



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Covilhã | Portugal

AlgoMed – Algoritmos Médicos

Fábio Filipe Saraiva Campos

Apresentado na Universidade da Beira Interior para a candidatura ao grau de
Mestre em Engenharia Informática
Ramo Redes Multimédia

Orientador Professor Doutor Pedro Araújo
Co-Orientador Professor Doutor Miguel Castelo Branco

Departamento de Informática
Universidade da Beira Interior
Covilhã, Portugal
<http://www.di.ubi.pt>

Agradecimentos

Agradeço a todos que ao longo da minha formação acadêmica contribuíram para a minha aquisição de conhecimentos e crescimento como pessoa, especialmente a um conjunto de pessoas que recentemente deram o seu contributo para que esta dissertação fosse possível. Desde já agradeço ao meu orientador o professor Pedro Araújo pela dedicação, empenho e paciência que teve neste último ano, tendo contribuído sempre para o enriquecimento deste trabalho. Gostava também de demonstrar a minha gratidão ao professor Amílcar Miranda pela sua partilha de conhecimentos e ajuda no desenvolvimento de algoritmos. Ao professor Pedro Inácio estou grato pela sua disponibilidade e apoio no desenvolvimento desta dissertação. Gostava ainda de agradecer ao meu co-orientador o Professor Miguel Castelo Branco, ao doutor Ricardo Tjeng, e aos meus colegas e amigos Flávio Amorim, José Castanheira e Filipe Quinaz. Ao Flávio agradeço ainda pelas discussões construtivas que tivemos ao longo do ano sobre as nossas dissertações. E como não poderia esquecer, agradeço ao meu irmão e à minha família que sempre me apoiaram incondicionalmente.

Bem haja,
estou eternamente grato.

Resumo

O documento apresentado descreve o processo para o desenvolvimento de uma biblioteca de algoritmos de processamento de dados fisiológicos.

Esta dissertação foca-se na medição da pressão arterial e no processamento de sinal de um electrocardiograma (ECG).

Para a pressão arterial foi desenvolvido um conjunto de algoritmos segundo o método oscilométrico, que permitem determinar os valores da pressão sistólica e diastólica.

É usado o método dos mínimos quadráticos para fazer a aproximação dos valores da envolvente das oscilações, com polinómios de diferentes graus. A determinação da pressão arterial é feita com base em dois critérios: o de altura e o de declive da envolvente das oscilações.

Foi feito um teste comparativo com um dispositivo comercial para verificar os diferentes métodos implementados.

Em relação ao ECG são apresentadas e analisadas técnicas para detecção das diversas ondas que o compõem, em particular usando o algoritmo Multiplication of backward differences (MOBD) para a onda R. É também apresentado um método para detectar a pulsação em tempo real.

Palavras Chave

Pressão Arterial, Electrocardiograma, Oscilometria, Processamento de Sinais Biomédicos

Abstract

The document describes the process of developing algorithms for a library of physiological data processing. This dissertation focuses on blood pressure measurement and electrocardiogram (ECG) signal processing. For blood pressure it was developed a set of algorithms, according to the oscillometric method, to determine the of systolic' and diastolic' values. It used the method of least squares to fit the values of surrounding fluctuations, with polynomials of different degrees. The blood pressure' determination is based on two criteria: the height and slope of the envelope of the oscillations. It was made a comparative test with a commercial device to check the differences between methods implemented.

Regarding the ECG are presented and analyzed techniques to detect the various waves that compose it, in particular the algorithm Multiplication of backward differences (MOBD) for the R-wave detection. It also presented a method to detect pulsation in real time.

Keywords:

Blood Pressure, Electrocardiogram, Oscillometry, Biomedical Signal Processing

Conteúdo

| | |
|--|-------------|
| Agradecimentos | iii |
| Resumo | v |
| Abstract | vii |
| Conteúdo | ix |
| Lista de Figuras | xiii |
| Lista de Tabelas | xvii |
| Acrónimos | xxi |
| 1 Introdução | 1 |
| 2 Sistema circulatório | 3 |
| 2.1 Batimentos cardíacos | 7 |
| 2.2 Importância da medição de pressão arterial | 9 |
| 2.3 Importância da análise do Electrocardiograma | 10 |
| 3 Estado da Arte | 13 |
| 3.1 História da medição de pressão arterial | 13 |
| 3.2 Métodos para determinar a pressão arterial | 16 |
| 3.2.1 Técnicas directas | 17 |
| 3.2.2 Técnicas indirectas | 18 |

| | |
|---|-----------|
| Método Oscilométrico | 19 |
| Método Auscultatório | 20 |
| Método Auscultatório Automático | 21 |
| Tonometria | 21 |
| Técnica de Infra-sons e Ultra-sons | 22 |
| Análise Ambulatória da pressão arterial | 22 |
| Finapress | 23 |
| Técnica Pulse Dynamic | 24 |
| 3.3 História do Electrocardiograma | 24 |
| 3.4 Captar os impulsos de um Electrocardiograma | 26 |
| 3.5 Trabalhos relacionados | 29 |
| 4 Métodos e Materiais | 31 |
| 4.1 Hardware | 32 |
| 4.2 Calibração do transdutor de pressão | 34 |
| 4.3 Java Native Interface | 37 |
| 4.3.1 Criar uma interface com o Java Native Interface (JNI) | 38 |
| 4.4 JFreeChart biblioteca gráfica | 40 |
| 4.5 Obtenção da envolvente das oscilações | 41 |
| 4.6 Recolha da envolvente das oscilações | 44 |
| 4.6.1 Calcular os mínimos quadráticos | 49 |
| 4.6.2 Escolha do grau do polinómio | 52 |
| 4.7 Classificação da Pressão Arterial | 53 |
| 4.8 Filtros Digitais | 54 |
| 4.8.1 High Pass Filter | 56 |
| 4.8.2 Low Pass Filter | 57 |
| 4.8.3 Band Pass Filter | 58 |
| 4.8.4 Notch Filter | 60 |
| 4.8.5 Filtros digitais versus Filtros Analógicos | 62 |
| 4.9 Detecção de Ondas de Electrocardiograma | 63 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 4.9.1 | Detecção do complexo QRS | 64 |
| 4.9.2 | Detecção P e T | 67 |
| 4.10 | Cálculo da frequência cardíaca | 68 |
| 5 | Software | 71 |
| 5.1 | Engenharia de Software | 71 |
| 5.1.1 | Enquadramento | 71 |
| 5.1.2 | Levantamento de requisitos | 72 |
| | Identificação dos casos de uso | 73 |
| | Cenários | 73 |
| 5.1.3 | Casos de Uso | 78 |
| 5.1.4 | Diagramas de classe | 80 |
| 5.1.5 | Diagramas de Actividade | 84 |
| 5.1.6 | Diagramas de sequência | 85 |
| 6 | Resultados | 93 |
| 6.1 | 1ª Fase de testes | 93 |
| 6.2 | 2ª Fase de testes | 97 |
| 6.3 | Análise dos resultados e conclusão | 105 |
| 7 | Trabalho Futuro e Conclusão | 107 |
| 7.1 | Conclusão | 107 |
| 7.2 | Contribuições | 109 |
| 7.3 | Perspectivas de trabalho futuro | 109 |
| | Bibliografia | 111 |
| | Anexo I: Manual de Utilizador | 117 |
| A.1 | Manual de Utilizador | 117 |
| A.1.1 | Pressão Arterial | 117 |
| A.1.2 | Electrocardiograma | 122 |

| | |
|--|------------|
| Anexo II: Dados e resultados das medições de pressão arterial | 127 |
| B.2 Primeira fase de testes | 127 |
| B.3 Segunda fase de testes | 134 |
| B.3.1 Comparação com o método auscultatório | 134 |
| B.3.2 Comparação com o Citizen CH-485E | 140 |

Lista de Figuras

| | | |
|------|---|----|
| 2.1 | Sistema cardiovascular humano | 4 |
| 2.2 | Principais artérias do corpo humano | 5 |
| 2.3 | Estrutura de uma artéria | 7 |
| 2.4 | Ondas produzidas pelos batimentos cardíacos | 8 |
| 2.5 | Impulsos eléctricos gerados pelo coração | 9 |
| 3.1 | Transdutor intra arterial | 18 |
| 3.2 | Exemplo de dados recolhidos pelo método oscilométrico | 19 |
| 3.4 | Esvaziamento contínuo da braçadeira - Diminuição da pressão e surgimento das oscilações | 20 |
| 3.3 | a) Pressão do ar na braçadeira b) oscilações captadas pelo medidor | 20 |
| 3.5 | Relação da pressão na braçadeira e sons de Korotkoff | 21 |
| 3.6 | Dispositivo para medição da pressão arterial por tonometria | 22 |
| 3.7 | Medição ambulatória da pressão arterial | 23 |
| 3.8 | Sistema Portapres | 24 |
| 3.9 | Dispositivo de Einthoven para medir o Eletrocardiograma (ECG) | 25 |
| 3.10 | a) Colocação dos electrodos de ECG | 26 |
| 3.11 | Derivações dos membros (plano vertical) | 28 |
| 3.12 | Derivações precordiais, a) vista em 3D b) plano horizontal | 28 |
| 3.13 | inflexões de um impulso eléctrico | 29 |
| 4.1 | Placa de aquisição de dados Velleman K8055 | 32 |
| 4.2 | Diagrama do hardware para medição da pressão arterial | 33 |

| | | |
|------|--|----|
| 4.3 | a) evolução da pressão na braçadeira b) oscilações na pressão arterial | 34 |
| 4.4 | Ligação do medidor pressão arterial ao esfigmomanómetro | 35 |
| 4.5 | Relação da pressão com os valores do sensor | 37 |
| 4.6 | Obtenção da pressão arterial | 42 |
| 4.7 | Envolvente dos dados obtidos em uma análise | 44 |
| 4.8 | Erros na detecção dos máximos das oscilações | 46 |
| 4.9 | Diferença entre máximos vizinhos das oscilações | 47 |
| 4.10 | Ordem da filtragem na detecção dos máximos das oscilações | 48 |
| 4.11 | Aplicação do método dos mínimos quadráticos a um conjunto de pontos máximos das oscilações | 49 |
| 4.12 | Distância entre os pontos e a função dos mínimos quadráticos | 49 |
| 4.13 | Aproximação a um conjunto de pontos através de polinómios de graus diferentes | 53 |
| 4.14 | Filtro Biquad | 55 |
| 4.15 | High Pass Filter | 56 |
| 4.16 | High Pass Filter 20 hz | 56 |
| 4.17 | Low Pass Filter | 57 |
| 4.18 | Low Pass Filter 20hz | 58 |
| 4.19 | Band Pass Filter | 58 |
| 4.20 | Band Pass Filter 4 Hz | 59 |
| 4.21 | Band Pass Filter 40 Hz | 60 |
| 4.22 | Notch Filter | 60 |
| 4.23 | Notch Filter 4 Hz | 61 |
| 4.24 | Notch Filter 40 Hz | 61 |
| 4.25 | Indicação dos intervalos entre ondas dos ECG | 63 |
| 4.26 | Dados de um ECG | 65 |
| 4.27 | Transformada de MOBD | 65 |
| 4.28 | Segmentação do sinal | 66 |
| 4.29 | Detecção da onda P | 67 |
| 4.30 | Detecção da onda T | 68 |

| | | |
|------|--|-----|
| 4.31 | Média e desvio padrão dos intervalos RR | 69 |
| 5.1 | Arquitectura do sistema de telemedicina | 72 |
| 5.2 | Casos de uso do medidor de pressão arterial | 79 |
| 5.3 | Casos de uso do ECG | 80 |
| 5.4 | Diagramas de classe do medidor de pressão arterial | 82 |
| 5.5 | Diagramas de classe do ECG | 83 |
| 5.6 | Diagrama de actividade “Recolha de dados do medidor de pressão arterial” | 84 |
| 5.7 | Diagrama de actividade “Recolha de dados do ECG” | 85 |
| 5.8 | Diagrama de sequência “Medir a pressão arterial” | 87 |
| 5.9 | Diagrama de sequência “Abrir ficheiro PA” | 88 |
| 5.10 | Diagrama de sequência “Realizar ECG” | 89 |
| 5.11 | Diagrama de sequência “Abrir ficheiro ECG” | 90 |
| 5.12 | Diagrama de sequência “Guardar relatório ECG” | 91 |
| 5.13 | Diagrama de sequência “Guardar ficheiro” | 91 |
| 5.14 | Diagrama de sequência “Alterar opções” | 92 |
| A.1 | janela inicial do medidor de pressão arterial | 118 |
| A.2 | mensagem de aviso, antes de iniciar a medição | 119 |
| A.3 | barra de carregamento | 119 |
| A.4 | checkbox para activar/desactivar gráficos | 120 |
| A.5 | Resultados da medida de pressão arterial | 120 |
| A.6 | Abrir dados | 121 |
| A.7 | Guardar dados em ficheiro | 121 |
| A.8 | Opções pressão arterial | 122 |
| A.9 | Janela Ecg antes de iniciar o exame | 123 |
| A.10 | Janela do ECG com um exame a decorrer | 124 |
| A.11 | Abrir ficheiro | 124 |
| A.12 | Funcionamento do ECG | 125 |
| A.13 | Opções do ECG | 125 |

Lista de Tabelas

| | | |
|------|---|-----|
| 4.1 | Valores obtidos do sistema de calibragem e as suas derivadas | 36 |
| 4.2 | Tabela com a classificação da pressão arterial | 54 |
| 4.3 | Comprimentos padrão de um ECG | 64 |
| 6.1 | Valores obtidos pelo o equipamento da Omron | 94 |
| 6.2 | Ordenação da média das diferenças totais | 95 |
| 6.3 | Médias das diferenças e desvios padrões | 96 |
| 6.4 | Comparação entre as pulsações medidas na primeira fase de testes . . | 97 |
| 6.5 | Pressão arterial medida nos pacientes, pelo método auscultatório e pelo equipamento Citizen | 99 |
| 6.6 | Diferença de pressão arterial entre o método auscultatório e o equipamento citizen | 100 |
| 6.7 | Ordenação da média das diferenças totais segundo o método auscultatório | 101 |
| 6.8 | : Médias das diferenças e desvios padrões, método auscultatório . . . | 101 |
| 6.9 | Ordenação da média das diferenças totais segundo o Citizen | 102 |
| 6.10 | Médias das diferenças e desvios padrões, Citizen | 103 |
| 6.11 | Ordenação da média das diferenças totais segundo as duas medidas . | 104 |
| 6.12 | Comparação entre as pulsações medidas na segunda fase de testes . . | 104 |
| B.1 | Dados do examinado nº 1 da primeira fase de testes | 127 |
| B.2 | Dados do examinado nº 2 da primeira fase de testes | 128 |
| B.3 | Dados do examinado nº 3 da primeira fase de testes | 128 |
| B.4 | Dados do examinado nº 4 da primeira fase de testes | 129 |
| B.5 | Dados do examinado nº 5 da primeira fase de testes | 129 |

| | | |
|------|---|-----|
| B.6 | Dados do examinado nº 6 da primeira fase de testes | 130 |
| B.7 | Dados do examinado nº 7 da primeira fase de testes | 130 |
| B.8 | Dados do examinado nº 8 da primeira fase de testes | 131 |
| B.9 | Dados do examinado nº 9 da primeira fase de testes | 131 |
| B.10 | Dados do examinado nº 10 da primeira fase de testes | 132 |
| B.11 | Dados do examinado nº 11 da primeira fase de testes | 132 |
| B.12 | Dados do examinado nº 12 da primeira fase de testes | 133 |
| B.13 | Resultados da primeira fase de testes | 133 |
| B.14 | Dados do examinado nº 1 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 134 |
| B.15 | Dados do examinado nº 2 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 135 |
| B.16 | Dados do examinado nº 3 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 135 |
| B.17 | Dados do examinado nº 4 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 136 |
| B.18 | Dados do examinado nº 5 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 136 |
| B.19 | Dados do examinado nº 6 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 137 |
| B.20 | Dados do examinado nº 7 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 137 |
| B.21 | Dados do examinado nº 8 da segunda fase de testes (auscultatório) . . | 138 |
| B.22 | Dados do examinado nº 9 da segunda fase de testes | 138 |
| B.23 | Dados do examinado nº 10 da segunda fase de testes (auscultatório) . | 139 |
| B.24 | Dados do examinado nº 11 da segunda fase de testes (auscultatório) . | 139 |
| B.25 | Resultados da segunda fase de testes (auscultatório) | 140 |
| B.26 | Dados do examinado nº 1 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 140 |
| B.27 | Dados do examinado nº 2 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 141 |
| B.28 | Dados do examinado nº 3 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 141 |
| B.29 | Dados do examinado nº 4 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 142 |
| B.30 | Dados do examinado nº 5 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 142 |
| B.31 | Dados do examinado nº 6 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 143 |
| B.32 | Dados do examinado nº 7 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 143 |
| B.33 | Dados do examinado nº 8 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 144 |
| B.34 | Dados do examinado nº 10 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 144 |
| B.35 | Dados do examinado nº 11 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) | 145 |

B.36 Resultados da segunda fase de testes (Citizen CH-485E) 145

Acrónimos

ECG Eletrocardiograma

JNI Java Native Interface

MOBD Multiplication of backward differences

UML Unified Modeling Language

Capítulo 1

Introdução

O coração é um órgão vital do corpo humano o qual tem vindo a ser estudado intensivamente ao longo dos tempos. Actualmente são efectuados diversos exames que directa ou indirectamente se relacionam com este órgão. Esta dissertação vai focar-se na análise e desenvolvimento de sistemas automáticos que permitem realizar dois desses exames, de forma fácil. O primeiro refere-se à medição da pressão arterial segundo o método oscilométrico; o segundo para captação e filtragem de sinais de Eletrocardiograma (ECG).

Apesar de existirem muitos algoritmos usados em equipamentos médicos, estes são de difícil acesso porque são propriedade dos fabricantes, que não os revelam facilmente por motivos financeiros [1]. O objectivo principal deste trabalho é desenvolver uma biblioteca de algoritmos de processamento de dados fisiológicos e a respectiva documentação que permita a utilização destes algoritmos em futuros projectos de índole médica, alguns dos quais a decorrem na UBI. Mais especificamente pretende-se desenvolver algoritmos para medir a pressão arterial, e para captar e filtrar os sinais eléctricos emitidos pelo coração durante as contracções. Como não se possui nenhum ambiente de teste tem-se como objectivo também desenvolver interfaces gráficas que permitam analisar os resultados obtidos e tornar utilizáveis os algoritmos para um utilizador comum. As interfaces desenvolvidas ainda têm como objectivo poderem ser integradas numa solução de telemedicina que está a ser desenvolvida noutra tese de mestrado. Caso seja possível pretende-se criar interfaces para permitir ligar o software ao hardware, minizando os erros de leitura e facilitando a recolhas de dados. Para facilitar a leitura da dissertação vou fazer uma breve descrição do conteúdo de

cada capítulo.

O capítulo 1 contém a introdução e os objectivos para o trabalho.

O capítulo 2 contém uma pequena introdução ao sistema cardiovascular, tendo como objectivo dar a conhecer melhor a morfologia do coração e das artérias. Vai permitir posteriormente uma melhor compreensão de alguns conceitos, melhorar a visão global sobre o trabalho e dar a perceber melhor aplicabilidade e utilidade dos sistemas desenvolvidos.

O capítulo 3 engloba o estado da arte, apresentado o que já existe feito em relação à medição da pressão arterial e em relação ao electrocardiograma.

No capítulo 4 apresentam-se os métodos e os materiais utilizados para a elaboração do trabalho.

O capítulo 5 é dedicado ao software, contendo os diagramas de software e alguns dos algoritmos principais.

O capítulo 6 está dedicado à análise e comparação dos resultados obtidos.

No capítulo 7 incluem-se a conclusão e algumas indicações para trabalho futuro.

Capítulo 2

Sistema circulatório

O sistema circulatório é responsável pelo transporte de fluidos por todo o corpo, por levar oxigénio e nutrientes a cada célula do corpo, além de se encarregar de remover os resíduos que já não são necessários. Este sistema é constituído pelo coração, pelos vasos sanguíneos e vasos linfáticos. O coração e os vasos sanguíneos formam a rede de transporte do sangue. A figura 2.1 esquematiza a circulação sanguínea no ser humano. O coração encarrega-se de bombear o sangue e é constituído por duas aurículas e dois ventrículos, divididos em dois conjuntos aurícula-ventrículo (o conjunto esquerdo e o direito). Cada conjunto forma uma bomba, estas duas bombas funcionam de forma adjacente e actuam em série, dividindo a circulação sanguínea em dois circuitos diferentes:

- a circulação pulmonar – que se inicia quando o sangue venoso vindo das veias cavas entra na aurícula direita do coração, passa para o ventrículo direito e em seguida é bombeado até aos pulmões para ser oxigenado;
- a circulação sistémica – que se inicia quando o sangue oxigenado proveniente das veias pulmonares entra pela aurícula esquerda e é bombeado para o ventrículo esquerdo, que por sua vez faz chegar o sangue a todas as partes do corpo.

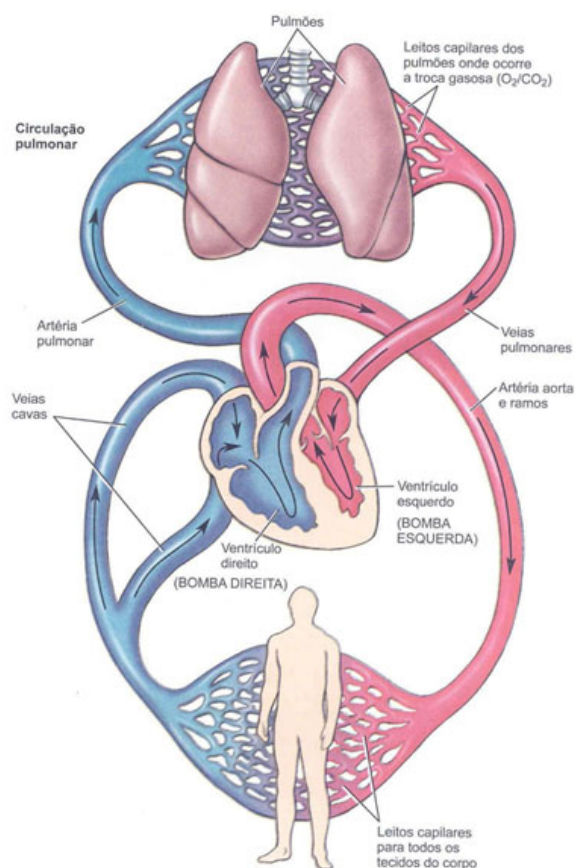


Figura 2.1: Sistema cardiovascular humano

(retirada de moore[2])

Para a medida da pressão arterial o mais importante é a pressão obtida nas artérias da circulação sistêmica. A artéria que atinge maior pressão é a aorta, é também a artéria que liga o ventrículo esquerdo do coração ao resto das artérias da circulação sistêmica. Assim, é dela que partem todas as ramificações principais para as outras artérias (com excepção das artérias que participam na circulação pulmonar). O ideal para se obter os valores de pressão arterial seria medir o valor da pressão desta artéria, mas tal não é possível pois é uma artéria interna, o que impossibilita a medição dessa pressão por métodos indirectos (explicados posteriormente) e a medição por métodos invasivos, através de um cateter, não é utilizada, pois é muito arriscada podendo colocar em risco a saúde do paciente. Portanto, por norma a maior parte dos métodos não mede a pressão da aorta, mede sim a pressão numa das suas ramificações, maioritariamente na artéria braquial situada no braço. Existem também alguns aparelhos que efectuem a medição na artéria radial situada no antebraço, podendo contudo ser medida em mais

sítios do corpo. São vistas várias abordagens no capítulo 3 que mostram diferentes métodos e técnicas para medir a pressão arterial. A figura 2.2 contém um esquema com as várias artérias principais do corpo humano.

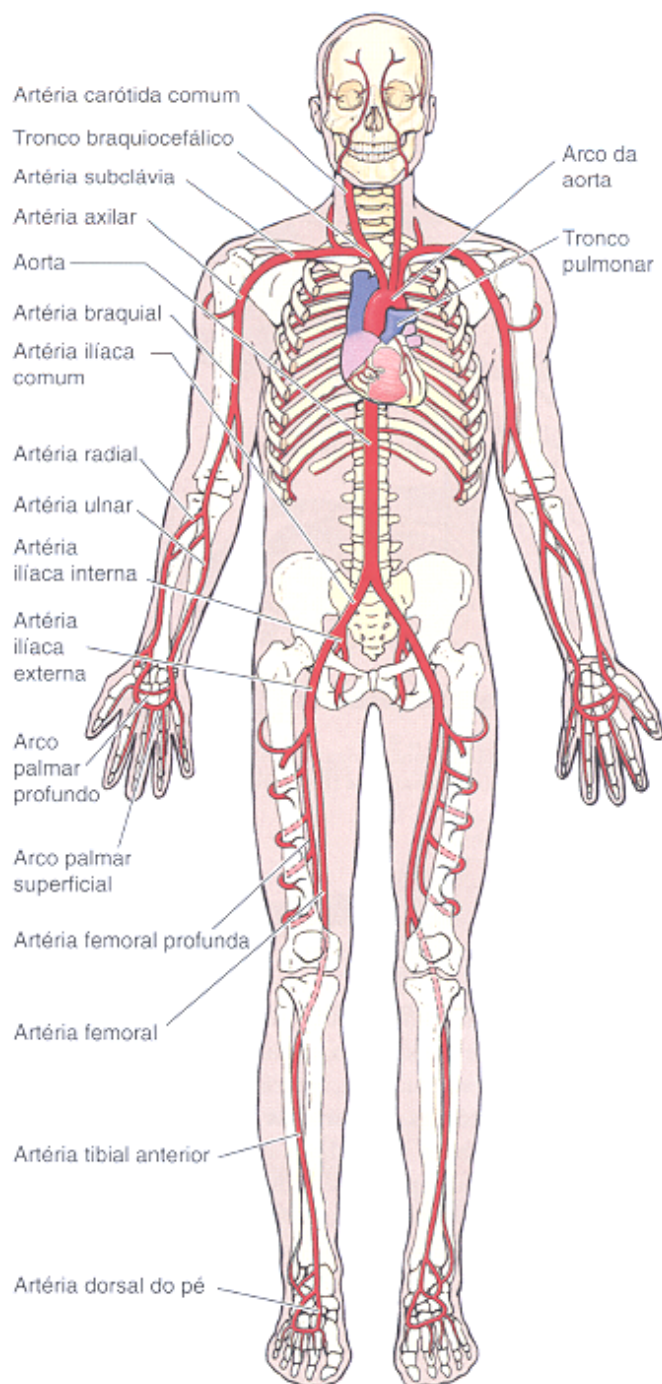


Figura 2.2: Principais artérias do corpo humano

(retirada de moore[2])

A medição de pressão arterial envolve a determinação de valores:

- pressão sistólica ¹ – correspondente à fase de contracção do coração;

- pressão diastólica ² – correspondente à fase de repouso do coração(pós contracção);

- pressão média ³ – usada apenas em meio clínico.

A unidade de medida mais habitual é o *mmHg* (milímetro de mercúrio), sendo típicos os valores de pressão entre os 60 *mmHg* e os 200 *mmHg* (ver tabela 4.2 para valores de referência). A artéria braquial não tem a mesma pressão que a artéria aorta, geralmente tem sempre valores mais baixos. Isto porque as artérias periféricas têm alguma elasticidade e ao dilatarem fazem perder a pressão. A pressão média e a pressão diastólica sofrem pequenas alterações, a pressão sistólica é a que tem uma maior variação. Nas pessoas com mais idade o valor da pressão periférica (artéria braquial) aproxima-se cada vez mais da pressão central (artéria aorta), isto porque com o passar da idade as paredes das artérias vão ficando cada vez mais rígidas e perdendo elasticidade. Nos jovens, as artérias apresentam ainda elevada elasticidade sendo que o valor da pressão sistólica pode chegar a variar 20 *mmHg*, decrescendo da artéria aorta para a artéria braquial. A figura 2.3 mostra a estrutura das paredes de uma artéria, com o aumento da idade as membranas vão ficando mais espessas e rígidas. Existem algumas doenças que podem alterar também a rigidez das artérias como por exemplo a aterosclerose [3].

¹conhecida também por pressão máxima

²conhecida também por pressão mínima

³habitualmente não é usada no dia-a-dia

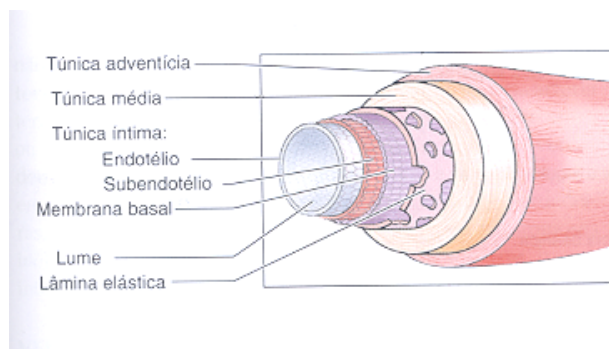


Figura 2.3: Estrutura de uma artéria

(retirada de moore[2])

2.1 Batimentos cardíacos

O coração é o órgão central do sistema circulatório tornando-se assim muito relevante e especialmente importante para a manutenção da vida, pois permite o bom funcionamento deste sistema. Este órgão é constituído por um músculo extremamente resistente e com características um pouco diferentes dos restantes músculos do corpo. É constituído por tecido muscular cardíaco estriado e toma a designação de miocárdio. O miocárdio difere dos outros músculos principalmente no facto de suportar sucessivas contracções e relaxamentos ritmados durante toda a sua existência, ou seja durante uma vida inteira. Esses padrões de contracção também designados batimentos cardíacos podem ser registados através de exames específicos, os Eletrocardiograma (ECG).

No coração existe um conjunto de células, designadas por nó sinoatrial responsável pela geração ritmada de impulsos eléctricos que provocam o ciclo de contracção-relaxamento.

Um ECG é assim, o registo da actividade eléctrica do coração. Um electrocardiograma típico é constituído por cinco ondas distintas, figura 2.4.

