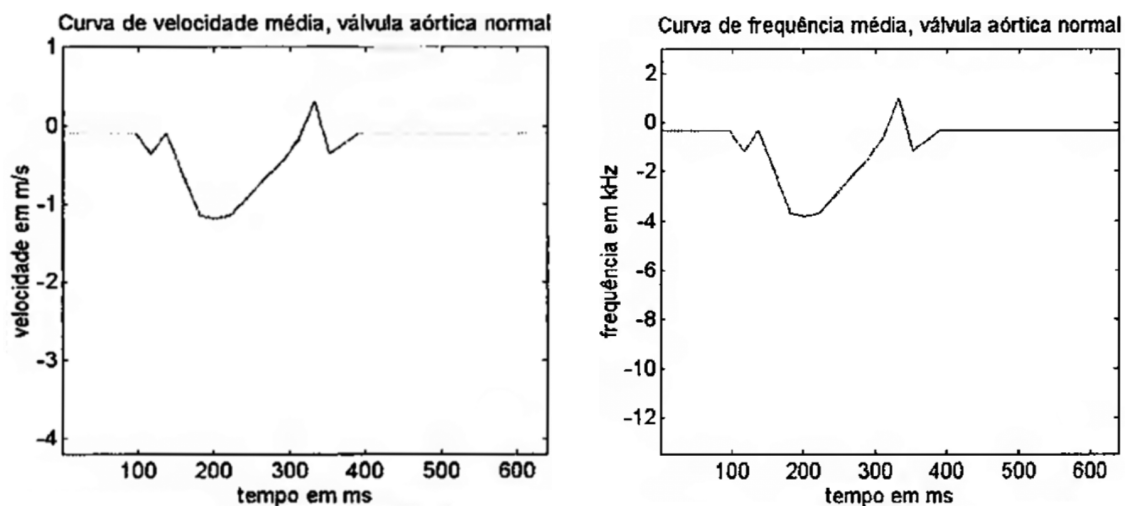
### 3.1 MODELAÇÃO DAS CURVAS DE VELOCIDADE E FREQUÊNCIA MÉDIA

A finalidade deste trabalho é simular curvas de velocidade média de fluxo sanguíneo numa válvula aórtica durante o ciclo cardíaco desejado e a respetiva curva de frequência média. Pretende-se providenciar a simulação de fluxos normais, bem como de fluxos este-nóticos. Todas as curvas de velocidade média e frequência média passam a ser designadas daqui adiante somente de curva de velocidade e curva de frequência.

Na bibliografia não foi encontrada qualquer especificação relativamente aos valores assumidos pela velocidade do fluxo sanguíneo numa válvula aórtica, com exceção de um trabalho [43].

O trabalho referido, em formato digital, apresenta no total quatro curvas de velocidade de fluxo sanguíneo numa válvula aórtica e as correspondentes curvas de frequência para o caso normal e para diferentes casos de estenose.

Atendendo a esse ponto e como base de trabalho, criar uma curva de referência a partir da aproximação da curva de velocidade para o caso normal passou a ser primordial. A Figura 3.1 apresenta duas curvas do trabalho supracitado, uma curva de velocidade e a respetiva curva de frequência, ambas com um ciclo cardíaco de 640 ms na condição de uma válvula aórtica normal.



(a) Curva de velocidade média de uma válvula aórtica normal.

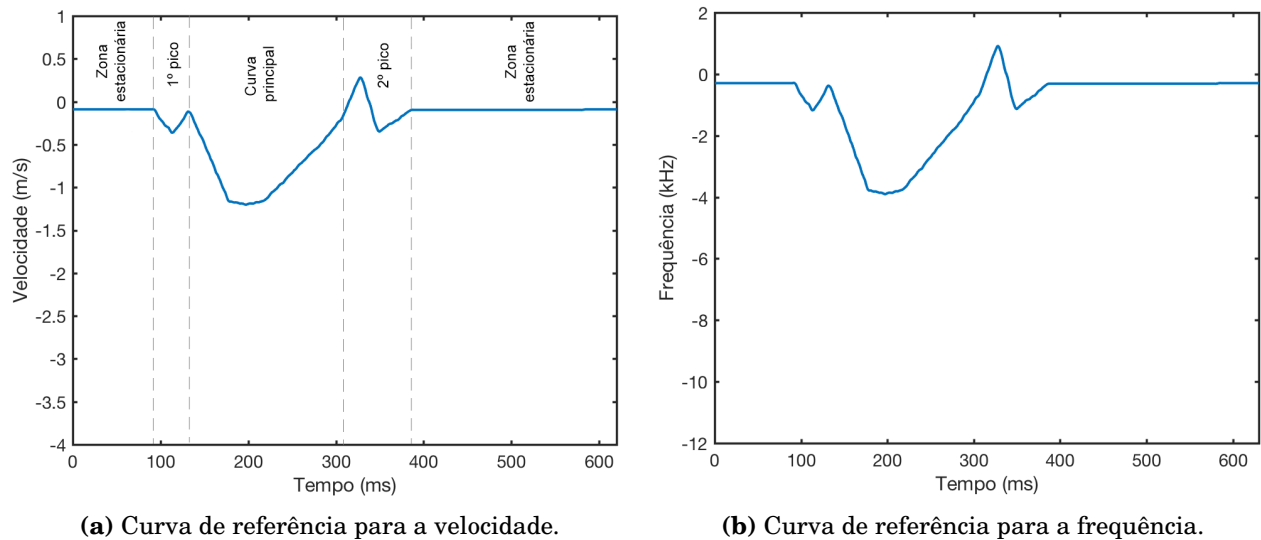
(b) Curva de frequência média de uma válvula aórtica normal.

**Figura 3.1:** Curva de velocidade média e de frequência média de uma válvula aórtica normal (imagem adaptada de [43]).

Analisando as curvas referidas anteriormente, constatou-se que alguns valores da curva de velocidade estavam ausentes. Deste modo, o sinal não é explícito e dificulta a sua aproximação para criar a curva de referência. Para solucionar esta adversidade, decidiu-se criar previamente a curva de frequência baseada na curva da Figura 3.1b e, desta

forma, dispondo dos valores de frequência e aplicando-os na fórmula 2.20, determinar-se-ia a curva de velocidade. Na simulação realizada, considerou-se um ângulo Doppler igual a zero, uma frequência de transmissão de 2.5 MHz e para a velocidade de propagação do som um valor de 1540 m/s, valores mencionados e justificados no capítulo anterior.

A Figura 3.2 mostra as duas curvas de referência reconstruídas - a da velocidade e a da frequência - obtidas por aproximação, sendo possível conferir as suas semelhanças com as curvas da Figura 3.1.



(a) Curva de referência para a velocidade.

(b) Curva de referência para a frequência.

**Figura 3.2:** Curvas de referência, a da velocidade e respetiva curva de frequência.

Analisando a sua forma, percebe-se que a curva apresenta características particulares. Exibe dois picos e uma curva principal, conforme indica a Figura 3.2a, sendo que o declive do lado esquerdo da curva principal é mais acentuado que o do lado direito. O primeiro pico equivale à abertura da válvula aórtica e o segundo corresponde ao encerramento da válvula aórtica [43].

Nesta fase de trabalho, dispondo de uma curva de referência para uma velocidade máxima igual a 1.2 m/s, o equivalente a um gradiente de pressão máximo de 5.76 mmHg (Equação 2.26) e tendo em atenção as características da forma da curva, decidiu aplicar-se um fator de escalonamento que de forma seletiva após o início do sinal, possibilitasse a obtenção de diferentes curvas em função de um dado gradiente de pressão máximo.

Para obter este efeito foi usado uma função parabólica por forma a focar o escalonamento no centro da curva principal sem deformar os picos e mantendo-os dentro dos limites apresentados no trabalho supracitado. Atendendo à forma da curva principal escolheu-se a parábola, a qual possibilita o estabelecimento de um fator de amplificação diferente para cada segmento da curva.

Começou-se por construir uma parábola de escalonamento definida por três pontos e com a concavidade voltada para baixo (Figura 3.3a). A parábola foi calculada para

que o valor do vértice mantivesse uma amplitude unitária e os valores das raízes fossem passíveis de variação no tempo. Essa possibilidade permite aplicar a parábola no local desejado de forma seletiva. A construção da parábola foi feita com o auxílio da ferramenta matemática *Desmos* [44] e a sua equação será descrita de imediato,

$$x_1 = \text{raíz } A \quad x_2 = \frac{x_1 + x_3}{2} \quad x_3 = \text{raíz } B$$

$$y_1 = 0 \quad y_2 = 1 \quad y_3 = 0$$

$$A_1 = -x_1^2 + x_2^2 \quad A_2 = -x_2^2 + x_3^2$$

$$B_1 = -x_1 + x_2 \quad B_2 = -x_2 + x_3$$

$$B_{\text{multiplicador}} = -\frac{B_2}{B_1}$$

$$A_3 = B_{\text{multiplicador}} \times B_1 + B_2$$

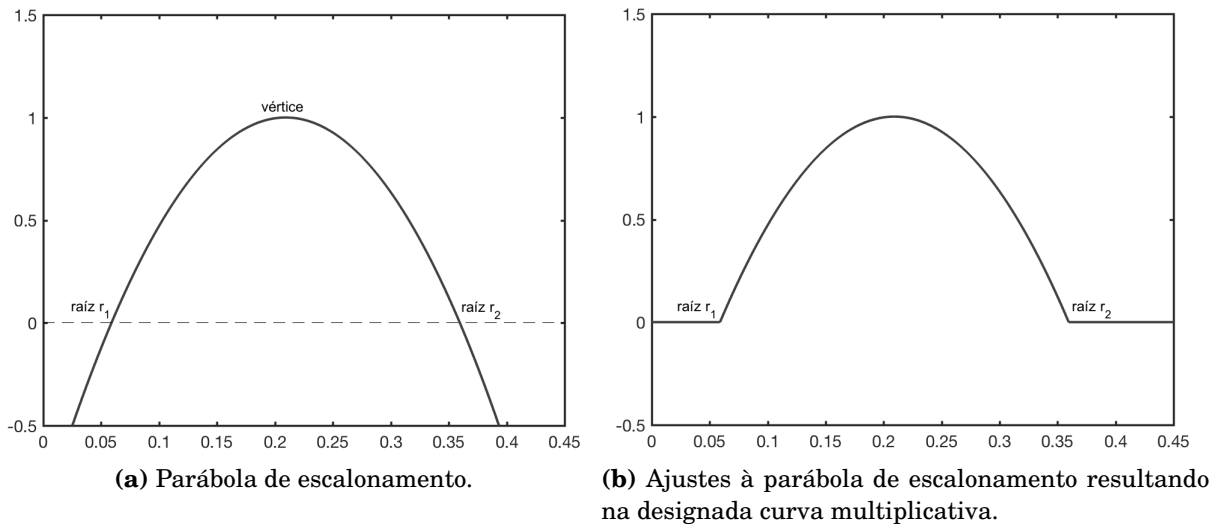
$$D_1 = -y_1 + y_2 \quad D_2 = -y_2 + y_3 \quad D_3 = B_{\text{multiplicador}} \times D_1 + D_2$$

Desta maneira, pode escrever-se a equação  $f(x)$  (representativa da parábola) na forma  $f(x) = ax^2 + bx + c$ , com os seguintes coeficientes,

$$a = \frac{D_3}{A_3} \quad b = \frac{D_1 - A_1 \times a}{B_1} \quad c = y_1 - a \times x_1^2 - b \times x_1$$

Partindo desta parábola, efetuou-se três ajustes que serão mencionados de seguida.

- 1º Ajuste - Começou-se por considerar todos os valores abaixo do eixo das abcissas igual a zero, obtendo a curva da Figura 3.3b, designada por curva multiplicativa (assim denominada por ser a curva que irá multiplicar pela curva de referência).



**Figura 3.3:** Parábola de escalonamento e os seus ajustes.

- 2º Ajuste - Posteriormente, o ajuste aplicado à curva multiplicativa foi a nível de amplitude, impondo a seguinte operação,

$$curva\ multiplicativa \times (fator\ escalonamento - 1) \tag{3.1}$$

onde o fator de escalonamento é o seguinte,

$$fator\ escalonamento = \frac{velocidade\ pretendida}{1.2} \tag{3.2}$$

sendo que 1.2 se refere à velocidade máxima da curva de referência.

Importa referir que na Expressão 3.1, existe uma subtração pelo termo independente de valor igual a 1 pela seguinte razão:

Analisando a Figura 3.3b, a curva multiplicativa contém valores iguais a zero antes da raiz  $r_1$  e depois da raiz  $r_2$  e, neste sentido, como é pretendido a multiplicação entre a curva multiplicativa e a curva de referência no final, o produto nessas zonas será nulo.

Para solucionar este detalhe somou-se um degrau unitário à curva multiplicativa,

$$u(t - \alpha) = \begin{cases} 0 & \text{para } t < \alpha \\ 1 & \text{para } t > \alpha \end{cases} \quad \text{onde } \alpha = -1 \tag{3.3}$$

de forma a permitir aplicar a propriedade do elemento neutro. Assim, a curva multiplicativa não inclui qualquer valor igual a zero, pois houve uma translação vertical e para manter o valor da amplitude igual ao *fator escalonamento* é necessário subtrair 1 na Expressão 3.1.

- 3º Ajuste - Deste modo, após aplicar a Expressão 3.1, foi necessário somar um degrau unitário na forma de  $u(t + 1)$  à curva multiplicativa.

Dispondo da curva multiplicativa com os ajustes mencionados atrás, prosseguiu-se para os três últimos passos:

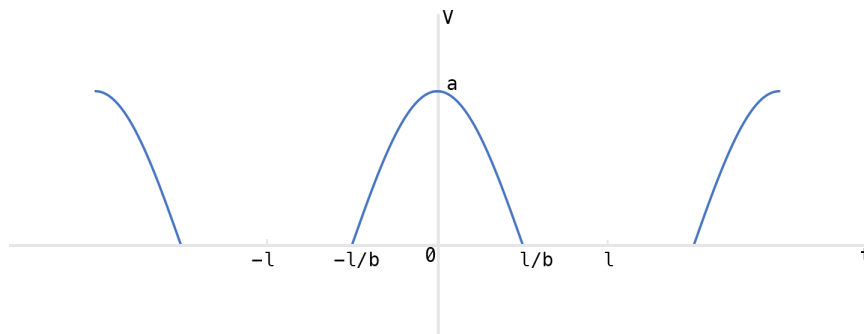
- Passo 1 - Deslocou-se verticalmente o sinal total da curva de referência da velocidade, de forma que, a zona estacionária (indicada na Figura 3.2a) coincidissem com zero;
- Passo 2 - Multiplicou-se a curva de referência da velocidade pela curva multiplicativa;
- Passo 3 - Inverteu-se o passo 1.

Assim, com este método conseguiu-se obter diferentes curvas para cada velocidade máxima (apresentando os resultados no capítulo 4), respeitando a forma característica da curva de referência da velocidade. Para obter a curva de referência da velocidade apenas é necessário introduzir o valor do gradiente de pressão máximo, a duração e o número de ciclos cardíacos pretendidos.

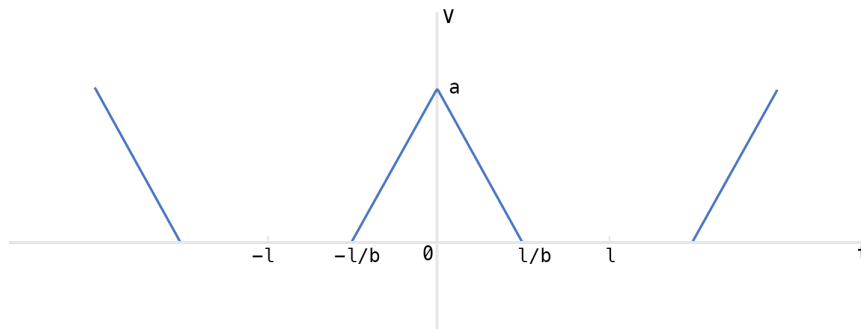
## 3.2 SIMULAÇÃO DO SINAL ECG

Uma vez dispondo da curva de referência para a velocidade da válvula aórtica, prosseguiu-se para a modelação do sinal ECG. Cada deflexão do traçado do ECG indica um acontecimento eléctrico ocorrido no coração que tem uma relação direta com um acontecimento mecânico. O objetivo passa por modelar um sinal ECG normal de derivação II.

O sinal ECG normal consiste na combinação das ondas P, Q, R, S, T e U. As ondas P, T e U podem ser representadas por ondas sinusoidais, enquanto que as ondas Q, S e o complexo QRS podem ser retratadas na forma de ondas triangulares, como mostram as Figuras 3.4a e 3.4b. Assim sendo, o sinal ECG pode ser gerado a partir da adição de cada onda e desde que o sinal seja periódico, pode ser representado por séries de Fourier. Em seguida, serão esclarecidos os passos aplicados para a modelação do sinal ECG usando a série de Fourier [45].



(a) Forma de onda sinusoidal para as ondas P, T e U.



(b) Forma de onda triangular para as ondas Q, S e do complexo QRS.

**Figura 3.4:** Forma de ondas: sinusoidal e triangular.

### 3.2.1 SÉRIE TRIGONOMÉTRICA DE FOURIER

Uma série trigonométrica assume a seguinte forma [45][46],

$$\frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(\frac{2\pi nx}{T}) + b_n \sin(\frac{2\pi nx}{T})] \quad (3.4)$$

No conjunto de valores de  $x$  para os quais a série (3.4) converge, define-se uma função periódica  $f(x)$  de período  $T$ . Diz-se então, que a série anterior é a série de Fourier para  $f(x)$  e pode escrever-se,

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(\frac{2\pi nx}{T}) + b_n \sin(\frac{2\pi nx}{T})] \quad (3.5)$$

onde os coeficientes  $a_0$ ,  $a_n$  e  $b_n$  são chamados de coeficientes de Fourier e são dados por,

$$a_0 = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) dx \quad (3.6)$$

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) \cos(n\omega x) dx, \quad n = 1, 2, 3... \quad (3.7)$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(x) \sin(n\omega x) dx, \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (3.8)$$

Como a função  $f(x)$ , definida por (3.5) possui um período fundamental  $T$ , a sua frequência fundamental é  $\omega = \frac{2\pi}{T}$ . Desta forma, reescrevendo a série (3.5) na forma mais conveniente, tem-se,

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} [a_n \cos(n\omega x) + b_n \sin(n\omega x)] \quad (3.9)$$

As Equações 3.6, 3.7 e 3.8 permitem calcular os coeficientes de Fourier da série (3.9) para uma dada função  $f(x)$  periódica de período  $T$ . Para o cálculo dos coeficientes pode-se integrar sobre qualquer intervalo de comprimento  $T$ .

### 3.2.2 MODELAÇÃO DAS ONDAS P, T E U

Já citado atrás, as ondas P, T e U podem ser assumidas por ondas sinusoidais. Assim, a partir da Figura 3.4a,  $f(x)$  pode ser determinado a partir de,

$$f(x) = \cos\left(\frac{\pi b x}{2l}\right), \quad \text{se } \left(-\frac{l}{b} < x < \frac{l}{b}\right) \quad (3.10)$$

Passando então aos cálculos dos coeficientes de Fourier,

- Cálculo de  $a_0$ , usando a Equação 3.6, tem-se

$$a_0 = \frac{4}{\pi b} \quad (3.11)$$

- Cálculo de  $a_n$ , usando a Equação 3.7, tem-se

$$a_n = \frac{4b \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)}{\pi b^2 - 4\pi n^2} \quad (3.12)$$

e  $b_n = 0$ , pois é uma função par.

Desta maneira, a partir da Equação 3.9 e substituindo os coeficientes 3.11 e 3.12 obtém-se,

$$f(x) = \frac{2}{\pi b} + \sum_{n=1}^{\infty} \frac{4b \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right)}{\pi b^2 - 4\pi n^2} \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right), \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (3.13)$$

onde  $b = \frac{2l}{\text{duração da onda}}$ .

### 3.2.3 MODELAÇÃO DAS ONDAS Q, S E COMPLEXO QRS

As ondas Q, S e o complexo QRS podem ser representadas por ondas triangulares e, deste modo, a sua forma analítica pode ser dada por,

$$f(x) = \begin{cases} (-\frac{abx}{l} + a), & \text{se } (0 < x < \frac{l}{b}) \\ (\frac{abx}{l} + a), & \text{se } (-\frac{l}{b} < x < 0) \end{cases} \quad (3.14)$$

O período desta onda triangular é  $T = 2l$  e  $a$  é a amplitude do sinal  $f(x)$ , determinando os coeficientes de Fourier, tem-se,

- Cálculo de  $a_0$ , usando a Equação 3.6, tem-se

$$a_0 = \frac{a}{b} \quad (3.15)$$

- Cálculo de  $a_n$ , usando a Equação 3.7, tem-se

$$a_n = -\frac{2ba \left( \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right) - 1 \right)}{\pi^2 n^2}, \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (3.16)$$

e  $b_n = 0$ , pois é uma função par.

Substituindo os coeficientes 3.15 e 3.16 na Equação 3.9, pode escrever-se,

$$f(x) = \frac{a}{2b} + \sum_{n=1}^{\infty} \left( -\frac{2ba \left( \cos\left(\frac{n\pi}{b}\right) - 1 \right)}{\pi^2 n^2} \cos\left(\frac{n\pi x}{l}\right) \right), \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (3.17)$$

onde  $a$  é a amplitude do sinal  $f(x)$  e  $b = \frac{2l}{\text{duração da onda}}$ .

### 3.2.4 IMPLEMENTAÇÃO DO ECG

As ondas P, T e U são determinadas usando a Equação 3.13, multiplicando pela amplitude desejada, isto é,  $af(x)$ .

Por sua vez, as ondas Q, S e o complexo QRS são definidas usando a Equação 3.17, sendo necessário multiplicar por  $-1$ , pois estas ondas têm um desvio descendente de voltagem negativa.

Por fim, tal como foi referido anteriormente, o sinal ECG consiste na combinação de todas as ondas, assim,

$$f_{ECG}(x) = f_P(x) + f_T(x) + f_U(x) + f_Q(x) + f_{QRS}(x) + f_S(x) \quad (3.18)$$

A simulação do sinal ECG está programada para introduzir os seguintes parâmetros de entrada: Amplitude (em mV) e duração (em s) da onda P, onda Q, complexo QRS, onda S, onda T e onda U, e por fim, duração (em s) dos intervalos PR, ST.

### 3.3 MODELO $V^3$

Na literatura até ao momento, nenhum modelo teórico explícito mostrou refletir minuciosamente a hemodinâmica cardiovascular na presença de estenose aórtica [47]. Todavia, o modelo  $V^3$  (Ventricular-Valvular-Vascular) que será abordado em seguida, fornece a possibilidade de simular os efeitos de estenose aórtica na forma de curvas de variação de pressão ocorridas na aorta e no ventrículo esquerdo e simular a curva de volume do ventrículo esquerdo. Ressalta-se, que as curvas referidas do modelo  $V^3$  podem ser simuladas para casos normais, bem como para diferentes casos de estenose aórtica.

A implementação deste modelo no presente trabalho passa essencialmente por três razões. Primeiro, pelo fato de descrever explicitamente e corretamente algumas características cardiovasculares, bastando para isso conhecer alguns parâmetros cardiovasculares. Além disso, a sua validação foi testada em pacientes com estenose aórtica. Por último, com a possibilidade de gerar as curvas de pressão e de volume ventricular, e dispondo da curva de referência da velocidade e do ECG, ambos criados anteriormente, é possível efetuar uma sincronização com base na Figura 2.10, carecendo, porém, de ajustes. Assim, é possível que a curva de referência da velocidade não varie apenas a nível de amplitude (velocidade sanguínea), mas também variar a nível temporal (variar a duração do ciclo cardíaco, isto é, variar o tempo entre picos R do complexo QRS).

A Tabela 3.1 resume os principais parâmetros cardiovasculares de entrada necessários e os respectivos intervalos de valores usados para a simulação do modelo  $V^3$ .