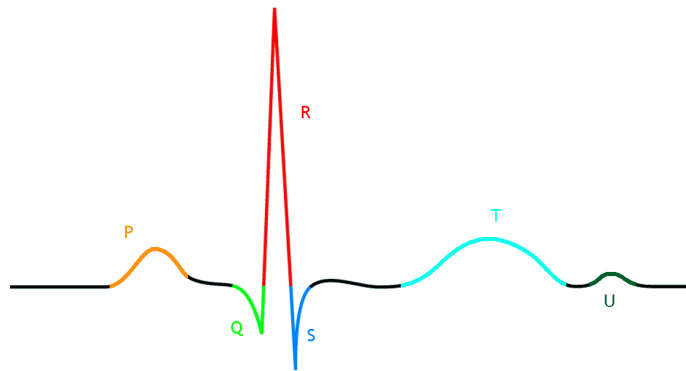


Figura 2.4: Ondas produzidas pelos batimentos cardíacos

A primeira, a onda P, é de fraca amplitude dura cerca de 0,08s e resulta da despolarização (descarga eléctrica) das aurículas activadas pelo nó sinoatrial. Cerca de 0,10s após a onda P as aurículas contraem-se empurrando o sangue para os ventrículos. O complexo QRS formado pelas ondas Q, R e S; está ligado à despolarização dos ventrículos e precede a sua contracção. A sua forma complicada reflecte o tamanho diferente dos ventrículos e o tempo que cada um leva a despolarizar. O complexo dura em média 0,08s. A onda T é causada pela repolarização (recarga eléctrica) dos ventrículos e geralmente dura cerca de 0,16s. Como a repolarização é mais lenta que a despolarização, a onda T é mais longa que o complexo QRS e a sua amplitude é baixa. A polarização das aurículas é mascarada pelo complexo QRS e não é visível facilmente. A figura 2.5 mostra a equivalência entre o sinal transmitido pelo coração e as ondas de um ECG.

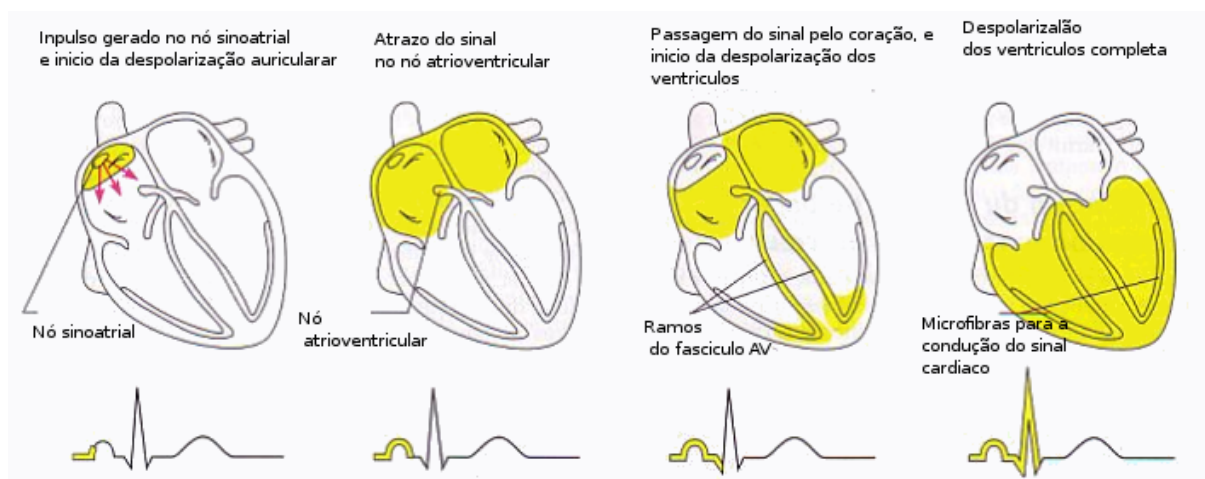


Figura 2.5: Impulsos eléctricos gerados pelo coração

(adaptada de Marieb [4])

Em alguns ECG ainda é visível a onda U, não se sabe ao certo qual possa ser a sua origem, pensa-se que possa representar a repolarização septo ventricular (parede que separa o ventrículo esquerdo do direito) ou uma repolarização lenta dos ventrículos [5].

2.2 Importância da medição de pressão arterial

A medição de pressão arterial é importante para detectar e prevenir de doenças cardiovasculares. A pressão arterial pode ser baixa, designando-se de hipotensão, ou elevada designando-se de hipertensão. Na maior das situações a hipotensão não gera problemas agravados, antes pelo contrário ter uma pressão ligeiramente abaixo do normal é recomendado e não indica nenhuma doença. No entanto uma pressão muito baixa pode gerar tonturas e desmaios. Em casos extremos a hipotensão arterial pode gerar a morte, mas isto só acontece quando a pressão decresce para níveis onde o sangue que irriga os órgãos deixa de ser suficiente.

Já a hipertensão arterial é uma doença com grande prevalência na sociedade actual. Um efeito secundário de pressões arteriais elevadas é a alteração dos vasos sanguíneos e da musculatura do coração. Em situações mais graves a hipertensão pode levar à hipertrofia do ventrículo esquerdo, a um acidente vascular cerebral (AVC), a um enfarto do miocárdio, à morte súbita, a insuficiências renal e cardíacas, etc.

Os factores de risco para uma pressão arterial elevada são:

- Obesidade ou colesterol elevado;
- Consumo exagerado de sal e álcool;
- Sedentarismo e falta de exercício físico;
- Uma má alimentação;
- Consumo de tabaco ou drogas;
- Stress.

Algumas doenças que podem ocorrer devido à pressão arterial elevada:

- Cardíaca - Angina de peito, enfarto agudo do Miocárdio, Cardiopatia hipertensiva e insuficiência cardíaca.
- Cerebral - Acidente vascular cerebral, Demência vascular.
- Renal - nefropatia hipertensiva e insuficiência renal.
- Ocular - retinopatia hipertensiva.

Uma pressão arterial normal é um indicador do bom estado do sistema circulatório.

2.3 Importância da análise do Electrocardiograma

Tal como acontece com a pressão arterial, o electrocardiograma tem uma importância fundamental na análise de doenças cardiovasculares, mas enquanto que a pressão arterial detecta doenças periféricas o ECG pode detectar problemas no coração. Através do ECG avalia-se a actividade do músculo cardíaco e detectam-se possíveis alterações e distúrbios, sendo usado para estudar a anatomia do coração, observar o funcionamento das válvulas cardíacas, mostrando possíveis anomalias e alguns distúrbios mais graves. Este exame é recomendado para quem sofra de distúrbios cardíacos e também para quem necessite fazer uma avaliação da sua capacidade física, como é o caso, de quem inicia uma actividade desportiva.

Através do ECG o médico obtém informações sobre ritmo cardíaco, anomalias ou

deficiências de nascença, fluxo sanguíneo no músculo miocárdio, presença de enfartes anteriores, aumento do tamanho do coração, dificuldade na impulsão do sangue, permite ainda detectar inflamações em volta do coração e detectar efeitos de medicamentos na actividade do coração.

Com os conhecimentos de anatomia e detectando a derivação do ECG (ver 3.4) que está alterada, o médico consegue saber qual a zona do coração que está lesada. Um ECG com padrões normais indica o bom funcionamento do coração e uma boa irrigação sanguínea.

Capítulo 3

Estado da Arte

O capítulo contém a história e alguns métodos e técnicas que são usados para analisar tanto a pressão arterial o como Eletrocardiograma (ECG). A organização do capítulo é a seguinte :

A secção 3.1 introduz uma breve história sobre a pressão arterial, indica os métodos e os equipamentos utilizados ao longo do tempo. Na secção 3.2 descreve-se os variados métodos e técnicas utilizadas para medir a pressão arterial.

A secção 3.3 apresenta uma breve história do ECG, das técnicas e equipamentos que já foram usados. A secção 3.4 descreve os impulsos eléctricos emitidos pelos batimentos cardíacos, e indica a colocação dos eléctrodos. Na secção 3.5 são enunciados alguns trabalhos universitários que já tiveram como tema a medição de tensão arterial ou a análise do ECG.

3.1 História da medição de pressão arterial

Na Grécia antiga Galeno foi o primeiro a propor a existência de um sistema circulatório no corpo humano. Baseando-se em ideias pré-concebidas por Hipócrates, e reparando que as artérias paravam de sangrar após a morte, Galeno acreditava na existência de um sistema circulatório. Desta forma, para ele, o sistema era composto por um conjunto interligado de artérias cheias de "*pneuma*" (força vivificante) ou ar. Defendeu que o corpo humano era composto por três sistemas:

- o nervoso, constituído pelos nervos e cérebro, eram responsáveis pelas sensações e pensamento;

- o coração, que enchia o corpo com energia vital ("*pneuma*");
- o fígado, que fornecia ao corpo os nutrientes e crescimento.

Desta forma, para Galeno, o coração era como uma fonte responsável por fornecer constantemente o "*pneuma*" necessário ao sistema.

Só em 1616, William Harvey descobriu que Galeno estava errado nas suas afirmações (coração produz constantemente sangue como uma fonte). Harvey propôs uma teoria em que defendia a existência de uma quantidade finita de sangue que circulava pelo corpo em apenas uma única direcção [6].

As ideias de Harvey inicialmente foram recebidas com muito cepticismo e resistência. Pensar que o sangue não era constantemente produzido no corpo levantou dúvidas sobre os benefícios das sangrias, uma prática médica popular na altura. A sangria era mesmo uma rotina, sendo usada como método universal para curar praticamente todas as doenças que surgiam no ser humano.

O primeiro registo de uma medição da pressão arterial, data de 1711 pelo reverendo Stephen Hales [6]. Hales inseriu um tubo de vidro numa artéria de um cavalo e observou a ascensão e queda de sangue do tubo. Concluindo que esta variação devia-se à variação de pressão nas artérias do cavalo. No entanto, a técnica de Hales não era apropriada para testes em seres humanos, pois era muito invasiva e altamente inapropriada para o uso clínico. É de realçar que de cada vez que Hales fazia um teste, morria um cavalo.

Em 1856, Faivre mediu a pressão arterial humana pela primeira vez, durante uma amputação de um membro. Cateterizou (inserir cateter) a artéria femural ligando-a a um manómetro e conseguindo medir os valores 115 - 120 mm Hg [6]. Foi um grande salto qualitativo, pois até esta altura, a pressão arterial humana nunca tinha sido registada. O objectivo seguinte, foi tentar encontrar uma forma adequada de medir a pressão arterial de uma forma não invasiva.

Em 1855, Karl Vierordt descobriu que aplicando bastante pressão, a circulação de sangue podia ser obliterada [6]. Vierordt introduziu o sphygmograph, baseado neste

princípio de obstrução da circulação sanguínea. Utilizou uma braçadeira a envolver o braço para permitir a constrição da artéria. No entanto, o dispositivo que Vierordt desenvolveu era enorme e pesado (168 cm de altura) e nunca produziu resultados regulares.

Etienne Jules Marey médico francês, desenvolveu a sua ideia em 1860. O seu sphygmograph podia medir com exactidão a pulsação, mas não conseguia medir a pressão arterial com muita precisão [6, 7]. Contudo, o seu projecto foi o primeiro a poder ser usado clinicamente, tendo obtido algum sucesso. Em 1882, Robert Ellis Dudgeon simplificou e refinou o sphygmograph de Marey, tornando-o eminentemente portátil e fácil de usar. Na época, o dispositivo Dudgeon foi tão bem sucedido que tornou-se o equipamento padrão na Marinha dos EUA.

Em 1881, Samuel Siegfried Karl Ritter Von Basch inventou o esfignomanómetro [6, 7]. O seu aparelho era constituído por uma bola de borracha cheia com água ou mercúrio conectada através de um tubo a um manómetro. A bola de borracha era pressionada contra a artéria radial até a pulsação desaparecer, estimava-se através do manómetro e da palpação a pressão em que pulso arterial desaparecia.

O aparelho de Von Basch nunca teve o sucesso que merecia, muitos médicos da época eram cépticos em relação a esta nova tecnologia. Os médicos afirmavam que o dispositivo pretendia substituir as ideias tradicionais de diagnóstico baseadas na palpação [7]. O verdadeiro problema foram as questões que surgiram sobre a utilidade da pressão arterial na medicina. No entanto tais questões não impediram a elaboração e construção de novos equipamentos.

Em 1889, Potain melhorou todos os dispositivos de compressão disponíveis através da substituição da água e do mercúrio por ar, assim conseguia melhorar substancialmente a sua precisão [8]. A partir deste momento, o ar tornou-se o meio de compressão mais fiável, e passou a ser também o mais adoptado.

O ano de 1896 foi um ano decisivo na história da pressão arterial. Scipione Riva-Rocci desenvolveu o seu primeiro esfignomanómetro de mercúrio [9, 10]. Este projecto foi

o precursor do moderno esfignomanómetro de mercúrio. Uma braçadeira foi colocada sobre o braço para permitir a constrição da artéria braquial. Esta braçadeira foi conectada a um manómetro de vidro cheio de mercúrio para medir a pressão exercida sobre o braço.

Em 1905, um jovem cirurgião russo, Nikolai Korotkoff, observou sons produzidos pela constrição da artéria, utilizando um estetoscópio[11]. Korotkoff descobriu que havia sons característicos em certos pontos ao encher e ao esvaziar a braçadeira. Estes sons eram causados pela passagem do sangue pelas artérias e correspondiam à pressão arterial sistólica e diastólica. Assim nasceu a técnica ainda hoje usada para medir a pressão arterial sistólica e diastólica.

A diferença crucial na técnica de Korotkoff foi a utilização do dito estetoscópio para ouvir os sons do sangue a correr pelas artérias, o que se provou ser mais confiável do que as técnicas de palpação utilizadas até à data.

3.2 Métodos para determinar a pressão arterial

São usadas várias técnicas e métodos para medir a pressão arterial, existindo em todos eles pontos fortes e fracos. Os métodos podem ser divididos em duas categorias principais, métodos invasivos e métodos não invasivos.

Os métodos invasivos tal como o nome indica, invadem o corpo do examinando, envolvem sempre um pequeno procedimento cirúrgico em que é colocado um sensor dentro do corpo do examinando. Nos métodos não invasivos não há necessidade de nenhuma cirurgia, são métodos mais simples, convenientes, confortáveis e são preferíveis para o examinando.

Os métodos invasivos são sem dúvida nenhuma os que produzem resultados mais precisos, mas raramente são usados devido aos elevados riscos. Apesar de obterem resultados mais exactos a introdução do cateter pode levar a uma elevada perda de sangue e posteriores infecções. Os métodos não invasivos mais conhecidos são o oscilométrico e auscultatório(explicados posteriormente).

3.2.1 Técnicas directas

As técnicas directas para medir a Pressão arterial tem sempre o mesmo princípio, todas usam um sensor de pressão interno. O sensor é introduzido no corpo da pessoa, numa artéria com bastante fluxo sanguíneo, e fica ligado a uma unidade de processamento situada no exterior através de um cateter ou cânula. A unidade de processamento contém os algoritmos necessários para a captação dos impulsos e para processamento do sinal. Com estas técnicas, a pressão arterial pode ser medida em tempo real, sendo a forma mais exacta de se medir a pressão das artérias pois o sensor está em contacto com o sistema circulatório. Existem muitas vantagens em se medir com estas técnicas:

- A pressão arterial para ser medida só precisa de um batimento cardíaco;
- A medida é feita com grande precisão, podendo ser repetida a cada batimento;
- Pode ser criado um gráfico com as medidas ao longo do tempo;
- O resultado não é adulterado por possíveis movimentos.

Por estas vantagens, estas técnicas são usadas quando é necessário medir com precisão e analisar continuamente os sinais vitais de um paciente ao longo de um período de tempo, como por exemplo quando um paciente está numa sala de operação. Embora todas as técnicas directas tenham muita coisa em comum existem algumas variações em detalhes e várias abordagens. Os transdutores extra vasculares são um tipo de um método directo usados para medir a pressão, nesta abordagem o catéter é enchido com uma solução salina, que por sua vez transmite a pressão para uma câmara de pressão onde está situado o transdutor. Este sistema tem uma pequena desvantagem, a pressão fica condicionada pelo comportamento flexível do catéter, o seu manuseamento pode alterar a pressão que está a ser medida.

Outra técnica directa são os transdutores intra-arteriais, em que o transdutor está na ponta de um catéter e entra directamente na artéria. Neste caso, ao contrário do que acontecia com os transdutores extra vasculares, a pressão medida não vai ser influenciada pelo comportamento do cateter. A figura 3.1 [12] mostra o exemplo de um cateter intra-arterial.



Figura 3.1: Transdutor intra arterial

3.2.2 Técnicas indirectas

As técnicas indirectas também utilizam a onda da pressão transmitida pelas artérias, mas em vez de serem captadas com um transdutor interno são captadas através de braçadeiras de ar que envolvem uma parte do corpo, por norma no braço, onde é captada a pressão da artéria braquial. Embora existam muitos mais locais onde pode ser efectuada uma análise como por exemplo na artéria radial situada no antebraço, nas artérias dos dedos das mãos, etc. No entanto quanto menor for o diâmetro da artéria mais difícil será de medir. As técnicas indirectas também podem ser chamadas de métodos não invasivos pois, como já foi referido anteriormente, estas não necessitam de nenhum procedimento cirúrgico para efectuarem uma medida, o examinado não sofre qualquer corte. Os procedimentos para medição da pressão por técnicas indirectas são os mais utilizados na medicina e encontram-se de uma forma geral muito desenvolvidos e quase totalmente automatizados, principalmente nos aparelhos que usam o método oscilométrico[13]. A figura 3.2 mostra os princípios do método oscilométrico.

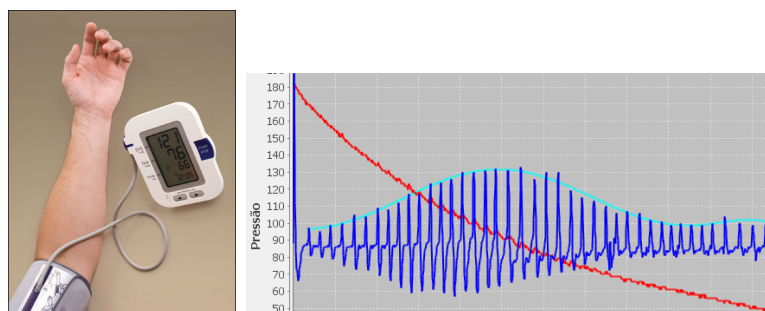


Figura 3.2: Exemplo de dados recolhidos pelo método oscilométrico

Método Oscilométrico

O método oscilométrico é usado na maior parte dos dispositivos de análise da pressão arterial portáteis, e embora existam variações entre os produtos de cada fabricante a forma de calcular é muito parecida entre eles. Para este método também é colocada uma braçadeira insuflável no braço do examinando. Tal como a braçadeira do método auscultatório esta é enchida até não se conseguir detectar pulso, e seguida é esvaziada lentamente. Para se esvaziar e diminuir a pressão existem várias abordagens. Os dois procedimentos mais usados são o esvaziamento contínuo, ou então, o esvaziamento por níveis de pressão. No esvaziamento contínuo a braçadeira vai perdendo pressão continuamente e são recolhidos dados ao longo do tempo até a braçadeira perder pressão. No esvaziamento por níveis é esvaziada a braçadeira até certos níveis de pressão, nível a nível é guardado o valor máximo da oscilação desse nível até se atingir o nível final. A figura 3.3 mostra um exemplo dos dados recolhidos por um aparelho oscilométrico que esvazia a braçadeira por níveis, enquanto a imagem 3.4 mostra as oscilações criadas por um aparelho que esvazia continuamente.

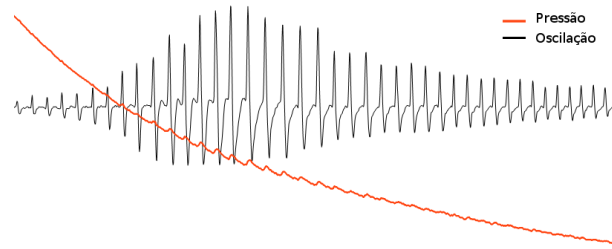
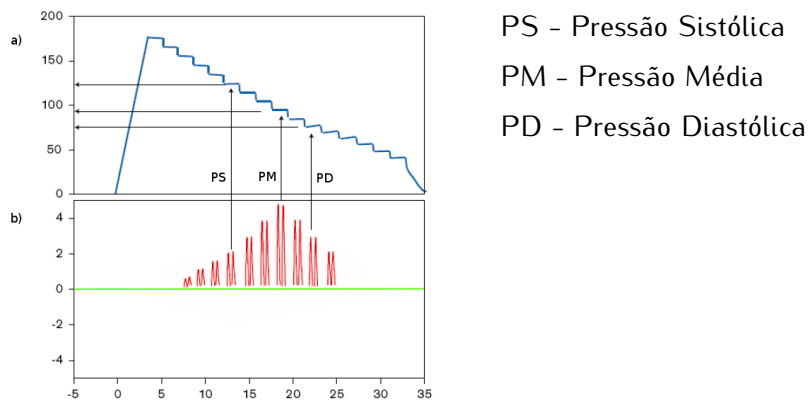


Figura 3.4: Esvaziamento contínuo da braçadeira - Diminuição da pressão e surgimento das oscilações



PS - Pressão Sistólica

PM - Pressão Média

PD - Pressão Diastólica

Figura 3.3: a) Pressão do ar na braçadeira b) oscilações captadas pelo medidor

Método Auscultatório

O método auscultatório é a técnica original, foi usado ao longo de muitos anos pelos médicos e continua a ser o método mais usado para medir a pressão arterial [14]. O método consiste em colocar uma braçadeira insuflável à volta do braço (preferencialmente embora haja outras abordagens) e enche-la de ar até esta obstruir a circulação na artéria braquial. Após a braçadeira estar cheia, vai se aliviando a pressão pouco a pouco até se conseguir ouvir os sons de Korotkoff com a ajuda de um estetoscópio [15]. Os sons de Korotkoff são causados pela pressão exercida pelo sangue na parede das artérias a cada pulsação. O início da audição dos sons indica a pressão sistólica e o desaparecimento por completo dos mesmos, indica a pressão diastólica. A figura 3.5 ilustra a relação entre a pressão exercida e os sons ouvidos.

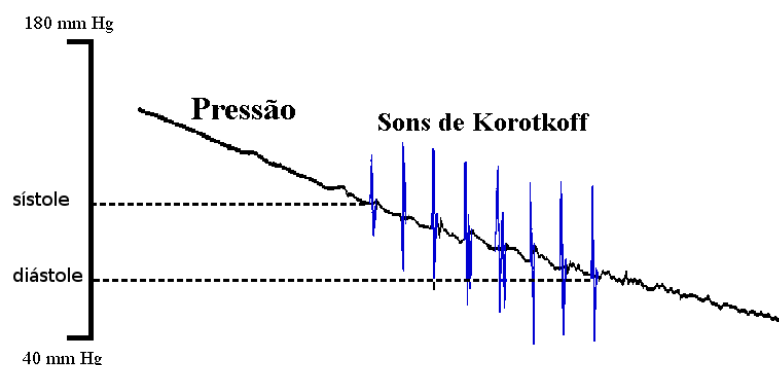


Figura 3.5: Relação da pressão na braçadeira e sons de Korotkoff

Método Auscultatório Automático

No método auscultatório automático são usados algoritmos para analisar o som. Tal como os métodos anteriores, usa uma braçadeira insuflável que é enchida até uma determinada pressão e esvaziada lentamente. Os sons produzidos pelos batimentos cardíacos (sons de Korotkoff) são captados através de um microfone e analisados. Ou seja, é semelhante ao método oscilométrico mas em vez de usar as oscilações analisa os sons. Estes aparelhos não são muito utilizados pois carecem de um método eficaz que os possa validar, para além disso são muito sensíveis ao ruído. E como são dependentes de sons não são os mais adequados para pessoas com hipotensão ¹ onde os sons de Korotkoff mal se ouvem. Actualmente é difícil encontrar aparelhos com este método, pois foram substituídos por equipamentos baseados no método oscilométrico.

Tonometria

A tonometria usa uma abordagem diferente dos métodos anteriores [16], neste método não é necessário obrigatoriamente o uso de uma braçadeira. O método tonométrico requer que haja uma pressão da artéria contra o osso de forma a ficar achatada, mas não cortando a circulação. Para uma maior precisão na localização exacta da artéria, vão ser usados um conjunto transdutores, em vez de apenas um só, colocados paralelamente à pele. Após aplicada a pressão são lidos os valores do conjunto de sensores, algoritmos vão seleccionar os dados dos sensores melhor posicionados e

¹Pressão arterial com valores abaixo do normal

calcular a pressão arterial. A tonometria tem uma vantagem sobre outros métodos indirectos, pode medir a pressão continuamente. A waveform obtida é semelhante à de um catéter com um transdutor (método directo, invasivo), contudo tem algumas limitações: os sensores são sensíveis ao ângulo de posicionamento do medidor em relação à pele, só consegue medir a pressão em zonas mais periféricas do corpo (antebraço) e requer uma calibração frequente. A figura 3.6 apresenta um equipamento portátil que usa a tonometria.

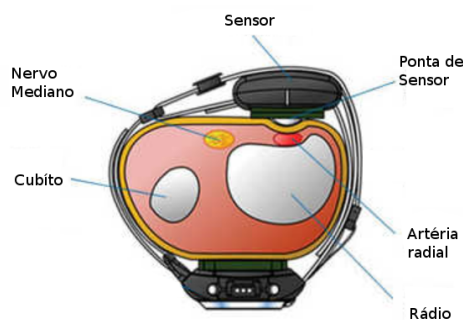


Figura 3.6: Dispositivo para medição da pressão arterial por tonometria

Técnica de Infra-sons e Ultra-sons

Como já foi referido anteriormente o método auscultatório automático apresenta um problema na detecção da pressão sistólica e diastólica de um examinando com hipotensão arterial ou quando utilizado em crianças. Adicionalmente, em ambientes ruidosos, ou quando o paciente se move, é difícil ouvir o início das duas fases dos sons de Korotkoff. A técnica de ouvir os infra-sons e ultra-sons tenta trazer melhorias ao método auscultatório, esta técnica é o sistema de Doppler. A técnica utiliza o movimento das paredes do vaso para detectar o início da pressão sistólica e diastólica. Quando se verifica um desvio no sinal de Doppler no ultra-som, percebe-se que surge um sinal de alta frequência (200 a 500Hz) na desobstrução da artéria e ouve-se um infra-som de baixa frequência na obstrução da artéria(30 a 100Hz) [17].

Análise Ambulatória da pressão arterial

Esta técnica tem por objectivo medir regularmente a pressão arterial a pacientes enquanto estes executam as actividades do seu quotidiano. Contudo por norma, só é usada por períodos de 24 horas consecutivas, podendo em casos especiais ser usada

por 48 horas.

A pressão arterial é medida com uma braçadeira, tal como em algumas outras técnicas referidas anteriormente, está ligada a um dispositivo móvel que anda sempre com a pessoa. Durante as 24 horas o dispositivo, habitualmente designado por Holter, vai efectuar diversas medidas da pressão armazenando os valores recolhidos.

Após as 24 horas contínuas, são retirados para análise os valores do dispositivo móvel. Esta técnica pode ser usada quando os examinandos sofrem de variações anormais de pressão arterial, quando a hipertensão não melhora após um tratamento farmacêutico, ou ainda quando há riscos de hipotensão após ter tomado uma sobredosagem de medicamentos para a hipertensão. A figura 3.7 mostra um aparelho ambulatório.



Figura 3.7: Medição ambulatória da pressão arterial

Finapress

Em 1973, Penaz descreveu uma técnica onde era possível obter uma análise contínua a partir de uma pequena braçadeira no dedo [18, 19]. Este método é conhecido como finapress (FINger Arterial PRESSure) e mais tarde por Portapres, difundiu-se a partir da década de 80, por ter sido o primeiro método não invasivo a permitir obter as pressões sistólica, média e diastólica a cada batimento.

O volume de sangue do dedo varia com cada ciclo cardíaco, por causa da variação da pressão arterial sistólica. A variação do volume de fluxo sanguíneo é detectável

com um pletismógrafo acoplado ao dedo através de uma pequena braçadeira insuflável com ar. A figura 3.8 mostra um sistema Portapres.



Figura 3.8: Sistema Portapres

A braçadeira que envolve o dedo deve encher e esvaziar rapidamente para manter o volume de sangue no dedo constante, a pressão da braçadeira do dedo deve ser igual à pressão intra-arterial. A artéria deve ser comprimida até dois terços do seu tamanho e ser mantida nesse estado. Sempre que o valor lido pelo pletismógrafo variar, a pressão deve ser reajustada para manter o volume de sangue. Os valores da pressão arterial são lidos directamente através da pressão da braçadeira, em cada pulsação o valor máximo atingido é o valor da pressão sistólica e o valor mínimo é o valor da pressão diastólica.

Técnica Pulse Dynamic

Esta técnica consiste em medir a pulsação através da velocidade dos batimentos cardíacos. Para este método são usadas fórmulas de cálculo de dinâmica de fluidos para se determinar a pressão. Foi demonstrado que as alterações da pulsação estão relacionadas com o aumento ou a diminuição da pressão arterial [20]. Através deste método pode-se calcular a pressão arterial com valores da pulsação de um Eletrocardiograma. Este método é adequado para uma análise contínua da pressão arterial e também para detectar variações repentinas na pressão.

3.3 História do Electrocardiograma

O Eletrocardiograma (ECG) é dos métodos mais importantes quando se trata de diagnosticar doenças cardiovasculares, pois é um método não invasivo, barato e amplamente disponível. A sua função é registar os impulsos eléctricos gerados no coração,

proveniente da despolarização e da repolarização do músculo miocárdio. Apesar da simplicidade dos ECG actuais existem muitos anos de desenvolvimento que levaram aos equipamentos e técnicas que temos actualmente. Nesta secção vou apresentar uma história muito breve do passado do ECG.

O primeiro ECG humano foi registado pelo fisiologista Augustus D. Waller, em experiências realizadas com um electrómetro capilar de Lippmann, em 1887 [21]. O electrómetro de Lippmann tinha sido inventado recentemente pelo físico Gabriel Lippmann, era o Electrómetro mais sofisticado da altura.

Da longa história sobre o ECG, existem três nomes relevantes: Willem Einthoven, Thomas Lewis e Frank N. Wilson.

O electrocardiógrafo tal como o conhecemos hoje foi inventado em 1902 pelo fisiologista holandês Willem Einthoven. Ele soube aplicar os fundamentos da electrofisiologia e da tecnologia da sua época para a elaboração do galvanómetro de corda, figura 3.9, instrumento que permitiu efectuar o primeiro ECG fidedigno, sem a necessidade de correcção matemática[22]. Foi também Einthoven quem detectou anteriormente, em 1895, as cinco ondas distintas de um ECG P, Q, R, S e T. Nessa altura, como ainda não tinha criado o galvanómetro, utilizou um electrómetro melhorado para captar o sinal e fórmulas matemáticas para o derivar [23].

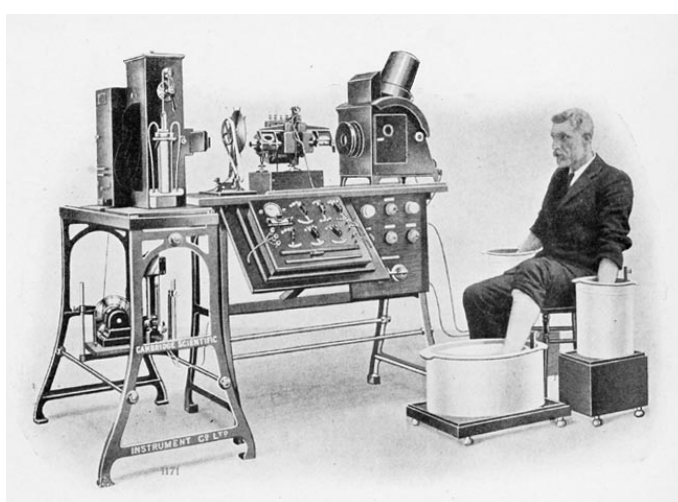


Figura 3.9: Dispositivo de Einthoven para medir o ECG

Em 1909 Thomas Lewis compra o Electrocardiógrafo de Einthoven pelo University College Hospital de Londres, e começa a fazer os seus testes. Em 1911 publica o livro “The mechanism of the heart beat” que vai trazer grandes avanços nas análises do ECG. Lewis no ano a seguir escreveu um artigo onde testava o Electrocardiógrafo com cavalos, tendo conseguido observar e associar cada batimento a cada onda do ECG [24].