**Tabela 3.1:** Principais parâmetros cardiovasculares de entrada para o modelo  $V^3$  [47].

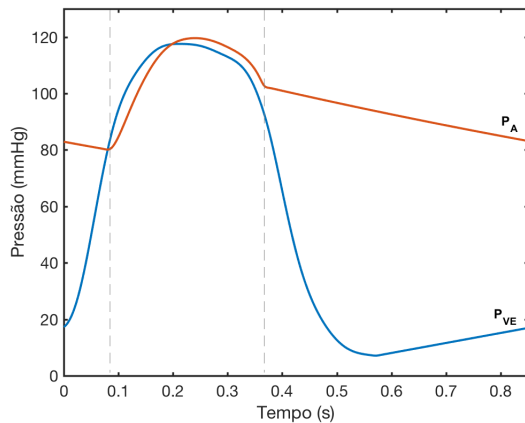
Principais parâmetros cardiovasculares de entrada	Intervalos de valores
Duração do ciclo cardíaco	0.65 s - 1.1 s
Volume sistólico	70 mL
Área da válvula aórtica	0.5 - 4 $cm^2$

Os parâmetros de entrada variáveis referem-se à duração do ciclo cardíaco e à área da válvula aórtica. A duração do ciclo cardíaco está preparada para variar entre 0.65 a 1.1 s, e relativamente ao parâmetro da área da válvula aórtica, este pode variar entre 0.5  $cm^2$  a 4  $cm^2$ , conforme a gravidade de estenose aórtica. Relembra-se que a Tabela 2.10 correlaciona os valores da área da válvula aórtica com os diferentes casos de estenose aórtica. Por último, o parâmetro que não necessita de alterações é o volume sistólico<sup>2</sup>.

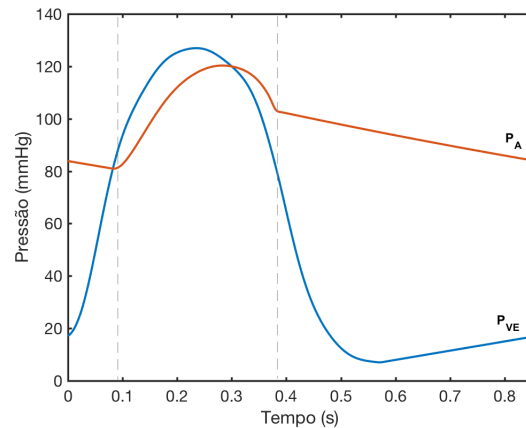
A Figura 3.5 mostra quatro casos de simulação alusivas à variação de pressão na aorta e no ventrículo esquerdo obtidas pelo modelo  $V^3$ . Os quatro casos apresentados

<sup>2</sup>O volume sistólico é o volume de sangue bombeado pelo ventrículo cardíaco esquerdo por batimento. Este termo pode referir-se a ambos os ventrículos cardíacos, contudo, normalmente é utilizado em relação ao ventrículo esquerdo. Os volumes sistólicos para cada ventrículo são geralmente iguais, sendo ambos cerca de 70 mL num homem saudável de 70 kg [4].

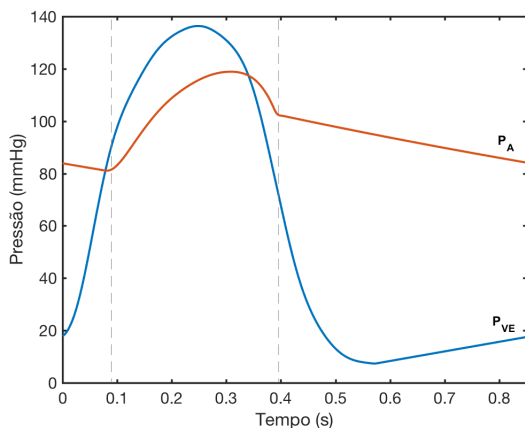
mostram o período de ejeção delimitado e a duração do ciclo cardíaco é de 0.8 s. A primeira simulação refere-se a uma válvula aórtica em estado normal com uma área ( $A_{VA}$ ) igual a  $4\text{ cm}^2$ , ou seja, sem presença de estenose aórtica. As restantes três simulações especificam diferentes casos de estenose aórtica, ligeira ( $A_{VA} = 1.7\text{ cm}^2$ ), moderada ( $A_{VA} = 1.2\text{ cm}^2$ ), e por fim, um caso severo ( $A_{VA} = 0.5\text{ cm}^2$ ).



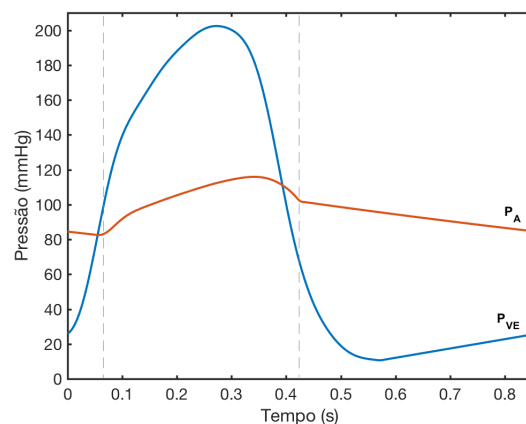
(a) Curvas de pressão, condição normal ( $A_{VA} = 4\text{ cm}^2$ ).



(b) Curvas de pressão, estenose aórtica ligeira ( $A_{VA} = 1.7\text{ cm}^2$ ).



(c) Curvas de pressão, estenose aórtica moderada ( $A_{VA} = 1.2\text{ cm}^2$ ).



(d) Curvas de pressão, estenose aórtica severa ( $A_{VA} = 0.5\text{ cm}^2$ ).

**Figura 3.5:** Simulação das curvas de variação de pressão obtidas com o modelo  $V^3$ . A curva de pressão da aorta está representada pela linha laranja ( $P_A$ ) e a curva de pressão do ventrículo esquerdo representada pela linha azul ( $P_{VE}$ ).

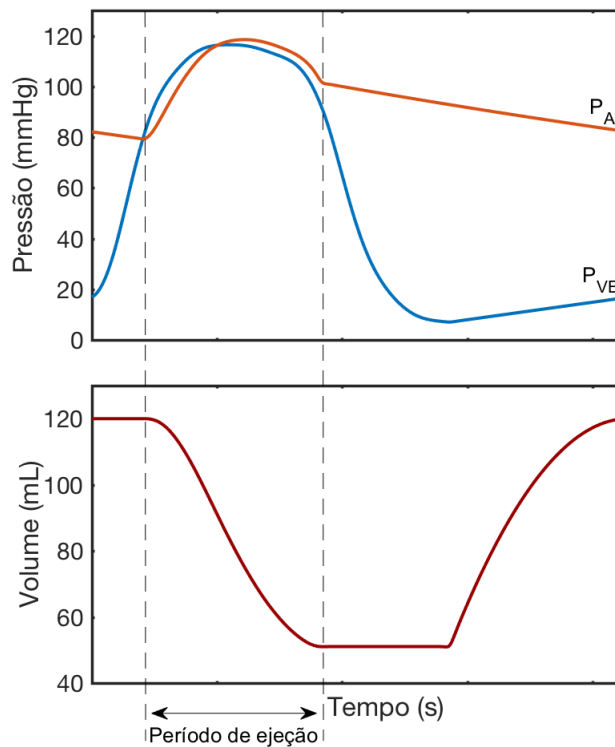
Analisando a figura anterior, é possível constatar que a forma das curvas de pressão da aorta e do ventrículo esquerdo assemelham-se às observadas em pacientes que possuem estenose aórtica (Figura 2.21).

Ao criar a curva de referência para a velocidade levou-se em consideração 3 parâmetros de entrada: o gradiente de pressão máximo, a duração e o número de ciclos cardíacos pretendidos. Contudo, ao usar-se o modelo  $V^3$ , um dos parâmetros de entrada é referente à área da válvula aórtica e não referente a do gradiente de pressão máximo. Neste

sentido, pretendendo-se continuar somente com os três parâmetros de entrada da curva de referência da velocidade foi necessário encontrar no modelo  $V^3$  uma correspondência entre a área da válvula aórtica e o gradiente de pressão máximo.

Dado que, se pretende determinar o gradiente de pressão máximo, foi previamente imperativo definir o período de ejeção. A curva de volume ventricular esquerdo indica os instantes em que o sangue entra e sai do ventrículo em consequência das variações de pressão e a sua simulação permite facilmente limitar o período de ejeção. Esse período tem início com a súbita redução do volume ventricular como destaca a Figura 3.6, correspondente ao momento da abertura da válvula aórtica. O final do período de ejeção refere-se ao instante em que a curva ventricular apresenta um volume constante.

A Figura 3.6 mostra a sincronização entre as curvas de pressão e a curva de volume ventricular obtidas usando o modelo  $V^3$ . O período de ejeção está delimitado e a simulação das curvas referem-se a uma válvula aórtica de área igual a  $4\text{ cm}^2$ .



**Figura 3.6:** Sincronização das curvas de pressão com a curva de volume ventricular no caso de uma válvula aórtica normal de área igual a  $4\text{ cm}^2$ ; ( $P_A$  - pressão na aorta,  $P_{VE}$  - pressão no ventrículo esquerdo).

Desta forma, definido o período de ejeção determina-se o gradiente de pressão máximo.

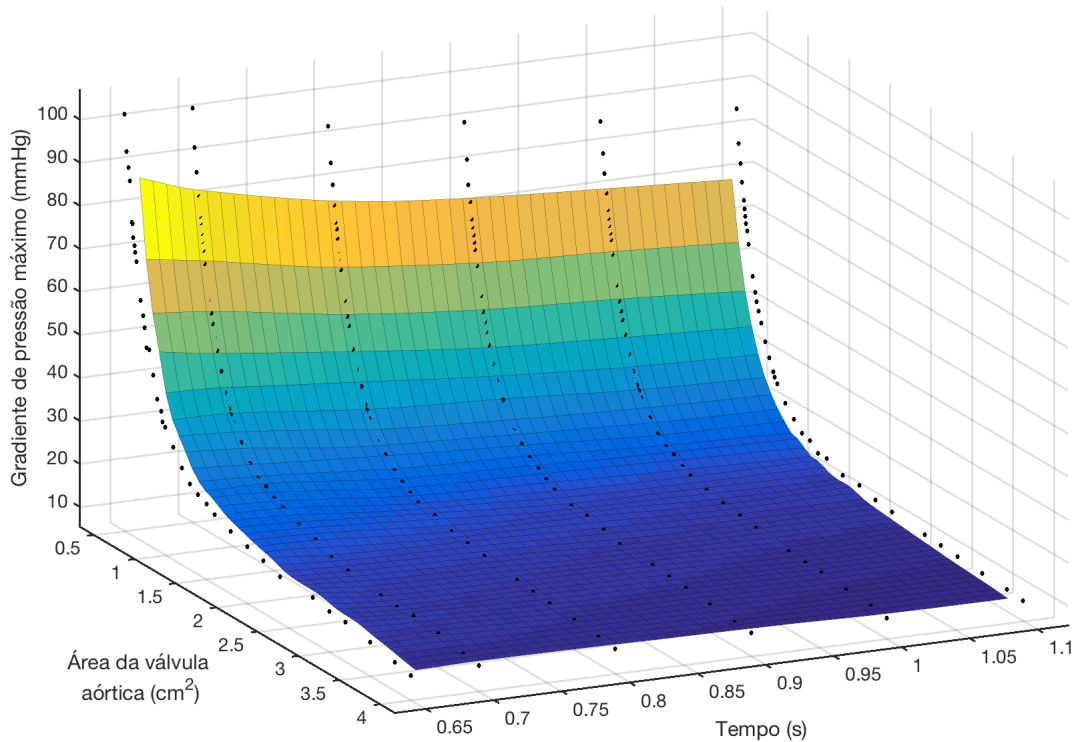
Para encontrar a correspondência entre a área da válvula aórtica e o gradiente de pressão máximo, efetuou-se diversas simulações. Para cada simulação foram alterados os parâmetros de entrada referentes à área da válvula aórtica e à duração do ciclo cardíaco

e definiu-se o período de ejeção para posteriormente determinar o gradiente de pressão máximo. Com isto, foi possível reunir alguns dados, estabelecendo uma relação entre os valores da área da válvula aórtica com o gradiente de pressão máximo determinado para um correspondente período do ciclo cardíaco. A seguinte tabela expõe alguns desses dados obtidos pelas simulações,

**Tabela 3.2:** Relação entre os valores da área da válvula aórtica com o gradiente de pressão máximo determinado para um correspondente período do ciclo cardíaco.

$A_{VA} (cm^2)$	Tempo (s)					
	0.6	0.7	0.8	0.9	1	1.1
4	11.8012	11.4979	11.2665	10.9151	10.1749	10.0434
3.8	12.9636	11.9549	11.6958	11.1385	10.7132	10.4622
3	14.8491	13.7748	13.2278	12.6659	11.8192	11.6863
2.2	17.5271	16.3469	15.4517	14.5070	13.6214	13.3280
1.5	22.1684	22.1990	19.3624	18.4399	17.3102	16.3334
0.97	36.0859	35.7559	32.6234	30.9946	28.9700	28.0737
0.77	50.9425	51.3695	47.16165	44.5512	43.1889	41.1271
0.63	71.6529	70.0413	63.9514	62.0280	60.2063	58.1709
0.5	106.3015	101.5741	92.2449	90.0908	86.2073	85.0266

Por vezes, é de extrema importância conhecer a função analítica que melhor aproxima um conjunto de pontos, como é o caso. O *Matlab* fornece um aplicativo interativo para ajuste de curvas e superfícies a dados, usando o comando *cftool* (*Curve Fitting Tool*). Desta forma, fez-se um ajuste de curva do conjunto de dados obtidos pelas simulações (Figura 3.7), recorrendo a uma interpolação cúbica a qual se aproxima do sistema em causa.



**Figura 3.7:** Ajuste de curva ao conjunto de dados obtidos pelas simulações.

Esta superfície permite para uma dada duração do ciclo cardíaco, calcular a área da válvula aórtica correspondente a um gradiente de pressão máximo.

Assim, conforme era desejado, introduzindo apenas o gradiente de pressão máximo e a duração do ciclo cardíaco, consegue-se obter diferentes curvas de pressão.

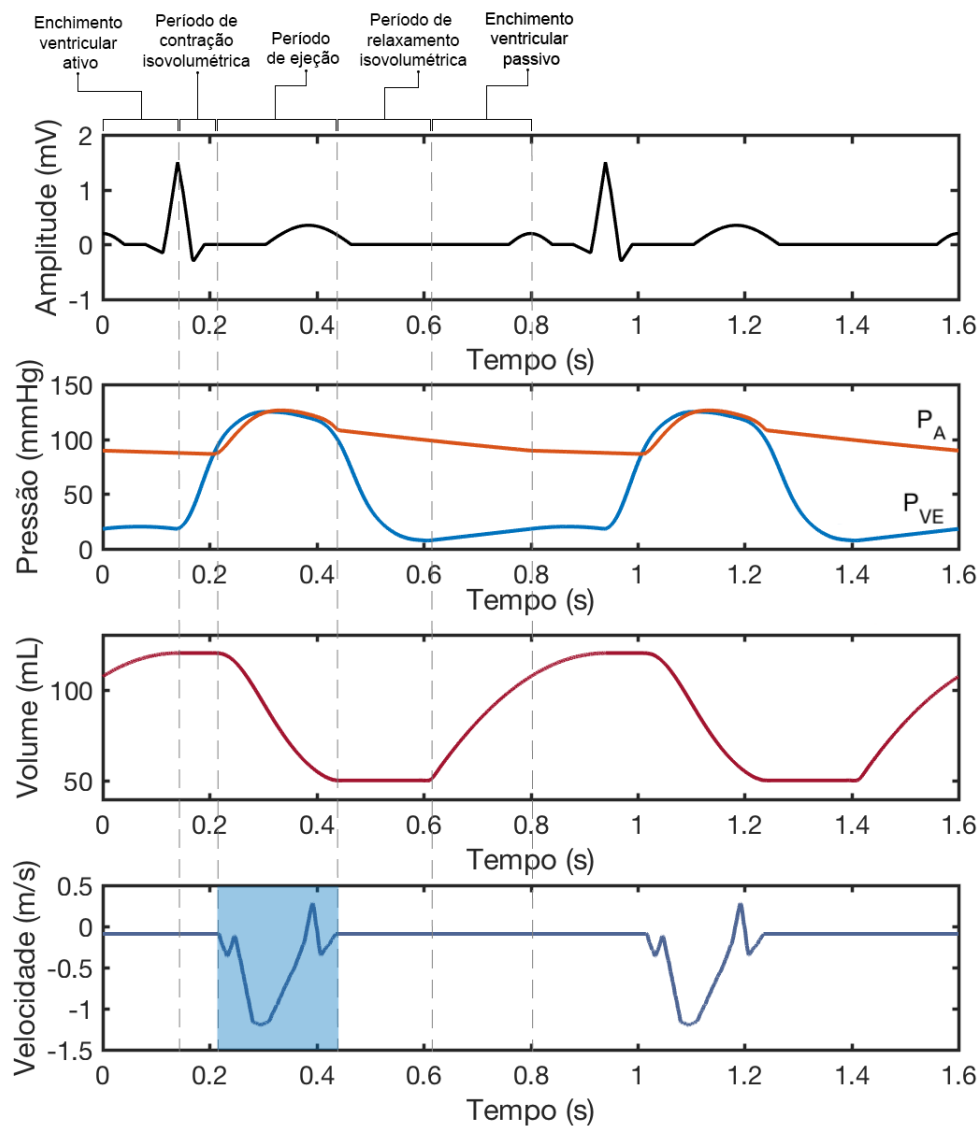
### 3.4 SINCRONIZAÇÃO

Dispondo de todas as curvas, a sincronização será feita com base na Figura 2.10, como já foi referido. Observando a figura citada, o primeiro período do ciclo cardíaco representado refere-se ao período de enchimento ventricular ativo. No entanto, ao simular as curvas de pressão e de volume ventricular pelo modelo  $V^3$  como mostra a Figura 3.6, verifica-se que a curva de pressão inicia com a pressão ventricular aumentar rapidamente e o volume ventricular mantém-se constante não havendo variação, significando que nenhum sangue saiu do ventrículo nesse período. A este período do ciclo cardíaco é denominado por contração isovolumétrica. Atendendo a isso, preliminarmente foi necessário ajustar e modificar as curvas de pressão e de volume ventricular, pois o modelo  $V^3$  não simula o período referente ao enchimento ventricular ativo. Notando que a contração ventricular tem início logo a seguir à conclusão do complexo QRS no ECG, para o período de enchimento ventricular ativo o ajuste foi feito tendo em atenção os valores normais do ECG, expostos na seguinte tabela,

**Tabela 3.3:** Valores usados para os parâmetros de entrada do sinal ECG.

Valores usados	Duração (s)
$\frac{1}{2}$ da Onda P	0.04
Segmento PR	0.04
Intervalo PR	0.12
Complexo QRS	0.06
Onda T	0.16

A seguinte figura apresenta a sincronização do ECG com as curvas que representam as variações de pressão, volume ventricular e velocidade média de uma válvula aórtica normal de  $A_{VA} = 4 \text{ cm}^2$ .



**Figura 3.8:** Sincronização do ECG com as curvas de pressão, de volume ventricular e de velocidade média de uma válvula aórtica normal.

Importa referir que foi feita uma reamostragem à curva de velocidade de forma a

sincronizar: a curva principal e os dois picos - assinalado pelo retângulo a azul no último gráfico da Figura 3.8 - com o período de ejeção  $e$ , ajustar o número de pontos à duração do ciclo cardíaco.

Para obter a sincronização das curvas da figura anterior, é necessário introduzir os seguintes parâmetros de entrada: Gradiente de pressão máximo, número e duração do ciclo cardíaco, e por fim, os parâmetros referentes ao ECG.

### 3.5 MODELO TEÓRICO DE SIMULAÇÃO DO SINAL DOPPLER

A escolha do método de simulação de sinais Doppler neste trabalho fundamenta-se no modelo apresentado por Wang e Fish [42], como já foi referido no capítulo 2.

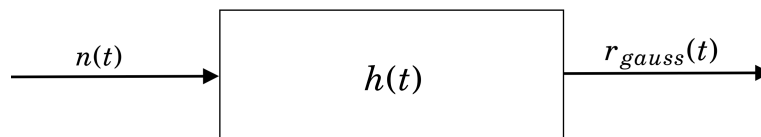
Este método tem a particularidade de viabilizar a simulação de sinais estacionários ou não estacionários, de fluxo sanguíneo com as características genéricas dos obtidos utilizando a instrumentação Doppler de onda contínua e de onda pulsada, durante um ou mais ciclos cardíacos. Por outro lado, possibilita a simulação de sinais Doppler em que a curva de frequência média, a forma do espectro e a potência do sinal podem variar ao longo do tempo.

A partir de estudos antecedentes [42] demonstra-se que este modelo é apropriado para a simulação de sinais Doppler em válvula aórtica. Contudo, para se simular este tipo de sinais é essencial a aplicação de um modelo que possibilite utilizar uma curva de frequências e uma largura de banda variável ao longo do ciclo cardíaco, sendo que este modelo assegura essa aplicabilidade, justificando a sua escolha.

Um sinal Doppler de fluxo sanguíneo de modo usual é não estacionário [42] e pode ser descrito pelo seguinte modo,

$$x_D(t) = r_{gauss}(t)e^{j\phi(t)} \quad (3.19)$$

O primeiro termo,  $r_{gauss}(t)$  diz respeito a uma variável aleatória Gaussiana com média zero e é conseguido aplicando um sinal de ruído branco Gaussiano  $n(t)$ , a um filtro linear com resposta impulsional  $h(t)$ ,



**Figura 3.9:** Sistema do sinal  $r_{gauss}(t)$ .

ou seja,

$$r_{gauss}(t) = \int n(t-\tau)h(\tau) d\tau \quad (3.20)$$

Caso o filtro seja invariante no tempo,  $h(\tau)$  é constante em relação à variável  $t$ , e por sua vez, o espectro daí consequente terá uma largura de banda do sinal também constante. Contudo, para garantir a variação da largura de banda do espectro ao longo do ciclo cardíaco, tal como normalmente ocorre com os espectros de sinais Doppler reais da válvula aórtica, a resposta impulsional do filtro deve variar no tempo, podendo ser escrita como  $h(\tau, t)$ .

Deste modo, quando se calcula  $r_{gauss}(t)$  num instante de tempo  $t$ , usa-se  $h(\tau, t)$  na Equação 3.20, assim,

$$r_{gauss}(t) = \int n(t - \tau)h(\tau, t)d\tau \quad (3.21)$$

Se a densidade de potência espectral  $S(f, t)$  de  $r_{gauss}(t)$  tem uma forma Gaussiana com uma largura de banda rms (root-mean-square) variável no tempo dado por  $\sigma_f(t)$ ,

$$S(f, t) = \frac{p(t)}{\sqrt{2\pi}\sigma_f(t)} \exp\left(-\frac{f^2}{2\sigma_f^2(t)}\right) \quad (3.22)$$

nessa situação,  $h(\tau, t)$  é também Gaussiana com uma largura de banda determinado por  $\sigma_t(t)$ . Então,

$$h(\tau, t) = const. \sqrt{\frac{p(t)}{\sigma_t(t)}} \exp\left(-\frac{\tau^2}{2\sigma_t^2(t)}\right) \quad (3.23)$$

onde  $p(t)$  descreve a variação de potência do sinal Doppler ao longo do tempo e  $\sigma_t(t)$  representa a largura de banda do filtro, dado por,

$$\sigma_t(t) = \frac{1}{2\sqrt{2\pi}\sigma_f(t)} \quad (3.24)$$

A curva de largura de banda do espectro,  $\sigma_f(t)$ , quando variável no tempo [48] [49], pode ser dada por,

$$\sigma_f(t) = a + b \exp\left(-\frac{(t - c)^2}{2d^2}\right) \quad (3.25)$$

Quanto ao segundo termo da Equação 3.19, ou seja,  $e^{j\phi(t)}$  refere-se à função de deslocamento da frequência que descreve a variação determinística da curva de frequência média ao longo do tempo. Para se calcular a fase determinística,  $\phi(t)$ , basta conhecer a curva de frequência média ( $f_m$ ), mediante o cálculo de,

$$\phi(t) = 2\pi \int f_m(t)dt \quad (3.26)$$

De forma sucinta, o método descrito possibilita a simulação de sinais Doppler desde que sejam fornecidas as curvas da frequência média  $f_m(t)$ , da variação da largura de banda do espectro  $\sigma_f(t)$  e por fim, da variação de potência do sinal  $p(t)$ .

Os sinais Doppler estacionários são simulados quando a frequência média, a largura de banda e a potência do sinal são constantes. Por conseguinte, se um desses parâmetros for variável com o tempo, então está-se perante uma simulação de um sinal Doppler não estacionário.

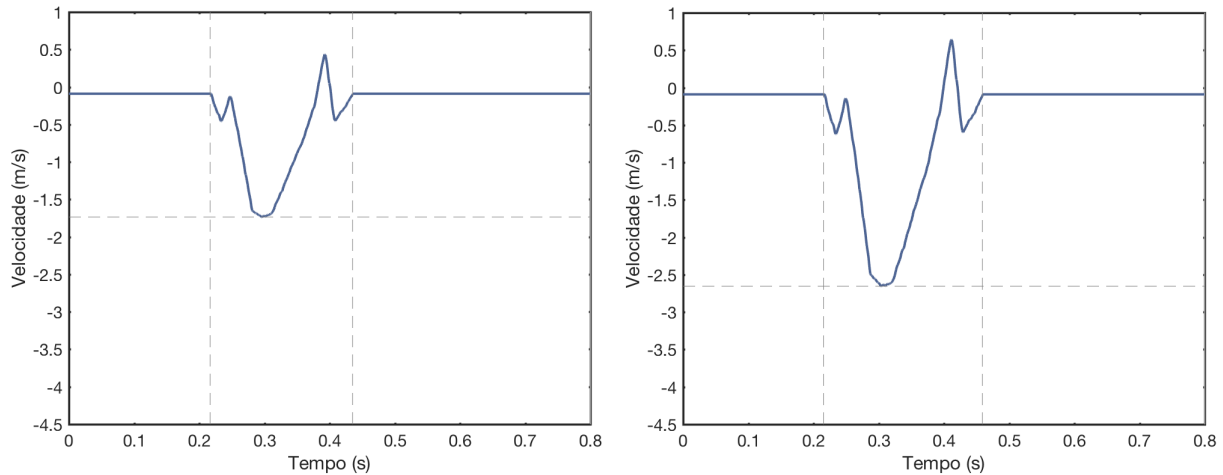
## RESULTADOS E DISCUSSÃO

No presente capítulo, serão apresentados os resultados obtidos pelas simulações dos métodos referidos no capítulo anterior. Os resultados serão mostrados de forma gráfica, apresentando-se um total de quatro simulações, isto é, um caso normal e três diferentes casos de estenose aórtica. Cada um dos casos apresenta apenas um ciclo cardíaco, de forma a tornar mais perceptível a sua análise. Quanto à duração do ciclo cardíaco, optou-se por apresentar um ciclo de 0.8 s, apesar do algoritmo suportar outros valores, possibilitando a representação de situações reais em que as pessoas podem ter durações de ciclo cardíaco variável. O valor do gradiente de pressão máximo foi igualmente escolhido aleatoriamente, desde que, cada exemplo apresentasse um caso de uma válvula aórtica normal, e com estenose aórtica, ligeira, moderada e grave, assente, respetivamente nos seguintes valores: 12 mmHg, 28 mmHg, 34 mmHg e 66 mmHg.

Começa-se por mostrar as curvas de velocidade média simuladas e as respetivas curvas de frequência. Seguidamente, será feita uma breve análise quanto às curvas de pressão focando o período de ejeção, e a curva de ECG sincronizada com as curvas de pressão. Serão exibidos exemplos de simulações de sinais Doppler para os quatro casos, e como acréscimo ao trabalho desenvolvido, serão apresentados os respetivos espectros. Por fim, expõe-se a interface gráfica criada, com o intuito de simplificar ao utilizador toda a operação com o sistema, relacionando todas as funções num algoritmo global.

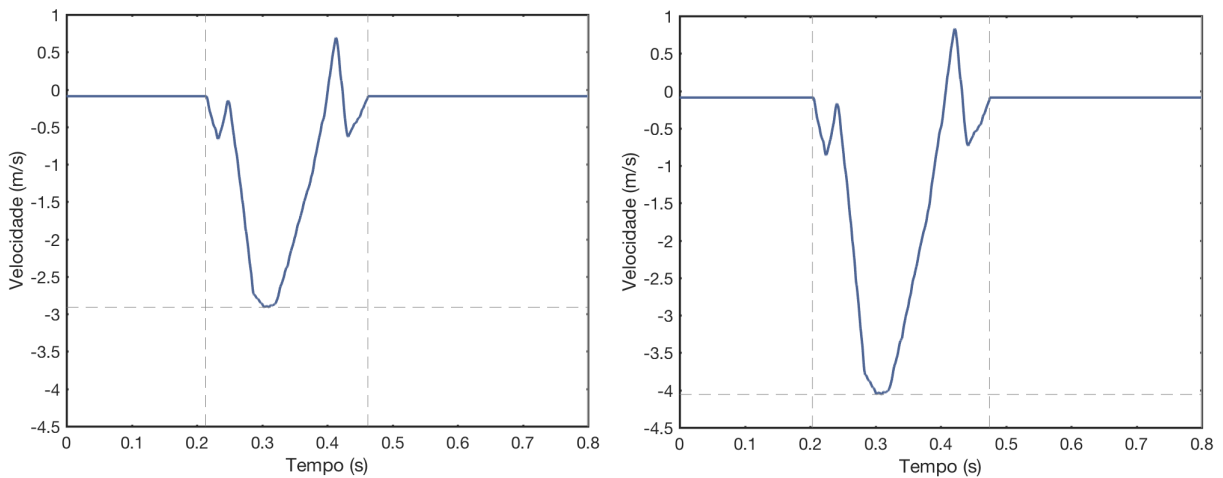
## 4.1 CURVA DE VELOCIDADE MÉDIA

Começou-se por simular as curvas de velocidade média. A Figura 4.1 apresenta quatro curvas simuladas e em cada uma das curvas apresentadas está assinalado o início e o fim do período de ejeção e a velocidade máxima.



**(a)** Curva de velocidade média, válvula aórtica normal ( $\Delta P_{max} = 12 \text{ mmHg}$ ).

**(b)** Curva de velocidade média, estenose aórtica ligeira ( $\Delta P_{max} = 28 \text{ mmHg}$ ).



**(c)** Curva de velocidade média, estenose aórtica moderada ( $\Delta P_{max} = 34 \text{ mmHg}$ ).

**(d)** Curva de velocidade média, estenose aórtica severa ( $\Delta P_{max} = 66 \text{ mmHg}$ ).

**Figura 4.1:** Curvas de velocidade média simuladas de fluxo sanguíneo em válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa.

Observando a figura anterior, constata-se que não há deformação dos declives dos picos e da curva principal, respeitando, deste modo, a forma característica da curva de velocidade, independentemente do gradiente de pressão máximo. Além de obter-se diferentes curvas para cada velocidade máxima pretendida, verifica-se que quanto maior é o gradiente de pressão máximo introduzido, maior é o período de ejeção e maior é a velocidade máxima obtida.

Apesar de não ser muito perceptível este aumento de duração do período de ejeção,

para o caso da válvula aórtica normal, o período de ejeção representa uma duração aproximadamente de 0.22 s, enquanto que, para o caso severo de estenose aórtica, o período de ejeção dura cerca de 0.27 s.

A Tabela 4.1, resume os valores obtidos pelas quatro simulações, quanto à velocidade máxima e quanto à duração do período de ejeção.

**Tabela 4.1:** Velocidade máxima e duração do período de ejeção para cada caso apresentado; (EA - Estenose Aórtica).

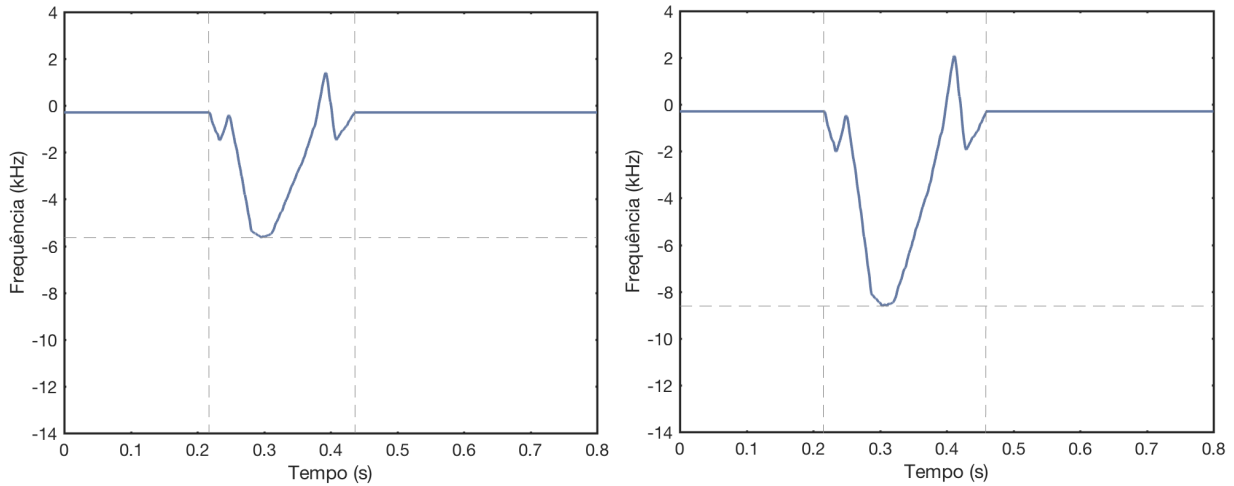
<b>Gradiente de pressão máximo (mmHg)</b>	12	28	34	66
<b>Classificação</b>	Válvula aórtica normal	EA ligeira	EA moderada	EA severa
<b>Duração do ciclo cardíaco (s)</b>	0.8			
<b>Velocidade máxima (m/s)</b>	1.7364	2.6540	2.9115	4.0571
<b>Período de ejeção (s)</b>	0.2187	0.2438	0.2491	0.2700

O método apresentado no capítulo 3 permite obter as curvas de velocidade apresentadas na Figura 4.1, respeitando a sua forma característica. Para tal apenas é necessário introduzir o valor de gradiente de pressão máximo, a duração e o número de ciclos cardíacos pretendidos.

## 4.2 CURVA DE FREQUÊNCIA MÉDIA

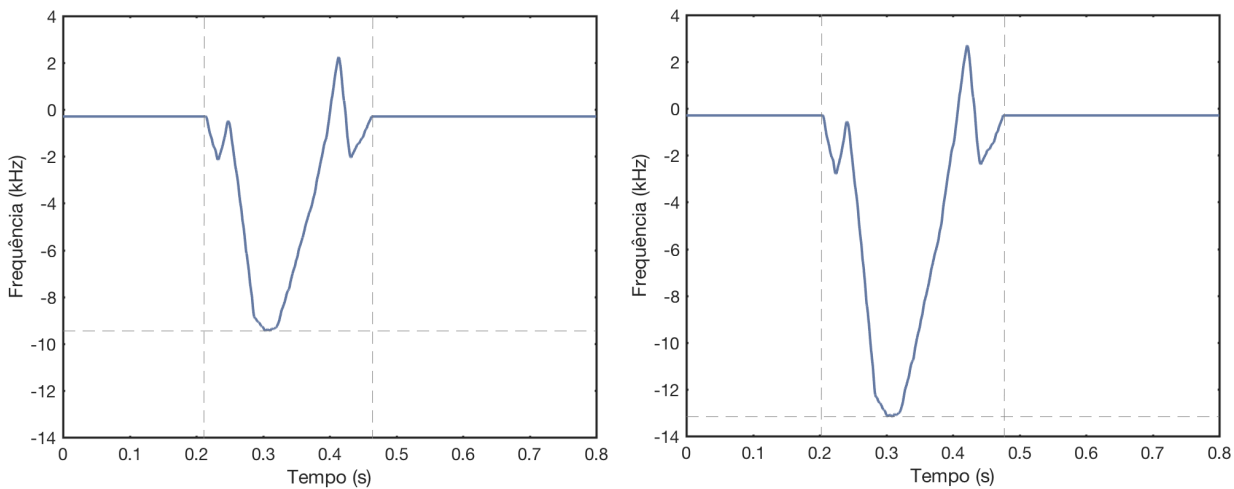
Ao aplicar a Equação 2.19 a cada uma das curvas da Figura 4.1, obtém-se as respectivas frequências médias, ilustradas na Figura 4.2.

A frequência máxima obtida na curva da Figura 4.2a, é de 5.6376 kHz para um gradiente de pressão máximo de 12 mmHg. Para as restantes curvas que equivalem a diferentes casos de estenose aórtica, a frequência máxima atinge os seguintes valores, 8.6169 kHz, 9.4528 kHz e 13.1723 kHz para as curvas expostas nas Figuras 4.2b, 4.2c e 4.2d, respetivamente. Como seria de esperar, verifica-se que à medida que o gradiente de pressão é maior, maior será a frequência máxima.



(a) Curva de frequência média, válvula aórtica normal ( $\Delta P_{max} = 12 mmHg$ ).

(b) Curva de frequência média, estenose aórtica ligeira ( $\Delta P_{max} = 28 mmHg$ ).



(c) Curva de frequência média, estenose aórtica moderada ( $\Delta P_{max} = 34 mmHg$ ).

(d) Curva de frequência média, estenose aórtica severa ( $\Delta P_{max} = 66 mmHg$ ).

**Figura 4.2:** Curvas de frequência média simuladas de fluxo sanguíneo em válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa.

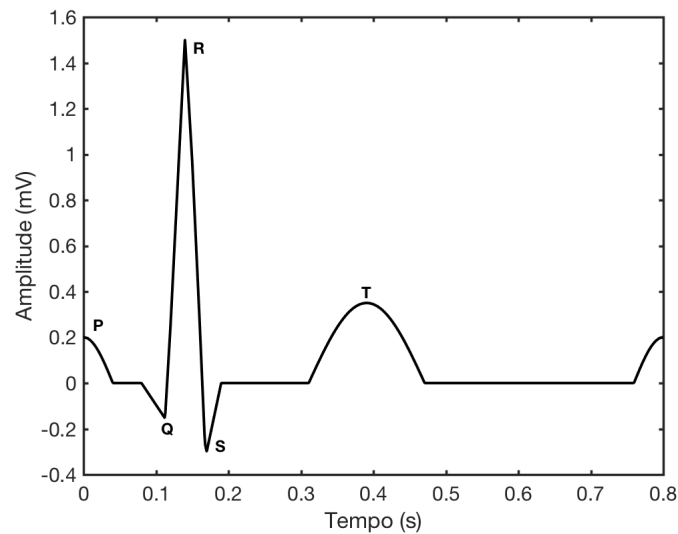
### 4.3 IMPLEMENTAÇÃO DO SINAL ECG

No capítulo anterior foi exposto que as ondas P, T e U do ECG podem ser representadas por ondas sinusoidais. Para esse fim, as ondas são determinadas usando a Equação 3.13. No que diz respeito às ondas Q, S e o complexo QRS, podem ser representadas por ondas triangulares e são definidas usando a Equação 3.17. Por fim, o ECG é obtido pela adição de todas as ondas.

Desta forma, começou-se por simular o sinal ECG normal. A Tabela 4.2, apresenta os valores usados para os parâmetros de entrada (onda U foi ignorada) e a Figura 4.3 mostra o ECG gerado.

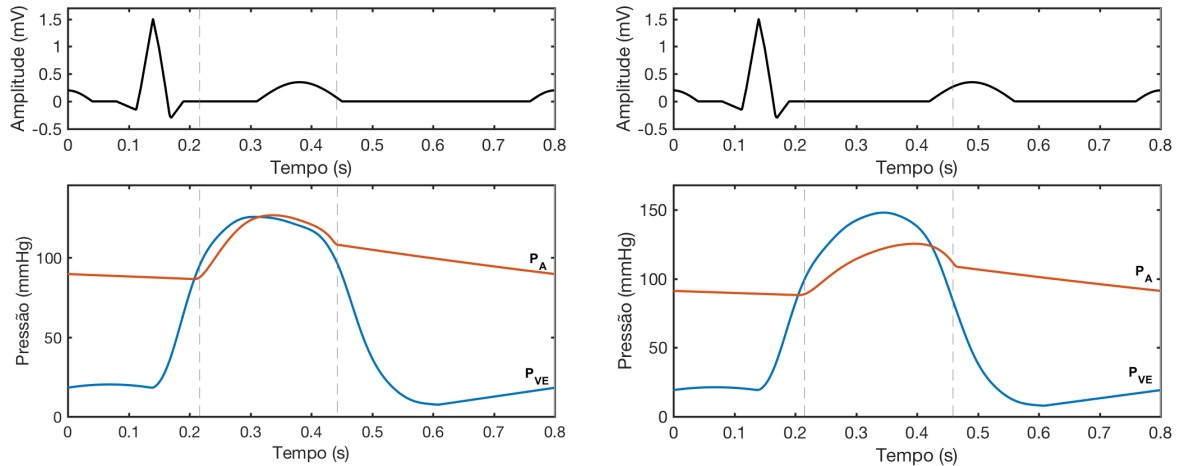
**Tabela 4.2:** Valores usados para os parâmetros de entrada do ECG.

Onda/Intervalo	Amplitude (mV)	Duração (s)
Onda P	0.2	0.08
Onda Q	0.15	0.02
Complexo QRS	1.5	0.06
Onda S	0.3	0.02
Onda T	0.4	0.16
Intervalo PR	-	0.12
Intervalo ST	-	0.27

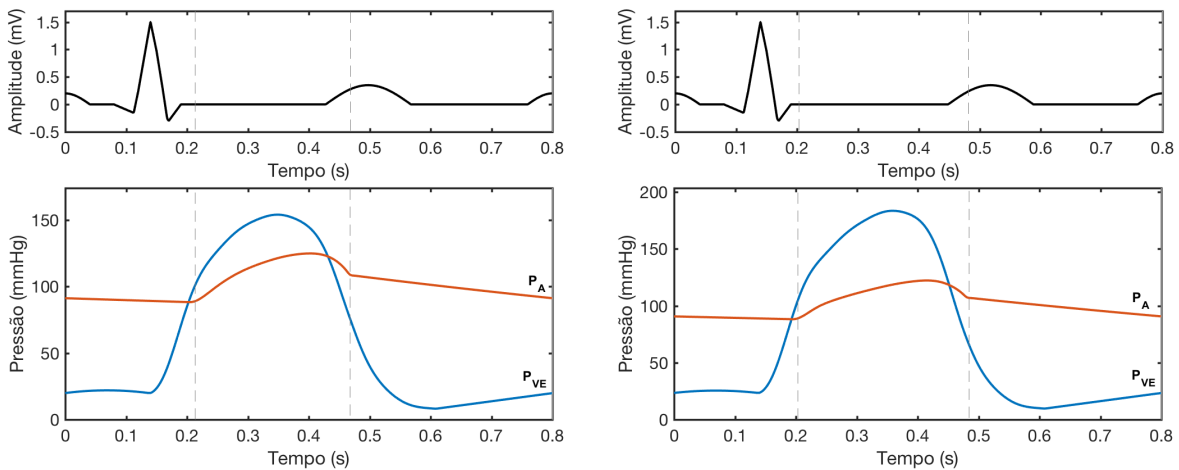
**Figure 4.3:** ECG normal simulado.

Apesar de não fazer parte do âmbito deste trabalho, deve ser sublinhado que o ECG está modelado para simular também sinais patológicos, requerendo para isso, a alteração dos parâmetros de entrada, nomeadamente a amplitude e duração das diversas ondas e a duração dos intervalos PR e ST.

A seguinte figura mostra a curva de ECG sincronizada com as curvas de pressão correspondentes a um ciclo cardíaco.



**(a)** ECG e curvas de pressão, válvula aórtica normal ( $\Delta P_{max} = 12 \text{ mmHg}$ ). **(b)** ECG e curvas de pressão, estenose aórtica ligeira ( $\Delta P_{max} = 28 \text{ mmHg}$ ).



**(c)** ECG e curvas de pressão, estenose aórtica moderada ( $\Delta P_{max} = 34 \text{ mmHg}$ ). **(d)** ECG e curvas de pressão, estenose aórtica severa ( $\Delta P_{max} = 66 \text{ mmHg}$ ).

**Figura 4.4:** Curvas de ECG e respectivas curvas de variação de pressão na aorta ( $P_A$ ) e no ventrículo esquerdo ( $P_{VE}$ ) simuladas para uma válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa.

De acordo com a figura anterior, é possível reparar que o ECG inicia com a onda P, representando a despolarização das células musculares das aurículas dando início à contração auricular. Em todos os casos expostos da Figura 4.4, a duração da onda P é a mesma independentemente de se tratar de um caso normal ou apresentar estenose aórtica. O mesmo se sucede com o complexo QRS, as durações mantêm-se iguais em todas as simulações apresentadas, representando a despolarização das células musculares dos ventrículos. Quer a onda P, quer o complexo QRS não duram mais de 0.1 s, e o intervalo PR não dura mais de 0.2 s, valores considerados normais.

As variações obtidas quanto à duração averiguadas no ECG referem-se unicamente ao segmento ST. É durante o período de ejeção que ocorre o segmento ST, representando o início da repolarização ventricular. Por esse motivo, as curvas de pressão estão represen-

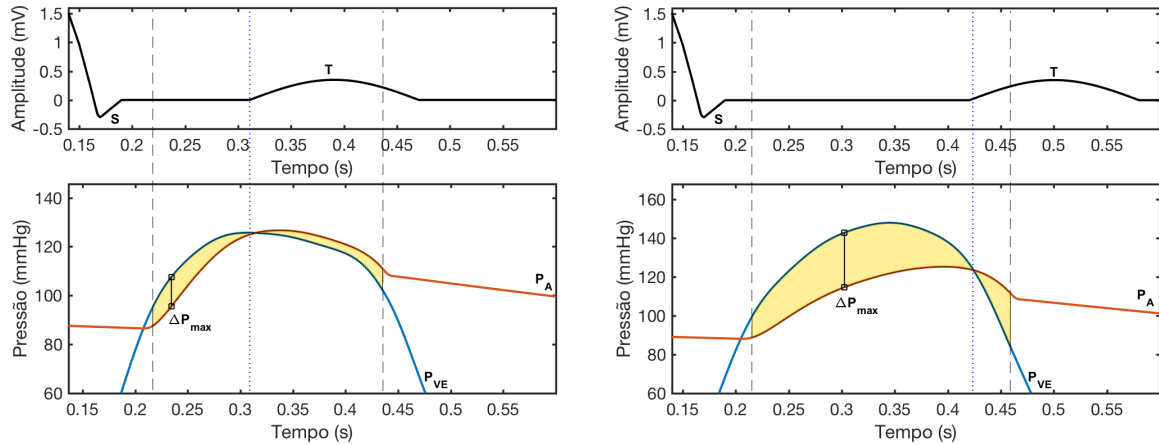
tadas propositadamente para indicar o período supracitado. O segmento ST é isoelectrico em todas as situações apresentadas, e a sua duração varia consoante a duração do período de ejeção. Desta forma, verifica-se que o segmento ST tem uma duração maior à medida que aumenta a gravidade de estenose aórtica, pois o período de ejeção tende a ser maior. A Tabela 4.3 reúne os valores de duração de cada segmento ST correspondente a cada simulação apresentada,

**Tabela 4.3:** Duração do segmento ST para os diferentes casos apresentados na Figura 4.4.

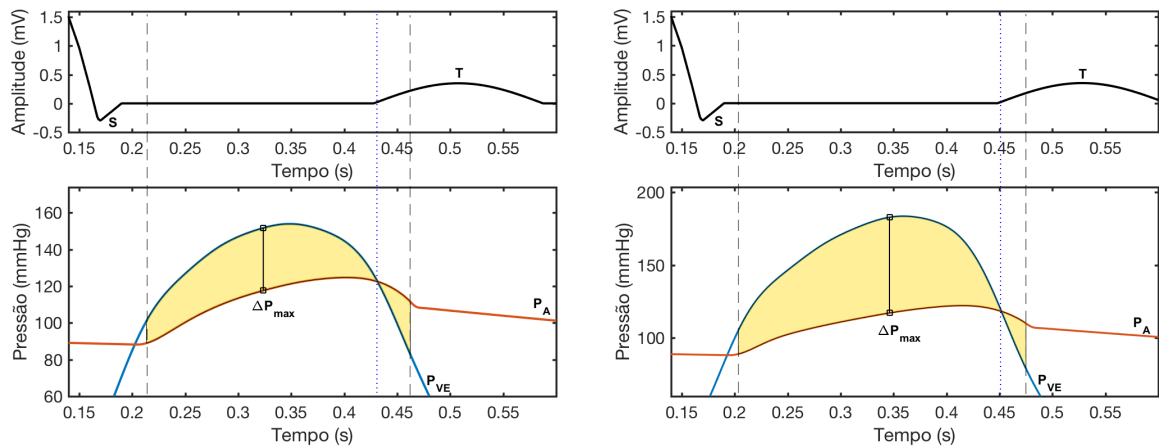
Classificação	Duração do segmento ST (s)
Válvula aórtica normal	0.121
Estenose aórtica ligeira	0.230
Estenose aórtica moderada	0.238
Estenose aórtica severa	0.258

Importa ressaltar que muitos doentes com estenose aórtica têm evidência eletrocardiográfica de hipertrofia ventricular esquerda, como já foi mencionado no capítulo 2. O espessamento do músculo ventricular esquerdo como resposta a uma sobrecarga crónica de pressão ou de volume são detetados pelo ECG. Desta forma, existem diversos índices ou critérios utilizados para o diagnóstico de hipertrofia já referidos anteriormente, mas nenhum deles se refere à derivação II, derivação simulada e apresentada na Figura 4.3.