Em 1934 Frank Wilson uniu o braço esquerdo ao braço direito através de uma resistência de 5000 Ohm, e verificou que se obtida um eléctrodo nulo, mais tarde chamado de “Wilson Central Terminal”. A corrente dos dois membros combinada, funciona como um fio terra e pode ser ligada ao polo negativo do ECG. Com este método, os outros eléctrodos tornam-se unipolares podendo ser colocados em qualquer sitio do corpo, sem necessitarem de um eléctrodo com um polo oposto[25].

Alguns anos após a descoberta de Wilson, Emanuel Goldberg pegou no seu trabalho e alterou o seu modelo de eléctrodos unipolares de forma a se obter uma diferença de potencial 50 % maior e criou o modelo dos membros aVR, aVL, aVF. Na figura 3.10 pode-se ver a forma de ligar os eléctrodos num ECG. O modelo de Goldberg manteve-se até hoje, continuando a ser usado nos aparelhos modernos de ECG.

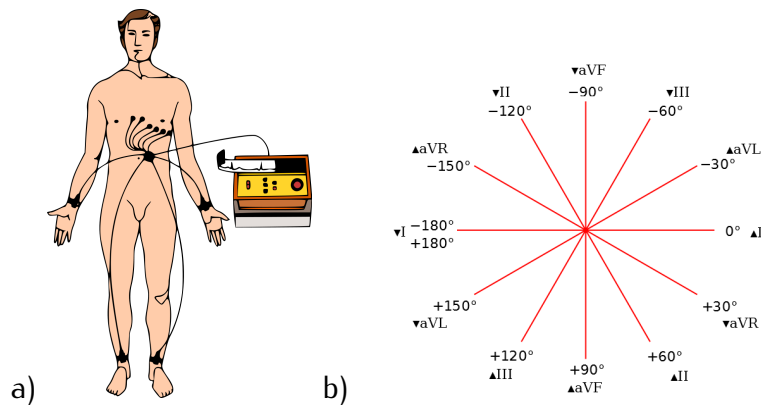


Figura 3.10: a) Colocação dos electrodos de ECG

b) Tabela de derivações de Einthoven melhorada por Goldberg

3.4 Captar os impulsos de um Electrocardiograma

Um Electrocardiograma (ECG) tradicional é efectuado colocando eléctrodos em posições específicas e gravando os seus resultados ao longo de um período de tempo [5]. Estes

eléctrodos não produzem qualquer energia apenas captam a energia produzida pelo coração durante a sua actividade normal. Os exames de ECG são indolores, não tem efeitos secundários e não exigem qualquer pré-preparação. A captação do sinal demora apenas alguns segundos podendo o processo ser mais demorado devido à correcta colocação dos eléctrodos. Nesta secção vai-se falar das 12 derivações e sobre a captação dos impulsos eléctricos. O termo de derivação não se refere aos fios eléctricos ou aos eléctrodos, mas sim a um ponto de vista diferente da actividade eléctrica do coração. Um ECG tradicional recolhe a informação de 6 eléctrodos colocados no tronco e de 4 eléctrodos colocados em cada membro. Através da informação destes eléctrodos consegue-se obter as 12 derivações. A cada derivação foi dado um nome/sigla para facilitar a sua identificação: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 e V6. As derivações podem ser categorizadas e agrupadas de duas diferentes formas :

- separando as derivações do tronco(V1, V2, V3, V4, V5 e V6) também chamadas de precordiais, das derivações dos membros(I, II, III, aVR, aVL e aVF);

ou então

- separando as derivações unipolares (aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 e V6) das derivações bipolares(I, II e III).

As derivações unipolares são geradas através da diferença de potencial entre um único eléctrodo positivo e entre um ponto central usado como referência. O ponto central é gerado através de todos os eléctrodos. Nas derivações bipolares o sinal é gerado a partir da diferença de potencial entre dois eléctrodos, por exemplo a derivação I calcula a diferença de potencial entre o braço esquerdo e o braço direito.

As derivações I, II e III são calculadas através de os eléctrodos de aVR colocado sobre o braço direito, aVL colocado sobre o braço esquerdo do aVF que está colocado sobre a perna esquerda. Os eléctrodos de aVR, aVL e aVF formam um triângulo, também denominado por Triângulo de Einthoven. Este triângulo forma o número mínimo de pontos necessários para a aquisição de um sinal ECG. As fórmulas seguintes permitem calcular a derivações bipolares I, II e III:

$$\left\{ \begin{array}{l} I = aVL - aVR \\ II = aVF - aVR \\ III = aVF - AVL \end{array} \right. \quad (3.1)$$

A informação dos eléctrodos dos 4 membros é usada de forma a criar seis pontos de vista diferentes. Cada derivação observa o coração de um ângulo diferente, a figura 3.11 mostra o ângulo por que cada derivação dos membros observa o coração.

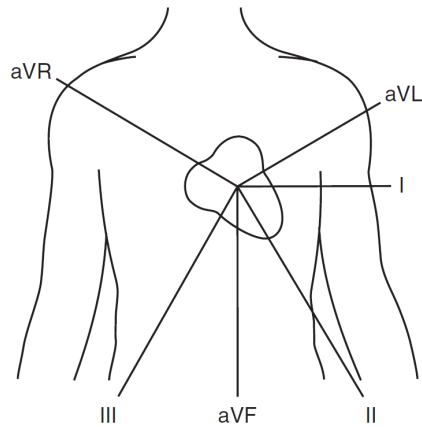


Figura 3.11: Derivações dos membros (plano vertical)

A derivação aVR observa o coração aproximadamente do ângulo do ombro direito do paciente, enquanto a aVR observa do ângulo do ombro direito, a derivação aVF observa do ângulo vindo dos pés do paciente. Enquanto que nas derivações dos membros se obtém uma vista horizontal sobre o coração nas seis derivações precordiais (V1–V6) observam o coração de um plano horizontal que vai desde a parte frontal do tórax até à sua lateral, como pode ser visto na figura 3.12. Cada derivação dá uma vista diferente sobre o coração, e portanto o sinal obtido vai ser diferente em cada uma delas.

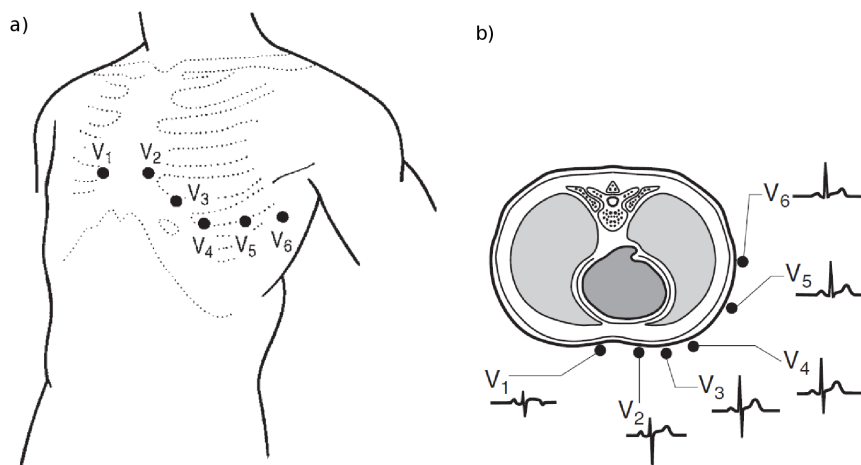


Figura 3.12: Derivações precordiais, a) vista em 3D b) plano horizontal

Quando se sabe a vista e a posição que ocupa cada derivação, sabe-se se o impulso eléctrico emitido pelo coração vem em a uma determinada derivação, se passa por ela ou se afasta dela. Se um impulso eléctrico vier em direcção à derivação vai-se gerar uma inflexão positiva no resultado do ECG, se pelo contrário se afastar a inflexão será negativa, e se passar pela derivação tem-se uma inflexão positiva seguida de uma negativa. A figura 3.13 esquematiza as inflexões possíveis.

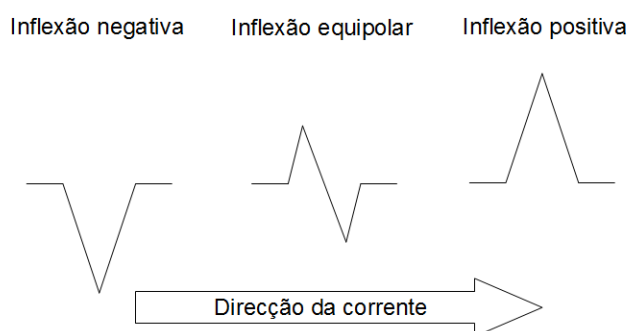


Figura 3.13: inflexões de um impulso eléctrico

No caso especial de o impulso passar pela derivação, a inflexão positiva e negativa que se obtêm não tem necessariamente a mesma amplitude. A amplitude varia segundo a distância que o que o impulso teve de percorrer até passar pela derivação e a distância que o impulso terá que percorrer para se afastar. Caso a primeira distância seja maior que a segunda a onda positiva será maior que a negativa e vice-versa.

3.5 Trabalhos relacionados

Vários trabalhos já foram feitos na área, nesta secção referir apenas alguns que também já foram temas de dissertações ou de relatórios finais de curso.

Em 2003 através de dois projectos finais de curso foi desenvolvido um ECG data logger. A primeira parte do projecto, desenvolvida por Lambourn[26], encarregava-se da construção e programação de equipamentos para transmissão dos dados via wireless. A segunda do trabalho, feita por Khan[27], consistia na construção de um equipamento móvel que capasse e armazenasse continuamente o sinal de um ECG. O objectivo deste

trabalho foi criar um medidor ECG móvel que pudesse acompanhar o paciente o dia todo.

Foi desenvolvido em 2005 um sistema de simulação por Kuar [28] que permite a simulação e a detecção de ondas de um ECG. Este trabalho tinha por objectivo poder treinar futuros médicos em fase de formação.

No Instituto Superior Técnico foi desenvolvido em 2006 um sistema de alarme de acidente cardiovascular que teve por base o Multiplication of backward differences (MOBD) como um dos algoritmos de detecção das ondas do ECG [29].

Salter fez um estudo em 2006 onde desenvolveu um dispositivo que procurava analisar a forma das ondas da pressão arterial. O sistema tinha por base o método tonométrico [30].

Em 2006 Léo Pereira desenvolveu um sistema para medir a pressão arterial semelhante ao que vai ser abordado. O seu sistema de medir a pressão arterial também usou o método oscilométrico.

Mustapha desenvolveu na sua tese de mestrado em 2008 um sistema chamado E-BPMS [31] que também usou o método oscilométrico por base. O seu trabalho focou-se principalmente na criação de hardware, dando menos importância aos algoritmos e ao software.

Capítulo 4

Métodos e Materiais

Na elaboração do trabalho utilizaram-se alguns equipamentos e técnicas, este capítulo descreve certos tópicos importantes no desenvolvimento do sistema. Cada tópico de relevo está dividido numa secção deste capítulo.

A secção 4.1 apresenta a estrutura e os componentes principais do hardware utilizado. Na secção 4.2 mostram-se os passos seguidos para a calibração do transdutor de pressão arterial.

A secção 4.3 introduz o Java Native Interface (JNI) utilizado na interligação da linguagem de programação Java com os drivers do Hardware.

O JfreeChart é uma biblioteca gráfica usada para a visualização dos dados, a secção 4.4 descreve esta biblioteca.

As secções 4.5, 4.6, 4.7 são dedicadas à pressão arterial. A secção 4.5 explica-se os métodos para o cálculo da pressão arterial através da envolvente das oscilações. Na secção 4.6 demonstra-se o processo utilizado para obter a envolvente das oscilações. A secção 4.7 apresenta os valores que permitem fazer uma classificação da pressão arterial.

As secções 4.8 e 4.9 focam-se no tratamento e análise do sinal do Eletrocardiograma (ECG). A secção 4.8 descreve os filtros utilizados na filtragem do ECG. Na secção 4.9 descreve-se como detectar as ondas de um exame ECG.

A secção 4.10 apresenta o processo para calcular a pulsação.

4.1 Hardware

No trabalho realizado, como não foi possível dispor de nenhum dispositivo comercial que permitisse retirar/ler os valores necessários da pressão arterial, foi impossível efectuar cálculos com o algoritmo desenvolvido. Para tornar isso possível tornou-se necessário construir o hardware destinado a esse fim, embora esse não fosse um objectivo inicial deste trabalho.

O hardware construído para medir a pressão arterial consiste em componentes retirados de um aparelho comercial, e de uma placa controladora que permite criar o interface para que o hardware possa ser manipulado através de um computador. A placa escolhida foi a Velleman k8055, esta placa permite enviar e receber valores em tempo real, de e para um computador. Possui oito portas de saída digitais, duas portas de saída analógicas, 5 portas de entrada digitais e duas portas de entrada analógicas, a figura 4.1 mostra uma imagem da placa. As portas digitais desta placa permitem ler/escrever os valores 0 ou 1, enquanto que as portas analógicas permitem ler/escrever valores entre 0 e 5V(volts), os quais são convertidos a oito bits para um intervalo de 0-255. A utilização destas portas é a seguinte:

- Porta digital de output 1(DOut1) para controlar a bomba de ar(ligar/desligar);
- Porta digital de output 2(DOut2) para controlar a válvula de escape rápido(abrir/fechar);
- Porta Analógica de input 1(AIn1) para ler os valores da pressão;
- Porta Analógica de input 2(AIn2) para ler os valores da oscilação.

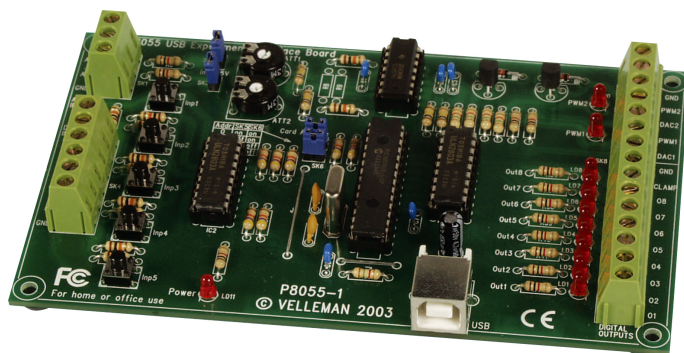


Figura 4.1: Placa de aquisição de dados Velleman K8055

A figura 4.2 mostra um esquema da interligação do hardware. Como já foi referido anteriormente a placa k8055 faz o interface entre o computador e resto do hardware. Permitindo através de uma linguagem de alto nível, controlar os componentes hardware. Na figura 4.2 pode-se observar a tubagem de ar (linhas a azul) que interliga os componentes do dispositivo de pressão arterial com a braçadeira.

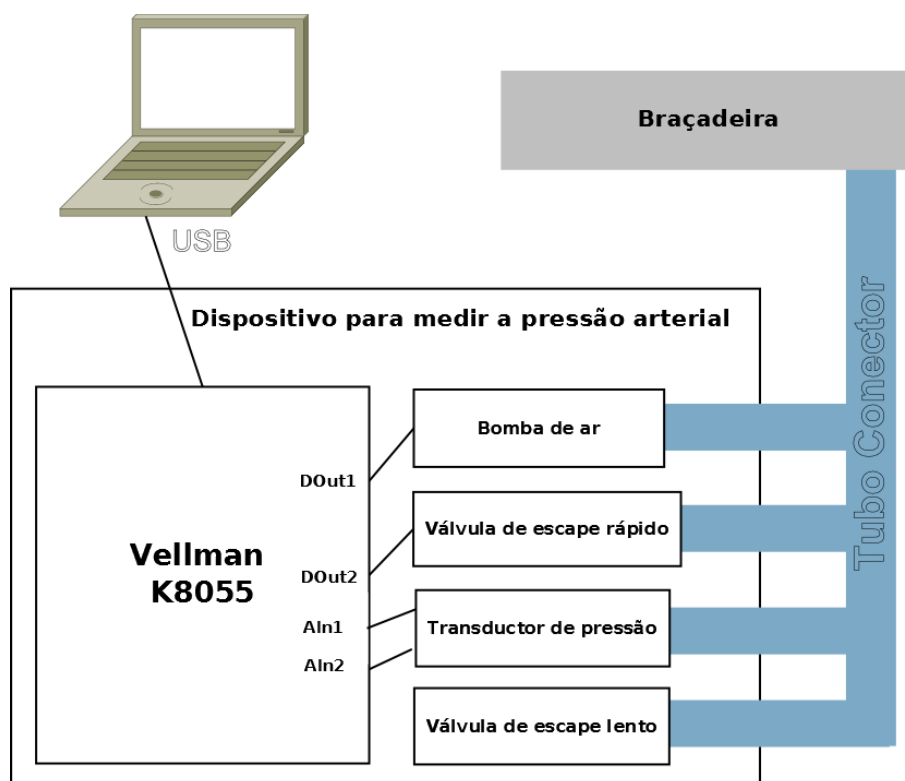


Figura 4.2: Diagrama do hardware para medição da pressão arterial

Os componentes têm a seguinte função: o transdutor de pressão é usado para ler a pressão no sistema de ar, assim sempre que a pressão aumenta ou diminui é este sensor que detecta a variação; a bomba de ar serve para introduzir ar no sistema permitindo que a braçadeira encha; a válvula de escape rápido serve para deixar sair o ar rapidamente, provocando uma redução de pressão para a pressão ambiente quase instantânea e o esvaziamento da braçadeira. Há ainda outro componente passivo na figura 4.2 que não está ligado à placa, é uma pequena válvula que não pode ser controlada. Esta válvula, chamada válvula de escape lento, deixa o ar sair lentamente, permitindo uma redução gradual da pressão do sistema. O princípio principal da oscilometria baseia-se nesta redução gradual de pressão permitindo obter um gráfico tempo vs pressão e oscilação. Estas oscilações da pressão ocorrem para pressões

da braçadeira próximas da pressão exercida pelo músculo miocárdio. Nesta situação o equilíbrio de pressões torna o sistema sensível a variações da pressão originadas pelos batimentos cardíacos, dando origem às oscilações que se verificam. Note-se que estas oscilações podem igualmente observar-se na medição pelo processo auscultatório. Como são de pequena amplitude o circuito de processamento de sinal associado à placa k8055 encarrega-se de as amplificar. Na figura 4.22.a pode observar-se a evolução da pressão, e na figura 4.22.b a ampliação das oscilações.

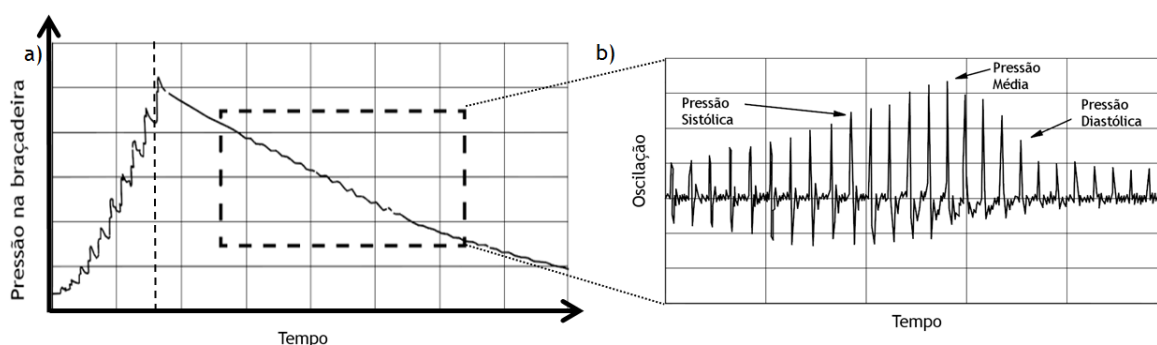


Figura 4.3: a) evolução da pressão na braçadeira b) oscilações na pressão arterial

(adaptada de Chua [32])

4.2 Calibração do transdutor de pressão

O sensor de pressão recolhe valores analógicos entre 0 e 5 V digitalizados em 8 bits ou seja 256 valores diferentes no entanto o que nos interessa saber é o valor correspondente na escala real em mmHg (milímetros de mercúrio). Para efectuar a conversão correspondente utilizou-se um esfignomanómetro de coluna de mercúrio. Conectou-se a tubagem do nosso medidor de pressão ao esfignomanómetro, interligando os dois sistemas num só e permitindo ler valores da pressão em *mmHg*. A figura 4.4 esquematiza como foi interligado o sistema.

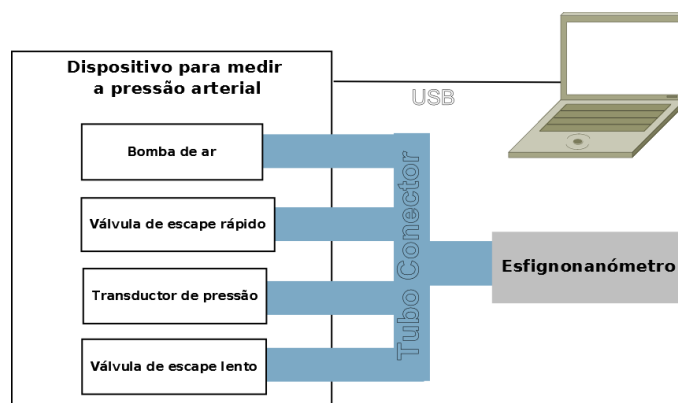


Figura 4.4: Ligação do medidor pressão arterial ao esfigmomanómetro

Para efectuar a calibração encheu-se gradualmente o sistema com ar, tomando-se nota dos valores marcados na coluna de mercúrio e os correspondentes valores lidos pelo sensor de pressão. Com base nos valores anotados determinou-se em seguida uma função de aproximação (fa) através do método dos mínimos quadrados (explicado na secção 4.6.1).

A função é formada por um polinómio de grau 1 (equivalente a um recta) pois era o que mais se adaptava à situação, é do tipo $\alpha + \beta x = y$ onde x é o valor lido pelo sensor, o α e β os coeficientes obtidos pelo mínimos quadrados e o y é o resultado o valor da pressão em mmHg. A tabela 4.1 contém os valores lidos no processo de calibração (valor sensor e pressão em mmHg) e também os valores da pressão gerados por fa a partir dos valores do sensor.

| sensor(s) | pressão (Hgmm) | pressão gerada por fa (mmHg) |
|-----------|----------------|--------------------------------|
| 6 | 40 | 40,6 |
| 12 | 50 | 49,93 |
| 18 | 60 | 59,26 |
| 25 | 70 | 70,15 |
| 31 | 80 | 79,49 |
| 38 | 90 | 90,38 |
| 44 | 100 | 99,71 |
| 51 | 110 | 110,6 |
| 57 | 120 | 119,93 |
| 64 | 130 | 130,82 |
| 70 | 140 | 140,15 |
| 76 | 150 | 149,49 |
| 82 | 160 | 158,82 |
| 89 | 170 | 169,71 |
| 96 | 180 | 180,6 |
| 102 | 190 | 189,93 |
| 109 | 200 | 200,82 |
| 115 | 210 | 210,15 |
| 121 | 220 | 219,48 |

Tabela 4.1: Valores obtidos do sistema de calibragem e as suas derivadas

A figura 4.5 contém o gráfico com os valores da tabela 4.1, a representação gráfica de fa encontra-se menos visível que a da pressão medida pois a diferença entre os valores de ambas é mínima, logo uma sobrepõe a outra. Obteve-se uma variação média entre os valores de pressão obtidos e os valores gerados por fa de $0,45 \pm 0,31 mmHg$, como a diferença é mínima não há inconvenientes em usar esta função para se converter os dados medidos pelo sensor em pressão.

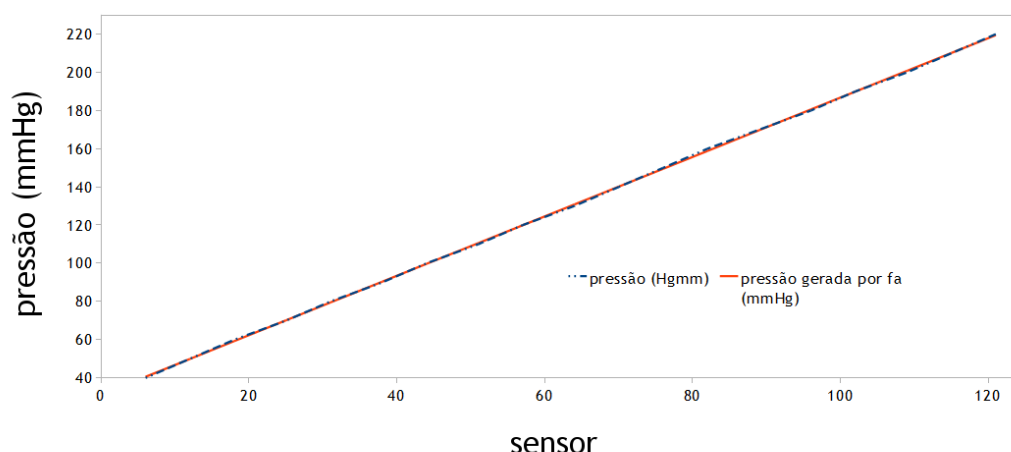


Figura 4.5: Relação da pressão com os valores do sensor

No funcionamento da aplicação de medir a pressão arterial são convertidos apenas os valores finais da pressão (sistólica, diastólica e média), todo o processamento intermédio é feito com os valores do sensor.

4.3 Java Native Interface

Pelo facto de se ter optado por programar em Java, e não existirem drivers oficiais da Velleman para a placa k8055, foi necessário criar interfaces através de drivers C++. Embora se pudesse ter optado por mudar de linguagem de programação, isso não foi feito por várias razões:

- Já havia código implementado em Java, alterar de linguagem iria traduzir-se em perder tempo a reimplementar tudo novamente;
- Um dos objectivos dos algoritmos a desenvolver é a integração em outra tese de mestrado, alterar a linguagem de programação impossibilitava essa integração;
- Java tem mais portabilidade que qualquer outra linguagem de programação, permite a execução de aplicações em vários sistemas operativos.

O Java Native Interface (JNI) é uma interface de programação standard que permite ao Java escrever métodos nativos que poderão ser usados nas aplicações Java [33]. O principal objectivo desta interface é criar uma compatibilidade binária entre todos os

métodos e bibliotecas que usam o JNI. Assim uma aplicação feita em Windows também funciona em Linux, apenas tem que alterar-se ou recompilar o código binário nativo, os métodos Java não mudam.

4.3.1 Criar uma interface com o JNI

Para se conseguir criar uma interface correctamente, usando o JNI, torna-se necessário seguir um certo conjunto de passos. Vai-se agora demonstrar como se pode criar uma interface para C++ usando o JNI. O exemplo vai apenas criar um método que lê e passa um valor de um inteiro.

Em primeiro lugar tem que se criar uma classe em java que implemente pelo menos um método nativo. O código a seguir mostra uma classe com um método nativo *getInt()*. Como se pode ver este método não tem corpo pois quando este método for chamado, vai chamar por sua vez um código binário, ou seja, o método nativo implementado em c++.

```
class MinhaClasse {
//Declaração do metodo Nativo
    native int getInt();

//Fazer o Load da Biblioteca nativa
    static {
        System.loadLibrary("nativo");
    }

    public static void main(String args[]) {
        int valor;

        //chamar o método Nativo
        valor = MinhaClass.loadFile(exemplo.txt);

        System.out.println("O inteiro lido foi : " + valor)
    }
}
```

```
}  
}
```

O código `System.loadLibrary(nativo)` serve para carregar a biblioteca que vai ser posteriormente gerada em c++.

O próximo passo é compilar o nosso código java:

```
javac MinhaClasse.java
```

A seguir temos que criar a Header File (*.h) que contenha as declarações dos métodos nativos e permita implementá-los. Para criar uma Header File podemos executar o seguinte comando:

```
javah jni MinhaClasse
```

Este comando cria um ficheiro *.h que contém todos os cabeçalhos e bibliotecas necessárias segundo o standard do JNI. Desta forma não vão existir problemas de compatibilidade entre o código Java e os métodos nativos.

O código a seguir mostra um cabeçalho gerado pelo javah para o método `getInt()`.

```
//cabeçalho gerado pelo JNI  
JNIEXPORT jint JNICALL Java_MinhaClass_GetInt  
(JNIEnv *env, jclass c){  
  
    //precher com código nativo exemplo  
    jint j = 0;  
    j = readHardwareValue();  
  
    return j;  
};
```

O código em cima já tem uma possível implementação do método. A variável "jint" corresponde ao equivalente de um valor "int" em Java e está definida nas bibliotecas C do JNI. Existem muitas outras variáveis `jfloat`, `jdouble`, `jboolean`. Também se podem passar objectos de Java para C++, mas para isso tem que definir-se os objectos correspondentes em C++.

Após os cabeçalhos gerados terem sido implementados é necessário compilar. Para

compilar a interface de um programa C++ podem ser usados os seguintes comandos:

Gnu C/Linux :

```
gcc  o nativo.so  shared  Wl, soname, libnative.so
    l/export/home/jdk1.2/include
    l/export/home/jdk1.2/include/linux  nativelylib.c
    static  lc
```

Gnu C++/Linux with Xbase

```
g++  o nativo.so  shared  Wl, soname, libdbmap.so
    l/export/home/jdk1.2/include
    l/export/home/jdk1.2/include/linux
    dbmaplib.cc  static  lc  lxbase
```

Win32/WinNT/Win2000

```
cl  lc :/jdk1.2/include
    lc :/jdk1.2/include/win32
    LD nativo.c  Felibnative.dll
```

Após termos a biblioteca compilada já podemos executar o programa java, se tudo foi criado com sucesso o programa ira executar na máquina virtual e aceder a funções nativas através dos métodos do JNI.

4.4 JFreeChart biblioteca gráfica

O JFreeChart é uma biblioteca gráfica livre desenvolvida para Java [34], permite aos programadores criarem representações gráficas dos seus dados. A biblioteca oferece mais qualidade do que as restantes bibliotecas gráficas grátis existentes para Java. O projecto JFreeChart foi criado há onze anos, fundado em Fevereiro de 2000 por David Gilbert [34], desde então tem vindo a ser usado em diversas aplicações. Esta biblioteca foi usada tanto no medidor de pressão arterial como no Eletrocardiograma (ECG). As

vantagens de usar esta biblioteca gráfica são:

- Uma API consistente e bem documentada, dá suporte a uma ampla variedade de gráficos;
- Permite criar gráficos dinâmicos e adaptáveis ao longo do tempo(essencial para o ECG);
- Tem um design flexível, pode ser usado em aplicações desktop ou em aplicações web, tanto do lado do servidor como do lado do cliente;
- Permite criar e guardar imagens dos gráficos, em diferentes formatos (png, jpeg,svg, eps, png e pdf);
- O JFreeChart é "open source"é distribuído sob os termos da GNU Lesser General Public Licence (LGPL), o seu uso em aplicações proprietárias é permitido.

A única desvantagem do JFreeChart é o seu manual ser pago, apesar de toda a biblioteca ser gratuita. Mas tal também não pode ser considerada uma desvantagem pois existem muitos exemplos de como desenhar gráficos com esta ferramenta em vários sites web[35].

4.5 Obtenção da envolvente das oscilações

O cálculo da pressão arterial através do método oscilométrico, é feito usando a envolvente das oscilações. A envolvente é obtida pela aproximação, através de uma função polinomial, aos valores máximos das oscilações (explicado na secção 4.6.1). Com a envolvente das oscilações consegue-se calcular as posições onde ocorrem as pressões sistólica¹, diastólica² e média. Através da posição posteriormente consegue-se obter o valor da pressão usando o valor obtido no sensor nesse instante.

Para o cálculo da posição da pressão sistólica e diastólica existem diferentes abordagens, neste trabalho vai-se usar apenas as duas técnicas mais conhecidas. A figura 4.6 mostra um esquema com as relações entre as duas técnicas diferentes.

¹Popularmente conhecida também como "máxima"

²Popularmente conhecida também como "mínima"

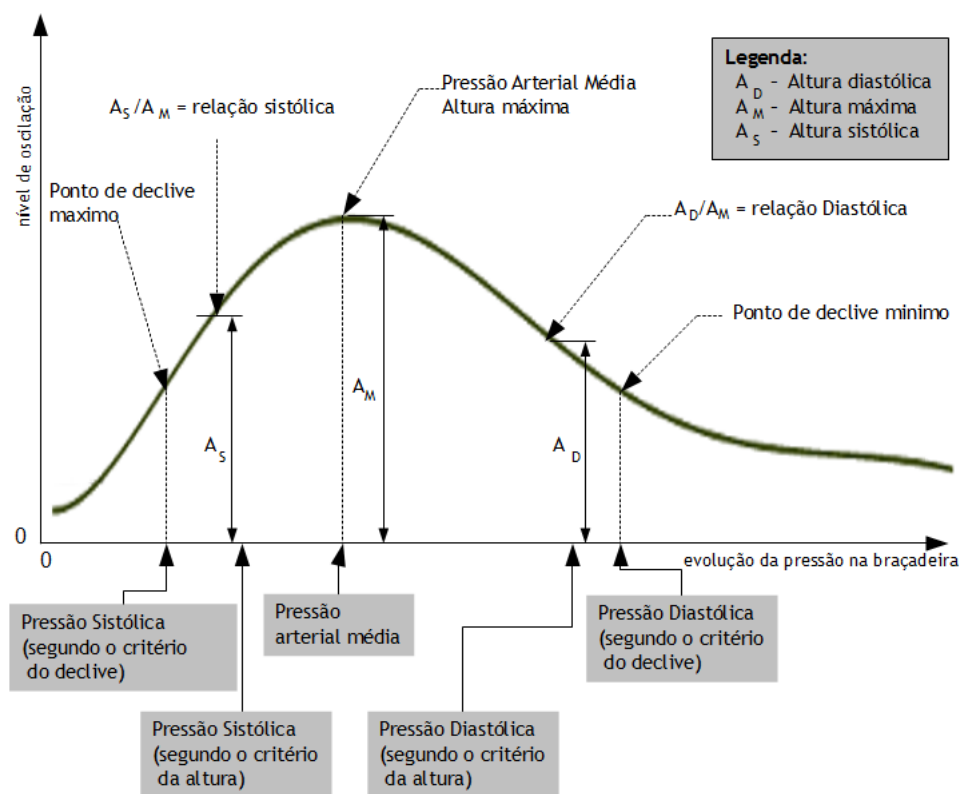


Figura 4.6: Obtenção da pressão arterial

adaptada de "Biomedical Instrumentation: technology and applications"[36]

A primeira técnica consiste em analisar o declive da envolvente das oscilações. A pressão média é dada pela posição da altura máxima atingida (A_M) pela envolvente das oscilações. A pressão sistólica é dada pelo declive máximo obtido na envolvente entre a posição inicial e a posição onde ocorre a pressão média. A pressão diastólica é dada pelo declive mínimo do envelope entre a posição da pressão média e a posição final. O declive do envelope das oscilações entre um ponto x_1 e x_2 é calculado através da sua derivada pela seguinte expressão.

$$f'(x_1 - x_2) = \frac{f(x_1) - f(x_2)}{x_1 - x_2} \quad (4.1)$$

ou então por:

$$f'(x_0) = \frac{f(x_0 + h) - f(x_0)}{h} \quad (4.2)$$

A segunda técnica diz que existem relações entre a altura da pressão média (A_M) e as alturas da pressão sistólica (A_S) e diastólica (A_D). As relações estabelecem-se através das seguintes expressões:

sistólica:

$$R_S = A_S/A_M \quad (4.3)$$

diastólica:

$$R_D = A_D/A_M \quad (4.4)$$

As relações (R_S e R_D) são valores predefinidos, existindo autores que defendem a utilização de valores diferentes. Alguns defendem que as relações $R_S = 0,4$ e $R_D = 0,6$, para a pressão sistólica e diastólica respectivamente, deviam ser um standard para todos os equipamentos[37, 38]. Contudo outros autores rejeitam estes valores por completo. Geddes [39] fez um estudo em que se observou que os valores que mais se aproximavam com os obtidos pelo método auscultatório eram os que usavam a relações $R_S = 0,5$ e $R_D = 0,8$ [40]. Drzewiecki defende a relações $R_S = 0,593$ e $R_D = 0,717$, chegou a estes valores usando uma modelo teórico, fazendo questão que a variação da amplitude da pressão da braçadeira fosse constante[41]. Ursino e Cristalli [41] observaram através dos seus testes em pacientes que os valores que mais se aproximam são $R_S = 0,52$ e $R_D = 0,70$.

A pressão sistólica e diastólica são obtidas resolvendo as equações anteriores em ordem a A_S e a A_D , ficando:

sistólica:

$$A_S = R_S \cdot A_M \quad (4.5)$$

diastólica:

$$A_D = R_D \cdot A_M \quad (4.6)$$

Através destes valores calculam-se as respectivas pressões, para isso usa-se a posição onde foram encontrados estes valores envolvente, e obtém-se o valor da pressão equivalente.

4.6 Recolha da envolvente das oscilações

O método oscilométrico recorre à análise das oscilações, mais precisamente aos pontos máximos obtidos em cada oscilação. Por norma cada oscilação representa um batimento cardíaco, podendo por vezes, obter-se ruído devido a movimentos do paciente. Só se obtém um resultado preciso da pressão arterial se forem bem capturados os pontos máximos atingidos em cada batimento cardíaco (máximo da oscilação). A figura 4.7 mostra o que se pretende detectar, a amarelo o ponto que se pretende detectar e a vermelho a área envolvente do ponto. Detectar estes pontos à primeira vista pode parecer simples, mas existem vários obstáculos com que nos podemos deparar. Um deles é a amplitude máxima das oscilações atingida, que varia de pessoa para pessoa. Existem diversos factores que fazem com que a amplitude seja diferente, como por exemplo, um desportista com o coração e os braços musculados vão levar a que o sinal captado tenha oscilações com mais amplitude do que os de uma pessoa que não pratique desporto. Outro factor é a espessura e a elasticidade das artérias, por exemplo uma pessoa jovem tem artérias com paredes elásticas, enquanto que, uma pessoa com mais idade tem as artérias menos elásticas. Também o diâmetro da artéria em que estamos a medir, pode influenciar, existindo estudos que explicam a influência da espessura das artérias na captura da envolvente das oscilações [42].

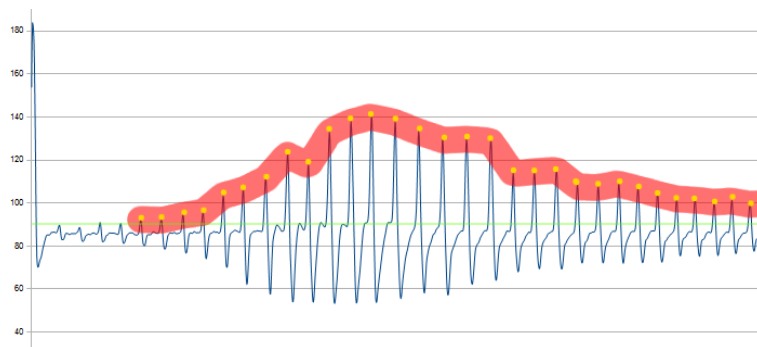


Figura 4.7: Envolvente dos dados obtidos em uma análise

Para a detecção da envolvente das oscilações da pressão arterial usou-se o seguinte método. Determina-se um valor x , abaixo de x todos os valores são ignorados (threshold), este valor é sempre superior à pressão que o sensor captura com a braçadeira vazia. O valor que se obtém com a braçadeira vazia vamos chamar de p , é o valor que o sensor obtém à pressão atmosférica. Para determinar o valor de x usou-se uma relação de mais 10% do que o valor obtido pelo sensor (este valor não pode ser

padronizado, apenas se adapta a este equipamento, alterações de sensor poderão levar à alteração deste valor). Numa fase inicial:

$$x = p \times 1.1 \quad (4.7)$$

Para se obter os máximos das oscilações vão-se lendo os valores um a um, descartam-se todos aqueles abaixo de x até se obter um valor acima. Por norma aparece sempre mais que um valor seguido superior a x , guarda-se então os valores até se obter novamente um valor abaixo de x . Do conjunto guardado vai determinar-se o maior valor, este será o pico da oscilação. Outra solução para se detectar o pico da oscilação é calcular a derivada entre pontos, quando a derivada for nula (equivalente a um declive igual a zero) obtém-se um máximo ou mínimo, caso os valores à esquerda e a direita deste ponto sejam menores teremos um máximo. As equações a seguir mostram a fórmula da derivada :

$$f'(x) = \frac{df(x)}{dx} \quad (4.8)$$

$$f'(x) = \frac{f_2 - f_1}{x_2 - x_1} \quad (4.9)$$

Optou-se por não se usar estas derivadas, pois não se tinha uma função, mas sim um conjunto de valores discretos, logo, era difícil usar este método com precisão. Como foi dito anteriormente, percorre-se todos os valores de um conjunto (de valores) e obtém-se o maior. Compara-se o máximo com o seu vizinho esquerdo e o seu vizinho direito, se este for maior então estamos na presença de um máximo. No entanto caso haja uma diferença de amplitude muito grande entre o máximo e os pontos vizinhos, o máximo pode ser invalidado. Se isto acontecer é novamente feito um varrimento à lista de valores à procurar um novo máximo. Isto é feito para se ter a certeza de que se trata realmente de um máximo da oscilação, e não de ruído provocado por movimentos do paciente.

Por vezes em algumas situações há pacientes com batimentos irregulares ou com variações de pressão peculiares o que pode dificultar a detecção dos máximos. Erros na detecção acontecem principalmente quando o valor x está muito próximo de p , a figura 4.8 mostra uma situação real onde acontecem erros.

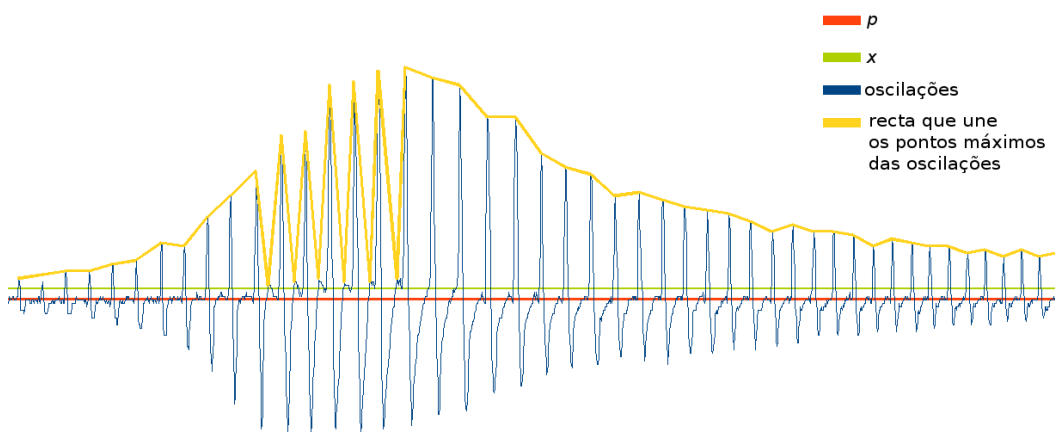


Figura 4.8: Erros na detecção dos máximos das oscilações

Na figura 4.8 observa-se que foram detectados pontos que não fazem parte dos máximos das oscilações, isto devido a haver uma pequena oscilação de menor amplitude. A detecção destes pontos acontece porque o valor de x está demasiado baixo, por consequente o algoritmo capta oscilações de pequena amplitude. Estas oscilações não são importantes, nem deveriam ser detectadas.

Teve-se que se optar por uma de duas situações ou por um aumento do valor de x em relação a p ou por manter-se o valor de x . Aumentando o valor de x vão ser detectados menos pontos para o cálculo da envolvente, ou seja vão-se perder pontos potencialmente úteis. Mantendo o valor de x ou diminuindo vão ser detectados pontos que não fazem parte da envolvente das oscilações. Como a pressão arterial pelo método oscilométrico não é medida em tempo real optou-se por diminuir o valor de x de forma a detectar o maior número de máximos locais, pertencentes e não pertencentes aos máximos das oscilações. Os valores dos máximos são guardados numa lista e em seguida vão passar por um filtro onde vão ser escolhidos os pontos que realmente são válidos.

O filtro consiste em impor uma variação máxima entre os máximos (δ), por exemplo tendo máximos locais vizinhos m_1 e m_2 , m_2 não pode variar mais que δ em relação a m_1 , sendo δ um valor definido pelo programador que representa a diferença máxima que pode ser atingida por 2 máximos vizinhos. Caso a diferença entre m_1 e m_2 seja maior que δ o máximo m_2 é invalidado e removido. A figura 4.9 esquematiza a comparação

entre dois máximos vizinhos.

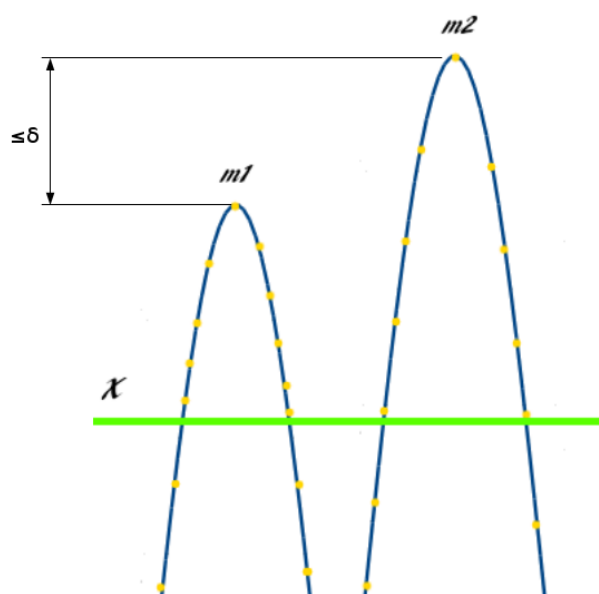


Figura 4.9: Diferença entre máximos vizinhos das oscilações

Depois de definido este critério só tem de se determinar um máximo que se tenha a certeza que seja válido, pois começando por um máximo inválido vai-se remover grande parte dos máximos válidos. Optou-se por começar a validar os máximos pelo maior dos máximos, o ponto mais próximo da pressão média. Para se ter a certeza que o máximo é realmente obtido através de uma pulsação e não por causa de ruído provocado por movimentos, verifica-se se os seus vizinhos mais próximos têm uma diferença menor que δ .

$$\delta \geq | \text{MaximoGlobal} - \text{VisinhoEsquedo} | \quad (4.10)$$

e

$$\delta \geq | \text{MaximoGlobal} - \text{VisinhoDireiro} | \quad (4.11)$$

Caso o máximo inicial seja inválido, este é removido e calcula-se novamente o máximo dos máximos, sendo reverificada a validade do novo máximo, este processo é repetido até se encontrar um máximo válido.

Se não se encontrar um máximo válidos após se ter removido da lista de máximos um numero de valores considerável (1/4 do tamanho inicial da lista) o calculo da pressão arterial termina, e tem de ser feita uma nova leitura.

Quando já se tem o máximo dos máximos validado, começa-se por validar os valores todos à sua esquerda e em seguida à sua direita. Sabendo que m_2 não pode variar de m_1 mais do que δ , m_3 não pode variar de m_2 mais do que δ , verifica-se esta condição para todos os pontos até se chegar ao último valor. A figura 4.10 mostra a ordem por que são analisados os máximos.

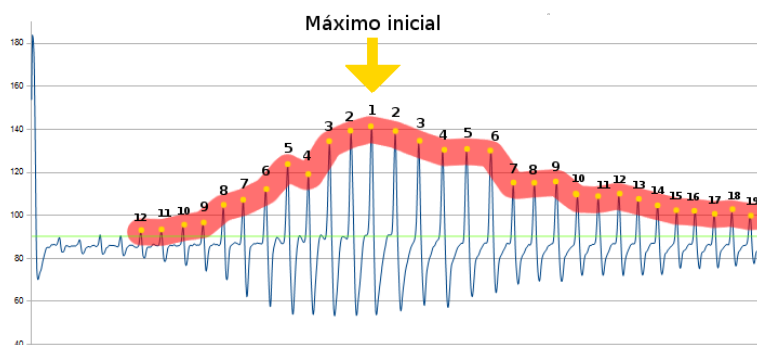


Figura 4.10: Ordem da filtragem na detecção dos máximos das oscilações

Quando se calcula a envolvente das oscilações da pressão arterial obtém-se um conjunto de pontos discretos, o método dos mínimos quadráticos serve para que a partir desse conjunto de pontos se obtenha uma função polinomial contínua. Isto tem como objectivo suavizar a envolvente, atenuar o possível ruído e ajudar a determinar o ponto exacto da pressão média. O método procura encontrar o melhor ajustamento para um conjunto de dados, tentando minimizar a soma dos quadrados das diferenças entre a função ajustada e os máximos das oscilações.

O ruído é removido porque todos os pontos vão influenciar a trajectória da função dos mínimos quadráticos, assim um ponto que se desvie muito do padrão é corrigido pelos outros pontos. O facto de criar uma função contínua em vez de usar um conjunto discreto de pontos, permite obter uma maior precisão tanto na localização da pressão média como posteriormente no cálculo da pressão sistólica e diastólica. Isto porque sem este método, qualquer ruído num ponto perto de uma das pressões que iria alterar drasticamente o valor obtido.

Um exame perfeito em que quase não fosse necessário usar uma função de aproximação deveria ter máximos crescentes até à pressão média, atingindo o pico máximo na pressão média e valores decrescentes a partir daí até ao fim da recolha de dados. A figura 4.11 mostra o resultado de uma análise real à pressão arterial, o exame aparece com alguns pontos fora do comum. O que realça mais na figura 4.11 é a oscilação máxima obtida no

ponto A, aparece num contexto em que o resto das oscilações já estão a decrescer, logo este valor deverá estar errado. Com a função dos mínimos quadráticos consegue-se obter uma posição mais exacta onde as oscilações atingem um valor maior. O ponto B na figura 4.11 mostra onde foi obtido o valor da oscilação máxima. Este exame sem a função dos mínimos quadráticos iria dar um resultado completamente errado. Ainda foi possível verificar que existiam alguns pontos que apresentavam desvios e que também são atenuados pela função dos mínimos quadráticos (pontos C, D, e E).

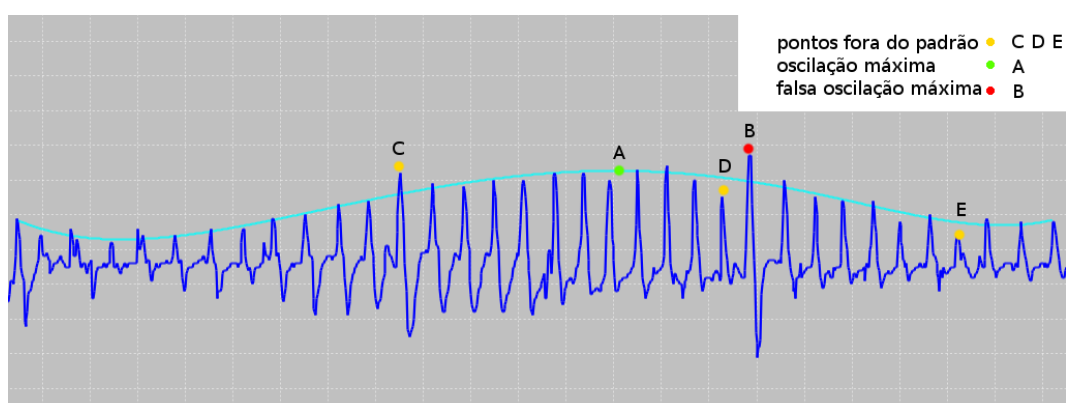


Figura 4.11: Aplicação do método dos mínimos quadráticos a um conjunto de pontos máximos das oscilações

4.6.1 Calcular os mínimos quadráticos

O cálculo dos mínimos quadráticos consiste na aproximação da equação da função de aproximação aos pontos fornecidos. A figura 4.12 mostra um esquema com a equação e a distância dos pontos sobre a qual foi calculada.

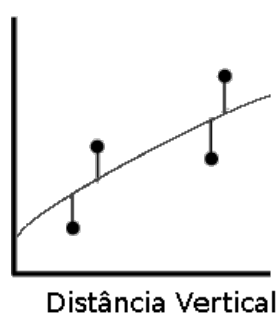


Figura 4.12: Distância entre os pontos e a função dos mínimos quadráticos

Existem várias funções que podem ser usadas para aproximação, funções polinomiais,

funções logarítmicas, funções exponenciais e muitas outras. Existe também a possibilidade de combinar vários tipos de funções, para se obter uma equação que se ajuste melhor aos dados que se irão obter. Contudo optou-se por usar uma função polinomial por ser das funções mais adaptáveis. Enquanto que por exemplo uma função logarítmica tem de ser crescente ou decrescente em todo o seu domínio, uma função polinomial pode ter monotonias diferentes. Uma outra vantagem das funções polinomiais é a possibilidade de se poder aumentar o grau do polinómio, aumentando a precisão, ou diminuir o seu grau diminuindo a precisão do mesmo. Uma função polinomial tem a seguinte estrutura:

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + \dots + a_kx^k \quad (4.12)$$

os coeficientes a_0 a a_n são os valores que se pretendem obter. A soma das distancias ao quadrado é dada pela seguinte equação:

$$R^2 = \sum_{i=1}^n [y_i - (a_0 + a_1x + \dots + a_kx^k)]^2 \quad (4.13)$$

Quanto mais o valor se aproximar de zero, melhor é o ajuste da função. Sendo que se R for 0, sabe-se que a equação passa em todos os pontos. Um valor de R muito elevado significa que a equação polinomial não se adapta bem ao conjunto de pontos. Ao se criar derivadas parciais da equação anterior e igualando-se a zero, obtém-se o seguinte conjunto:

$$\frac{\partial(R^2)}{\partial a_0} = -2 \sum_{i=0}^n [y - (a_0 + a_1x + \dots + a_kx^k)] = 0 \quad (4.14)$$

$$\frac{\partial(R^2)}{\partial a_1} = -2 \sum_{i=0}^n [y - (a_0 + a_1x + \dots + a_kx^k)]x = 0 \quad (4.15)$$

...

$$\frac{\partial(R^2)}{\partial a_k} = -2 \sum_{i=0}^n [y - (a_0 + a_1x + \dots + a_kx^k)]x^k = 0 \quad (4.16)$$

Isto leva às seguintes equações:

$$a_0 n + a_1 \sum_{i=0}^n x_i + \dots + a_k \sum_{i=0}^n x_i^k = \sum_{i=0}^n y_i \quad (4.17)$$

$$a_0 \sum_{i=0}^n x_i + a_1 \sum_{i=0}^n x_i^2 + \dots + a_k \sum_{i=0}^n x_i^{k+1} = \sum_{i=0}^n x_i y_i$$

$$a_0 \sum_{i=0}^n x_i^k + a_1 \sum_{i=0}^n x_i^{k+1} + \dots + a_k \sum_{i=0}^n x_i^{2k} = \sum_{i=0}^n x_i^k y_i \quad (4.18)$$

Convertendo as equações anteriores para uma forma matricial obtém-se o seguinte:

$$\begin{pmatrix} n & \sum_{i=0}^n x_i & \dots & \sum_{i=0}^n x_i^k \\ \sum_{i=0}^n x_i & \sum_{i=0}^n x_i^2 & \dots & \sum_{i=0}^n x_i^{k+1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \sum_{i=0}^n x_i^k & \sum_{i=0}^n x_i^{k+1} & \dots & \sum_{i=0}^n x_i^{2k} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_k \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{i=0}^n y_i \\ \sum_{i=0}^n x_i y_i \\ \vdots \\ \sum_{i=0}^n x_i^k y_i \end{pmatrix} \quad (4.19)$$

As equações anteriores podem ser simplificadas para uma matriz de Vandermonde, para ver a dedução pode ser consultada a referência mathworld [43]. A matriz de Vandermonde aplicada a esta situação fica:

$$\begin{pmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 & \dots & x_1^k \\ 1 & x_2 & x_2^2 & \dots & x_2^k \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 & \dots & x_n^k \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_k \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_n \end{pmatrix} \quad (4.20)$$

Com esta matriz X obtém-se o equivalente a:

$$y = Xa \quad (4.21)$$

Resolvendo a equação em relação ao a , que é o que pretendemos determinar fica:

$$X^T y = X^T X a \quad (4.22)$$

$$a = (X^T X)^{-1} X^T y \quad (4.23)$$

Desta forma através de um conjunto de pontos consegue-se obter os coeficientes a_0 a a_n necessários para a construção do polinómio de aproximação. Para a implementação dos mínimos quadráticos em Java foi usada uma biblioteca "JAMA : A Java Matrix Package" [44] que simplifica as operações com Matrizes. A funcionalidade mais importante que levou ao uso desta biblioteca, é o facto de permitir resolver eficazmente matrizes em Java.

4.6.2 Escolha do grau do polinómio

A aproximação de uma função polinomial a uma série de pontos depende do grau do polinómio, para uma equação passar em n pontos, o grau do polinómio terá de ser $n - 1$. Se tal não acontecer a função apenas se irá aproximar dos pontos. Como já foi referido anteriormente o interesse não é passar em todos os pontos mas sim fazer uma aproximação global. A figura 4.13 mostra uma série de pontos e várias aproximações com polinómios de graus diferentes.

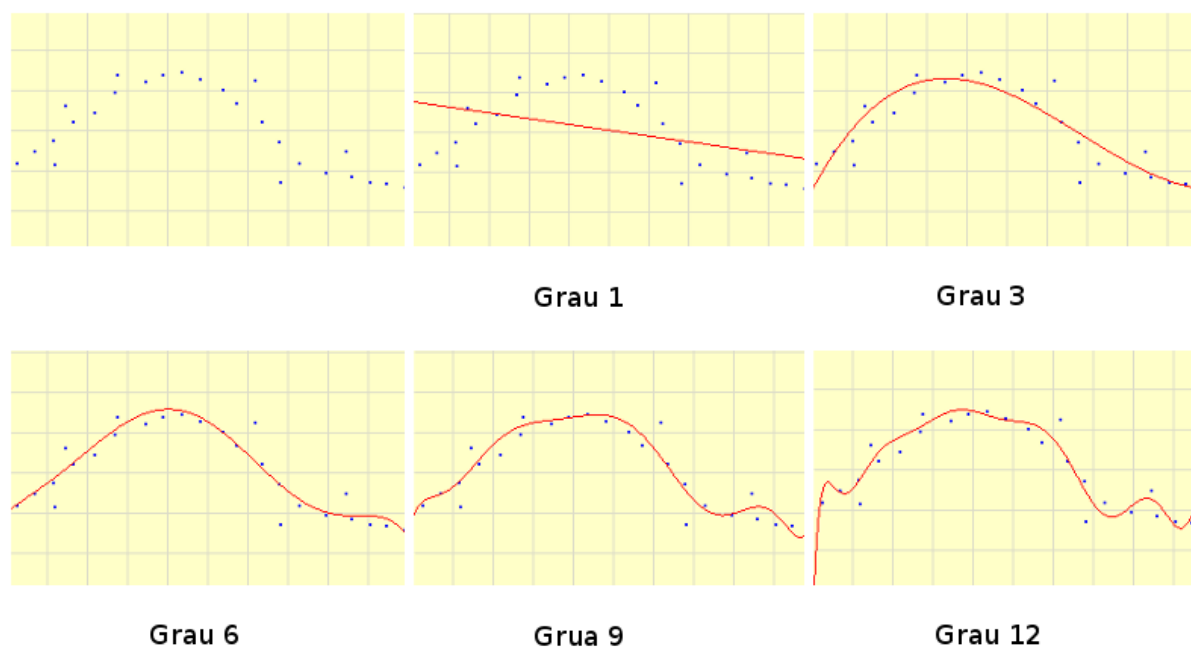


Figura 4.13: Aproximação a um conjunto de pontos através de polinômios de graus diferentes

Um polinômio de grau baixo não consegue fazer uma boa aproximação enquanto que um polinômio de grau alto vai aproximar-se em excesso, não eliminando o ruído e criando uma aproximação com muitos intervalos de monotonia. A monotonia ideal seria a função ser crescente até à pressão média e decrescente a partir desse ponto. Na figura 4.13 consegue-se ver que os polinômios de grau 9 e 12 têm muitos intervalos de monotonia, enquanto que os polinômios de grau 1 e 3 estão muito afastados dos pontos. O polinômio de grau 6 é o que melhor se aproxima dos pontos, sem ter demasiados intervalos de monotonia.