A Figura 4.5 mostra novamente a curva de ECG sincronizada com as correspondentes variações de pressão da aorta e do ventrículo esquerdo, no entanto, neste caso não é exibido todos os períodos do ciclo cardíaco.



(a) ECG e curvas de pressão, válvula aórtica normal ( $\Delta P_{max} = 12 \text{ mmHg}$ ). (b) ECG e curvas de pressão, estenose aórtica ligeira ( $\Delta P_{max} = 28 \text{ mmHg}$ ).



(c) ECG e curvas de pressão, estenose aórtica moderada ( $\Delta P_{max} = 34 \text{ mmHg}$ ). (d) ECG e curvas de pressão, estenose aórtica severa ( $\Delta P_{max} = 66 \text{ mmHg}$ ).

**Figura 4.5:** Curvas de ECG e respectivas curvas de variação de pressão na aorta ( $P_A$ ) e no ventrículo esquerdo ( $P_{VE}$ ) durante o período de ejeção para uma válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa.

A Figura 4.5 destaca o período de ejeção, indicando o instante em que se obteve o gradiente de pressão máximo em cada caso. É possível da mesma forma verificar que os valores do gradiente de pressão introduzidos correspondem aos gradientes de pressão máximos obtidos. De mencionar que ao usar o modelo  $V^3$ , foi necessário efetuar uma correspondência entre a área da válvula aórtica e o gradiente de pressão máximo.

Apura-se que à medida que aumenta a gravidade de estenose aórtica, a diferença entre as duas pressões tende a ser maior, e conseqüentemente o valor do gradiente de pressão máximo aumenta como indica a Figura 4.5. A pressão máxima do ventrículo esquerdo para o caso normal tem um valor aproximadamente de 120 mmHg, enquanto que para o caso mais severo de estenose aórtica, o valor máximo de pressão do ventrículo esquerdo é superior a 180 mmHg.

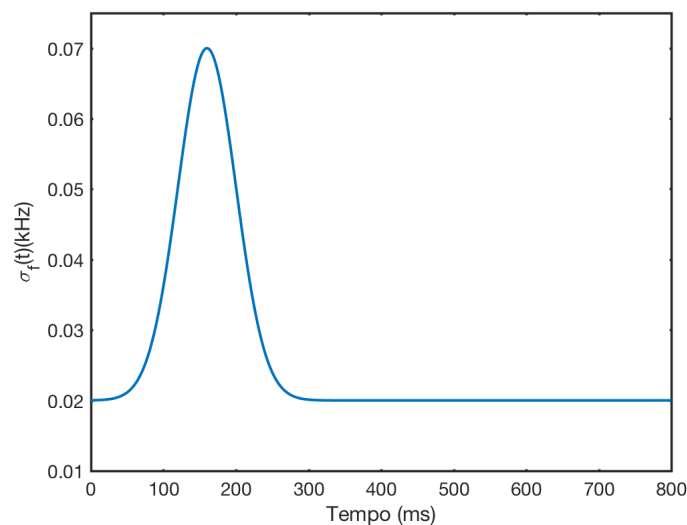
Apesar de já ter sido sublinhado anteriormente, pela Figura 4.5 é possível validar

com maior detalhe que o período de ejeção é maior de acordo com o aumento da gravidade de estenose aórtica. Outra particularidade é relativamente ao início da onda T. A onda T inicia durante o período de ejeção e a sua duração em todas as simulações apresentadas é a mesma. Contudo, como representa a repolarização e o relaxamento ventricular, isto é, o ventrículo começa a relaxar no instante em que a pressão do ventrículo esquerdo desce abaixo da pressão da aorta. Observando a Figura 4.5, é possível averiguar que o ECG simula esta característica, isto é, a onda T tem início assim que a pressão do ventrículo esquerdo desce abaixo da pressão da aorta.

#### 4.4 SINAL DOPPLER DA VÁLVULA AÓRTICA

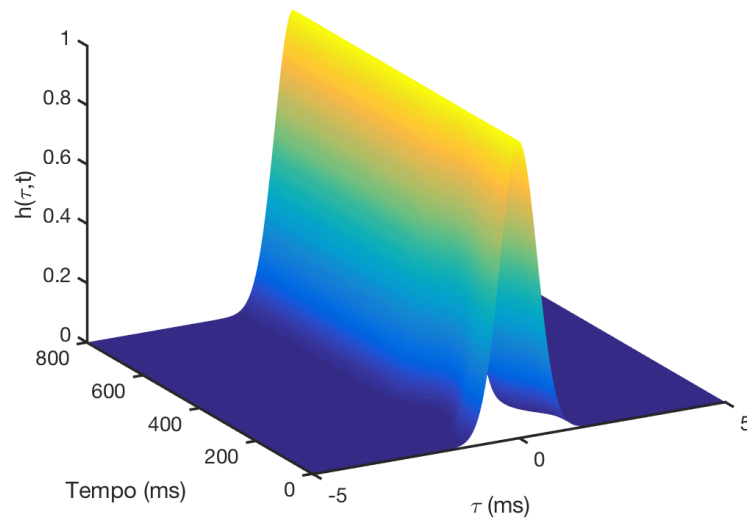
Para simular o sinal Doppler de uma válvula aórtica, começou-se por obter a resposta impulsional do filtro  $h(\tau, t)$  para cada instante de tempo  $t$ , sendo primordial conhecer a largura de banda do espectro  $\sigma_f(t)$  e a variação de potência do sinal  $p(t)$ , usados na Equação 3.23.

Para a largura de banda (Equação 3.25), estabeleceu-se os seguintes valores:  $a = 0.02\text{kHz}$ ,  $b = 0.05\text{kHz}$ ,  $c = 160\text{ms}$ ,  $d = 40\text{ms}$  para todos os sinais simulados. A escolha destes valores passa pelo motivo de já terem sido testados e confrontados com um espectro real noutros trabalhos [42], resultando na seguinte curva de largura de banda,



**Figure 4.6:** Curva de largura de banda variável no tempo.

Para a variação da potência do sinal Doppler, considerou-se como sendo 10% de  $\sigma_f(t)$ . Assim, pode-se determinar  $h(\tau, t)$ . A Figura 4.7 mostra a resposta impulsional  $h(\tau, t)$  para todo o ciclo cardíaco.

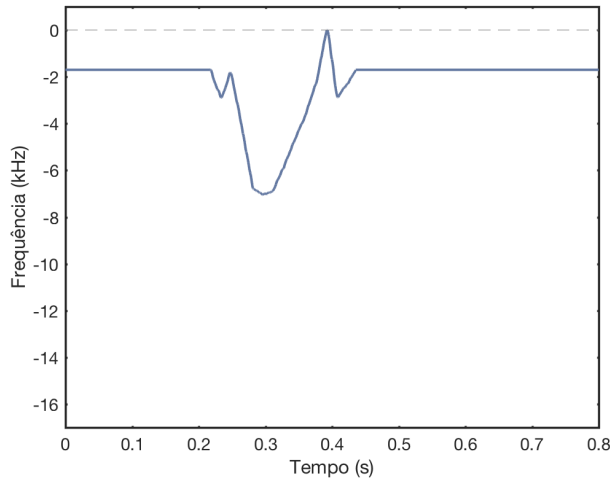


**Figura 4.7:** Função  $h(\tau, t)$  utilizada na simulação.

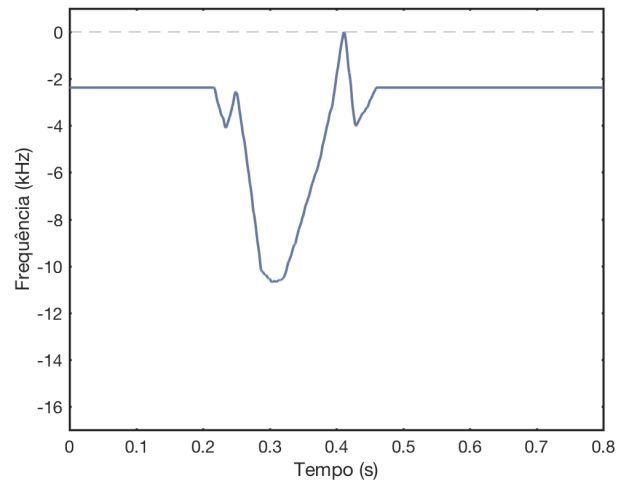
O valor da constante assinalado na Equação 3.23 foi determinado para assegurar que para  $\tau = 0$ ,  $h(\tau, t)$  assumia valor unitário [42], como mostra a figura anterior.

Após  $h(\tau, t)$  ter sido determinado, calcula-se a variável Gaussiana aleatória  $r_{gauss}(t)$  por meio da Equação 3.21. Para definir a fase determinística  $\phi(t)$ , é imperativo o uso da frequência média.

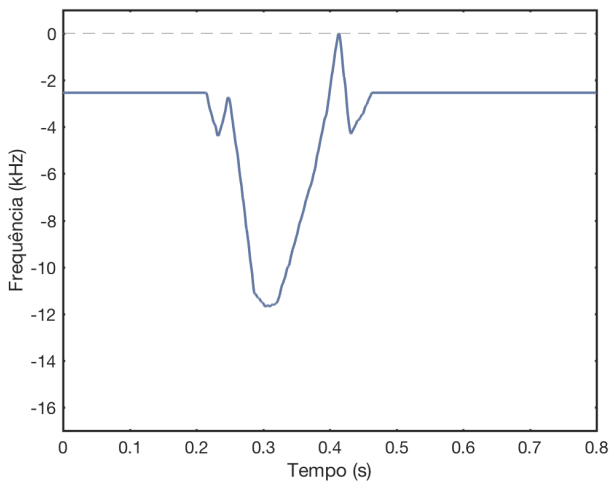
Ao observar a Figura 4.2, correspondente às curvas de frequência média, é possível reparar que inclui valores positivos e negativos. Ao aplicar o algoritmo de simulação deparou-se que os espectros não apresentavam a parte relativa às frequências positivas. Então, resolveu-se trabalhar apenas com frequências negativas, isto é, o valor máximo da frequência média deve corresponder abaixo do valor zero das frequências, de forma a que todos os valores fiquem apenas com valores negativos como mostra a Figura 4.8.



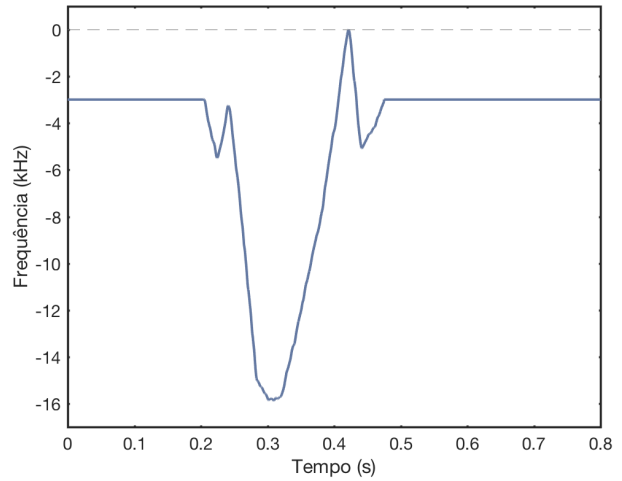
(a) Curvas de frequência média, válvula aórtica normal.



(b) Curvas de frequência média, estenose aórtica ligeira.



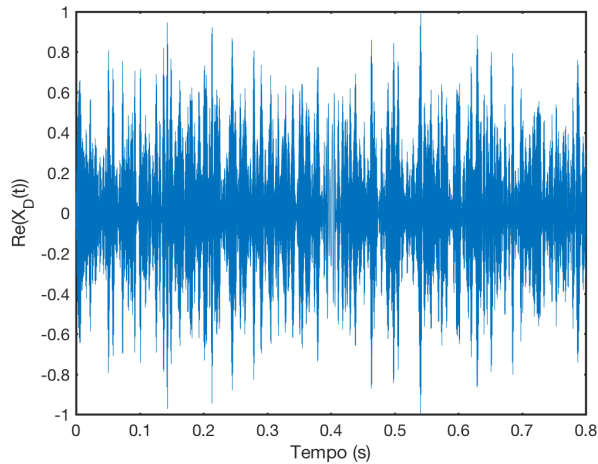
(c) Curvas de frequência média, estenose aórtica moderada.



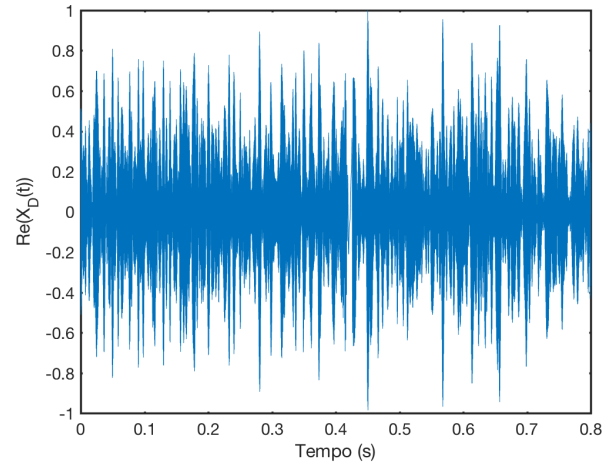
(d) Curvas de frequência média, estenose aórtica severa.

**Figura 4.8:** Curvas de frequência média de fluxo sanguíneo em válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa.

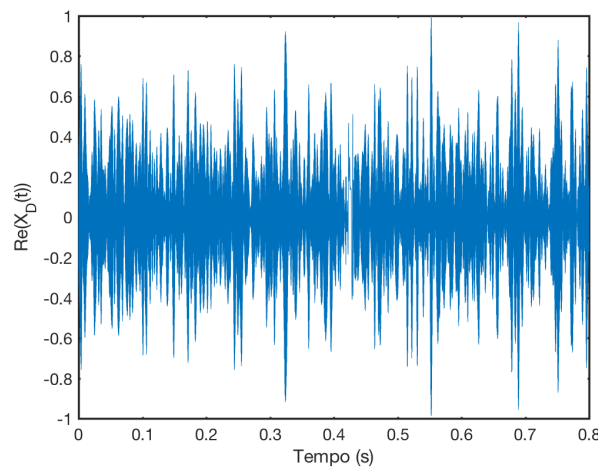
Por fim, pela Equação 3.19, a simulação de sinais Doppler  $x_D(t)$  é concretizável. A seguinte figura, apresenta os resultados dessas simulações,



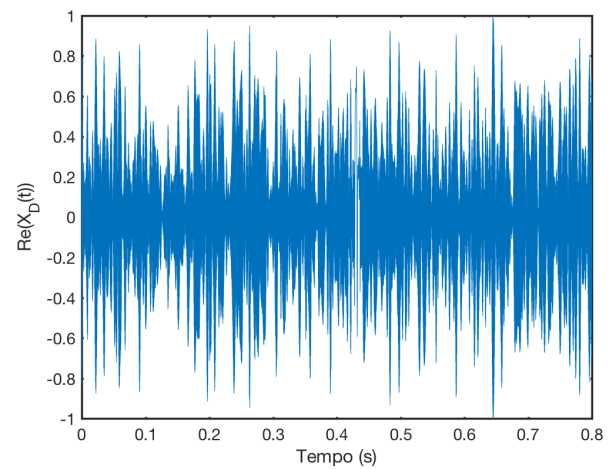
(a) Sinal Doppler simulado, válvula aórtica normal.



(b) Sinal Doppler simulado, estenose aórtica ligeira.



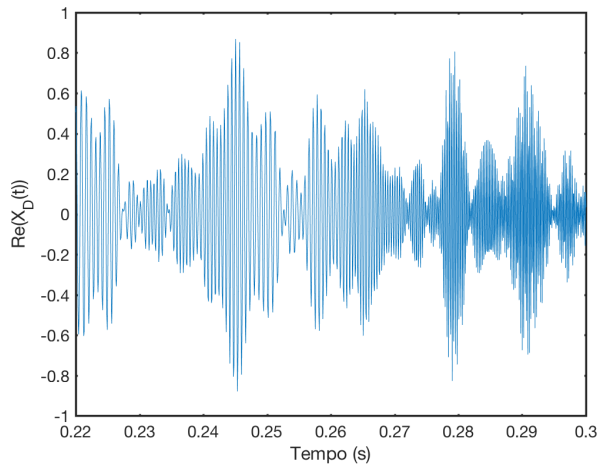
(c) Sinal Doppler simulado, estenose aórtica moderada.



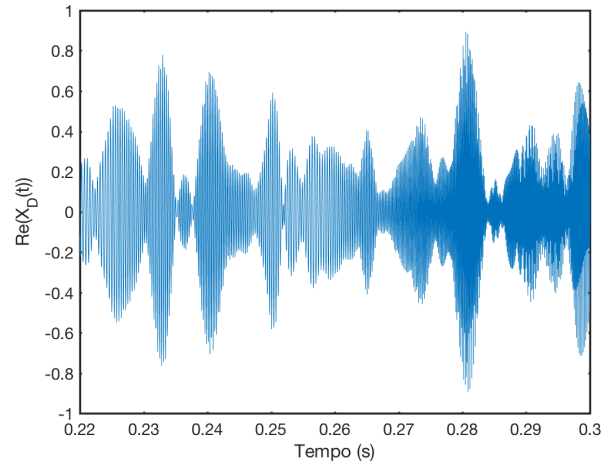
(d) Sinal Doppler simulado, estenose aórtica severa.

**Figura 4.9:** Sinais Doppler simulados representando fluxo sanguíneo em válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa; para um ciclo cardíaco de 0.8 s de duração.

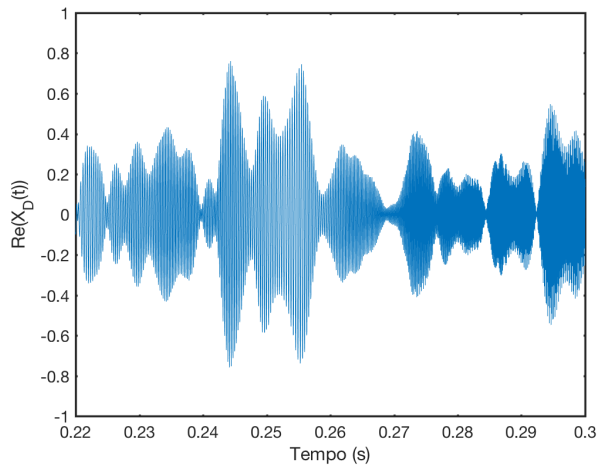
De modo a tornar claro as diferenças existentes entre os sinais Doppler, apresentam-se os mesmos sinais com diferentes intervalos de tempo. A Figura 4.10 apresenta os sinais no intervalo de tempo de 0.22 a 0.3 s, correspondente ao período de ejeção rápida. Já a Figura 4.11, apresenta os sinais Doppler durante o período de 0.3 a 0.42 s, correspondendo ao período de ejeção reduzida.



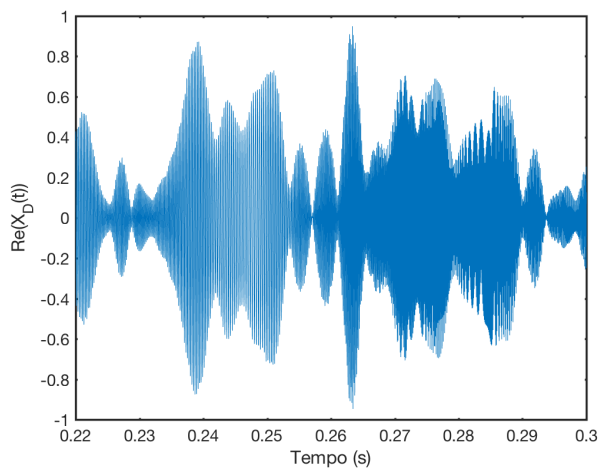
(a) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.22 a 0.3 s, válvula aórtica normal.



(b) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.22 a 0.3 s, estenose aórtica ligeira.

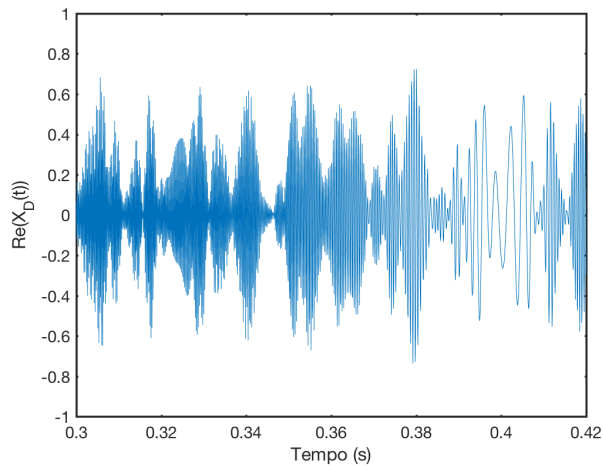


(c) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.22 a 0.3 s, estenose aórtica moderada.

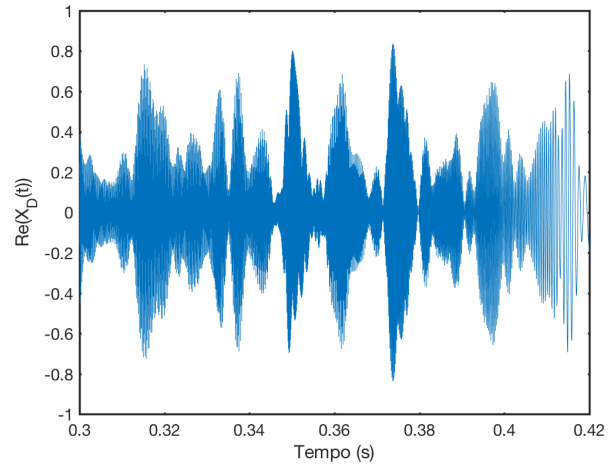


(d) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.22 a 0.3 s, estenose aórtica severa.

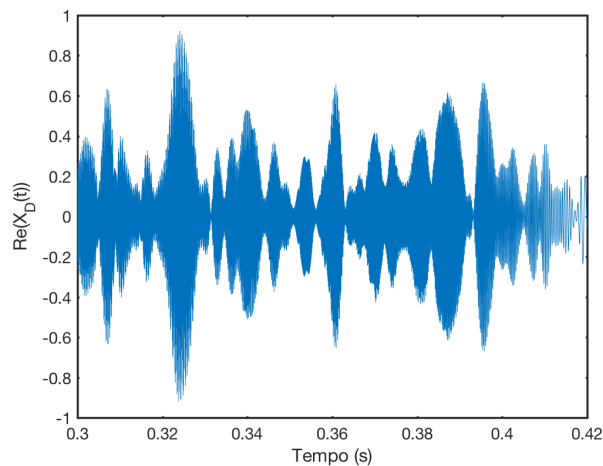
**Figura 4.10:** Sinais Doppler simulados representando fluxo sanguíneo em válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa; durante o período de 0.22 a 0.3 s.



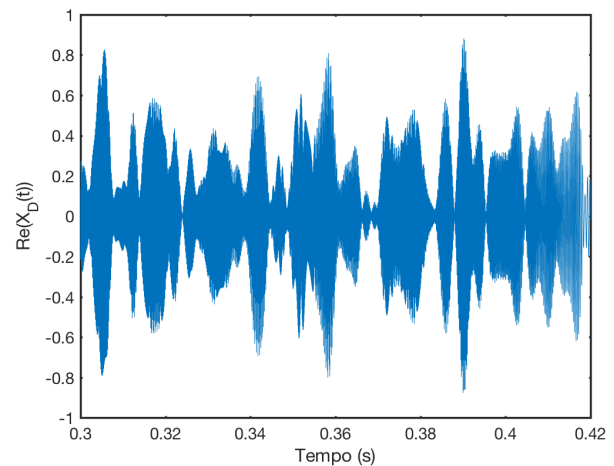
(a) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.3 a 0.42 s, válvula aórtica normal.