4.7 Classificação da Pressão Arterial

Usou-se uma tabela retirada do "European Heart Journal" para se fazer a classificação da pressão arterial, e verificar posteriormente se os algoritmos implementados têm maior facilidade em calcular a pressão em algum destes grupos. A tabela 4.2 mostra os valores da classificação da pressão arterial segundo a European Society of Hypertension [45].

| Categoria | Sistólica | Diastólica |
|--------------------------------------|------------------|-------------------|
| Ideal | <120 | <80 |
| Normal | 120–129 | 80–84 |
| Normal elevada | 130–139 | 85–89 |
| Grau 1 de hipertensão | 140–159 | 90–99 |
| Grau 2 de hipertensão | 160–179 | 100–109 |
| Grau 3 de hipertensão | ≥180 | ≥110 |
| Hipertensão sistólica Isolada | ≥140 | <90 |

Tabela 4.2: Tabela com a classificação da pressão arterial

4.8 Filtros Digitais

A filtragem do sinal de um Eletrocardiograma (ECG) é obrigatória, ao contrário do que acontece na recolha do sinal da pressão arterial menos sujeito a ruído. O sinal do ECG é afectado por diversos factores: sofre interferência de aparelhos eléctricos próximos, de contracções musculares, e até da corrente do próprio dispositivo que está a medir. Por exemplo a corrente eléctrica em Portugal gera uma onda que faz interferência nos 50 Hz, é necessário um filtro que remova esta frequência. O principal objectivo dos filtros, é melhorar a qualidade do sinal recebido de forma a permitir um melhor reconhecimento e análise. Para a construção do algoritmo dos filtros usaram-se algoritmos de Bristow-Johnson [46]. Os algoritmos baseiam-se numa Transformada bilinear [47]. Embora talvez outros filtros produzissem melhor resultado final, optou-se por utilizar este filtro por ser simples de implementar e de processamento rápido. Esta rapidez é proveitosa pois a aplicação do ECG funciona em tempo real e a linguagem Java não produz aplicações de elevado desempenho, isto porque, os programas em Java não executam no sistema operativo mas sim numa máquina virtual, que por sua vez executa a aplicação no sistema operativo. Um programa em Java quando compilado não produz, código binário mas sim “Java byte code” [48], sempre que o programa é executado, este código é convertido para código binário pela máquina virtual e é executado. Assim se forem implementados filtros com processamento demorado, poderá não se obter um desempenho desejado em máquinas com menos capacidade de processamento. Uma solução para não se perder desempenho na aplicação era a utilização de filtros analógicos pois não sobrecarregam o software, as vantagens e desvantagens destes filtros são explicadas numa subsecção a seguir.

Os filtros do tipo Biquad são filtros recursivos lineares de segunda ordem. Consistem numa relação entre duas funções quadráticas[47] no domínio de Z. A expressão a seguir mostra essa relação:

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2}}{1 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2}} \quad (4.24)$$

O resultado do filtro é obtido pela equação a seguir, a figura 4.14[49] mostra um diagrama gráfico da equação.

$$y(n) = b_0x(n) + b_1x(n-1) + b_2x(n-2) - a_1y(n-1) - a_2y(n-2) \quad (4.25)$$

Os coeficientes b_0 , b_1 , b_2 , a_0 , a_1 são os coeficientes que variam segundo o filtro utilizado(na página da bibliografia dos os filtros biquad [46] pode ser visto como se calculam os coeficientes para cada tipo de filtro).

Nas secções a seguir descreve-se os filtros implementados, e as suas funcionalidades.

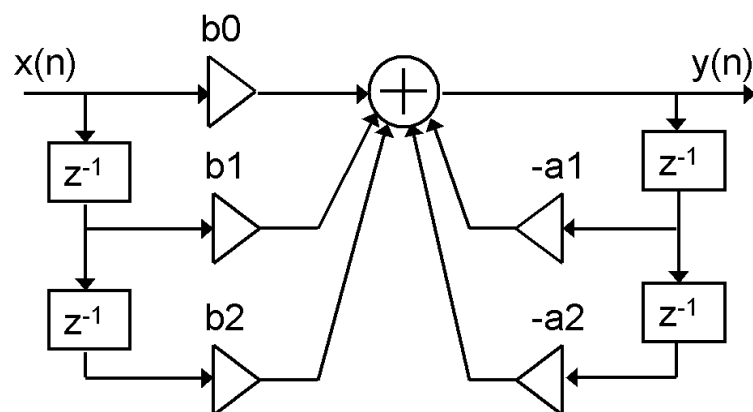


Figura 4.14: Filtro Biquad

adaptada de Sapp[49]

4.8.1 High Pass Filter

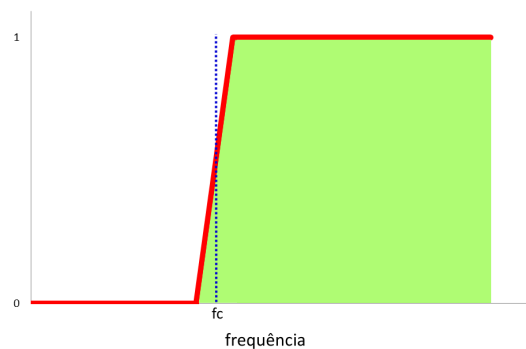


Figura 4.15: High Pass Filter

Este filtro deixa passar todas a frequências acima de um determinado valor e atenua as frequências a baixo deste valor, é usado quando se quer isolar frequências de banda alta. Na figura 4.15 esquematiza-se a gama de frequências que iram passar. Sendo f_c a frequência seleccionada, todas as frequências maiores que f_c vão manter o seu valor enquanto que as frequências menores vão ser atenuadas ou anuladas por completo. A figura 4.16 mostra a soma de duas frequências 4 hz e 40 Hz e a sua filtragem com um filtro do tipo high pass de 20 Hz.

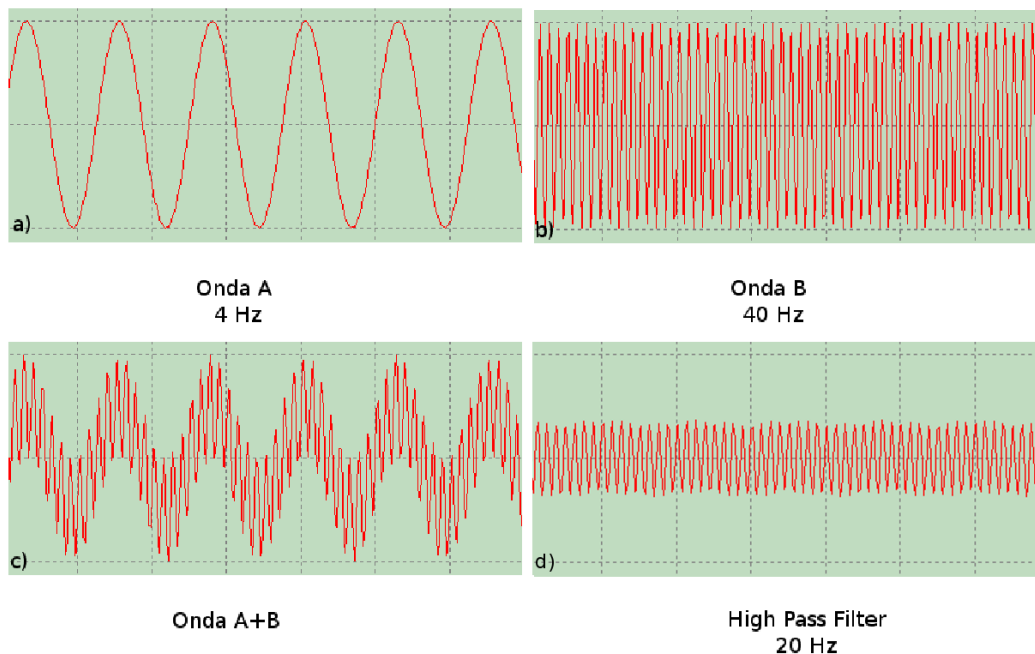


Figura 4.16: High Pass Filter 20 hz

Após a filtragem apresentada na figura 4.16 , volta-se a ter uma onda com uma frequência igual à onda de 40hz.

4.8.2 Low Pass Filter

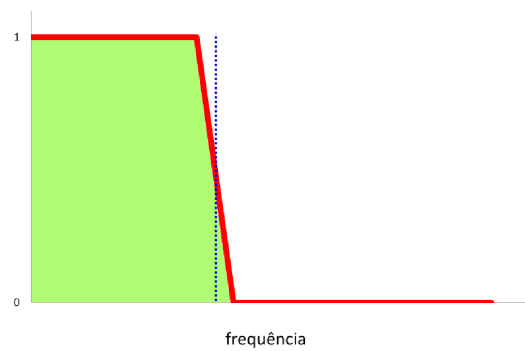


Figura 4.17: Low Pass Filter

Um filtro do tipo low pass, faz o inverso do filtro apresentado anteriormente filtra as frequências abaixo do valor do filtro atenuando as frequências mais altas. Na figura 4.17 esquematiza-se a gama de frequências que iram ser atenuadas com este filtro. Sendo f_c a frequência seleccionada, todas as frequências maiores que f_c são atenuadas ou anuladas, as frequências menores não sofrem alterações ou sofrem alterações mínimas que não vão influenciar a sua forma. A figura 4.18 mostra um filtro low pass de 20 Hz a remover uma frequência de 40 Hz.

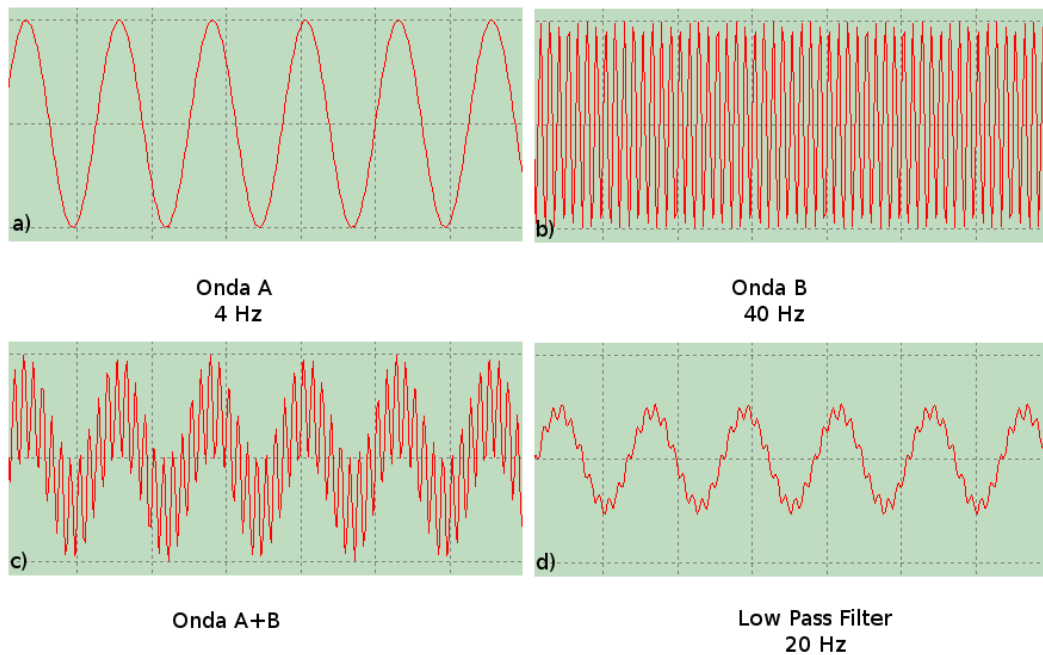


Figura 4.18: Low Pass Filter 20hz

Consegue-se observar na figura 4.18 que o filtro não remove totalmente o ruído da onda de 40 Hz mas o resultado ficou mais próximo dos 4 Hz, já sendo possível reconhecer a frequência da onda na imagem d).

4.8.3 Band Pass Filter

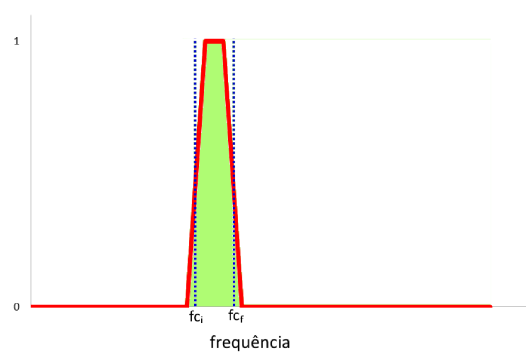


Figura 4.19: Band Pass Filter

O band pass filter selecciona uma banda e atenua/anula todas as frequências que não façam dessa banda. O intervalo entre F_{ci} (frequência inicial) e f_{cf} (frequência

final) forma uma banda de frequências. A figura 4.19 mostra um filtro band pass. A figura 4.20 e 4.21 mostram o resultado de 2 filtros do tipo Band Pass, para este filtro selecciona-se uma banda, e atenua todas as frequências fora dessa banda. A imagens 4.20 elimina a frequência de 4 Hz e a figura 4.21 remove os 40 Hz.

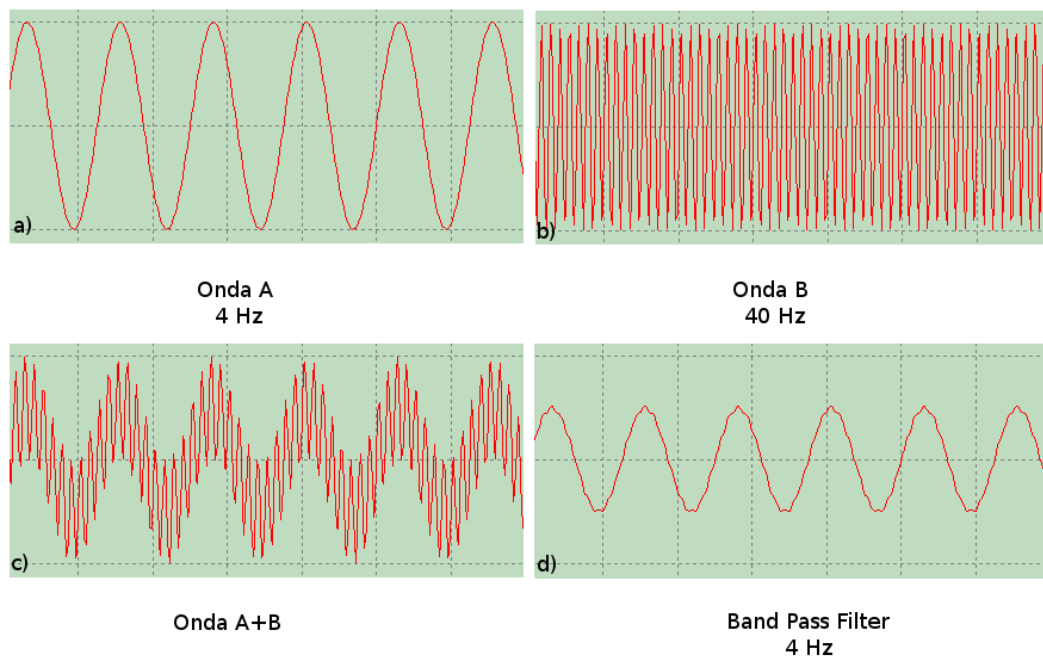


Figura 4.20: Band Pass Filter 4 Hz

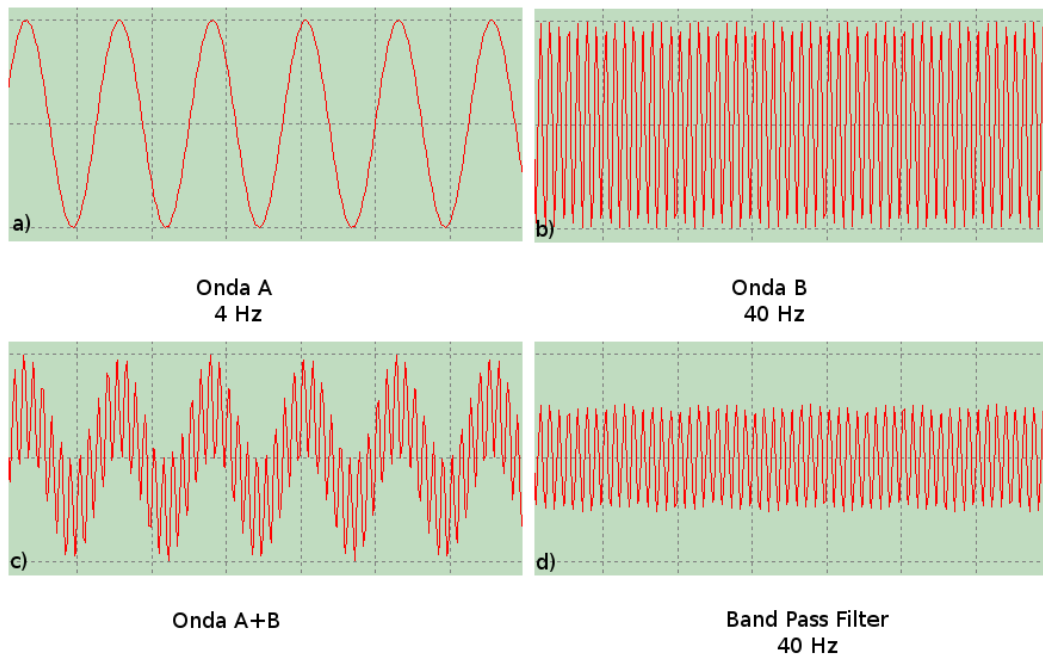


Figura 4.21: Band Pass Filter 40 Hz

Este filtro é o adequado quando se quer filtrar a vizinhança de uma frequência específica.

4.8.4 Notch Filter

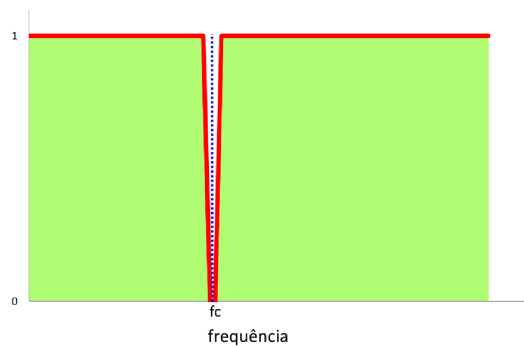


Figura 4.22: Notch Filter

O Filtro Notch serve para atenuar uma frequência específica, tem a capacidade de eliminar uma frequência específica, na figura 4.22 observa-se que o filtro notch. As figuras 4.23 e 4.24 mostram dois filtros notch, um de 4 Hz e outro de 40 Hz.

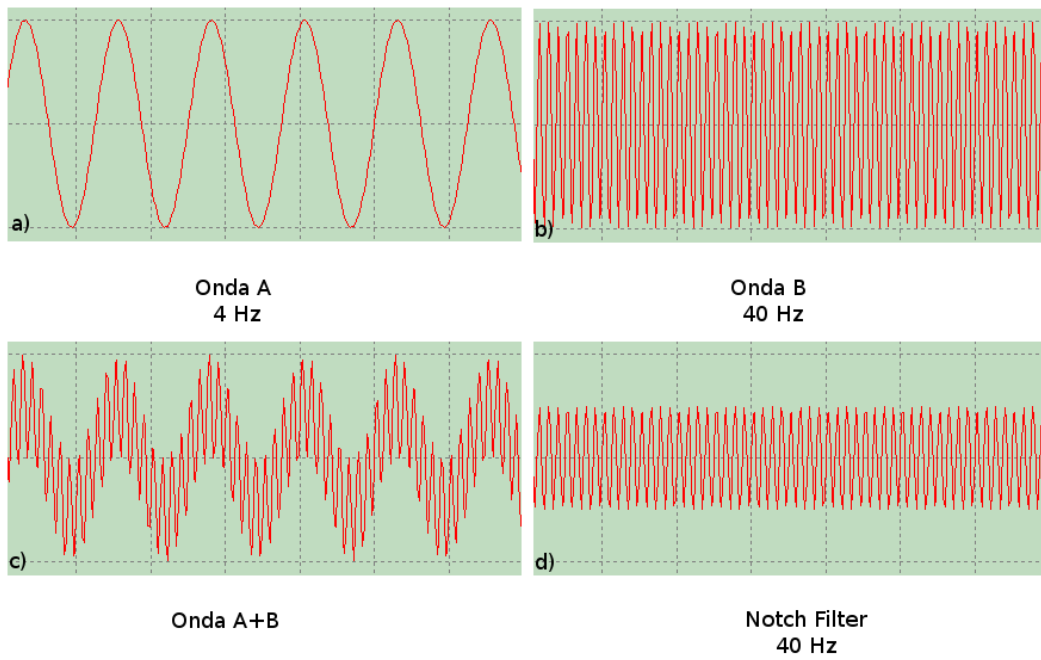


Figura 4.23: Notch Filter 4 Hz

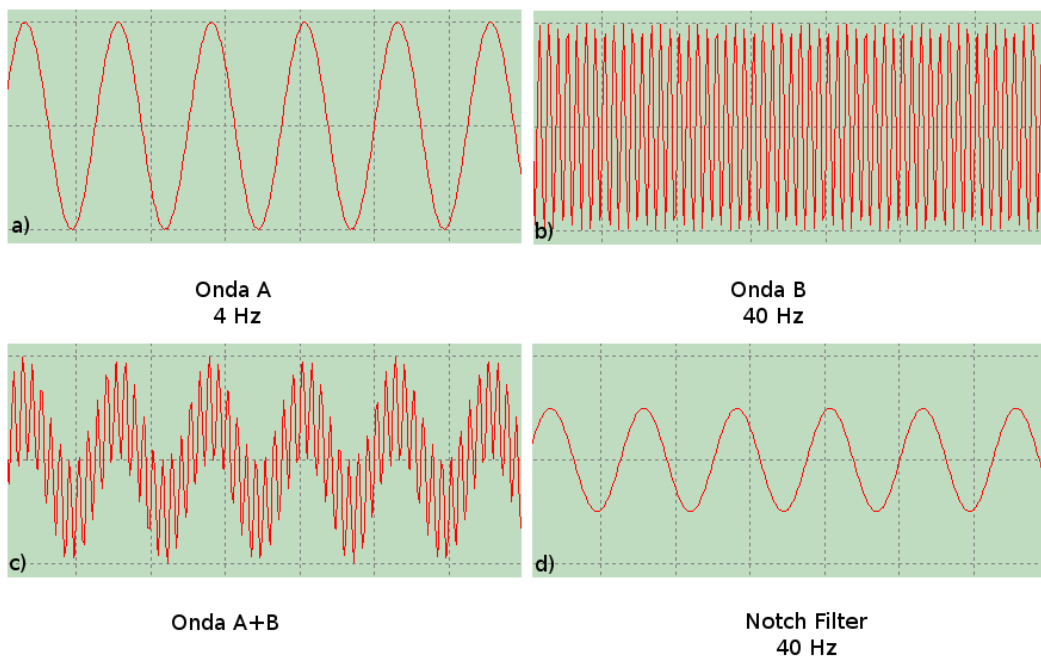


Figura 4.24: Notch Filter 40 Hz

Este filtro é muito utilizado para remover a interferência da rede eléctrica de 50Hz.

4.8.5 Filtros digitais versus Filtros Analógicos

Os filtros, quer analógicos, quer digitais desempenham as mesmas funções para o processamento de sinais. Os analógicos apareceram em primeiro lugar. Os filtros digitais foram baseados nos filtros analógicos, existem algumas vantagens e desvantagens entre os dois. Os filtros digitais oferecem as seguintes vantagens:

- uma maior precisão que os filtros analógicos, os algoritmos criados conseguem ir mais além do que um filtro analógico consegue, melhorando muito a qualidade do filtro e melhorando os resultados;
- são fáceis de simular e adaptar, pode-se facilmente testar um filtro para um conjunto de dados sem necessidade de se comprar hardware e caso este não se adapte ao problema pode-se alterar o filtro;
- permitem filtragem adaptativa, a filtragem adaptativa é quando o filtro é que escolhe os seu parâmetros por si próprio segundo alguns critérios, e se vai adaptando ao longo do tempo para uma melhor filtragem.

Os filtros analógicos por sua vez oferecem as seguintes vantagens:

- são mais rápidos que os filtros digitais, esta é a maior vantagem dos filtros analógicos, enquanto que um filtro digital adiciona sobrecarga à aplicação e tem que executar entre o tempo de cada leitura, um filtro analógico funciona externamente ao software e não tem esse problema;
- é mais simples obter uma filtragem sem ruído do que nos filtros digitais ;
- relativamente a custos, caso seja necessário optar comprar um filtro analógico ou software com filtros digitais para poucas utilizações é preferível optar por um filtro analógico pois os filtros digitais são uma solução mais cara.

No software implementado como não havia orçamento optou-se, como já foi dito anteriormente, por implementar os filtros biquad. Como trabalho futuro poderia-se alterar estes filtros de forma a se tornarem adaptativos e se ajustarem automaticamente aos melhores valores, melhorando a filtragem.

4.9 Detecção de Ondas de Electrocardiograma

Nesta secção é descrito como é que as ondas do Eletrocardiograma (ECG) são detectadas, no software implementado ainda só foi possível detectar as ondas R, no entanto é descrito a seguir as técnicas que se iram usar para detectar as outras ondas. A detecção de ondas consiste no reconhecimento de um padrão emitido pelo coração, é uma tarefa difícil pois o seu sucesso depende de muitos factores, como por exemplo: uma boa filtragem, a colocação correcta dos eléctrodos no paciente, um comportamento correcto por parte do paciente (manter-se imóvel), entre outros. Esta tarefa pode ser ainda agrava se o paciente possuir alguma anomalia que altere o padrão das ondas do ECG, isso pode tornar as ondas a irreconhecíveis para o software .

A onda mais fácil de detectar é a onda R, por norma é a onda que tem maior amplitude, com a onda R detectada consegue-se detectar o complexo QRS com mais facilidade, a onda Q que precede a onda R pode ser detectada recuando nos valores no eixo dos xx's até o atingir um valores negativos nos yy's, a onda S pode ser obtida avançando no eixo dos xx's e também descendo no eixo dos yy's até obter um valores negativos.

A Figura 4.25 mostra as ondas base de um ECG, estando identificadas algumas medidas que poderão ser úteis nas secções a seguir.

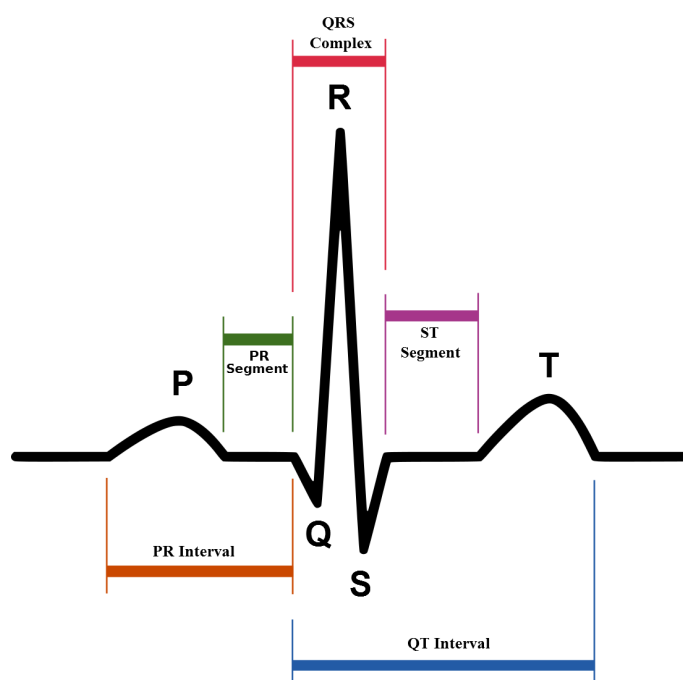


Figura 4.25: Indicação dos intervalos entre ondas dos ECG

| Intervalo | duração típica |
|-------------|----------------|
| RR interval | 0.6 to 1.2s |
| P wave | 80ms |
| PR interval | 120 to 200ms |
| PR segment | 50 to 120ms |
| QRS complex | 80 to 120ms |
| ST segment | 80 to 120ms |
| T wave | 160ms |
| ST interval | 320ms |
| QT interval | ≤ 440 ms |

Tabela 4.3: Comprimentos padrão de um ECG

A Tabela 4.2 mostra as durações de referência para os intervalos da figura 4.25 segundo Bazett [50] Nas subsecções a seguir explica-se melhor o processo de detecção.

4.9.1 Detecção do complexo QRS

Na detecção das ondas R, para garantir precisão e eficácia, foi necessário converter o sinal normal do Eletrocardiograma (ECG) utilizando a transformada Multiplication of backward differences (MOBD) [51]. O algoritmo da MOBD é uma transformação não linear e consiste num produto aplicado módulo do sinal do ECG. O MOBD pode ser calculado da seguinte forma.

Seja $y[n]$ o resultado da transformação, e $x[n]$ a diferença obtida pela seguinte formula:

$$x[n] = u[n] - u[n - 1] \quad (4.26)$$

onde o $u[n]$ é a amostra do ECG na posição n . Definindo o numero de iterações/ordem do MOBD (N), $y[n]$ pode ser calculado com a equação seguinte.

$$y[n] = \prod_{k=0}^{N-1} |x[n - k]| \quad (4.27)$$

Para os dados que se utilizou, trabalhou-se com um MOBD de ordem $7(N)$.

O resultado de o MOBD são as ondas R com valor positivo e o resto dos valores com o valor Zero. Na figura 4.26 podem ser vistos os dados de um ECG, e na figura 4.27 o resultado dos dados da figura 4.26 após lhe ter sido aplicado o algoritmo MOBD.

Como é observável a detecção das ondas R na figura 4.27 é mais simples que na figura 4.26.

Para a detecção da onda Q, tem que se recuar nos dados pois esta precede a onda R como se pode ver na figura 4.25.

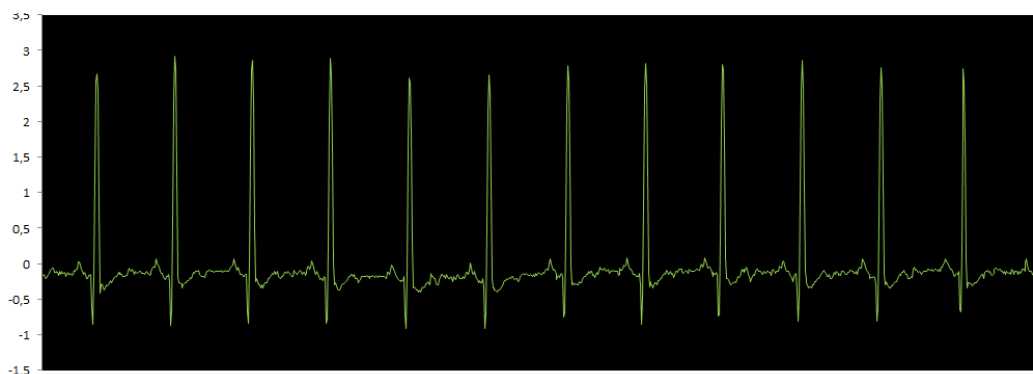


Figura 4.26: Dados de um ECG

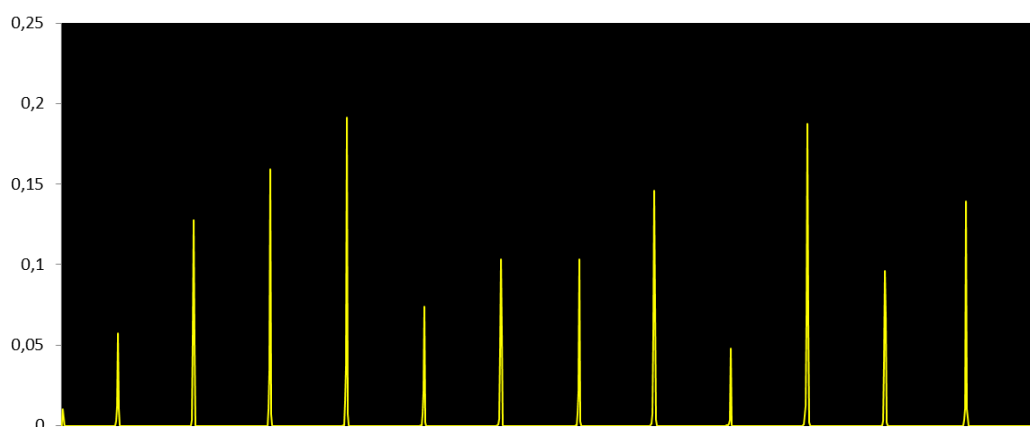


Figura 4.27: Transformada de MOBD

Numa fase inicial o mais importante é a determinação do mínimo da onda Q. Uma forma de se determinar o mínimo é recuar (percorrer os valores obtidos da direita para a esquerda) a partir do ponto onde ocorreu o máximo da onda R. Deve-se recuar nas posições dos valores do eixo xx 's enquanto os pontos do eixo dos yy 's forem decrescendo, quando se encontra um valor crescente obtém-se o mínimo e pode-se determinar a onda Q. Este método só é eficaz se a filtragem for perfeita, o que nem sempre acontece. Outra forma de se obter o mínimo é estabelecer uma janela, entre a posição dos xx 's onde ocorre o ponto máximo de R, até um x tempo atrás (o x neste caso é um tempo

ligeiramente maior, que o tempo estimado para a distancia entre o ponto máximo da onda R e o mínimo da onda Q, representado na figura 4.28 janela 3). Após se ter o intervalo determinado, procura-se o menor valor deste intervalo, este deverá ser o mínimo da onda Q. Para se ter a certeza que o ponto está correcto calcula-se as derivadas à esquerda e à direita, garantindo que os valores da derivada à esquerda é negativo e à direita é positivo. É possível que com a presença de ruído de frequências altas o mínimo seja mais difícil de validar, neste caso em vez de se calcular apenas o valor da derivada antes do mínimo e da derivada a seguir do mínimo pode ter que se calcular o valor do somatório das derivadas de n pontos antes e o somatório de n pontos depois do mínimo. Tal como acontecia antes, se o valor da soma das derivadas dos pontos anteriores ao mínimo for negativo e o valor da soma das derivadas dos pontos posteriores for positivo, o mínimo é válido. O inicio da onda Q pode ser calculado recuando no eixo dos yy 's até se obter uma derivada próxima de 0, ou até um valor no eixo dos yy 's pré-estabelecido. A onda Q termina quando começa a onda R.

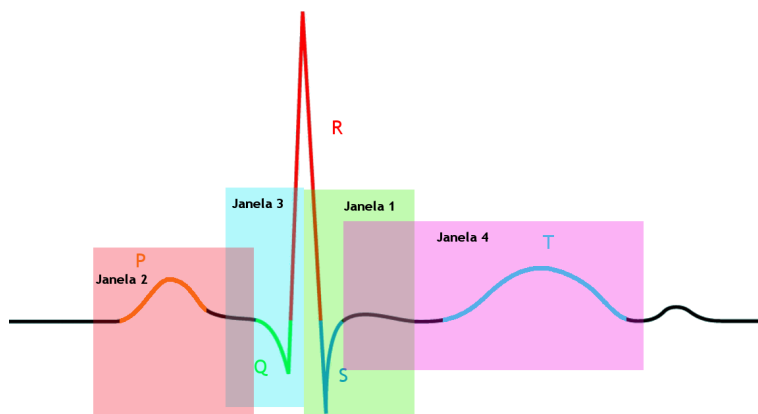


Figura 4.28: Segmentação do sinal

A onda S pode ser detectada da mesma forma da onda Q, mas em vez de se retroceder nos dados avança-se. A forma mais fácil de encontrar o mínimo é segmentando um intervalo entre o ponto máximo da onda R, e um ponto n valores à frente (figura 4.28 janela 1). O tamanho de n deverá ser um valor estimativo do valor do final da onda S. No intervalo segmentado procura-se o mínimo, após ser encontrado confirma-se a sua validade com as derivadas esquerdas e direitas tal como se faz na onda Q. A onda S começa onde termina a onda R, acaba quando a derivada dos pontos a seguir ao mínimo começar a tender para zero ou passar de um valor positivo para negativo.

4.9.2 Detecção P e T

A onda p(figura 4.29) é uma onda difícil de detectar, pois é facilmente mascarada pelo ruído. Para a sua detecção estabelece-se um intervalo estimado (figura 4.28 janela 2) que inicia x tempo antes da onda P e termina na onda Q. Nesse intervalo, percorrendo os valores da esquerda para a direita, vai se verificar se existe alguma inflexão/crescimento. A onda P inicia quando se detectar um início de crescimento ou um crescimento mais acentuado (caso a onda tenha ruído e já esteja a crescer), para se verificar o crescimento pode-se usar as derivadas como se fez para as ondas anteriores. Quando o ponto deixar de crescer vai-se obter o ponto máximo da onda P. A onda termina quando a onda deixar de decrescer. Caso não se obtenha uma fase de crescimento, estabilidade, e decrescimento por esta ordem a onda P não foi detectada.

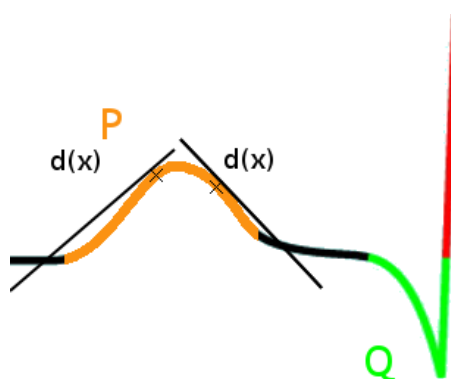


Figura 4.29: Detecção da onda P

A detecção da onda T é semelhante à detecção da onda P(figura 4.30), mas esta como tem uma maior amplitude e um comprimento maior é mais simples de detectar. Para se detectar esta onda segmenta-se um intervalo de valores com o início no final da onda S, e final num valor ligeiramente maior que o comprimento estimado para o comprimento da onda T(figura 4.28 janela 4). Procura-se encontrar o ponto máximo, após se encontrar o ponto máximo derivam-se os pontos à esquerda à direita até se obterem valores próximos de zero. Se nas derivadas esquerdas não se encontrar ponto nulo a onda T inicia no final da onda S, se no final da derivada não se obterem derivadas com valores próximos de zero, pode-se aumentar ligeiramente o segmento à direita para se efectuar a detecção.

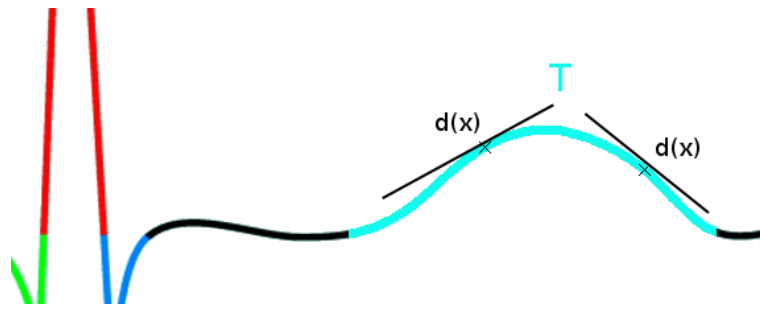


Figura 4.30: Detecção da onda T

4.10 Cálculo da frequência cardíaca

Para se detectar a frequência cardíaca no ECG usa-se a seguinte fórmula:

$$Pulsação = \left(\frac{Amostras_por_Segundo}{Intervalo_RR} \right) \times 60 \quad (4.28)$$

Esta fórmula fornece uma estimativa, do número de batimentos cardíacos por minuto utilizando a distância entre dois picos R (tempo entre dois batimentos cardíacos). As pulsações podem ser calculadas apenas com dois batimentos, no entanto para uma maior precisão optou-se por calcular a média de 5 distâncias RR consecutivas. Assim se ocorrer uma arritmia (falta, aproximação, ou desfasamento de um batimento cardíaco) o valor não é muito alterado. Com este método simples obtém-se uma maior precisão. Este método de calcular a média das distâncias também pode servir para se detectar arritmias.

Calculando a média das distâncias RR, e posteriormente calculando o desvio padrão desta média, consegue-se obter uma estimativa de onde vai ocorrer o próximo batimento. A pulsação a seguir terá de estar no intervalo entre a distância da média menos o desvio padrão e entre a distância média mais o desvio padrão, a figura 4.31 esquematiza esta situação. Sempre que um batimento ocorre antes ou depois estamos na presença de uma arritmia.

A pulsação na pressão arterial também é calculada de uma forma idêntica. É usada uma fórmula equivalente à do ECG.

$$Pulsação = \left(\frac{Amostras_por_Segundo}{Intervalo_Picos} \right) \times 60 \quad (4.29)$$

Esta formula é aplicada aos 50% dos intervalos mais próximos da posição da pressão média, e em seguida é feita uma média. Essa média em seguida é devolvida como o numero de batimentos por segundo.

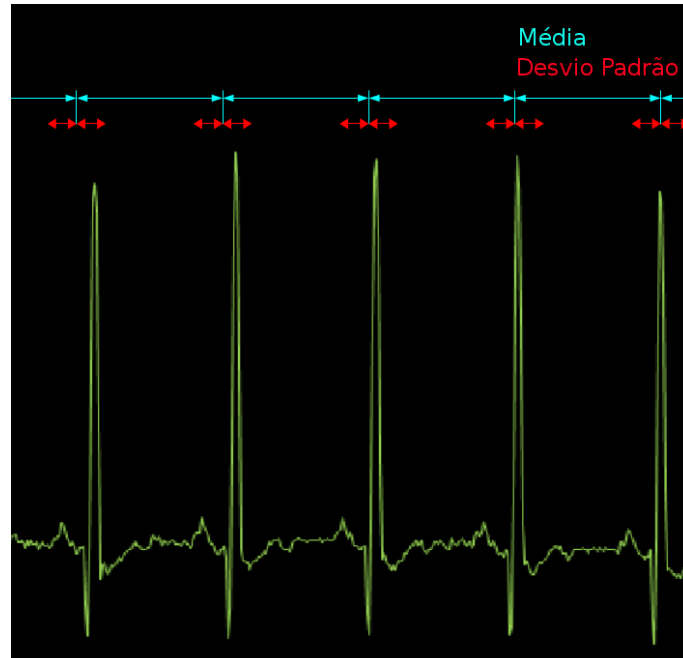


Figura 4.31: Média e desvio padrão dos intervalos RR

Capítulo 5

Software

Este capítulo está dedicada a explicar a estrutura as funcionalidades das aplicações desenvolvidas.

5.1 Engenharia de Software

Um dos objectivos deste trabalho é a integração dos algoritmos desenvolvidos numa solução de telemedicina, a qual foi desenvolvida numa outra tese de mestrado pelo aluno Flávio Amorim [52]. Para a integração nesta solução foi necessário desenvolver pequenas aplicações que permitissem tanto aplicar os algoritmos como criar um interface intuitivo e fácil de usar para o utilizador final. Assim neste capítulo pretende-se elaborar um conjunto de “esquemas” que permitam compreender a integração e o funcionamento das aplicações. A linguagem utilizada para a modelar a informação foi o Unified Modeling Language (UML) [53].

5.1.1 Enquadramento

Pretendem-se desenvolver duas aplicações, cada uma tem como objectivo realizar um exame, uma terá de efectuar uma medida de pressão arterial e a outra uma análise de um Eletrocardiograma (ECG). Estas duas aplicações irão integrar a aplicação HomeStation [52]. A figura 5.1 esquematiza a solução de telemedicina e mostra o enquadramento das aplicações.

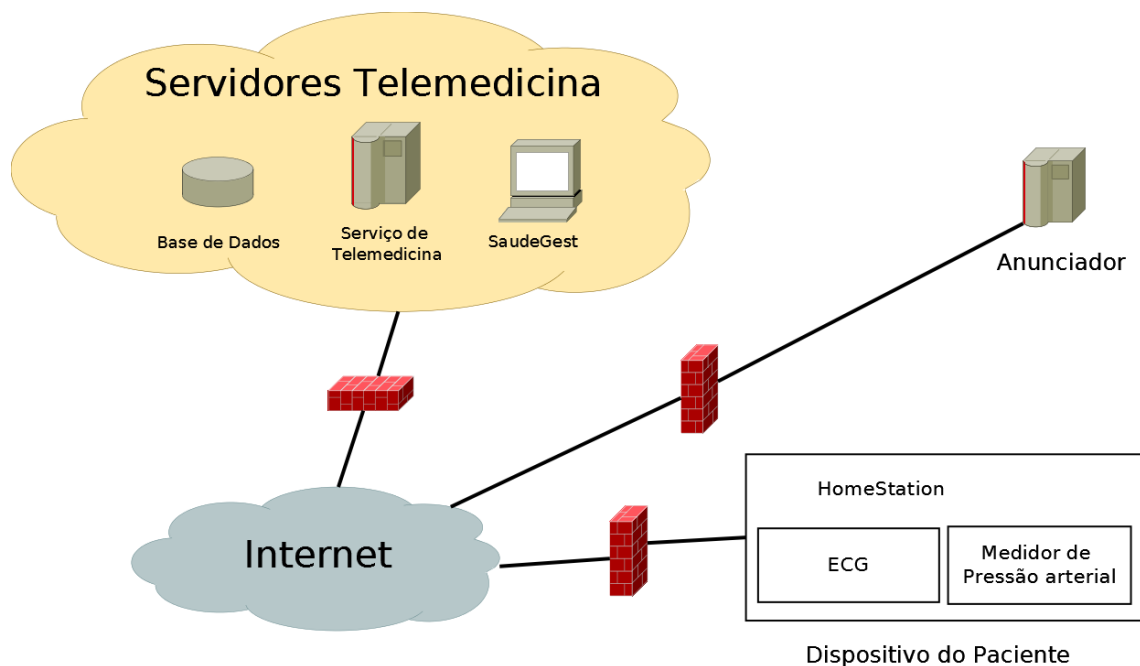


Figura 5.1: Arquitectura do sistema de telemedicina

- **Servidores de Telemedicina** – conjunto de máquinas onde se encontram alojados os serviços e os recursos de telemedicina.
- **Anunciador** – este servidor encontra-se separado dos restantes por motivos de segurança, o seu objectivo é auxiliar na gestão de acessos e também auxiliar na segurança.
- **HomeStation** – a aplicação que o paciente irá ter em casa, é também nesta aplicação que irão estar integrados o medidor de pressão arterial e o ECG.

5.1.2 Levantamento de requisitos

Um actor representa uma entidade externa que interage com o sistema. Para o medidor de pressão arterial e para o ECG apenas foi detectado um actor que pode ter a mesma descrição para os dois sistemas.

- **Utilizador/paciente** – pessoa que utiliza as aplicações para efectuar os exames ou consulta exames anteriores.

Identificação dos casos de uso

Para o actor procedeu-se à identificação dos casos de uso do sistema para cada aplicação.

| Actor | Casos de uso |
|------------|--|
| Utilizador | Medir Pressão Arterial Abrir Ficheiro Alterar Opções |

Identificação dos casos de uso para a pressão arterial

| Actor | Casos de uso |
|------------|--|
| Utilizador | Realizar ECG Abrir ficheiro Alterar opções |

Identificação dos casos de uso para o ECG

Cenários

Nos cenários identificam-se previamente as possíveis situações que podem ocorrer no decorrer dos casos de uso do sistema. Os cenários para os casos de uso “Alterar opções” e “Abrir ficheiro” são muito idênticos na pressão arterial e no ECG, logo optou-se por fazer apenas um cenário para cada um dos dois. Assim evita-se que haja informação repetida.

Medir pressão arterial

| Medir a pressão arterial (cenário principal) | |
|---|---|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação de medir a pressão arterial |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "iniciar" para começar o exame 2. o sistema pede ao utilizador para colocar a braçadeira 3. o utilizador coloca a braçadeira, confirma que está colocada pressionando um botão e o sistema mede a pressão arterial 4. o utilizador visualiza os resultados, opcionalmente pode guardar os resultados |
| Pós-condição | o utilizador fica a saber os resultados do exame |

| Medir a pressão arterial (cenário secundário 1) | |
|--|--|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação de medir a pressão arterial |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "iniciar" para começar o exame 2. o sistema pede ao utilizador para colocar a braçadeira 3. o utilizador não coloca a braçadeira, confirma que está colocada pressionando um botão e o sistema mede a pressão arterial 4. o sistema não consegue calcular a pressão e invalida o exame |

| Medir a pressão arterial (cenário secundário 2) | |
|--|---|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação de medir a pressão arterial |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "iniciar" para começar o exame 2. o sistema pede ao utilizador para colocar a braçadeira 3. o utilizador coloca a braçadeira, confirma que está colocada pressionando um botão e o sistema começa a medir a pressão arterial 4. o utilizador interrompe a medição voluntariamente 5. o sistema não consegue calcular a pressão e invalida o exame |

Realizar ECG

| Realizar ECG (cenário principal) | |
|---|--|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação ECG |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "iniciar" para começar o exame 2. o sistema pede ao utilizador para colocar os eléctrodos 3. o utilizador pressiona um botão a confirmar a colocação dos eléctrodos 4. o sistema verifica que os eléctrodos estão bem colocados 5. o sistema recolhe dados durante um período predefinido de tempo 6. o sistema analisa os dados e gera um relatório, opcionalmente o utilizador poderá guardar o ECG e/ou o relatório gerado |
| Pós-condição | o utilizador fica a saber os resultados do exame |

| Realizar ECG (cenário secundário 1) | |
|--|---|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação ECG |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "iniciar" para começar o exame 2. o sistema pede ao utilizador para colocar os eléctrodos 3. o utilizador pressiona um botão a confirmar a colocação dos eléctrodos 4. o sistema verifica que os eléctrodos não estão bem colocados e o utilizador é notificado que tem que recolocar os eléctrodos, é notificado até que todos estejam bem colocados 5. o sistema recolhe dados durante um período predefinido de tempo 6. a aplicação analisa os dados e gera um relatório, opcionalmente o utilizador poderá guardar o ECG e/ou o relatório gerado |
| Pós-condição | o utilizador fica a saber os resultados do exame |

| Realizar ECG (cenário secundário 2) | |
|--|---|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação ECG |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "iniciar" para começar o exame 2. o sistema pede ao utilizador para colocar os eléctrodos 3. o utilizador pressiona um botão a confirmar a colocação dos eléctrodos 4. o sistema verifica que os eléctrodos estão bem colocados 5. o sistema recolhe dados durante um período predefinido de tempo 6. o utilizador termina o exame 7. a aplicação analisa os dados e caso não sejam suficientes não consegue gerar relatório, caso contrário gera relatório e opcionalmente o utilizador poderá guardar o ECG e/ou o relatório gerado |
| Pós-condição | caso os dados sejam suficientes o utilizador fica a saber os resultados do exame |

Medir pressão arterial | Realizar ECG

| Abrir Ficheiro (cenário principal) | |
|---|---|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação ECG Medidor de pressão arterial |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "Abrir ficheiro", o sistema mostra ao utilizador uma janela para indicar o endereço do ficheiro 2. o utilizador selecciona o endereço do ficheiro 3. o sistema lê o ficheiro, analisa os dados, calcula os resultados e gera o relatório 4. Opcionalmente o utilizador pode guardar os dados e/ou o relatório gerado |
| Pós-condição | o utilizador fica a saber o resultado do ECG medida de pressão arterial |

| Abrir Ficheiro (cenário secundário 1) | |
|--|--|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação ECG Medidor de pressão arterial |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "Abrir ficheiro", o sistema mostra ao utilizador uma janela para indicar o endereço do ficheiro 2. o utilizador selecciona o endereço do ficheiro errado 3. o sistema pede ao utilizador novamente o endereço do ficheiro 4. o sistema lê o ficheiro, analisa os dados, calcula os resultados e gera o relatório 5. opcionalmente o utilizador pode guardar os dados e/ou o relatório gerado |
| Pós-condição | o utilizador fica a saber o resultado do ECG medida de pressão arterial |

| Abrir Ficheiro (cenário secundário 2) | |
|--|--|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação ECG Medidor de pressão arterial |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none"> 1. o utilizador pressiona o botão "Abrir ficheiro", o sistema mostra ao utilizador uma janela para indicar o endereço do ficheiro 2. o utilizador selecciona o endereço do ficheiro 3. o sistema lê o ficheiro, mas não consegue por este estar corrompido ou o formado de dados ser incompatível 4. o sistema não consegue reconhecer o exame e volta à janela principal |

| Alterar opções (cenário principal) | |
|---|--|
| Pré-condição | O paciente é autenticado com a HomeStation e abre a aplicação ECG Medidor de pressão arterial |
| Descrição | <ol style="list-style-type: none">1. o utilizador pressiona o botão "Opções" e o sistema abre a janela opções2. o utilizador efectua as alterações3. o utilizador guarda as opções e altera as configurações no sistema. Opcionalmente o utilizador pode anular as alterações feitas |
| Pós-condição | os exames seguintes serão realizados com as novas opções do ECG medida de pressão arterial |

5.1.3 Casos de Uso

Os casos de uso permitem descrever um cenário que mostra as funcionalidades do ponto de vista do utilizador. Foi desenvolvido um diagrama para o medidor de pressão arterial e para o ECG. A imagem 5.2 mostra o diagrama de casos de uso do medidor de pressão arterial.

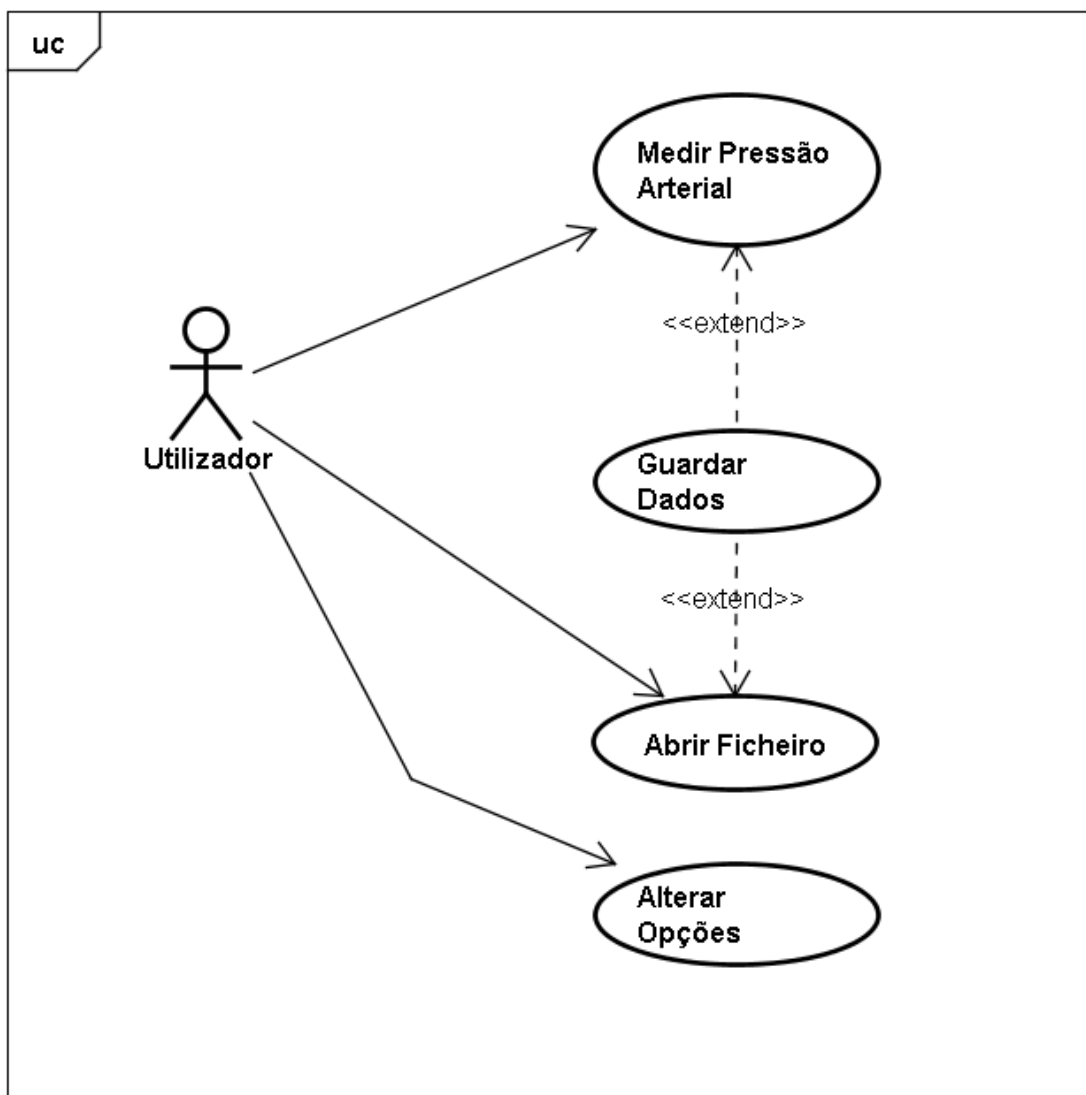


Figura 5.2: Casos de uso do medidor de pressão arterial

A imagem 5.3 mostra o diagrama de casos de uso do ECG.

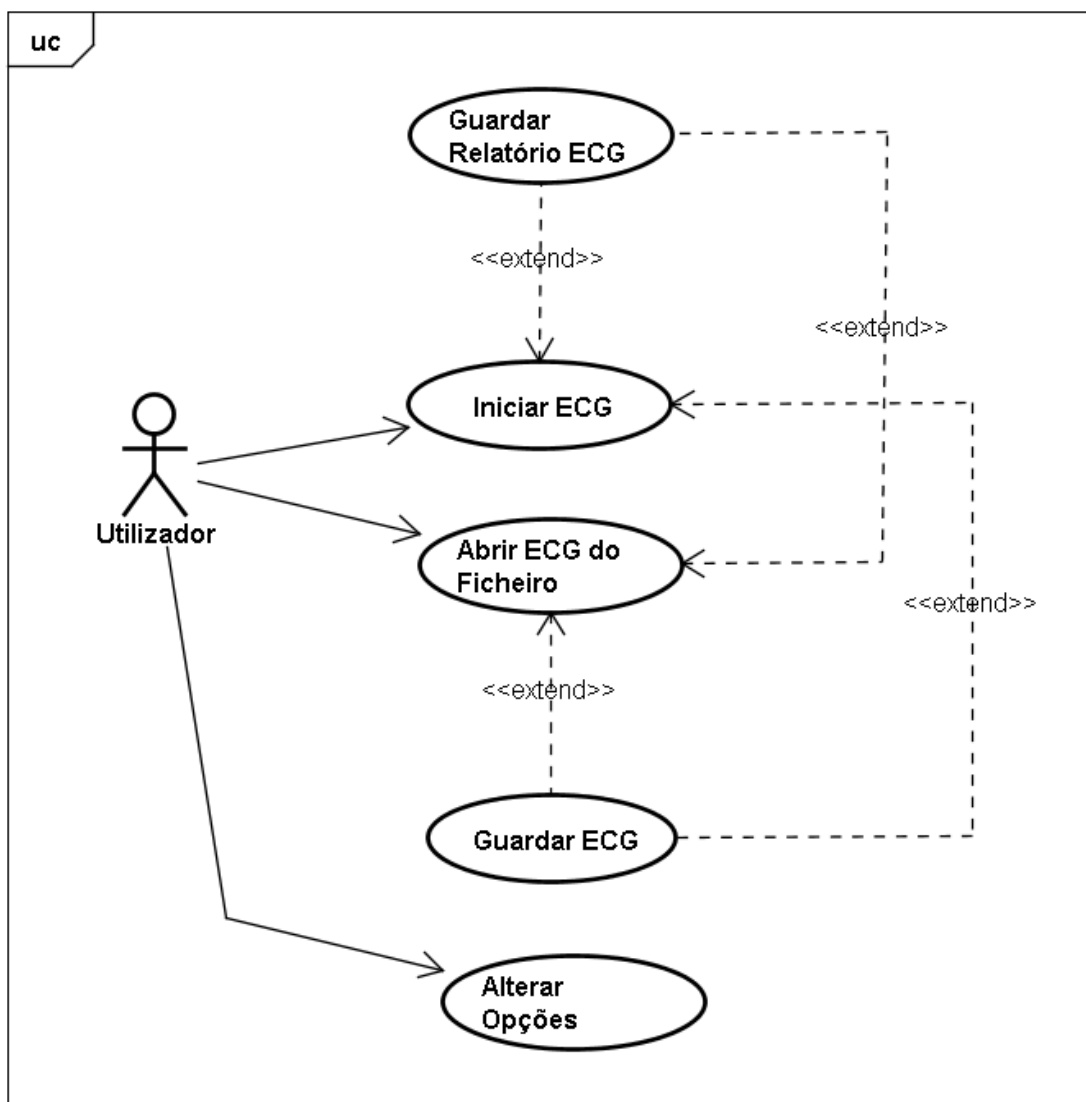


Figura 5.3: Casos de uso do ECG

5.1.4 Diagramas de classe

As classes são os elementos mais importantes num sistema orientado a objectos, definem um conjunto de objectos que partilham os mesmos atributos, operações e relações. O diagrama de classes é uma descrição da estrutura formal num sistema, descreve os tipos de objectos e os vários tipos de relacionamentos estáticos entre eles [54]. A figura 5.4 e 5.5 contém os diagramas de classe do medidor de pressão arterial e do ECG respectivamente.

Nos diagramas optou-se por omitir algumas classes secundárias para facilitar a com-

preensão do sistema. Omitiram-se ainda os parâmetros e métodos das classes de opções e classes de interface gráfica. Estas classes são de pouca relevância para o sistema e são alteradas frequentemente podendo tornar os diagramas desactualizados.