(b) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.3 a 0.42 s, estenose aórtica ligeira.



(c) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.3 a 0.42 s, estenose aórtica moderada.

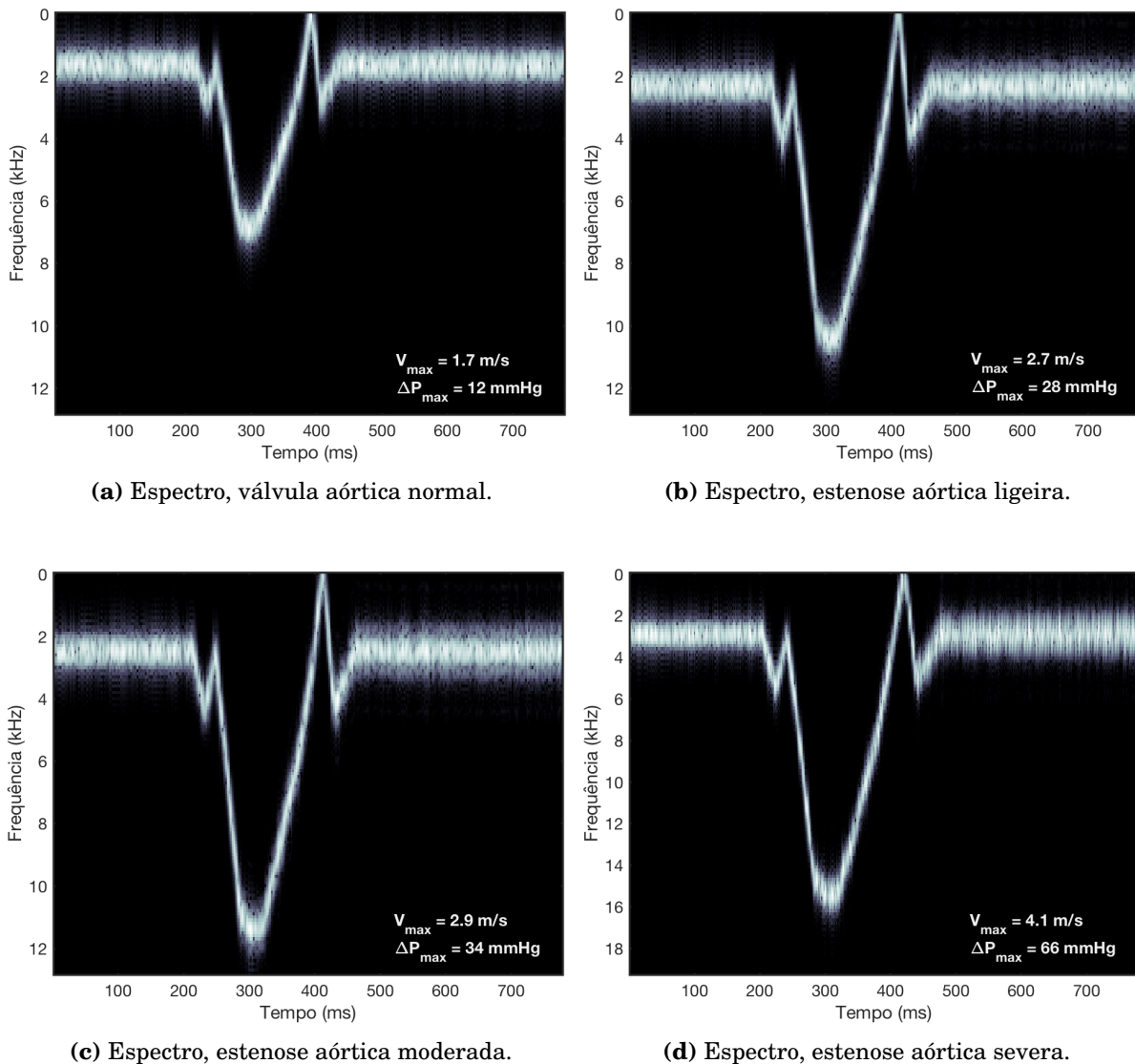


(d) Sinal Doppler simulado durante o período de 0.3 a 0.42 s, estenose aórtica severa.

**Figura 4.11:** Sinais Doppler simulados representando fluxo sanguíneo em válvula aórtica: **a)** normal, **b)** com estenose ligeira, **c)** com estenose moderada, **d)** com estenose severa; durante o período de 0.3 a 0.42 s.

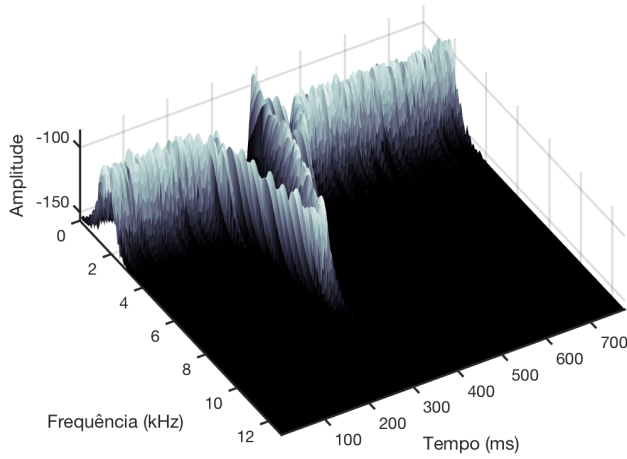
## 4.5 ESPECTROS DOS SINAIS SIMULADOS

A Figura 4.12, mostra os espectros a duas dimensões obtidos através da STFT, apresentando automaticamente a velocidade máxima determinada e o parâmetro do gradiente de pressão máxima introduzido, conforme calculada pela Equação 2.26. O espectro é apresentado com o tempo no eixo das abcissas, as frequências no eixo das ordenadas e as amplitudes na intensidade da cor de cada pixel.

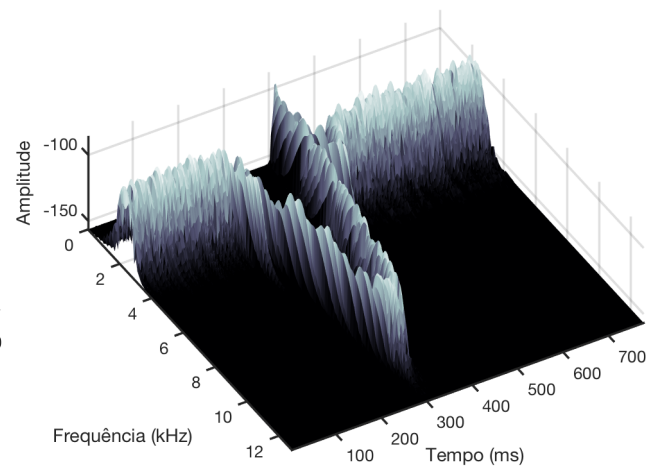


**Figura 4.12:** Representação a duas dimensões dos espectros estimados com a STFT.

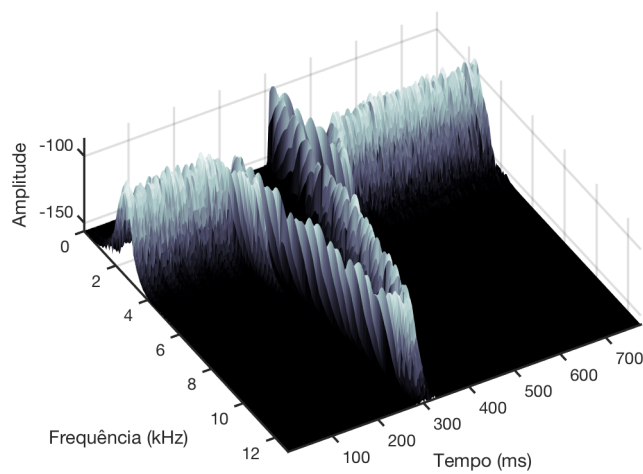
Já a Figura 4.13, ilustra os espectros a três dimensões, com o tempo apresentado no eixo dos  $xx$ , a frequência no eixo dos  $yy$  e a amplitude no eixo  $zz$ .



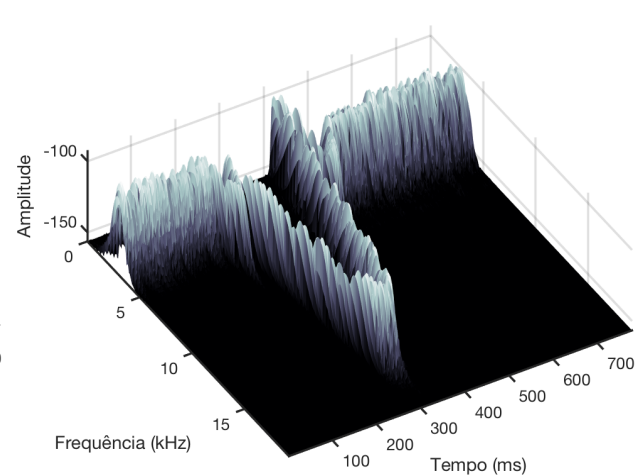
(a) Espectro em 3D, válvula aórtica normal.



(b) Espectro em 3D, estenose aórtica ligeira.



(c) Espectro em 3D, estenose aórtica moderada.



(d) Espectro em 3D, Estenose aórtica severa.

**Figura 4.13:** Representação a três dimensões dos espectros estimados com a STFT.

## 4.6 INTERFACE GRÁFICA

Após relacionar todas as funções num algoritmo global e realizados os devidos testes, a principal preocupação passou pela simplificação da operação do sistema de simulação para o utilizador. Para esse fim, foi criada uma interface gráfica constituída por controlos intuitivos e familiares, ocultando informações sobre o sistema que não fossem relevantes para a sua operação (complexidade, pormenores de implementação, etc.), de modo, a que o utilizador se mantenha atento na tarefa que pretende realizar. O *Matlab* disponibiliza as ferramentas necessárias para a construção de interfaces gráficas de qualidade, de fácil utilização e visualmente apelativas, usando o GUIDE (*Graphical User Interface Development Environment*) - ambiente integrado de desenvolvimento de interfaces gráficas do *Matlab*.

### 4.6.1 ORGANIZAÇÃO DA INTERFACE GRÁFICA

Antes de implementar a interface gráfica, começou-se por enumerar uma lista com as funcionalidades pretendidas. De seguida, definiu-se os componentes mais apropriados, procedendo à sua implementação, tendo em conta a disposição dos componentes e a programação (subfunções e *callbacks*) que garantem o correto funcionamento da aplicação.

A interface gráfica criada tem uma figura (componente gráfico basilar), constituída por uma barra de título, uma barra de ferramentas e um painel de conteúdo, como mostra a Figura 4.14.

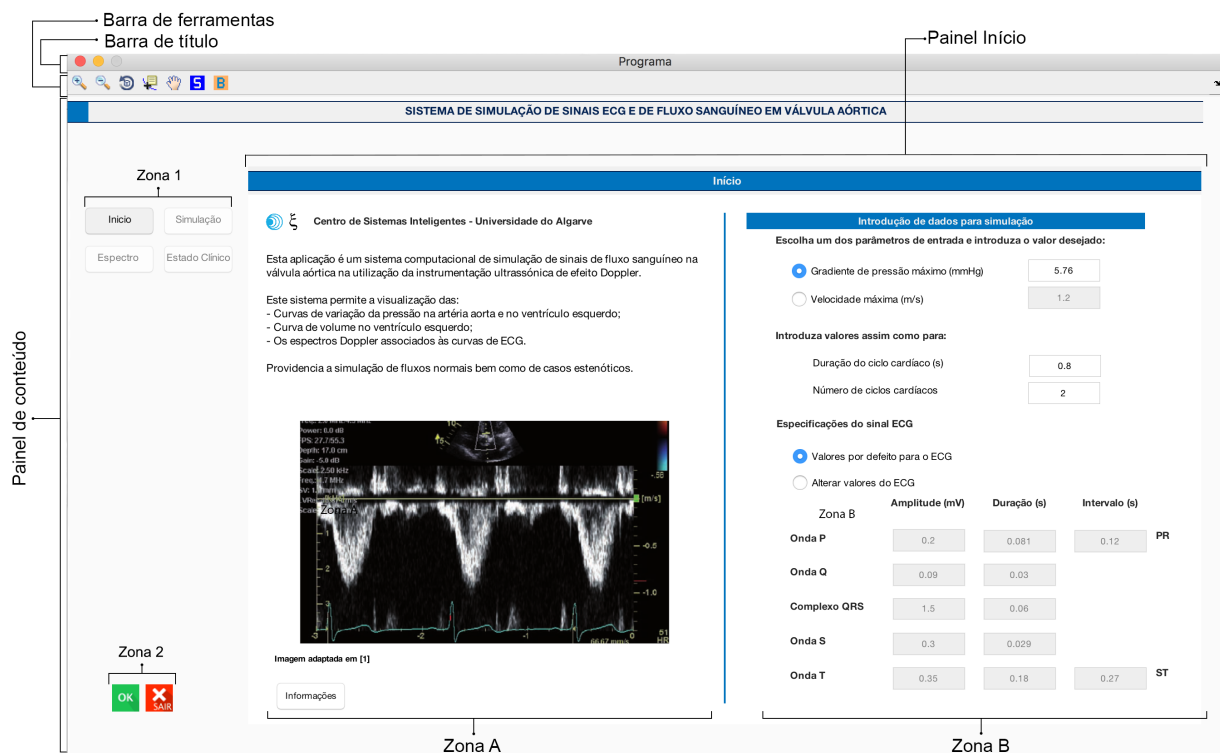


Figura 4.14: Painel inicial da interface gráfica.

Imediatamente abaixo da barra de título, encontra-se a barra de ferramentas da interface gráfica (Figura 4.15). Esta é composta por sete botões no total (sendo os cinco primeiros predefinidos e tendo o aspeto e o comportamento familiar da barra de ferramentas predefinida existente nas figuras do *Matlab*), *Zoom in*, *Zoom out*, *Rotate*, *Data Cursor*, *Pan*, *Sobre* e *Bibliografia*.

Ao acionar o botão 'Sobre' surgirá uma caixa de diálogo identificando o autor da interface gráfica (Figura 4.16) e no botão 'Bibliografia' uma caixa de diálogo com as referências das imagens e das tabelas representadas na interface gráfica.

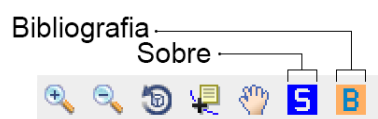
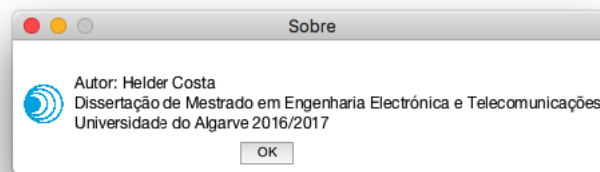


Figura 4.15: Barra de ferramentas da interface gráfica.



**Figura 4.16:** Caixa de diálogo: Sobre.

O painel de conteúdo da Figura 4.14 possui uma área limitada. Por esta razão, esta área pode ser insuficiente para mostrar todos os componentes gráficos fundamentais para que o utilizador aceda e utilize eficientemente todas as funcionalidades da aplicação. Surgiu, assim, a necessidade de disponibilizar ao utilizador uma forma intuitiva de aceder às funcionalidades da aplicação e, ao mesmo tempo, libertar espaço no painel de conteúdo. Esta necessidade foi satisfeita com a introdução de quatro painéis principais: Início, Simulação, Espectro e Estado Clínico.

Estes painéis encontram-se ocultos e apenas surgem quando acionados nos específicos botões na zona 1 do painel de conteúdo (Figura 4.14). A zona 2 apresenta dois botões. O botão 'Ok' permite iniciar a simulação quando acionado, surgindo uma barra de espera enquanto o programa se encontra a compilar. Por outro lado, disponibiliza os restantes três botões da zona 1 que estavam bloqueados, possibilitando o acesso aos restantes painéis. O botão 'Sair', quando pressionado, encerra a interface gráfica.

No Painel Início (indicado na Figura 4.14), a zona A foi desenhada com o intuito de introduzir ao utilizador a interface gráfica, apresentando informação sobre a sua funcionalidade e o que deve a simulação apresentar como resultado final. Na parte inferior existe o botão 'Informações' que quando acionado apresenta um painel (Figura 4.17) que contém mais informações relativamente aos parâmetros normais de entrada do ECG, acerca da classificação da severidade da estenose aórtica e uma imagem ilustrativa dos principais eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco do lado esquerdo do coração.

A zona B destina-se à introdução de dados para a simulação. Inicialmente é pedido para introduzir valores para o parâmetro do gradiente de pressão máximo (em mmHg) ou para a velocidade máxima pretendida (em m/s). O utilizador apenas poderá escolher um destes parâmetros de entrada. Seguidamente, terá a possibilidade de introduzir a duração e o número de ciclos cardíacos pretendidos, bem como parâmetros do sinal ECG, particularmente quanto à amplitude, duração das diferentes ondas e intervalos do ECG.

É de salientar que caso o utilizador não introduza dados de entrada para a simulação, a interface gráfica está programada com valores predefinidos, valores esses expostos nas caixas de introdução de dados na Figura 4.14. Outro ponto a enfatizar é o facto que cada caixa de introdução de dados encontra-se programada apenas para a inserção de

números, aparecendo uma caixa de mensagem de aviso para alertar o utilizador caso não o tenha feito.

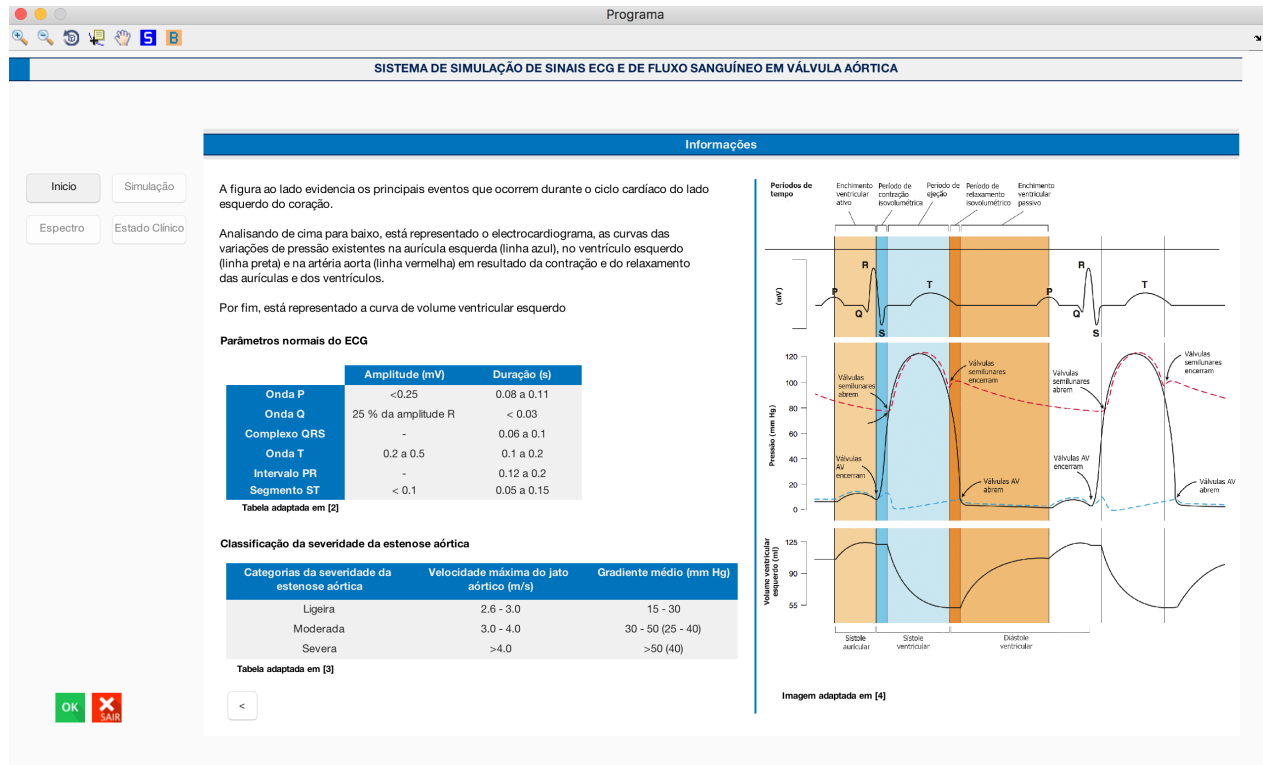
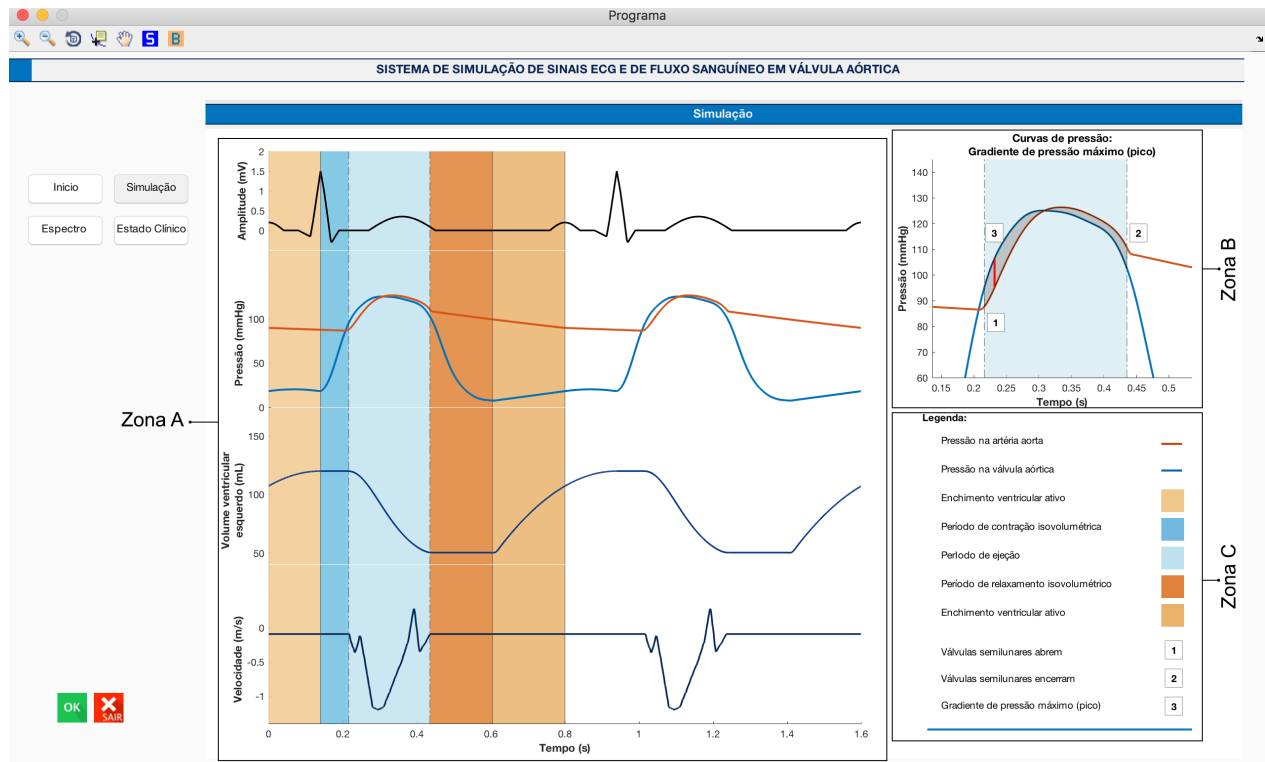


Figura 4.17: Painel Informações.

O botão 'Simulação' quando disponível e acionado permite a visualização das curvas simuladas no painel referente. Neste painel estão destacados os principais eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco do lado esquerdo do coração e este está dividido em três zonas como indica a Figura 4.18.



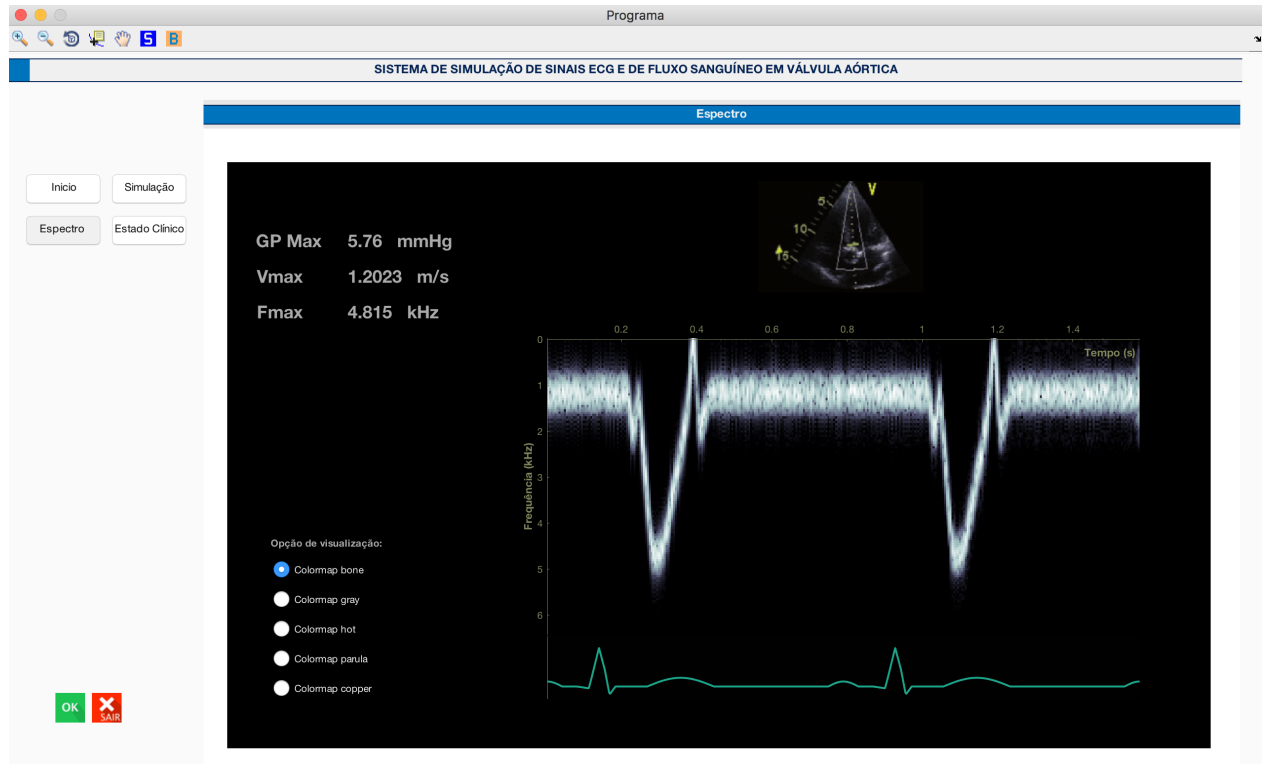
**Figura 4.18:** Painel Simulação.

A zona A ilustra de cima para baixo, o sinal ECG, as variações de pressão no ventrículo esquerdo (linha azul) e na artéria aorta (linha laranja), a curva de volume ventricular esquerdo e, por fim, a curva de velocidade média da válvula aórtica. Todas as curvas encontram-se sincronizadas e divididas nos cinco períodos do ciclo cardíaco. As divisões estão representadas por diferentes cores, sendo as mesmas ilustradas na imagem do painel 'Informações' da Figura 4.17.

A zona B do painel foi organizado de forma que o utilizador tivesse a possibilidade de observar com maior detalhe as variações de pressão durante o período de ejeção. É mostrado o instante de abertura e de encerramento das válvulas semilunares e o instante em que ocorreu a maior diferença entre a pressão máxima obtida na artéria aorta e a pressão máxima do ventrículo esquerdo.

A zona C refere-se exclusivamente à legenda da zona A e B.

O painel 'Espectro' apresentado na Figura 4.19, surge sempre que acionado o botão 'Espectro.'



**Figura 4.19:** Painel Espectro.

Neste painel é possível examinar a sincronização do espectro de frequência média com o sinal ECG e os respectivos valores máximos obtidos pela simulação: gradiente de pressão, velocidade e frequência. Importa referir que este painel foi preparado para se assemelhar a um espectro real, de forma a integrar o utilizador num ambiente profissional, podendo este adotar diversos mapas de cor para o espectro de frequência média, isto é, escolher a cor dos objetos do gráfico.

A Tabela 4.4 sumaria os mapas de cor disponíveis identificados por um nome singular que, de alguma forma, sugere a variação de cores presentes no respetivo mapa de cor e mostrados na Figura 4.20.

**Tabela 4.4:** Mapas de cor predefinidos.

Mapa de cor	Descrição
bone	Escala de cinzentos com tons de azul
gray	Escala liner de tons de cinzento
hot	Baseado nas cores: preto, vermelho, amarelo e branco
parula	Baseado nas cores: azul, amarelo e verde
copper	Escala linear de tons acobreados

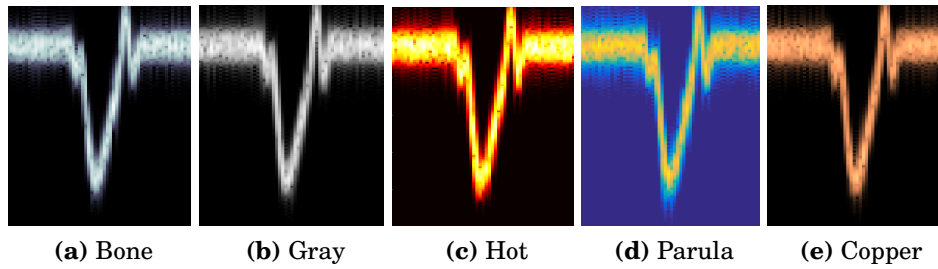


Figura 4.20: Os diferentes mapas de cor disponíveis para o espectro de frequência média.

Finalmente, o último painel denominado por 'Estado Clínico' reúne toda a informação significativa da simulação (Figura 4.21).

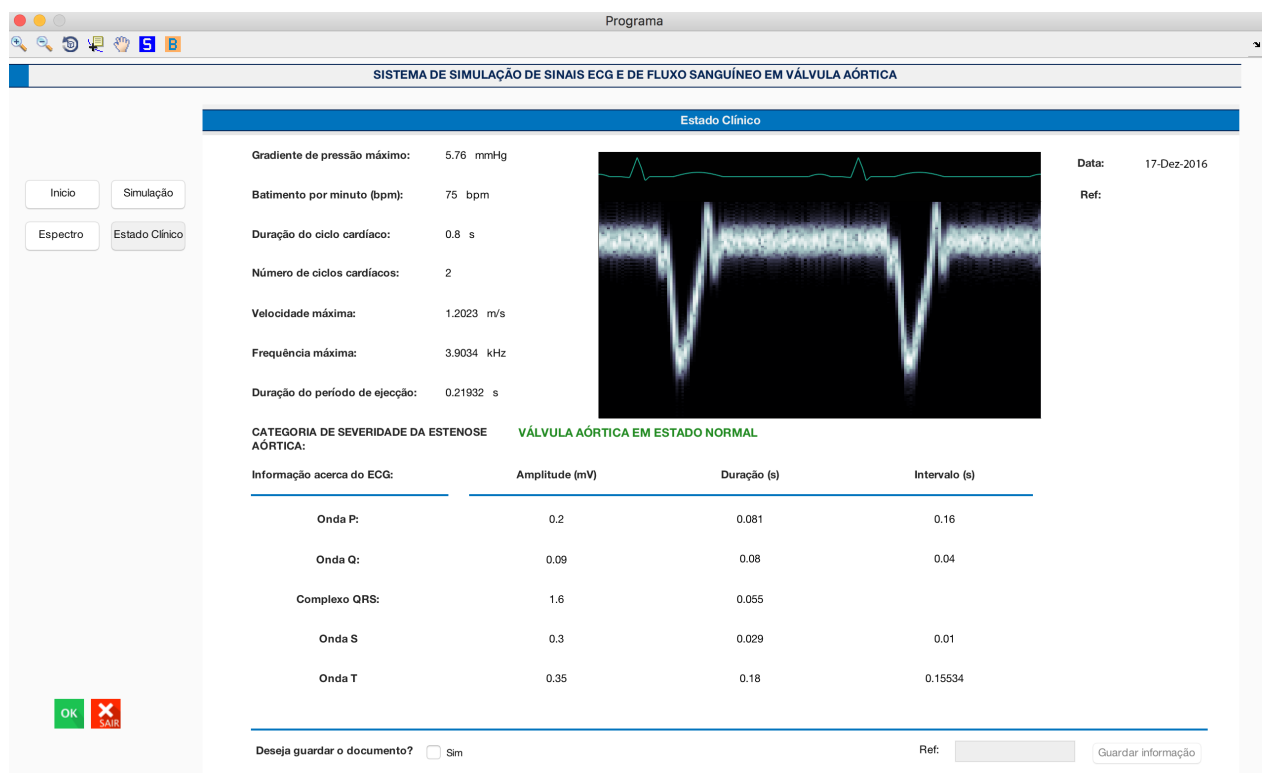


Figura 4.21: Painel Estado Clínico.

Este painel expõe ao utilizador informações tais como, a data de realização da simulação, todos os valores introduzidos e obtidos pela simulação (Gradiente de pressão máximo, batimento por minuto, duração do ciclo cardíaco, número de ciclos cardíacos, velocidade máxima, frequência máxima, duração do período de ejeção e os parâmetros das diferentes ondas do sinal ECG), a sincronização do espectro de frequência média com o sinal ECG e por último, a classificação da gravidade da estenose aórtica.

A classificação da severidade da estenose aórtica é feita com base nos valores da tabela presente no painel 'Informações' e conforme a gravidade de estenose aórtica o texto vai alterando de cor, conforme mostra a seguinte figura.

CATEGORIA DE SEVERIDADE DA ESTENOSE AÓRTICA:	VÁLVULA AÓRTICA EM ESTADO NORMAL
CATEGORIA DE SEVERIDADE DA ESTENOSE AÓRTICA:	VÁLVULA AÓRTICA COM ESTENOSE LIGEIRA
CATEGORIA DE SEVERIDADE DA ESTENOSE AÓRTICA:	VÁLVULA AÓRTICA COM ESTENOSE MODERADA
CATEGORIA DE SEVERIDADE DA ESTENOSE AÓRTICA:	VÁLVULA AÓRTICA COM ESTENOSE SEVERA

**Figura 4.22:** Classificação da severidade da estenose aórtica

O utilizador, para além de analisar os dados da simulação de um modo fácil e direto, pode ainda, caso pretenda, guardar esses dados num ficheiro de formato *.pdf* e/ou *.mat* e as figuras de todos os gráficos simulados no formato *.fig*. Nesse caso, basta seleccionar a caixa de verificação - 'Deseja guardar o documento? - Sim' - e introduzir o nome que pretende dar ao ficheiro (em *Ref*) e acionar o botão 'Guardar informação'. Por uma questão de organização os nomes dos ficheiros têm a seguinte sintaxe,

*paciente\_ref*

sendo *ref*, o nome introduzido por parte do utilizador.

As optimizações realizadas na aplicação procuram tornar as tarefas complexas em simples por meio da automação de comandos, procurando sempre que qualquer operação realizada seja intuitiva, simples e a funcionar de forma compreensível para o utilizador.

Esta interface gráfica permitirá uma simulação mais realística e pode a mesma ser usada tanto para fins de investigação como didácticos na área da saúde.



## CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estreitamento do canal da válvula aórtica limita o desempenho do coração e impede o fluxo sanguíneo normal da passagem de sangue do ventrículo esquerdo para a aorta. Assim, quanto maior é a gravidade de estenose, maior é a velocidade do fluxo sanguíneo no ponto estenótico.

Para estimar a velocidade do fluxo sanguíneo e consequentemente avaliar a gravidade de estenose recorre-se à instrumentação de ultrassom de efeito Doppler, a qual disponibiliza visualmente ao clínico o espectro Doppler. Por sua vez, durante a intervenção clínica o paciente está a ser monitorizado por um ecógrafo em paralelo com o registo da atividade eléctrica do coração - o electrocardiograma.

Deste modo, o trabalho desenvolvido para a presente dissertação teve como foco principal o desenvolvimento de um sistema computacional que permitisse a simulação e visualização das curvas de velocidade sanguínea, associadas a curvas de ECG, com a possibilidade de simular fluxos normais bem como estenóticos.

Para tal, o desenvolvimento do sistema computacional adveio da exploração da estrutura e do funcionamento do sistema cardiovascular, da análise da atividade eléctrica do coração e da realização de um estudo pormenorizado sobre a válvula aórtica normal e estenosada. Sob outra perspetiva, foram também averiguados os conceitos básicos da hemodinâmica, assim como, os fenómenos físicos das ondas de ultrassom na interação com os órgãos e com os tecidos, com o intuito de compreender o ecocardiograma Doppler. Assim, a metodologia de simulação de um sinal de velocidade de fluxo sanguíneo e de um sinal de ECG em sincronização, impuseram um estudo minucioso e à compreensão de conteúdos de uma área científica completamente díspar da área do mestrando.

Importa ser assinalado que o plano inicial proposto para a presente dissertação sustentava o seu desenvolvimento em dados que seriam fornecidos por parceiros internacionais. Uma vez que, esses dados não puderam ser colhidos na instituição parceira e enviados atempadamente para a prossecução do trabalho planeado, e atendendo a que o laboratório não dispunha de sinais simulados computacionalmente houve a necessidade

de modificar o objetivo da dissertação, ou seja, proceder à alteração do plano de trabalhos, de forma a cumprir os prazos estabelecidos institucionalmente para apresentação da dissertação. A esta alteração acresce como mais valia, a inclusão em anexo de um manual de utilização do equipamento dedicado à realização de simulações experimentais, efetuado aquando do plano inicial.

Tendo em consideração que através do ecocardiograma Doppler é possível especificar a gravidade de estenose aórtica pela determinação do gradiente de pressão, destaca-se que a introdução das curvas de variação de pressão da aorta e do ventrículo esquerdo ao trabalho, por intermédio da implementação do modelo  $V^3$ , sincronizadas com as duas curvas simuladas (a curva de velocidade de fluxo sanguíneo e a curva de ECG), foi fundamental ao trabalho desenvolvido. A interface gráfica de apresentação dos espectros, a qual foi desenhada com o intuito da mesma poder ser usada tanto para fins de investigação como didáticos na área da saúde foi igualmente crucial para a realização do trabalho.

Um dos desafios impostos foi a impossibilidade de confrontar a simulação desenvolvida com sinais reais, no entanto, o que valida a simulação é precisamente a verificação dos pontos teóricos relevantes que caracterizam as curvas de velocidade de fluxo sanguíneo e de ECG.

Após a realização desta dissertação, sugere-se a implementação experimental da simulação de fluxo sanguíneo em válvula aórtica para posteriores trabalhos. A avaliação de fluxo sanguíneo nesta válvula pode ser feita comparando com o presente modelo analítico.



## REFERÊNCIAS

- [1] World Health Organization, “Global Status Report on Noncommunicable Diseases”, 2014.
- [2] R. Souza, “Anatomia Humana”, Editora Manole, 2001.
- [3] F. Parreira e H. Santos, “Enciclopedia Familiar de la Salud - Vol 2: Sistema Cardiocirculatorio, Sangue”, Editores Marina, 2005.
- [4] A. Russo, C. VanPutte e J. Regan, “Seeley’s Anatomy & Physiology”, McGraw-Hill, 2014.
- [5] H. Rouvière e A. Delmas, “Anatomia Humana Descriptiva, Topografica y Funcional - Vol II: Tronco”, Elsevier Masson, 2005.
- [6] “Cardiology Teaching Package” [online]. Disponível em: [http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/chest\\_leads.php/](http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/chest_leads.php/). Acedido em: 2015-12-18.
- [7] K. Saladin, “Human Anatomy”, McGraw-Hill, 2016.
- [8] R. Hatchett e D. Thompson, “Cardiac Nursing - A Comprehensive Guide”, Churchill Livingstone Elsevier, 2002.
- [9] “Anatomy e Physiology” [online]. Disponível em: <http://philschatz.com/anatomy-book/contents/m46664.html>. Acedido em: 2016-02-15.
- [10] M. AlGhatrif e J. Lindsay, “A Brief Review: History to Understand Fundamentals of Electrocardiography” [online]. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3714093/>. Acedido em: 2016-01-07.
- [11] “Triângulo de Einthoven” [online]. Disponível em: [http://droualb.faculty.mjc.edu/Course%20Materials/Physiology%20101/Chapter%20Notes/Fall%202011/chapter\\_13%20Fall%202011.htm](http://droualb.faculty.mjc.edu/Course%20Materials/Physiology%20101/Chapter%20Notes/Fall%202011/chapter_13%20Fall%202011.htm). Acedido em: 2016-01-05.

- [12] R. Rhoades e D. Bell, “Medical Physiology, Principles for Clinical Medicine”, Lippincott Williams & Wilkins, Wolters Kluwer business, 4<sup>a</sup> ed, 2013.
- [13] J. Rodrigues, “Electrocardiografia Clínica - Princípios Fundamentais”, Lidel, 2009.
- [14] B.Lipman e T. Cascio, “ECG - Assesment and Interpretation”. F. A. Davis Company, 1994.
- [15] T. Garcia e N. Holtz, “12-Lead ECC: The Art of Interpretation”, 2001.
- [16] R. Ribeiro e P. Reis, “Antigos e Novos Conceitos Sobre a Onda U do Eletrocardiograma” [online]. Disponível em: <http://www.rbconline.org.br/artigo/antigos-e-novos-conceitos-sobre-a-onda-u-do-eletrocardiograma/>. Acedido em: 2016-02-14.
- [17] “Anatomy e Physiology” [online]. Disponível em: <http://philschatz.com/anatomy-book/contents/m46661.html>. Acedido em: 2016-02-17.
- [18] M. Bagarrão, “Contribuições para a Detecção Automática de Eventos Presentes em Sinais de Eletrocardiograma”, Tese de dissertação, Universidade do Algarve, 2014.
- [19] “Allina Health” [online]. Disponível em: <https://www.allinahealth.org/Health-conditions-and-treatments/Health-library/Patient-education/Helping-Your-Heart/Types-of-heart-problems/What-can-go-wrong-with-your-heart/Valve-disease/>. Acedido em: 2016-03-03.
- [20] Braunwald, “Tratado de Cardiologia Vol. II”, McGraw-Hill Interamericana, 5<sup>a</sup> ed.
- [21] “Lei de Poiseuille” [Online]. Disponível em: <http://biofisica.xpg.uol.com.br/Capitulo%202/lei%20de%20poiseulle.htm>. Acedido em: 2015-12-09.
- [22] S. Salvatore e R. Skalak, “The History of Poiseuille’s Law” [Online]. Disponível em: <http://www.annualreviews.org/doi/pdf/10.1146/annurev.fl.25.010193.000245>. Acedido em: 2015-12-09.
- [23] R. Klabunde, “Cardiovascular Physiology Concepts”, Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [24] Guyton e Hall, “Compêndio de Fisiologia Médica”, Elsevier Spain, 2012.
- [25] “Blood Flow, Blood Pressure, and Resistance”, University Rice [online]. Disponível em: <https://cnx.org/contents/A4QcTJ6a@3/Blood-Flow-Blood-Pressure-and->. Acedido em: 2016-05-14.
- [26] World Health Organization, “Manual of Diagnostic Ultrasound Vol. 1”, 2<sup>a</sup> ed., 2011.
- [27] D. Evans e N. McDicken, “Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing”, John Wiley & Sons, Ltd, 2<sup>a</sup> ed.

- [28] C. Otto, “Fundamentos de Ecocardiografia Clínica”, Elsevier Inc., 5<sup>a</sup> ed., 2014.
- [29] J. Zagzebski, “Essentials of Ultrasound Physics”, Mosby.
- [30] P. Hoskins, K. Martin e A. Thrush, “Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment”, Cambridge University Press, 2010.
- [31] C. Rumack, S. Wilson, W. Charboneau and D. Levine, “Tratado de Ultrassonografia Diagnóstica”, (Tradução da 4<sup>a</sup> ed), Elsevier Inc.
- [32] W. Zwiebel, “Introdução à Ultrasonografia Vascular”, 3<sup>a</sup> ed, Revinter.
- [33] R. Cavaco, S. Oliveira e J. Clara, “Estenose Aórtica Grave: Pontos de Interesse para o Internista na Orientação Terapêutica”, Revista da sociedade portuguesa de medicina interna, 2007.
- [34] M. Moura, “Processamento em Tempo-Real de Sinais Doppler de Fluxo Sanguíneo”, Universidade do Algarve, 2004.
- [35] C. Silva, L. Ferreira, “O Ecocardiograma no Apoio à Decisão Clínica”, Revinter, 2003.
- [36] J. Hurst, “Hurst’s - O Coração, Artérias e Veias”, McGraw-Hill, 2000.
- [37] “Hemodynamic Calculations” [online]. Disponível em: [https://www.scahq.org/sca3/events/2013/annual/wpsyllabus/Submissions/Workshops/Wednesday/wkshp8/Hemodynamic %20Calculations\\_Brady.pdf](https://www.scahq.org/sca3/events/2013/annual/wpsyllabus/Submissions/Workshops/Wednesday/wkshp8/Hemodynamic%20Calculations_Brady.pdf). Acedido em: 2016-02-17.
- [38] L. Costanzo, “Fisiologia”, Elsevier, 2014.
- [39] P. Ursula e D. Wolfgang, “Asymptomatic Aortic Stenosis - Prognosis, Risk Stratification and Follow-up”, University Campus STeP Ri, 2011.
- [40] R. Póvoa e D. Souza, “Análise Crítica do Electrocardiograma e do Ecocardiograma na Detecção da Hipertrofia Ventricular Esquerda”, Revista brasileira: Hipertensão vol.15.
- [41] R. Haberi, “ECG de Bolso - O Guia Clínico”, Euromédice, 2006.
- [42] P. Fish e Y. Wang, “Arterial Doppler Signal Simulation by Time Domain Processing”, Elsevier, 1995.
- [43] A. Costa, “Desenvolvimento de um Simulador de Sinais de Fluxo Sanguíneo na Válvula Aórtica”, tese de dissertação, Universidade do Algarve, 1997.
- [44] Desmos [online]. Disponível em: <https://www.desmos.com>. Acedido em: 2016-05-06.
- [45] E. Guney e Z. Eksi, “WebECG: A novel ECG Simulator based on MATLAB Web Figure”, Elsevier Ltd, 2011.
- [46] V. Zorich, “Mathematical Analysis II”, Springer, 2002.

- [47] L. Durand e D. Garcia, “Aortic Stenosis and Systemic Hypertension, Modeling of”, John Wiley & Sons, Inc, 2006.
- [48] Y. Zhang e Y. Wang, “Doppler Ultrasound Signal Denoising Based on Wavelet Frames”.
- [49] P. Fish e Y. Wang, “Simulating Nonstationary In-Phase and Quadrature Doppler Signals Using a Time-Varying Impulse Response Filter”, Elsevier, 1996.
- [50] P. Pais, M. Ruano e M. Kruger, “Simulação in Vitro de Sinais Ultra-Sônicos de Fluxo em Vasos Sanguíneos”, XX CBEB, 2006.
- [51] H. Duarte, “Avaliação da Temperatura Induzida por Ultrassom em Phantoms na Presença de Fluxo Sanguíneo Mimetizado”, Tese de dissertação, Universidade do Algarve, 2013.



**ANEXO A**

# **MANUAL DE UTILIZAÇÃO**

**SIMULADOR DE FLUXO SANGUÍNEO**

## 1 INTRODUÇÃO

A investigação em metodologias de análise espectral para a identificação de estenoses, bem como a natureza estocástica do sangue e a variabilidade existente entre um indivíduo e outro, persuadiu a necessidade de simular sinais de fluxo sanguíneo usando a instrumentação de ultrassom de efeito Doppler. Desta maneira, obter sinais Doppler a partir de fluxo sanguíneo *'in vitro'* desde que, as suas características sejam conhecidas e controláveis, pode resultar em evoluções quer na selecção de metodologias espectralis, quer no diagnóstico clínico [50].