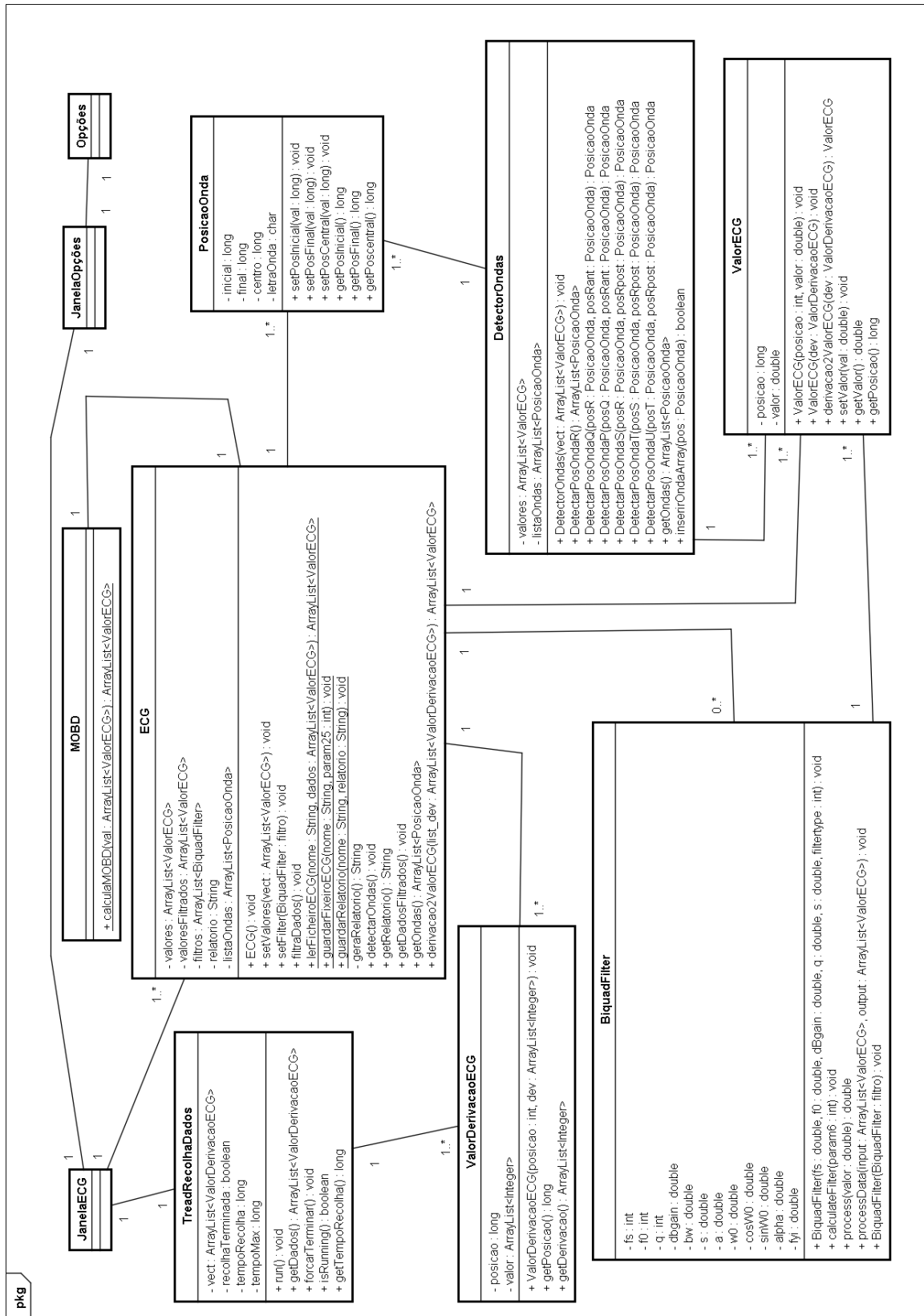


Figura 5.5: Diagramas de classe do ECG

5.1.5 Diagramas de Actividade

O diagrama de actividades é um elemento de modelação simples, mas eficaz para descrever fluxos de trabalho ou detalhar operações de uma classe [54]. Tem como principal objectivo representar o comportamento interno de um método ou caso de uso. Foram considerados dois diagramas de actividade a recolha de dados do medidor de pressão arterial (fig. 5.6) e a recolha de dados para o ECG(fig. 5.7).

Medir pressão arterial

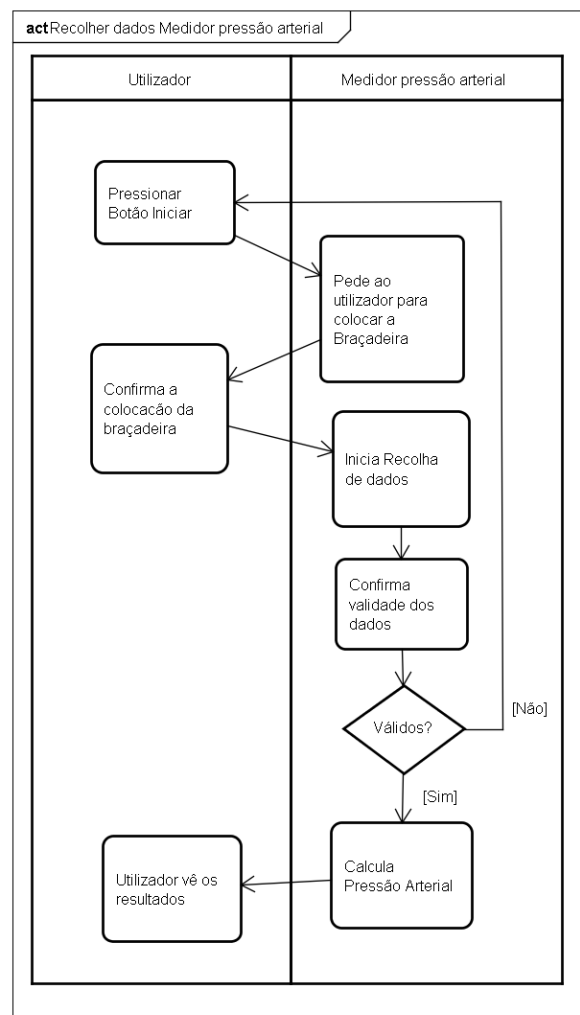


Figura 5.6: Diagrama de actividade "Recolha de dados do medidor de pressão arterial"

Realizar ECG

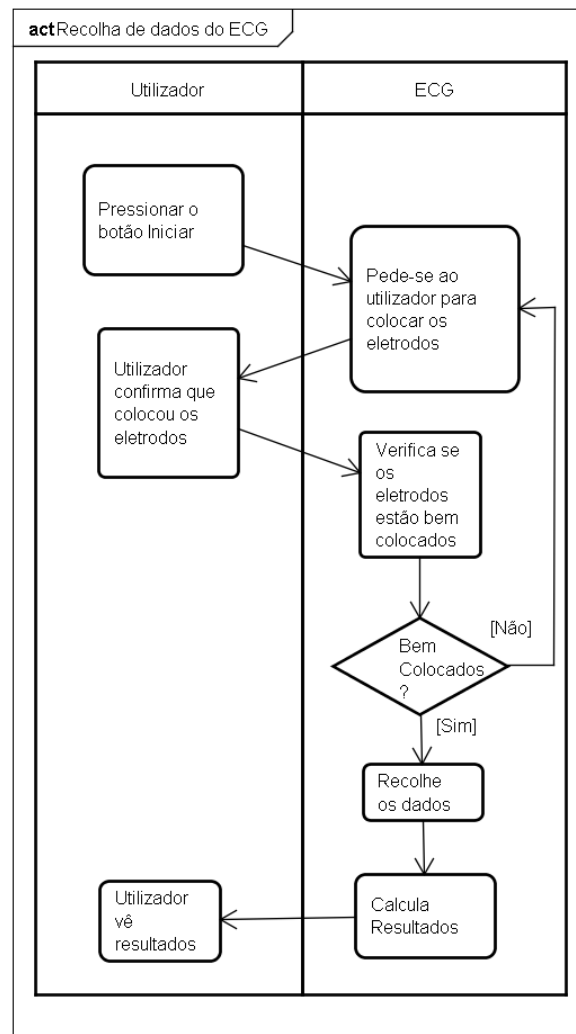


Figura 5.7: Diagrama de actividade “Recolha de dados do ECG”

5.1.6 Diagramas de sequência

Os diagramas de sequência mostram a perspectiva temporal de interacção entre os objectos [54], a representação concentra-se na expressão das interacções. Na representação dos diagramas optou-se por não usar os métodos reais, em vez trocaram-se por mensagens sobre a acção que vai ser realizada. Esta troca tem como objectivo diminuir o tamanho dos diagramas de sequência facilitando a interpretação do sistema.

Para os diagramas de sequencial foram tidos em consideração os seguintes casos de uso:

- Pressão arterial

1. Medir a pressão arterial (fig. 5.8) – este diagrama esquematiza o processo efectuado a cada exame de pressão arterial
2. Abrir dados do Ficheiro (fig. 5.9) – o diagrama mostra o processo de abrir um ficheiro no medidor de pressão arterial
3. Guardar dados (fig. 5.13) – o diagrama esquematiza o processo de guardar os dados dos exames realizados
4. Alterar Opções (fig. 5.14) – o diagrama apresenta o procedimento efectuado sempre que são alteradas as opções

- EKG

1. Realizar EKG (fig. 5.10) – o diagrama esquematiza o processo pelo qual é possível analisar um EKG
2. Abrir dados do ficheiro (fig. 5.11) – este diagrama mostra o procedimento necessário para abrir um ficheiro
3. Guardar relatório EKG (fig. 5.12) – o diagrama apresenta a sequência de passos necessários para guardar o relatório gerado
4. Guardar dados (fig. 5.13) – o diagrama esquematiza o processo de guardar os dados dos exames realizados
5. Alterar Opções (fig. 5.14) – o diagrama apresenta o procedimento efectuado sempre que são alteradas as opções

Como os diagramas “Alterar opções” e “Guardar dados” são muito semelhantes no medidor de pressão arterial e no EKG optou-se por unir os diagramas dos dois sistemas. Assim os diagramas “Alterar Opções”(fig. 5.14) e “Guardar dados” (fig. 5.13) aplicam-se ao medidor de pressão arterial e ao EKG.

Medir pressão arterial

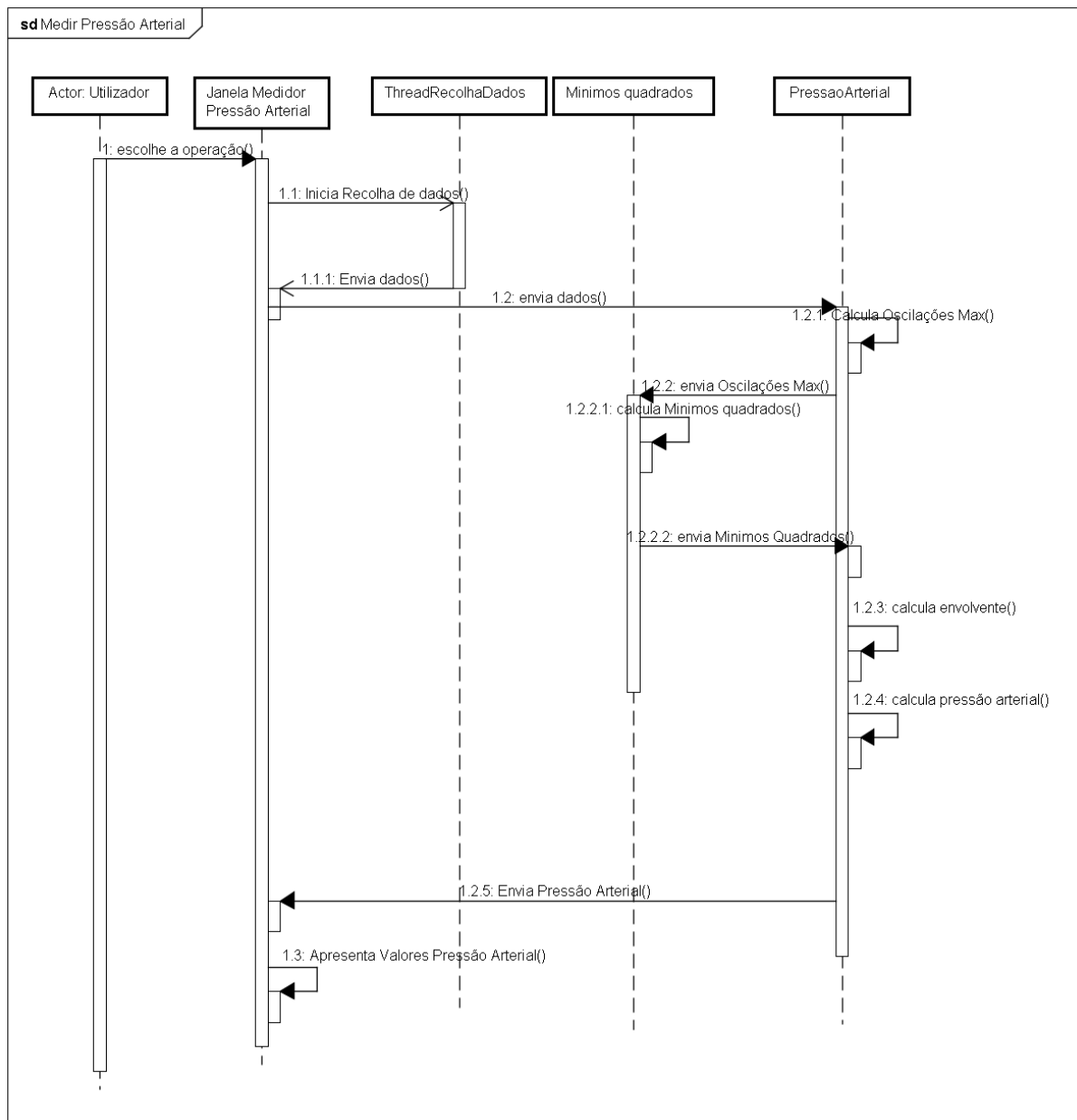


Figura 5.8: Diagrama de sequência “Medir a pressão arterial”

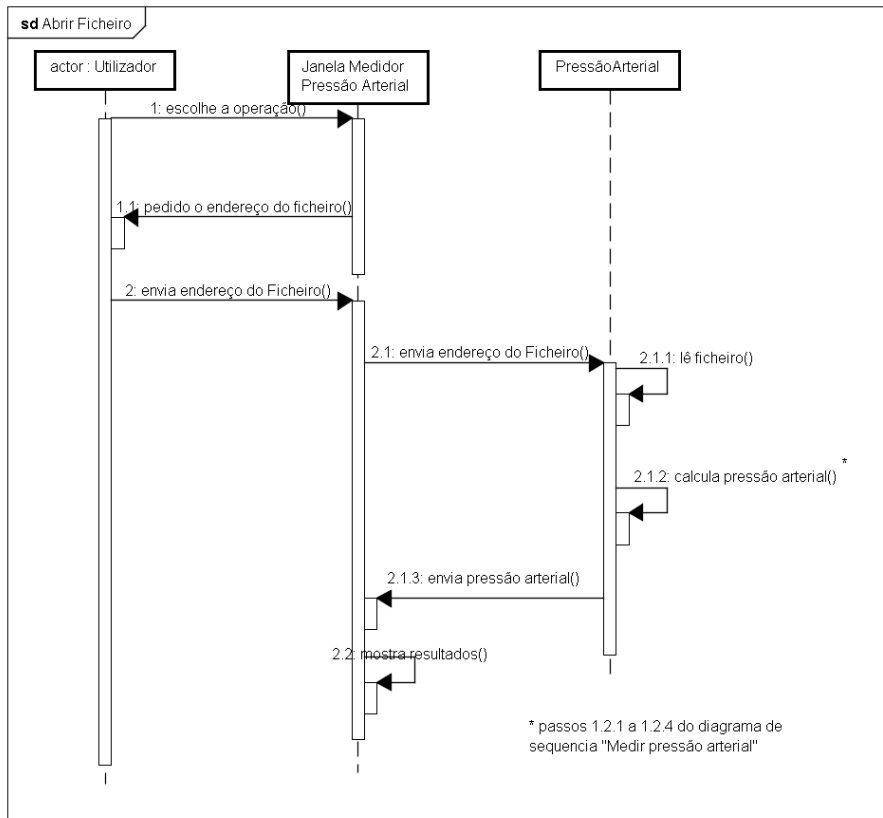


Figura 5.9: Diagrama de sequência "Abrir ficheiro PA"

Realizar ECG

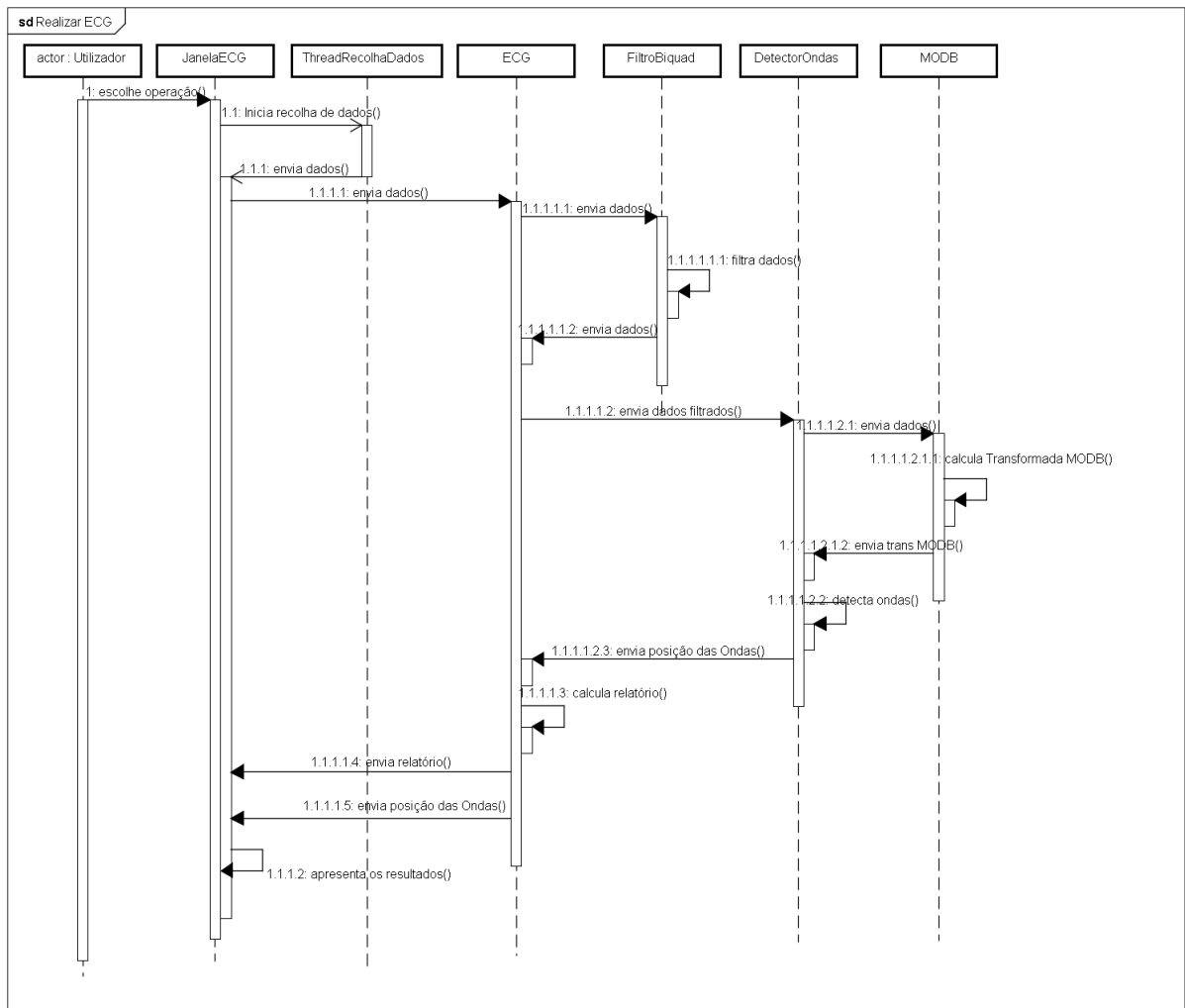


Figura 5.10: Diagrama de sequência “Realizar ECG”

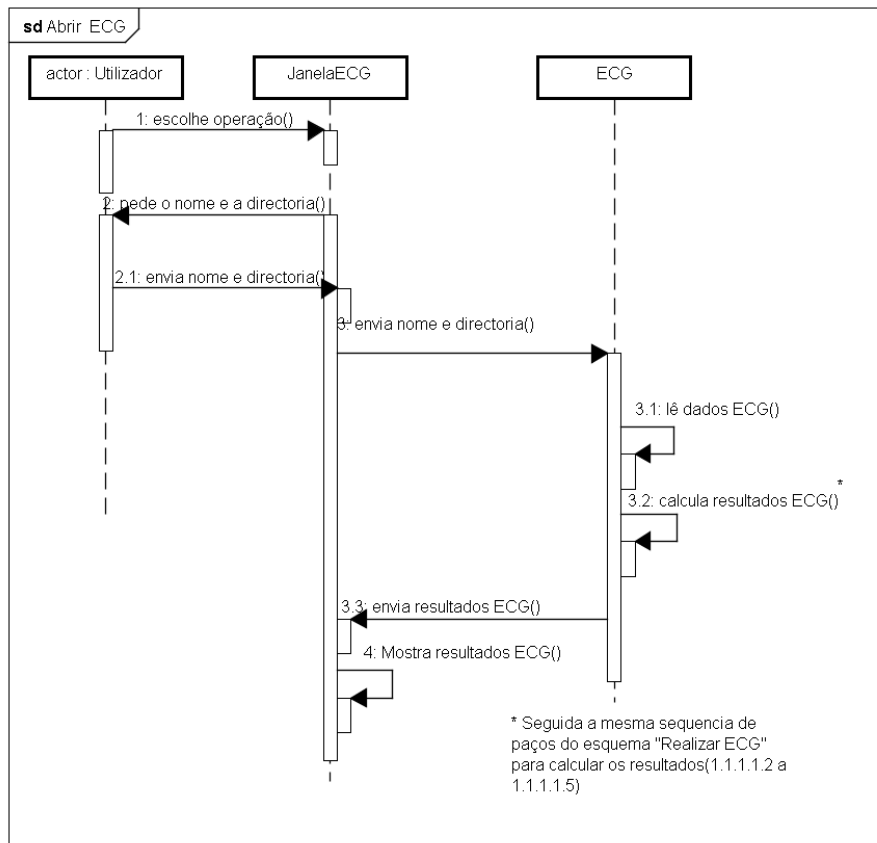


Figura 5.11: Diagrama de sequência "Abrir ficheiro ECG"

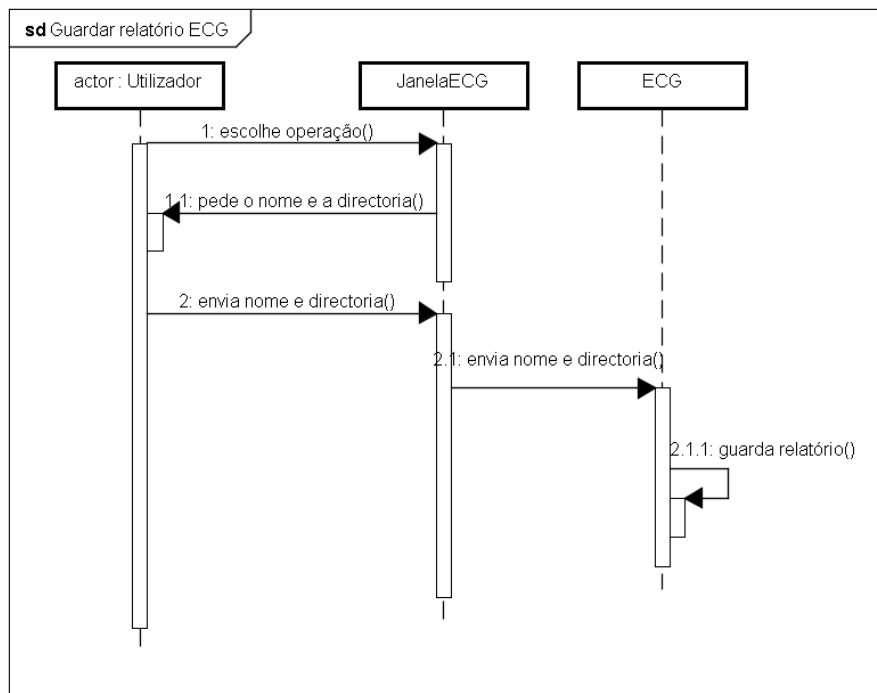


Figura 5.12: Diagrama de sequência “Guardar relatório ECG”

Medir pressão arterial | Realizar ECG

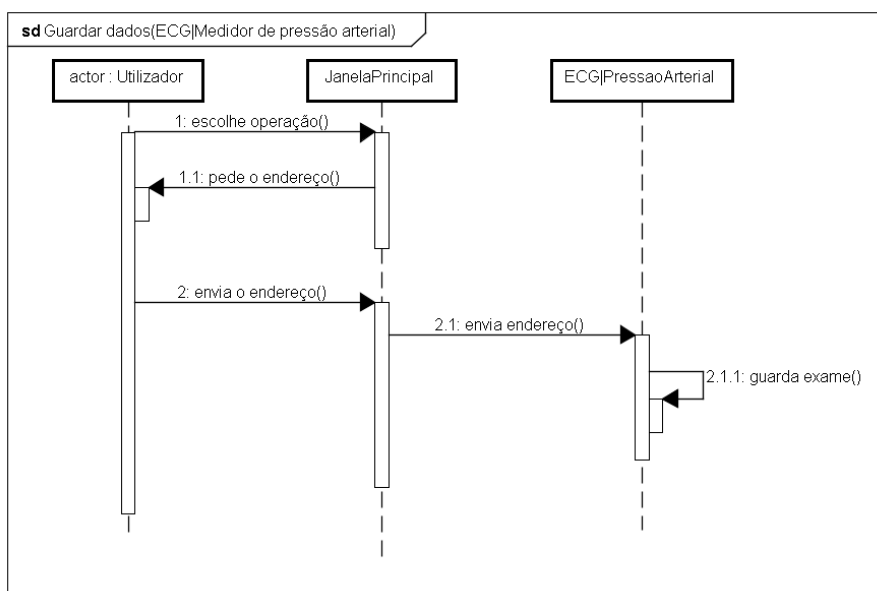


Figura 5.13: Diagrama de sequência “Guardar ficheiro”

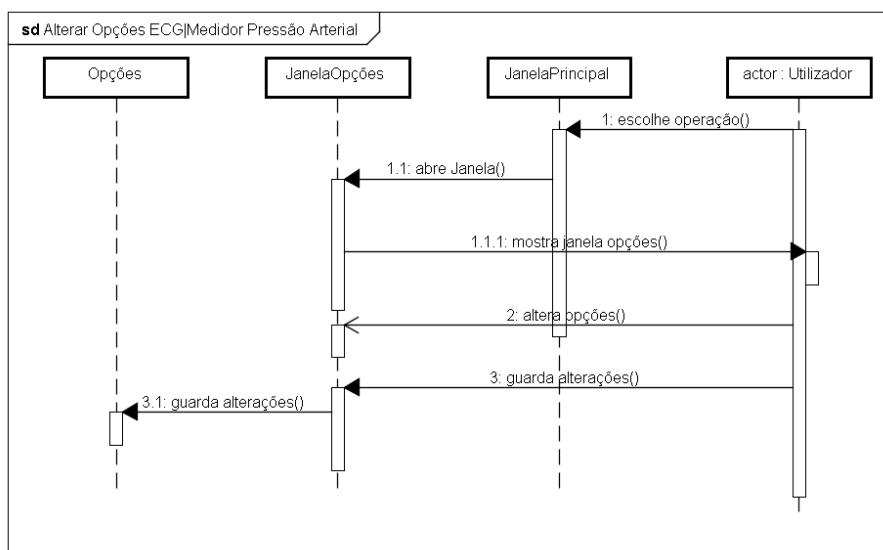


Figura 5.14: Diagrama de sequência "Alterar opções"

Capítulo 6

Resultados

Este Capítulo contém os resultados obtidos nas análises ao sistema desenvolvido. No Eletrocardiograma não foi possível efectuar testes pois o hardware não ficou a funcionar, assim sendo este capítulo abordará apenas a pressão arterial. Nas medições efectuadas de pressão arterial, foi possível realizar testes comparando o sistema desenvolvido com outros métodos e equipamentos. Os testes foram realizados em duas fases distintas. Na primeira fase os resultados obtidos foram comparados com um equipamento comercial, esta primeira fase foi realizada nas instalações da UBI onde foi pedido a alguns alunos e funcionários se poderiam efectuar o teste. Na segunda fase foram efectuadas medições em pacientes durante a consulta de hipertensão arterial no Centro Hospitalar Cova de Beira. Os resultados obtidos na segunda fase de testes foram comparados com dois equipamentos distintos: o primeiro equipamento é um dispositivo automático utilizado nas consultas de hipertensão o Citizen CH-485E, o segundo é um tradicional esfigmomanómetro que funciona segundo os princípios do método auscultatório (manual). A estrutura deste capítulo é a seguinte: Na secção 6.1 vão ser mostrados e discutidos os dados da primeira fase de testes, na secção 6.2 vão ser discutidos os resultados da segunda fase de testes e na secção 6.3 vai ser feita uma avaliação sobre os resultados das duas fases.

6.1 1ª Fase de testes

Na primeira fase foram comparados os resultados obtidos pelo sistema desenvolvido com um equipamento de um fabricante de referência, o OMRON 10IT. O grupo de teste

foi constituído por 12 pessoas escolhidas aleatoriamente com idades compreendidas entre os 22 e 60 anos. Não se sabia nem se perguntou às pessoas se possuíam alguma doença cardiovascular ou algum problema de hipertensão ou hipotensão. As medidas foram tiradas sequencialmente utilizando o mesmo braço e deixando um intervalo de aproximadamente de 2 minutos entre a primeira e a segunda medição.

A posição em que o examinado teve que se colocar para efectuar as medições foi a seguinte: sentado numa cadeira com as costas direitas; o braço a que está ligada a braçadeira está esticado e apoiado sobre uma mesa à sua frente com a mão aberta e com a palma virada para cima; o outro braço encontra-se também apoiado sobre a mesa com a palma da mão virada para baixo. Com esta posição a braçadeira ficou mais ou menos à altura do coração.

A primeira medição foi sempre efectuada com o equipamento da Omron e a segunda com o sistema desenvolvido. Os valores fornecidos pelo Omron foram a pressão sistólica, diastólica e pulsação, logo não foi possível comparar os valores da pressão média. A tabela 6.1 contém os resultados medidos pelo equipamento da Omron.

| Número | Pressão Sistólica | Pressão Diastólica |
|--------|-------------------|--------------------|
| 1 | 126 | 76 |
| 2 | 116 | 72 |
| 3 | 112 | 71 |
| 4 | 105 | 62 |
| 5 | 131 | 84 |
| 6 | 122 | 65 |
| 7 | 137 | 87 |
| 8 | 107 | 70 |
| 9 | 125 | 87 |
| 10 | 127 | 82 |
| 11 | 146 | 96 |
| 12 | 112 | 76 |

Tabela 6.1: Valores obtidos pelo o equipamento da Omron

Relativamente às medidas efectuadas pelo sistema desenvolvido obtiveram-se diversos resultados utilizando polinómios de diferentes graus, quer para o método do declive quer para os das relações entre pressões. Para o método das relações entre as pressões, usaram-se as quatro relações que foram referidas na secção 4.5. Já a escolha do grau dos polinómios está relacionada com o número de pontos máximos obtidos paras

as oscilações, sendo que em cada exame obtinham-se por norma aproximadamente 50 pontos máximos (picos), variando segundo o paciente. A estes pontos aplicou-se a função dos mínimos quadrados. Verificou-se que um polinómio de grau muito baixo iria criar uma má aproximação, originando resultados com pouca precisão. Um polinómio de grau demasiado elevado iria originar uma envolvente muito sensível às variações dos picos. No estudo que Gelido [42] fez, usou uma função de aproximação de grau 6, tendo aqui sido usados os graus 5, 6, 7 e 9.