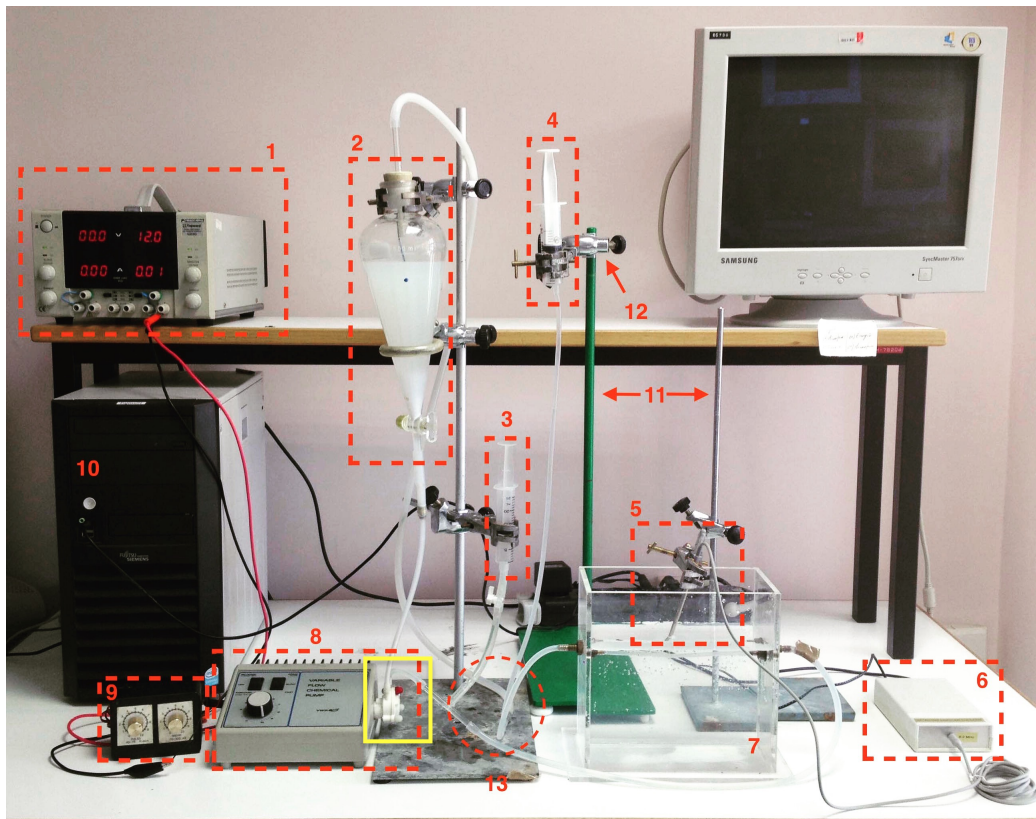
Para utilizar este tipo de sinais simulados é necessário ter uma caracterização completa da forma de parametrização dos diversos instrumentos para a obtenção de sinais com características específicas. Assim, o manual de utilização apresentado refere a montagem e o equipamento necessário para um simulador físico de sinais de fluxo sanguíneo, expõe os componentes necessários para a fabricação de sangue artificial e o programa computacional usado para amostrar e armazenar os dados da simulação.

Sublinha-se que os sinais obtidos por simulação são comparados com sinais reais, com o intuito de ajustar o sistema de simulação, para que seja possível reproduzir precisamente o fluxo num vaso sanguíneo real. As experiências de aferição do modelador experimental foram realizadas para sinais da artéria carótida primitiva.

## 2 EQUIPAMENTO

### 2.1 SISTEMA DE SIMULAÇÃO

O sistema de simulação usado é composto por: um sistema de manguueiras de silicone que possibilita a circulação do sangue artificial, uma bomba de fluxo contínuo, um tanque de acrílico com água, um computador pessoal, um sistema de ultrassom Doppler (transmissor-receptor), uma fonte de alimentação, duas seringas ( $S_1$  e  $S_2$ ), um balão de separação e um controlador manual da bomba que permite o fluxo pulsátil através da comutação *on-off* da bomba. A Figura A.1 apresenta o sistema de simulação de fluxo sanguíneo.



**Figura A.1:** Sistema de simulação de fluxo sanguíneo.

**Legenda:**

- 1- Fonte de alimentação;
- 2- Balão de separação;
- 3- Seringa  $S_1$ ;
- 4- Seringa  $S_2$ ;
- 5- Transdutor do sistema de ultrassom de Doppler;
- 6- Detetor Doppler pulsado;
- 7- Tanque de acrílico;
- 8- Bomba de fluxo contínuo;
- 9- Controlador manual da bomba;
- 10- Computador pessoal;
- 11- Torres;
- 12- Garras;
- 13- Mangueiras de silicone;

## 2.2 CARATERÍSTICAS DO EQUIPAMENTO

As caraterísticas dos componentes estão apresentadas na Tabela A.1.

**Tabela A.1:** Principais caraterísticas dos elementos que compõem o simulador de fluxo sanguíneo.

Material	Caraterísticas
Fonte de Alimentação	Fonte Digital DC <i>power Topward</i> 6303D
Tanque de acrílico	Dimensão: 30 cm x 15 cm x 25 cm
Seringas	Quantidade: 2 Capacidade: 10 mL e 25 mL
Balão de separação	Capacidade: 500 mL
Bomba de fluxo contínuo	Desenhado para transferências de fluído pulsado em taxas de fluxo variável. <u>Especificações:</u> Fluxo: 120 mL a 2.2 L/min Viscosidade do fluído: 0 to 200 centipoises Temperaturas do fluído: -40 to 93 °C Motor: 12 Volt DC Variable Suporte técnico: <a href="https://us.vwr.com/assetsvc/asset/en_US/id/16188952/contents">https://us.vwr.com/assetsvc/asset/en_US/id/16188952/contents</a>
Controlador manual da bomba	Parâmetros: pulso e banda
Sistema Ultrassom Doppler	Desenhado e implementado em IIMAS/UNAM - México, Transdutor Doppler com frequência de 8.2 MHz Cabos de ligação ao computador pessoal

## 2.3 MONTAGEM DO SIMULADOR DE FLUXO SANGUÍNEO

A montagem do simulador inicia com a ligação do controlador manual da bomba à bomba de fluxo contínuo e, posteriormente, a uma fonte de tensão definida como 12 volts DC. A conexão entre o controlador e a fonte de alimentação é feita tendo em atenção que o cabo vermelho se liga à alimentação positiva e o cabo preto à massa.

De seguida, efetua-se a montagem do sistema de manguieiras de silicone, levando em consideração que a saída da bomba fará duas conexões como está assinalado pelo bloco de cor amarela na Figura A.1. Essas duas conexões referem-se a uma ligação com o balão de separação e outra ligação com a seringa  $S_1$ . Na primeira ligação é necessário ter especial precaução com a ponta do balão de separação, dado que é bastante frágil.

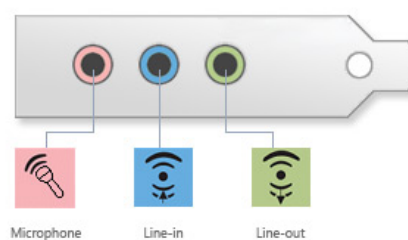
Pela Figura A.1 existem duas seringas. A seringa  $S_1$  (legendada com o número 3 na Figura A.1) é ligada entre a bomba e o tanque de acrílico, com o propósito de controlar o fluxo de todo o sistema. A seringa  $S_2$  (legendada com o número 4 na Figura A.1) é conetada entre o tanque de acrílico e o balão de separação, para controlar a pressão do refluxo do circuito. Após a conexão das manguieiras, procede-se à descarga do sangue artificial no balão de separação, tendo a cautela para que não haja formação de espuma, tapando de seguida a abertura do balão.

Por fim, é colocado o transdutor de ultrassom no interior do tanque de acrílico para iniciar as medições. O seu posicionamento face à manguieira que está situada no interior

do tanque, deve ser orientado para formar uma inclinação aproximadamente de 45° [50].

Para a conexão entre o sistema e o programa computacional deve ser levado em conta dois cabos que o sistema de ultrassom Doppler dispõe: o conector do transdutor e o cabo de ligação stereo.

O primeiro cabo a ser ligado é o do conector do transdutor ao detetor de Doppler. Seguidamente, o cabo stereo é ligado à entrada para o *microphone* ou *line-in* (conforme as opções do computador). A Figura A.2, mostra as entradas possíveis para a conexão de um dispositivo áudio num computador pessoal.



**Figura A.2:** Conexão de um dispositivo áudio num computador pessoal.

Para a recolha de amostras fiáveis é aconselhável deixar o simulador a funcionar durante alguns minutos (cerca de 10 minutos), sem recolher amostras, para estabilizar o fluxo sanguíneo artificial nas tubagens.

### 3 SANGUE ARTIFICIAL

Por questões de ética e de higiene, foi preparada uma solução que permitisse replicar o efeito do sangue quando sujeito à radiação ultrassónica. Desta forma, a sua composição foi baseada na receita de outras experiências já realizadas no laboratório do Grupo de Processamento de Sinal Biomédico (GPSBio) [50]. A receita é composta por água, glicerina, pó de PVC, detergente e, por fim, adoçante, misturadas nas proporções indicadas pela Tabela A.2.

**Tabela A.2:** Mistura dos componentes para a fabricação do sangue artificial [50].

Componente	% em massa
Água	84,77
Glicerina	10,06
Pó de PVC	0,91
Detergente	0,90
Adoçante	3,36

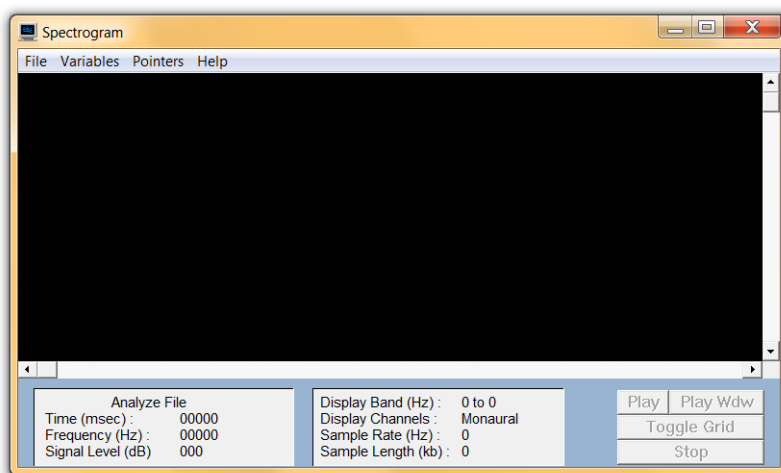
A água e a glicerina têm a particularidade de conferir densidade e velocidade de propagação do fluido. O pó de PVC garante o retroespalhamento ultrassónico muito semelhante ao dos glóbulos vermelhos. A aplicabilidade do detergente tem como propósito impedir

a formação de grumos aperfeiçoando as condições de dispersão do ultrassom, enquanto que, o adoçante aumenta o índice de viscosidade cinética da mistura.

## 4 PROGRAMA COMPUTACIONAL

### 4.1 APRESENTAÇÃO DO PROGRAMA

A necessidade de recorrer ao programa computacional de simulação passa pela razão de ter a aplicabilidade de amostrar e armazenar os dados pertinentes à simulação. A Figura A.3 mostra o aspeto inicial do programa usado apelidado de “*Spectrogram*”.



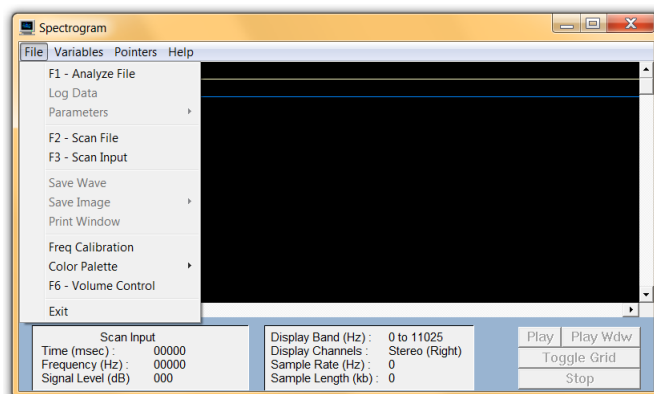
**Figura A.3:** Janela de interface do programa computacional.

O programa disponibiliza quatro menus:

*File*, *Variables*, *Pointers* e *Help*, que serão abordados de seguida.

### 4.2 MENU *FILE*

Dos quatro menus, o *File* é o mais importante, pois inclui as principais funções do programa computacional. A Figura A.4, apresenta os diversos submenus do menu *File*.

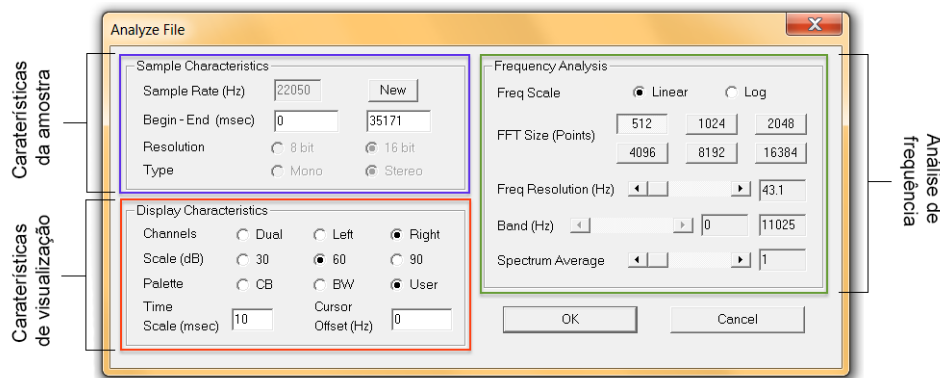


**Figura A.4:** Menu *File* do programa computacional.

### 4.2.1 ANALYZE FILE

O submenu *Analyze File* permite carregar um ficheiro de amostra áudio (em formato *.wav*), de modo, a ser possível proceder a sua análise em frequência.

Após a selecção do ficheiro de áudio, surgirá uma caixa de diálogo (Figura A.5) com diversos parâmetros. Os valores dos parâmetros na caixa de diálogo poderão ser sempre alterados de acordo com a necessidade de utilização e após a escolha ter sido feita basta pressionar o botão 'OK'.



**Figura A.5:** Caixa de diálogo do submenu *Analyze File* com os respetivos parâmetros do sinal.

As funcionalidades dos parâmetros da caixa de diálogo da Figura A.5, serão abordados de seguida. Por forma a simplificar, a caixa de diálogo foi dividida em três blocos:

- *Sample Characteristics* - Características da amostra, representado pelo bloco de cor azul;
- *Display Characteristics* - Características de visualização, representado pelo bloco de cor vermelha;
- *Frequency Analysis* - Análise da frequência, representado pelo bloco de cor verde;

O bloco *Sample Characteristics* (bloco de cor azul - canto superior esquerdo da Figura A.5) como o nome indica refere-se às características da amostra e disponibiliza quatro parâmetros:

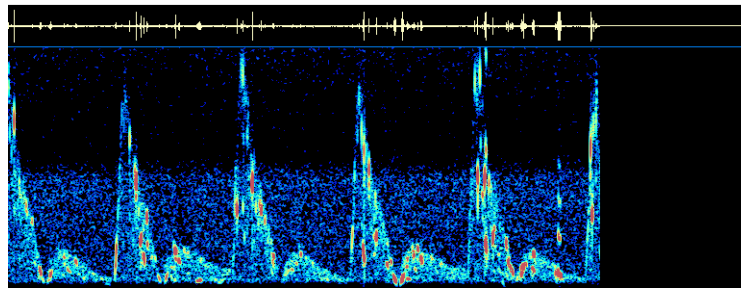
- *Sample Rate (Hz)* - Permite a escolha de qualquer valor da taxa de amostra entre 5513 Hz a 44100 kHz, desde que se respeite o teorema de Nyquist. Se seleccionar um ficheiro (*.wav*), a taxa de amostragem indicada será a taxa usada na gravação original, contudo, caso o utilizador necessite de introduzir um novo valor de taxa de amostragem terá que carregar no botão 'New'. O novo valor terá que ser introduzido e estar dentro do intervalo supracitado, clicando de seguida no botão 'OK'. O novo valor da taxa de amostragem introduzido não altera os dados do ficheiro,

simplesmente altera a taxa de amostragem usada no cálculo, na amostragem e na reprodução no programa computacional.

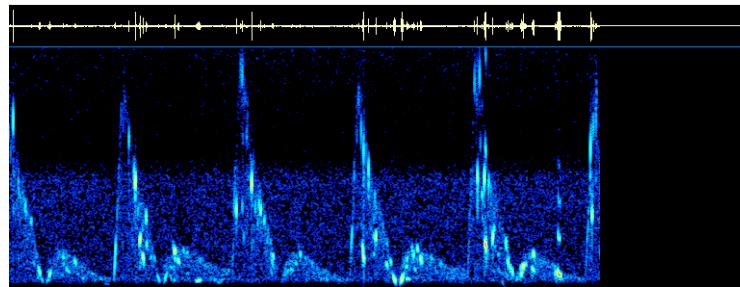
- *Begin - End (msec)* - Permite escolher a posição inicial e final do ficheiro seleccionado a ser analisado em milisegundos. Ao seleccionar o ficheiro (.wav) pretendido, a posição de início e fim será indicada na caixa de diálogo e todo o ficheiro poderá ser analisado. Em situações em que o ficheiro é muito grande, o utilizador pode seleccionar um intervalo de tempo menor para a análise.
- *Resolution* - Pode proceder-se à escolha de 8 bit's a 16 bit's de resolução. Se o utilizador carregar um ficheiro (.wav), o valor correto já será mostrado.
- *Type* - Pode proceder-se à escolha de uma operação em *Mono* ou *Stereo*.

O bloco *Display Characteristics* (bloco de cor vermelha - canto inferior esquerdo da Figura A.5) como o nome assinala diz respeito às características de visualização e dispõe de cinco parâmetros:

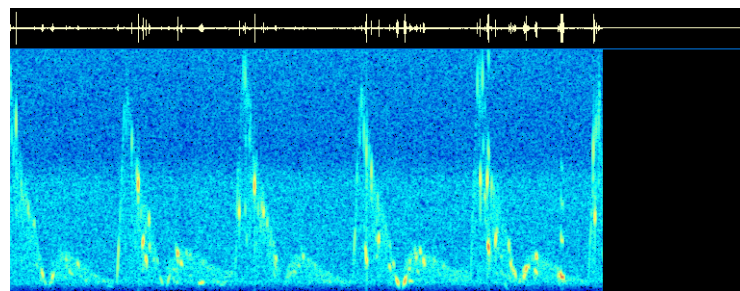
- *Channels* - Se a análise for de um sinal *Stereo*, pode definir ambos os canais (*Dual*), esquerda (*Left*) ou direita (*Right*). Esta selecção não estará disponível para um sinal *Mono*.
- *Scale (dB)* - Permite definir as escalas de amplitude para a amostragem em decibéis. A Figura A.6 mostra as diferenças entre as três escalas para um mesmo sinal.



(a) Escala dos 30 dB.



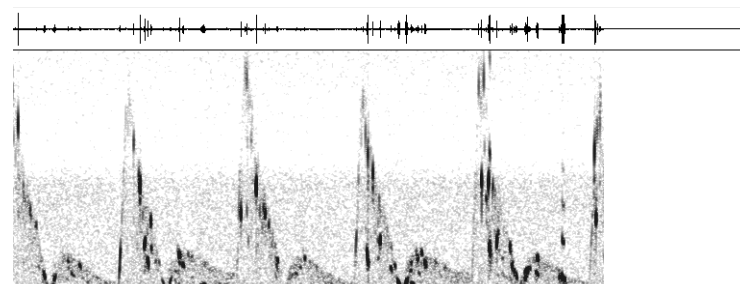
(b) Escala dos 60 dB.



(c) Escala dos 90 dB.

**Figura A.6:** Diferença entre a selecção de uma das três escalas (30 dB, 60 dB e 90 dB) no bloco *Display Characteristics*.

- *Palette* - Permite ao utilizador seleccionar uma de três paletes de cor disponíveis: CB (*Color Black*), BW (*Black and White*), *User*. A opção CB, selecciona a cor preto como fundo, já por defeito. A opção BW, selecciona preto num fundo branco e por último, a opção *User* selecciona uma palette definida previamente pelo utilizador. A Figura A.7 mostra a opção BW.



**Figura A.7:** Resultado da aplicação da opção BW no Submenu *Palette*.

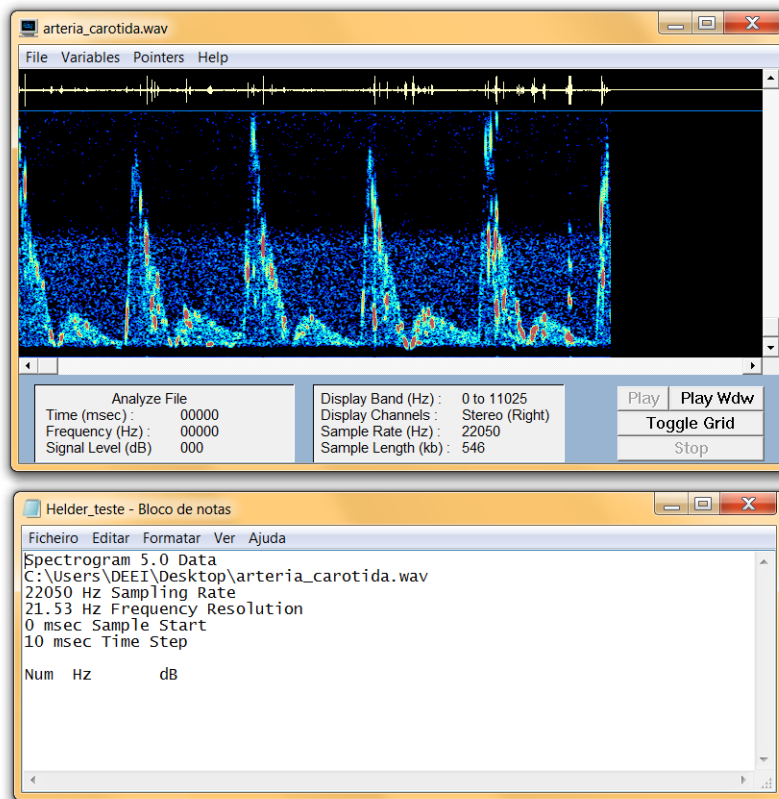
- *Time Scale (msec)* - Permite a escolha da escala de tempo em milisegundos. Este parâmetro refere-se ao intervalo temporal correspondente ao segmento do sinal para o qual é calculada a FFT.
- *Cursor Offset (Hz)* - Este parâmetro ajusta-se unicamente para analisar os sinais numa escala de frequência diferente.

Por último, o bloco *Frequency Analysis* (bloco de cor verde - lado direito da Figura A.5) tem quatro parâmetros:

- *Frequency Scale* - Permite seleccionar uma escala linear ou logarítmica da frequência. A escala linear, espaça de igual forma os componentes de frequência em todo o seu espectro. A escala logarítmica (*Log*), expande a zona de baixa frequência do espectrograma e comprime a zona de alta frequência na amostragem do sinal.
- *FFT Size (Points)* - O parâmetro de número de pontos da FFT (*Fast Fourier Transform*) permite utilizar o espectrograma usando 512, 1024, 2048, 4096, 8192 ou 16384 pontos para a FFT. A definição mais elevada de FFT's requer ao programa mais tempo de cálculo. Recomenda-se ter em atenção a *sampling frequency* escolhida para garantir coerência.
- *Frequency Resolution (Hz)* - O parâmetro de resolução da frequência depende do parâmetro anterior, ou seja, da escolha do tamanho da FFT.
- *Spectrum Average* - Este parâmetro tem uma barra de ajuste que permite escolher calcular a média de 1 a 128 medidas do espectro. O cálculo da média é particularmente útil para recuperar sinais periódicos fracos de um fundo ruidoso.

#### 4.2.2 LOG DATA

O programa computacional permite registar a frequência e níveis de melhor potencialidade dos dados áudio. A partir do submenu *Log Data* é possível guardar a frequência e a característica de cada ponto num só canal (*Left* ou *Right*), funcionando exclusivamente no modo *Analyze File*. Ao escolher este submenu, começa-se por escolher o nome do ficheiro desejado e serão guardados num ficheiro de texto os seguintes dados: directório do ficheiro, taxa de amostragem (*sampling rate*), a resolução de frequência (*frequency resolution*) e o início da amostra em milisegundos (*sample start*), como mostra a Figura A.8.

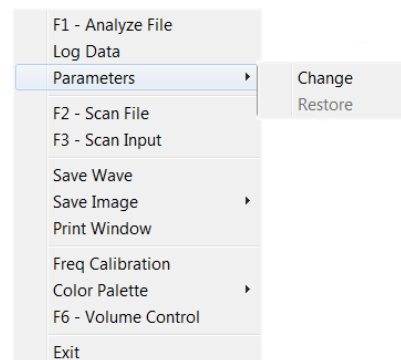


**Figura A.8:** Submenu *Log Data*, funcionando unicamente no modo *Analyze File*.

### 4.2.3 PARAMETERS

O submenu *Parameters* possibilita duas opções de escolha: *Change* ou *Restore*, como indica a Figura A.9.

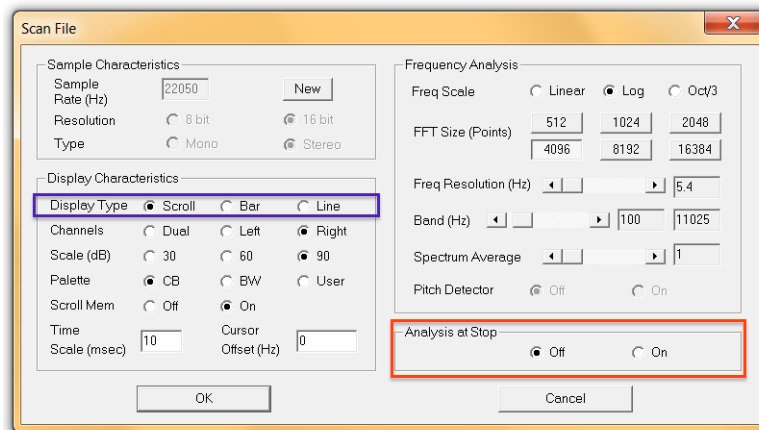
*Change*, permite alterar as condições inicialmente definidas da amostragem, em contrapartida, ao optar pela opção *Restore*, voltará à condição de simulação anterior. O submenu *Parameters* só funciona exclusivamente no modo *Analyze File*.



**Figura A.9:** Submenu *Parameters* com duas opções: *Change* ou *Restore*.

### 4.2.4 SCAN FILE

O submenu *Scan File* permite visualizar um ficheiro previamente gravado de qualquer comprimento de onda. Ao seleccionar este submenu, terá que escolher o ficheiro de áudio pretendido. Uma vez seleccionado o ficheiro de áudio, surgirá uma caixa de diálogo com os parâmetros do sinal, como é mostrado na Figura A.10.



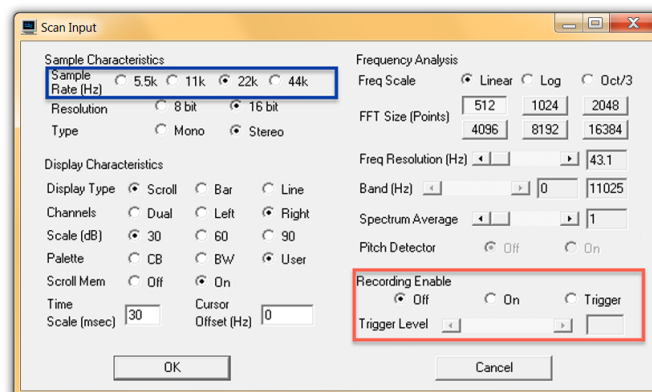
**Figura A.10:** Caixa de diálogo do submenu *Scan File* com os respetivos parâmetros.

A caixa de diálogo da Figura A.10 é similar à apresentada na Figura A.5, com a diferença de que foram acrescentados parâmetros. Os parâmetros adicionados estão assinalados por blocos de cor azul e vermelha na Figura A.10 e as suas funcionalidades serão abordadas de seguida.

- *Display Type* - Este parâmetro permite alterar o tipo de apresentação pretendida para a visualização. Disponibiliza três opções: *Scroll*, *Bar* e *Line*.
- *Analysis at Stop* - Permite ou não ao utilizador mostrar os detalhes da amostragem quando clicar no botão 'Stop'. Poderá escolher entre *Analysis On* ou *Analysis Off*.

#### 4.2.5 SCAN INPUT

O submenu *Scan Input* possibilita a visualização do sinal de áudio em tempo real através de um computador pessoal. Ao escolher este submenu surgirá uma caixa de diálogo (Figura A.11), permitindo que o utilizador possa seleccionar os parâmetros do sinal desejado.



**Figura A.11:** Caixa de diálogo do submenu *Scan Input* com os respetivos parâmetros.

A esta caixa de diálogo foi modificado o parâmetro de *Sample Rate* (assinalado pelo bloco de cor azul) e acrescentado um novo bloco *Recording Enable* (assinalado pelo bloco de cor vermelho).

- *Sample Rate (Hz)* - Na caixa de diálogo do submenu *Scan Input* (Figura A.11), só é possível escolher taxas de amostragem de 5.5 kHz, 11 kHz, 22 kHz e 44 kHz.
- *Recording Enable* - Este parâmetro permite ao utilizador a gravação ou não do sinal áudio de entrada enquanto estiver a amostrar o sinal. Para gravar o sinal de áudio de entrada é necessário escolher o botão 'Recording Enable - on'. Caso o utilizador não deseje realizar a gravação do sinal de áudio, então opta pelo botão 'Recording Enable - off'. Se seleccionou o botão 'Recording Enable - Trigger Level', então a gravação iniciará automaticamente e continuará até que o nível do sinal de entrada seja maior que o sinal ajustado pelo *Trigger Level*.

#### 4.2.6 SAVE WAVE

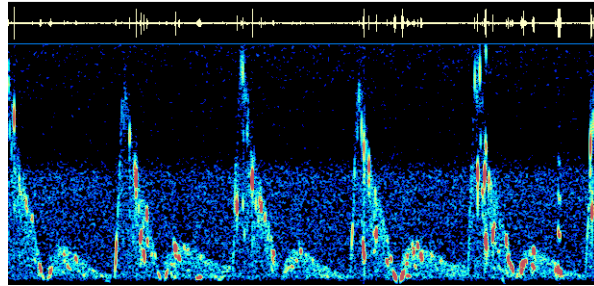
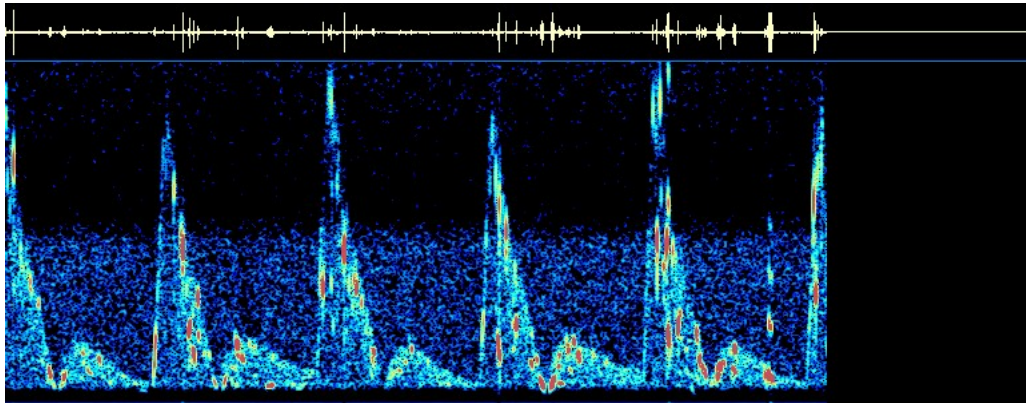
O submenu *Save Wave* permite guardar um ficheiro áudio no formato *.wav* do programa de simulação. Para esse fim, selecciona-se *File - Save Wave* e introduz-se o nome pretendido para atribuir ao ficheiro.

#### 4.2.7 SAVE IMAGE

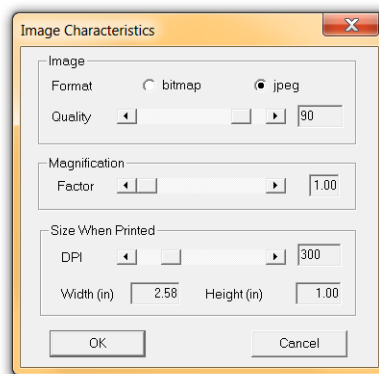
O submenu *Save Image* é de extrema importância, uma vez que, permite ao utilizador guardar uma imagem do espectro nos formatos: jpeg ou bitmap.

O utilizador tem a possibilidade de guardar unicamente a secção visível do espectro (através de *Save Image - Window Image*) ou a possibilidade de guardar a imagem do espectro total, incluindo toda a parte exterior não apresentada (através de *Save Image - Entire Image*).

A Figura A.12 mostra o resultado final das duas opções: *Window Image* e *Entire Image*.

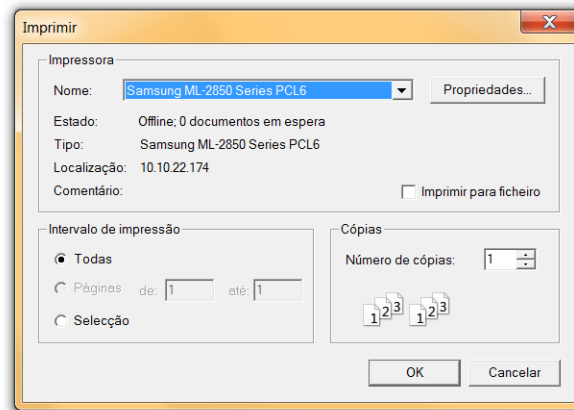
(a) Opção 1: *Window Image*.(b) Opção 2: *Entire Image*.**Figura A.12:** As duas opções do submenu *Save Image*.

Ao optar por uma das duas opções, surgirá uma caixa de diálogo (Figura A.13), permitindo ao utilizador a escolha de alguns dos parâmetros da imagem que pretende guardar.

**Figura A.13:** Características da imagem a ser guardada.

#### 4.2.8 PRINT WINDOW

O submenu *Print Window* permite ao utilizador a impressão da imagem da amostra que está a ser analisada. Ao escolher este submenu aparecerá uma caixa de diálogo com opções de impressão, como exhibe a Figura A.14.



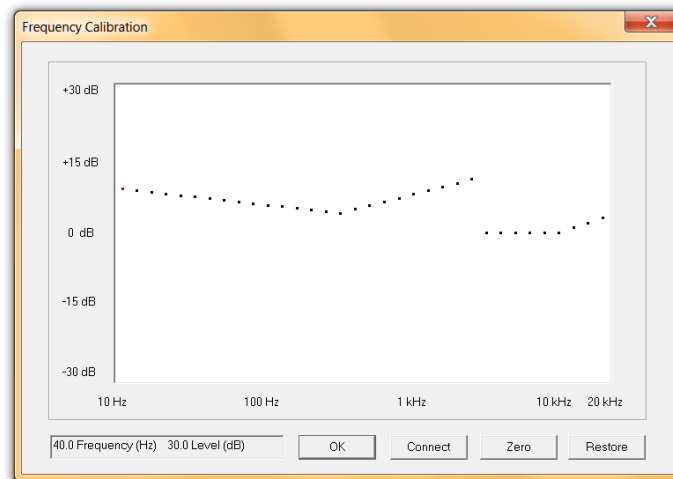
**Figura A.14:** Caixa de diálogo com opções de impressão.

#### 4.2.9 FREQUENCY CALIBRATION

O submenu *Frequency Calibration* serve unicamente para a calibração das frequências, em pontos individuais ao longo da banda (Figura A.15). Existem alguns fatores que podem vir a afetar o bom funcionamento dos espectros mostrados pelo programa, podendo afetar o ganho do sinal e os parâmetros da análise em frequência.

Cada ponto na frequência de calibração pode ser alterado através de um movimento do rato para estabelecer a curva que melhor se adapta ao equipamento em particular. A cada ponto é apresentada a frequência e o nível de calibração através da caixa de texto ao fundo do lado esquerdo. Ao fundo, no lado direito existem quatro botões.

O botão 'Connect' permite conetar um par de pontos na curva por um segmento de reta, e para isso, seleccionam-se dois pontos com o rato e clica-se no botão 'Connect'. O botão 'Zero' permite ajustar todos os pontos a zero. O botão 'Restore' apaga todas as mudanças que foram feitas à frequência de calibração. Para além disso, retorna todos os pontos aos valores definidos inicialmente aquando da iniciação da caixa de diálogo. Por último, o botão 'OK' aplica as mudanças realizadas à curva da frequência de calibração para os cálculos futuros efetuados pelo espectrograma.

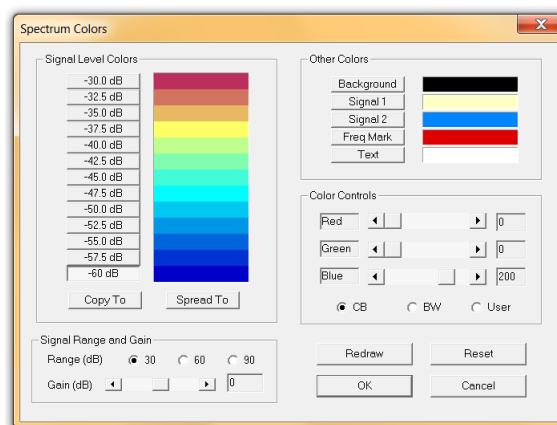


**Figura A.15:** Submenu *Frequency Calibration*.

#### 4.2.10 COLOR PALETTE

O submenu *Color Palette* define a paleta de cores para o *scrolling Display* e para o *Scope Display*.

Ao escolher a opção *Scroll Display*, surgirá a caixa de diálogo mostrada na Figura A.16.



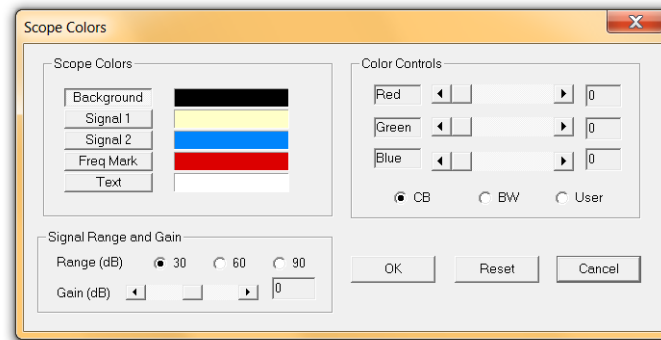
**Figura A.16:** Submenu *Color Palette - Scroll Display*.

O utilizador poderá atribuir diferentes cores a cada nível do sinal no espectrograma, definidos pelos botões de *Signal Level Colors* da caixa de diálogo da Figura A.16. Na opção *Color Controls*, o botão 'CB' selecciona paletes de cor preta, o botão 'BW' selecciona paletes de cor preto em branco e o botão 'User' atua para o caso de o utilizador querer fazer mudanças às paletes anteriores (CB e BW). Assim, a paleta de cor modificada será armazenada como a paleta de cor do utilizador. A escolha das cores tem de ser feita nos botões de ajuste da opção *Color Controls* sendo regida pelo sistema RGB.

Na opção *Signal Range and Gain*, é possível ajustar o ganho do sinal amostrado usando o controle de *Gain*.

O botão 'Redraw' é usado para o caso de redesenhar o espectro com a nova paleta, escala e ganho do sinal. Este botão está apenas ativo no modo *Analyze File*. O botão 'Reset' apaga qualquer alteração efetuada na paleta do utilizador e restaura as cores iniciais quando a caixa de diálogo for acedida. O botão 'OK' é usado para aplicar qualquer alteração desejada.

Se optar por escolher o submenu *Color Palette - Scope Display*, aparecerá a seguinte caixa de diálogo,



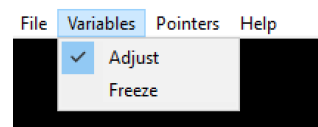
**Figura A.17:** Submenu *Color Palette - Scope Display*.

#### 4.2.11 VOLUME CONTROL

O submenu *Volume Control* permite controlar o volume do computador pessoal para possibilitar a audição do sinal Doppler.

### 4.3 MENU VARIABLES

O menu *Variables* oferece duas opções ao utilizador: *Adjust* ou *Freeze*, como mostra a Figura A.18.



**Figura A.18:** Menu *Variables*.

Se o utilizador pretender ajustar manualmente os parâmetros da análise cada vez que efetua uma análise do espectro, deverá optar pelo primeiro submenu, *Variables - Adjust*.

Contudo, o programa oferece uma segunda opção para evitar a inserção dos parâmetros, todas as vezes que se efetua uma análise. Para esse fim, basta escolher *Variables - Freeze*. Será útil para situações em que o utilizador usa continuamente os mesmos parâmetros da análise.

## 4.4 MENU *POINTERS*

O menu *Pointers* é dedicado exclusivamente para a preferência da forma do apontar do rato. A Figura A.19 mostra duas formas do apontador do rato.



(a) Opção *Target Box*.

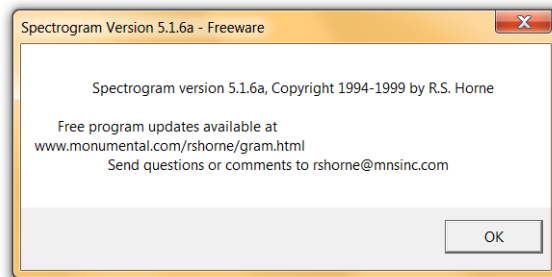


(b) Opção *White Cross*.

**Figura A.19:** Opções do menu *Pointers*: *Target Box* e *White Cross*.

## 4.5 MENU *HELP*

O menu faz uma breve apresentação acerca do programa computacional através de uma caixa de mensagem, como mostra a Figura A.20.

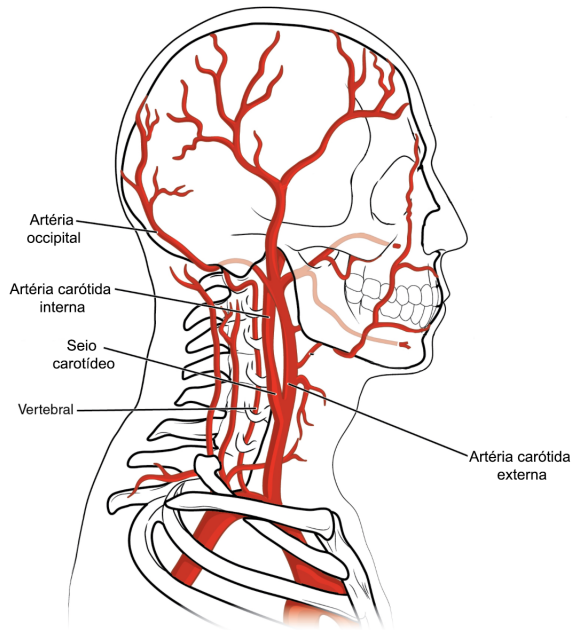


**Figura A.20:** Caixa de mensagem do menu *Help*, apresentando o programa computacional.

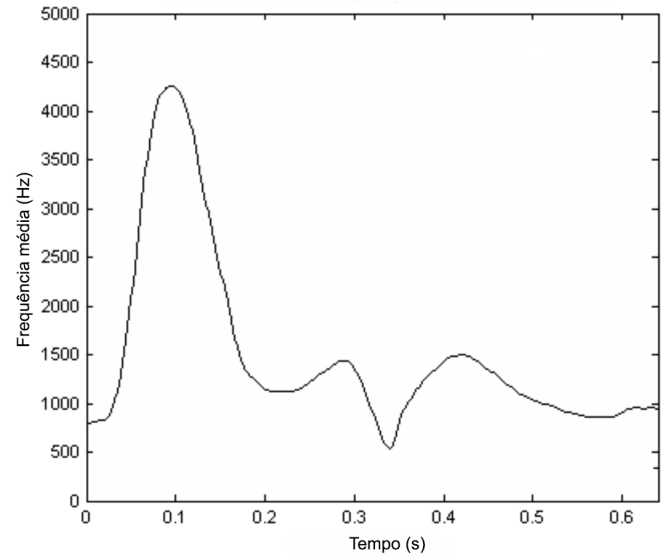
## 5 SIMULAÇÃO DE SINAIS DE UMA ARTÉRIA CARÓTIDA

Realçou-se na introdução deste manual de utilização que as simulações realizadas foram para sinais simulados da artéria carótida primitiva.

As artérias carótidas primitivas têm a função de levar o sangue arterial do coração para o cérebro [4], onde se dividem em artéria carótida externa e interna, como mostra a Figura A.21a.



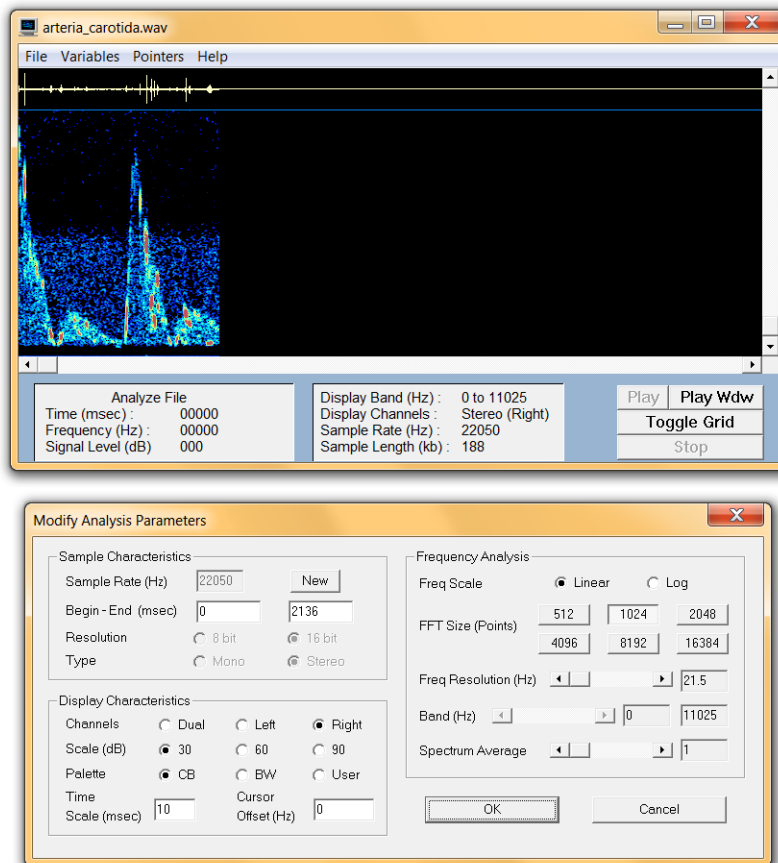
(a) Artérias da cabeça e pescoço [4].



(b) Curva determinística da frequência média relativa ao fluxo da artéria carótida [51].

**Figura A.21:** Artérias da cabeça e pescoço, e a curva determinística da frequência média relativa ao fluxo da artéria carótida.

A Figura A.21b apresenta a curva representativa da frequência média, observada nos espectros Doppler de fluxo sanguíneo em artéria carótida interna de um indivíduo adulto saudável. A Figura A.22 apresenta o espectrograma simulado e as respectivas especificações usadas no programa.



**Figura A.22:** Espectrograma simulado e as respetivas especificações usadas no programa.

Posto isto e em conformidade com o sistema descrito e apresentado na Figura A.1, a simulação empreende a calibração de cinco parâmetros mostrados na Tabela A.22.

**Tabela A.22:** Parâmetros do sistema para simular o fluxo sanguíneo em artéria carótida primitiva [50].

Parâmetros	Valor do parâmetro
Amplitude	0.5
Período	6
Pressão da seringa $S_1$	10 mL
Pressão da seringa $S_2$	12 mL
Dimensão da mangueira	3.2 mm

Para o sistema de mangueiras e controlo das seringas levou-se em consideração os valores médios indicados na Tabela A.22, típicos para o caso da artéria carótida primitiva.

**Tabela A.22:** Características principais da artéria carótida primitiva [50].

Vaso sanguíneo	Diâmetro interno (mm)	Velocidade de pico (cm/s)
Artéria Carótida	2 - 8	50 - 150
Velocidade média (cm/s)	Gasto pico ( $cm^3/s$ )	Gasto médio ( $cm^3/s$ )
8 - 20	1.5 - 75	0.25 - 10