No equipamento desenvolvido combinando o grau dos polinómios com o número de métodos diferentes obteve-se um total de 20 conjuntos de valores para cada pessoa. Na comparação entre os dois equipamentos foi calculada a diferença do resultado do equipamento da Omron com cada um dos 20 resultados do outro equipamento. Após este cálculo foi calculada uma média das diferenças dos resultados obtidos em cada pessoa, para verificar a combinação (método+ grau polinómio) com melhores resultados. Foi calculada a média tanto para a pressão sistólica como para a pressão diastólica. No final foram somadas essas médias e foram organizados os resultados numa lista ordenada onde foram seleccionados os 5 métodos que apresentaram melhores resultados, neste caso quanto menor for o resultado da diferença melhor é a classificação. A tabela 6.2 mostra os 5 melhores resultados.

| Posição | Média da diferença total | Grau do polinómio | Relação sistólica (R_S) | Relação diastólica (R_D) |
|---------|--------------------------|-------------------|-----------------------------|------------------------------|
| 1 | 11,48 mmHg | 6 | 0,500 | 0,800 |
| 2 | 11,57 mmHg | 7 | 0,500 | 0,800 |
| 3 | 12,99 mmHg | 6 | 0,593 | 0,717 |
| 4 | 13,21 mmHg | 7 | 0,593 | 0,717 |
| 5 | 13,24 mmHg | 7 | 0,520 | 0,700 |

Tabela 6.2: Ordenação da média das diferenças totais

Na tabela 6.2 verifica-se que não está presente em nenhuma das 5 posições um método que use o declive. Quando testado, o método de declive apresentava bons resultados no entanto é o mais influenciado por ruído ou pulsações irregulares. Este método só funciona correctamente quando se obtém um intervalo de monotonia crescente desde o início do exame até à posição da pressão média e um intervalo decrescente da posição da pressão média até ao final do exame. Na maior parte dos casos isto não acontecia

e era nestas situações que o método falhava. No caso de polinómios de grau baixo o método de declive não falhava por uma grande margem mas nunca obtinha resultados muito precisos.

Na tabela 6.3 temos as médias das diferenças analisadas individualmente (pressão sistólica separada da diastólica), foi também calculado o desvio padrão das diferenças para ver quais eram os métodos que apresentavam maior coerência na avaliação.

| Grau do polinómio | Relação sistólica (R_S) | Média da diferença da pressão sistólica (MDPS) | Desvio padrão MDPS | Relação diastólica (R_D) | Média da diferença da pressão sistólica (MDPS) | Desvio padrão MDPD |
|-------------------|-----------------------------|--|--------------------|------------------------------|--|--------------------|
| 6 | 0,500 | 6,80 mmHg | 5,14 | 0,800 | 5,44 mmHg | 3,45 |
| 6 | 0,593 | 5,61 mmHg | 2,64 | 0,717 | 6,79 mmHg | 4,65 |
| 7 | 0,520 | 6,38 mmHg | 4,16 | 0,700 | 7,36 mmHg | 4,95 |
| 7 | 0,500 | 7,03 mmHg | 4,88 | 0,800 | 5,20 mmHg | 3,58 |
| 7 | 0,593 | 5,93 mmHg | 3,12 | 0,717 | 6,79 mmHg | 4,49 |

Tabela 6.3: Médias das diferenças e desvios padrões

Na tabela 1 verificou-se que os dois métodos com melhores resultados foram os que usaram as relações $R_S = 0,5$ e $R_D = 0,8$. Mas comparando a pressão sistólica e diastólica separadamente vemos que não são os que apresentam melhores resultados individualmente. A relação 0,5/0,8 é dita por alguns autores [40] como a que se assemelha mais ao método auscultatório, o que provavelmente é o que equipamento da Omron está configurado para determinar. Contudo um melhor valor podia ser determinado usando-se uma conjugação de métodos. Para a pressão sistólica a relação que obtém melhor resultado é 0,593 calculada com um polinómio de grau 6, também é a que apresenta um menor desvio padrão, logo, é a que apresenta maior coerência nos resultados. Para a pressão diastólica a que apresenta maior precisão é calculada com a relação 0,800 com um polinómio de grau 7, no entanto não é a que tem o menor desvio padrão, a relação com menor desvio padrão e a segunda mais precisa é a que foi calculada com a relação 0,800 com um polinómio de grau 6. É de notar que nunca se esperou obter resultados idênticos entre os dois aparelhos, isto porque, é partitamente impossível pois a pressão arterial é altamente variável, duas medições seguidas com o mesmo equipamento dão invariavelmente resultados diferentes, no entanto uma grande

semelhança entre os resultados indica que os algoritmos desenvolvidos funcionam satisfatoriamente. Contudo não se podem tirar conclusões precipitadas apenas com estes testes, pois só se comparou com um equipamento.

Na comparação da pulsação viu-se que os batimentos por minuto não variavam muito de um equipamento para o outro. Tal como a pressão arterial os batimentos cardíacos também são altamente variáveis, logo, nunca seria de esperar resultados idênticos apenas se procura resultados semelhantes. A tabela 6.4 contém as pulsações medidas pelo equipamento da Omron (Pulsação A) e as pulsações pelo sistema desenvolvido (Pulsação B).

| Diferença da Pulsação (b/min) | | | |
|-------------------------------|------------|------------|-----------|
| Número | Pulsação A | Pulsação B | Diferença |
| 1 | 72 | 74 | 2 |
| 2 | 79 | 87 | 8 |
| 3 | 65 | 70 | 5 |
| 4 | 93 | 102 | 9 |
| 5 | 79 | 82 | 3 |
| 6 | 75 | 67 | 8 |
| 7 | 69 | 73 | 4 |
| 8 | 71 | 74 | 3 |
| 9 | 82 | 91 | 9 |
| 10 | 63 | 62 | 1 |
| 11 | 86 | 74 | 12 |
| 12 | 60 | 58 | 2 |
| Média | | | 5,50 |
| Desvio padrão | | | 3,55 |

Tabela 6.4: Comparação entre as pulsações medidas na primeira fase de testes

Os resultados obtidos na pulsação foram mais semelhantes entre os dois equipamentos do que os da pressão arterial, isto deve-se ao facto de a pulsação ser um parâmetro muito mais simples de se calcular.

6.2 2ª Fase de testes

A segunda fase de testes foi realizada no Centro Hospital Cova da Beira, foram efectuadas 3 medições a cada paciente. Inicialmente com o Citizen CH-485E em

seguida com um esfignomanómetro e por fim com o sistema desenvolvido. Para um maior controlo sempre que uma das medições apresentava resultados pouco credíveis esta era repetida. A medida segundo o método auscultatório foi realizada por uma enfermeira do hospital usando um esfignomanómetro e um estetoscópio.

O Citizen CH-485E é o equipamento que é regularmente utilizado nestas consultas de hipertensão realizadas no hospital, é semelhante ao equipamento da Omron utilizado na primeira fase de testes.

Os examinandos que foram submetidos às medições ao contrário dos da primeira fase de testes, que foram pessoas escolhidas ao acaso, tinham problemas de hipertensão e estavam em fase de tratamento. Apesar de não se saber exactamente a idade dos pacientes estima-se que a médias das idades seja maior que as da primeira fase, o examinando mais novo aparentava ter 35 anos e o mais velho cerca de 70 anos. A posição em que o examinando teve que permanecer para poder medir a pressão foi ligeiramente diferente da utilizada na primeira fase de testes. Como se estava num hospital e as medidas de pressão retiradas também iriam ser usadas posteriormente para a consulta de Hipertensão utilizou-se a posição que normalmente é adoptada nesta consulta. A posição é muito semelhante à utilizada anteriormente o examinando encontra-se sentado numa cadeira com as costas ligeiramente encostadas, o braço utilizado para medir a pressão fica apoiada numa mesa com a palma da mão virada para cima. O outro braço não tinha nenhuma posição específica, mas no entanto a maior parte dos pacientes ou colocava o braço em cima da perna ou cima do apoio para os braços da cadeira. A braçadeira quando colocada ficava aproximadamente à mesma altura do coração. A tabela 6.5 mostra os valores obtidos através dos dois equipamentos.

| número | Auscultatório | | Citizen CH-485E | |
|--------|---------------|------------|-----------------|------------|
| | Sistólica | Diastólica | Sistólica | Diastólica |
| 1 | 150 | 65 | 165 | 80 |
| 2 | 140 | 90 | 155 | 95 |
| 3 | 120 | 70 | 153 | 100 |
| 4 | 125 | 65 | 147 | 62 |
| 5 | 120 | 65 | 145 | 92 |
| 6 | 140 | 60 | 158 | 84 |
| 7 | 130 | 70 | 156 | 78 |
| 8 | 135 | 85 | 145 | 88 |
| 9 | 120 | 60 | 117 | 88 |
| 10 | 120 | 80 | 135 | 59 |
| 11 | 135 | 70 | 176 | 82 |

Tabela 6.5: Pressão arterial medida nos pacientes, pelo método auscultatório e pelo equipamento Citizen

Como se pode observar na tabela 6.5 os valores obtidos pelo método tradicional (auscultatório) são diferentes dos valores obtidos pelo dispositivo da Citizen. Nos valores medidos pelo método auscultatório obteve-se quase sempre valores inferiores aos obtidos pelo equipamento Citizen. Na tabela 6.6 foi calculada a diferença entre a primeira e a segunda medição tanto para a pressão sistólica como para a diastólica e foi também calculado as médias das diferenças e os desvios padrões.

| Diferença | | |
|---------------|-----------|------------|
| número | Sistólica | Diastólica |
| 1 | 15 | 15 |
| 2 | 15 | 5 |
| 3 | 33 | 30 |
| 4 | 22 | 3 |
| 5 | 25 | 27 |
| 6 | 18 | 24 |
| 7 | 26 | 8 |
| 8 | 10 | 3 |
| 9 | 3 | 28 |
| 10 | 15 | 21 |
| 11 | 41 | 12 |
| Média | 22 | 14,8 |
| Desvio Padrão | 9,02 | 9,65 |

Tabela 6.6: Diferença de pressão arterial entre o método auscultatório e o equipamento citizen

Na tabela 6.6 verifica-se que alguns resultados obtidos pelos 2 equipamentos a diferem muito, as médias das diferenças obtidas são elevadas. Nas consultas normalmente é usado apenas o Citizen, a medida pelo esfignomanómetro só foi realizada também porque foi feito um pedido para este trabalho. Pensou-se inicialmente que os resultados iriam ser mais semelhantes pois os equipamentos segundo o método oscilométrico tentam obter resultados semelhantes aos obtidos pelo método auscultatório, no entanto como a pressão arterial é altamente variável poderá ter-se alterado no tempo decorrido entre as duas medições. Tal como na primeira fase de testes optou-se por não colocar os resultados obtidos no relatório pois o conjunto dos valores obtido segundo as todas configurações pois é muito extenso, a totalidade os resultados podem ser vistos no anexo B.3. Não ser discutidos apenas os resultados que foram mais semelhantes ao equipamento Citizen e ao método auscultatório. Os resultados foram obtidos usando o mesmo método de cálculo da primeira fase de testes. Para cada valor obtido no sistema desenvolvido foi calculada a diferença com os resultados dos outros equipamentos (esfignomanómetro e Citizen). O sistema desenvolvido apresenta 20 formas/configurações para calcular a pressão arterial, logo, vão obter-se 20 pares(sistólica e diastólica) de valores das diferenças para cada paciente analisado. Por fim são agrupados os valores obtidos em cada uma das 20 formas/configurações de se obter a pressão arterial, e é calculada a média e o desvio padrão. No final vai-se obter a diferença média para cada

método e o desvio padrão respectivo, tal como na primeira fase de testes. Na tabela 6.7 estão os 5 valores do sistema desenvolvido com maior semelhança aos resultados obtidos pelo esfignomanómetro (método auscultatório).

| Auscultatório | | | | |
|---------------|--------------------------|-------------------|-----------------------------|------------------------------|
| Posição | Média da diferença total | Grau do polinómio | Relação sistólica (R_S) | Relação diastólica (R_D) |
| 1 | 23,24 mmHg | 5 | 0,593 | 0,717 |
| 2 | 23,93 mmHg | 6 | 0,593 | 0,717 |
| 3 | 24,29 mmHg | 7 | 0,593 | 0,717 |
| 4 | 24,91 mmHg | 9 | 0,593 | 0,717 |
| 5 | 25,23 mmHg | 7 | 0,520 | 0,700 |

Tabela 6.7: Ordenação da média das diferenças totais segundo o método auscultatório

A relação que parece ter mais semelhança com o método auscultatório neste caso específico é a $R_S = 0,593$ e a $R_D = 0,717$, em todos os graus dos polinómios da função envolvente foi a relação que teve melhores resultados. No entanto estes resultados são piores que os obtidos na primeira fase de testes com o equipamento Omron, logo os resultados tem um menor grau de semelhança. Contudo o menor grau de semelhança nestes resultados poderá ser influenciado pelo facto de o sistema desenvolvido e o equipamento da Omron terem por base o método oscilométrico enquanto que o método auscultatório analisa os sons provocados pelo sangue a passar nas artérias, logo os resultados são menos semelhantes. A tabela 6.8 contém o valores das média das diferenças e os respectivos desvios padrões.

| Grau do polinómio | Relação sistólica (R_S) | Média da diferença da pressão sistólica (MDPS) | Desvio padrão MDPS | Relação diastólica (R_D) | Média da diferença da pressão sistólica (MDPS) | Desvio padrão MDPD |
|-------------------|-----------------------------|--|--------------------|------------------------------|--|--------------------|
| 5 | 0,593 | 12,35 mmHg | 10,54 | 0,717 | 10,89 mmHg | 5,42 |
| 6 | 0,593 | 13,35 mmHg | 10,16 | 0,717 | 10,58 mmHg | 5,94 |
| 7 | 0,593 | 13,59 mmHg | 9,02 | 0,717 | 10,70 mmHg | 6,57 |
| 9 | 0,593 | 14,32 mmHg | 8,73 | 0,717 | 10,59 mmHg | 7,24 |
| 7 | 0,520 | 15,07 mmHg | 13,10 | 0,700 | 10,16 mmHg | 6,43 |

Tabela 6.8: : Médias das diferenças e desvios padrões, método auscultatório

Na tabela 6.8 pode observar-se de uma forma geral que a pressão sistólica apresentou maior diferença, a média das diferenças é maior e os desvios padrões também são maiores que na pressão diastólica, isto poderá dever-se aos valores da pressão sistólica serem mais elevados logo poderem gerar variações maiores. Por outro lado sabe-se que a pressão sistólica é a mais influenciada pela elasticidade das artérias [42], e como as medições foram efectuadas sucessivamente com um curto intervalo de tempo para repouso, as pressões medidas poderão ter sido ligeiramente alteradas causado uma variação maior.

A tabela 6.9 lista as relações que mais se aproximam do equipamento Citizen.

| citizen(Oscilométrico) | | | | |
|------------------------|--------------------------|-------------------|-----------------------------|------------------------------|
| Posição | Média da diferença total | Grau do polinómio | Relação sistólica (R_S) | Relação diastólica (R_D) |
| 1 | 18,63 mmHg | 5 | 0,500 | 0,800 |
| 2 | 19,82 mmHg | 5 | 0,400 | 0,600 |
| 3 | 20,32 mmHg | 5 | 0,520 | 0,700 |
| 4 | 20,59 mmHg | 7 | 0,500 | 0,800 |
| 5 | 20,88 mmHg | 6 | 0,400 | 0,600 |

Tabela 6.9: Ordenação da média das diferenças totais segundo o Citizen

Os resultados das médias apresentadas são menores em geral que os obtidos no método auscultatório mas onde se observa uma maior decréscimo é no desvio padrão. O decréscimo deve-se provavelmente ao equipamento Citizen ter por base o método oscilométrico. Não houve uma relação predominante como aconteceu nos resultados anteriores. O melhor resultado foi o que usou a $R_S = 0,500 / R_D = 0,800$ com o polinómio de grau 5. Na tabela 6.10 estão os resultados obtidos com mais pormenor.

| Grau do polinómio | Relação sistólica (R_S) | Média da diferença da pressão sistólica (MDPS) | Desvio padrão MDPS | Relação diastólica (R_D) | Média da diferença da pressão sistólica (MDPS) | Desvio padrão MDPD |
|-------------------|-----------------------------|--|--------------------|------------------------------|--|--------------------|
| 5 | 0,500 | 10,21 mmHg | 5,78 | 0,800 | 8,42 mmHg | 4,56 |
| 5 | 0,400 | 7,77 mmHg | 4,76 | 0,600 | 12,05 mmHg | 4,65 |
| 5 | 0,520 | 10,83 mmHg | 6,36 | 0,700 | 9,49 mmHg | 4,45 |
| 7 | 0,500 | 12,70 mmHg | 6,84 | 0,800 | 7,89 mmHg | 5,58 |
| 6 | 0,400 | 9,84 mmHg | 6,04 | 0,600 | 11,04 mmHg | 5,38 |

Tabela 6.10: Médias das diferenças e desvios padrões, Citizen

A relação que melhor se ajusta à pressão sistólica é a que se encontra em segundo lugar a $R_S = 0,400$ é a que tem uma média menor e é também a que tem o menor desvio padrão ($7,77 \pm 4,76$). O menor valor da pressão diastólica é a $R_D = 0,800$ com o polinómio de grau 7 que é o que apresenta uma melhor média no entanto o primeiro valor a relação $R_D = 0,800$ com polinómio de grau 5 apresenta um desvio padrão menor. Nem para a pressão sistólica nem para a pressão diastólica o primeiro resultado é o que apresenta os valores mais próximos, mas o conjunto dos dois valores é o que apresenta uma melhor relação. É curioso ver que a envolvente calculada com o polinómio de grau 5 seja a que obtenha melhores aproximações ao equipamento citizen, nos testes anteriores (1ª fase) as envolventes com melhores resultados em comparação com ao equipamento Omron eram os polinómios de grau 6 e 7, estes dois polinómios são por norma os que se adaptam melhor sem criar vários intervalos de monotonia. A envolvente calculada com um polinómio de grau 5 não se aproxima tanto dos pontos máximos das oscilações como as de grau 6 e 7, no entanto e provavelmente por causa dos pacientes terem uma pressão irregular este polinómio elimina melhor possíveis interferências e atenua as oscilações.

Com a tabela 6.11 pretendeu-se juntar os resultados medidos pelos dois equipamentos e ver quais eram as relações que mais se aproximavam dos dois.

| auscultatório + Citizen | | | | |
|-------------------------|--------------------------|-------------------|-----------------------------|------------------------------|
| Posição | Média da diferença total | Grau do polinómio | Relação sistólica (R_S) | Relação diastólica (R_D) |
| 1 | 22,76 mmHg | 5 | 0,593 | 0,717 |
| 2 | 23,61 mmHg | 5 | 0,520 | 0,700 |
| 3 | 23,73 mmHg | 7 | 0,520 | 0,700 |
| 4 | 23,78 mmHg | 6 | 0,593 | 0,717 |
| 5 | 24,20 mmHg | 7 | 0,593 | 0,717 |

Tabela 6.11: Ordenação da média das diferenças totais segundo as duas medidas

Como acontece na comparação com o equipamento Citizen o polinómio de grau 5 aparece nas primeiras posições. O que talvez possa demonstrar que o polinómio de grau 5 seja mais adequado para casos gerais, é o que um polinómio que dá bons resultados quando comprando com vários valores de métodos diferentes. Nesta situação mais específica foi o que obteve o melhor resultado, as relações mais predominantes foram a $R_S = 0,593 / R_D = 0,717$ e a $R_S = 0,520 / R_D = 0,700$. A tabela 6.12 apresenta os resultados da pulsação da segunda fase de testes.

| Diferença da Pulsação (b/min) | | | |
|-------------------------------|------------|------------|-----------|
| Número | Pulsação A | Pulsação B | Diferença |
| 1 | 65 | 69 | 4 |
| 2 | 56 | 65 | 9 |
| 3 | 72 | 72 | 0 |
| 4 | 63 | 66 | 3 |
| 5 | 76 | 89 | 13 |
| 6 | 87 | 83 | 4 |
| 7 | 85 | 89 | 4 |
| 8 | 92 | 96 | 4 |
| 9 | 54 | não mediu | - |
| 10 | 64 | 65 | 1 |
| 11 | 72 | 75 | 3 |
| Média | | | 4,50 |
| Desvio padrão | | | 3,61 |

Tabela 6.12: Comparação entre as pulsações medidas na segunda fase de testes

Quanto à pulsação, esta apresenta valores muito semelhantes entre o equipamento

citizen (pulsção A) e o sistema desenvolvido (pulsção B), pois como já foi dito anteriormente, a pulsção é mais simples de determinar que a pressão arterial, logo é normal que os resultados variem menos. Só no paciente número 4 é que houve uma variação maior mas isso pode ter ficado a dever-se ao facto do paciente ter ficado nervoso ou haver alguma alteração que lhe tenha aumentado a pulsção. No paciente número 9 o programa não funcionou e não foi possível medir a pressão nem a pulsção logo os respectivos dados não entraram nos cálculos.

6.3 Análise dos resultados e conclusão

Como já foi referido anteriormente o objectivo destes testes não era obter resultados idênticos entre os diferentes equipamentos, pois existem diversos factores que o impedem. Um dos factores é a pressão arterial ser altamente variável e poder alterar-se de uma medição para outra, outro factor é a resistência e elasticidade das artérias que pode variar quando submetidas a várias medições sucessivas, outro motivo ainda que pode levar a uma alteração brusca de pressão é o nervosismo por parte do examinado. Apesar destes factores propiciarem alterações de pressão na segunda fase de testes esperavam-se resultados mais semelhantes entre os equipamentos do que os que foram obtidos.

Um dos factores que se pensa ter influenciado os valores obtidos nas medidas foi posição dos examinados. Apesar de todos os examinados terem ficado imóveis no decorrer das três medições, nem sempre se conseguiu que mantivessem a mesma posição nas 3 medições. Na maior parte dos casos, a posição dos examinados só se alterava na posição do braço oposto ao que era colocado a braçadeira, mas em algumas situações houve examinados que efectuaram uma ligeira rotação do torso para a esquerda (em direcção aos equipamentos), e em outras situações houve uma ligeira inclinação para a frente. Esta mudança de posição pode ter influenciado em alguns mmHg as medições da pressão. Outro factor que parece ter estado presente foi o nervosismo em certos pacientes, dificultando as medições.

Observou-se que existe uma diferença entre os valores obtidos por um método auscultatório e os obtidos por um equipamento oscilométrico, os dois métodos deveriam obter valores mais semelhantes pois o objectivo de um equipamento automático segundo o método oscilométrico é obter valores semelhantes ao método auscultatório.

Nos testes que foram efectuados tal não aconteceu, os valores foram bastantes diferentes. Houve resultados de alguns pacientes que prejudicaram o conjunto dos resultados pois as diferenças foram muito acima da média. Uma solução para resolver a disparidade de resultados era remover n medidas com maior diferença e remover também n medidas com menor diferença, desta forma os resultados ficavam uniformizados. No entanto optou-se por não remover nenhum dados pois o conjunto de teste era pequeno (11 pacientes).

Na comparação entre sistema desenvolvido e o Citizen também se obteve diferenças elevadas ente as medições mas no entanto as diferenças foram menores que as obtidas pelo esfignomanómetro. O sistema desenvolvido e o Citizen tem mais semelhanças entre eles pois a formula para o cálculo da pressão é semelhante, baseiam-se nas oscilações provocadas pela passagem do sangue na artéria braquial enquanto que o método auscultatório usa os sons de Korotkoff.

A conclusão que se pode tirar é que qualquer equipamento de medição da pressão arterial tem diferenças nos resultados de outros métodos/equipamentos por isso resultados medidos com um equipamento só devem ser comparados com outros resultados desse mesmo equipamento. Caso haja comparações de resultados de dispositivos diferentes deve se ter sempre em conta que haverá sempre diferenças de pressão mesmo que sejam ligeiras.

Nos conjuntos de dados obtidos nas duas fazes de teste os resultados não foram muito conclusivos, seriam necessárias mais algumas medições para ser possível tirar mais conclusões, seria interessante também testar alguns equipamentos comerciais de fabricantes diferentes e comparar os resultados entre eles.

Num trabalho futuro será interessante realizar novas medições. Em próximas medições pretende-se ter um maior controlo na posição dos pacientes e usando um método mais rigoroso para medir a pressão. Um procedimento que não foi efectuado em ambas as medições das duas fases foi dar um período de descanso inicial aos pacientes, cerca de 5 mins, todos os examinados descansaram cerca de 1 a 2 mins o que poderá não ter sido suficiente. Em medições futuras a posição dos pacientes deverá ser a mesma para evitar que eventuais diferenças afectem os resultados.

Capítulo 7

Trabalho Futuro e Conclusão

7.1 Conclusão

Existe actualmente muita investigação acerca do processamento de sinais fisiológicos, quer para a construção de equipamentos de medição autónomos, quer para a sua integração em sistemas de monitorização à distância, designados por sistemas de telemedicina. Um projecto desta natureza, iniciado no âmbito de um outro trabalho de mestrado, encontra-se actualmente em desenvolvimento na Universidade da Beira Interior. No projecto prevê-se a recolha de dados de pressão arterial e de Eletrocardiograma (ECG) em casa dos pacientes, que serão depois processados, armazenados e enviados para um servidor a fim de serem tratados automaticamente e/ou analisados por um profissional de saúde. Considerando primeiro a medição da pressão arterial, a utilização no sistema de equipamentos comerciais apresentou diversos problemas. O primeiro é a dificuldade apresentada pelos fabricantes em disponibilizarem rotinas para os controlar, nomeadamente em termos de recolha dos dados das medições. Em segundo lugar a dependência dos algoritmos dos fabricantes que não os revelam por razões comerciais. Assim tomou-se a decisão de desenvolver os nossos próprios equipamentos, quer do ponto de vista do hardware quer do software. Em relação ao hardware e por que não representa o principal desafio, tomou-se a decisão de desmontar um equipamento existente no mercado e usar os seus principais componentes, com pequenas adaptações. Uma das vantagens de se trabalhar directamente com hardware em vez de se usarem controladores e bibliotecas pré-feitas é a possibilidade de se poder optimizar o desempenho das aplicações e obter uma maior liberdade no desenvolvimento. A maior

desvantagem é o tempo adicional necessário, pois tem que se fazer um maior número de testes, calibrações e escrever código suplementar para interligar as várias partes da aplicação com o hardware. As principais dificuldades prendem-se assim com o software, tendo-se como objectivo obter valores comparáveis às obtidas por medidores de fabricantes de referência no mercado, neste caso a Omron e a Citizen. Embora praticamente todos os medidores automáticos se baseiem no processo oscilométrico, existem diferentes alternativas para os parâmetros e processos de medida que podem ser adoptados, tal como referido na literatura. Por exemplo, pode ser usado o método de cálculo da pressão sistólica/diastólica pelo método das derivadas ou pelo método da altura da envolvente das oscilações que usa uma relação predefinida entre a altura máxima obtida e as alturas obtidas na pressão sistólica e diastólica. A ideia por detrás destes métodos é obter valores o mais próximos possível dos obtidos pelo método auscultatório (sons de Korotkof), ainda hoje considerado o standard. Embora estes algoritmos sejam bem conhecidos, cada fabricante usa as suas variantes e assim teve-se como objectivos por um lado perceber que parâmetros eles usam de modo a que o medidor desenvolvido apresente valores semelhantes e por outro lado garantir a aproximação ao sistema auscultatório. Os resultados a que se chegou mostram quais os parâmetros que melhor permitem atingir estes objectivos. A correspondente validação foi efectuada através de medições efectuadas na consulta de hipertensão arterial (HTA) do Centro Hospitalar da Cova da Beira. Entretanto, algumas destas medições foram afectadas por algum nervosismo por parte de alguns pacientes. Crê-se que sendo realizadas em casa esse problema ficará atenuado. Em relação ao ECG, o desafio passa pela captação em boas condições do respectivo sinal, o qual se apresenta de pequena amplitude e muito sujeito a interferências que facilmente o mascaram. O passo seguinte é a eliminação destas interferências através de um processo de filtragem e posterior tratamento automático, nomeadamente para detecção automática das várias ondas que o compõem (P,Q,R,S,T,U). Este processo permite que o software possa por si mesmo efectuar um pré-diagnóstico, alertando para potenciais problemas, que podem ser usados para gerar automaticamente alertas ou alarmes. No entanto, por motivos de falta de tempo e do equipamento, não foi possível pôr em prática estas técnicas pelo que apenas foram apresentados os seus princípios.

7.2 Contribuições

A maior contribuição deste trabalho reside na implementação e testes de alguns algoritmos para calcular a pressão arterial segundo o método oscilométrico. Compararam-se as relações existentes para as pressões sistólica e diastólica propostas por vários autores utilizando o método da altura máxima da envolvente das oscilações, e também através do método da derivada máxima/derivada mínima. Verificou-se que cada equipamento comercial se aproxima mais de uma destas relações. Conclui-se portanto que, hoje em dia os equipamentos possuem métodos diferentes para calcular a pressão arterial, embora todos obtenham resultados muito semelhantes. Neste trabalho propôs-se um conjunto de passos e métodos que podem ser seguidos e reimplementados permitindo o cálculo da pressão arterial. Contudo, deveria idealmente ser criado um standard para determinar a pressão arterial, forçando os fabricantes a seguir um protocolo e minimizando assim a incoerência de resultados que existem entre os diversos equipamentos comerciais.

7.3 Perspectivas de trabalho futuro

Relativamente à medição da pressão arterial será necessário corrigir alguns problemas no código desenvolvido além de abordar alguns aspectos que não foram tratados. Como exemplo, o ajuste do algoritmo de medição em função da idade do utente. Em relação ao ECG, para além do estudo de outros métodos de processamento (ex. uso de wavelets), será desenvolvido um hardware que permita captar o respectivo sinal, de modo que os algoritmos a desenvolver possam ser testados. Finalmente, será feita a integração dos medidores no sistema de telemedicina em desenvolvimento, de modo a permitir que os utentes possam ser comodamente monitorizados em sua casa, evitando idas desnecessárias às unidades de saúde e desse modo contribuindo para a melhoria do sistema nacional de saúde.

Bibliografia

- [1] Balestrieri E and Rapuano S. Instruments and methods for calibration of oscilometric blood pressure measurement devices. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 59:2391–2404, 2010.
- [2] Keith L. Moore, Arthur F. Dalley, and Anne M. R. Agur. *Anatomia Orientada para a Clinica, 6ª edição*. Editora Guanabara, Rio de Janeiro, 2010.
- [3] Médiapedia.pt. Aterosclerose. "<http://www.medipedia.pt/home/home.php?module=artigoEnc&id=133>", 2008. "visitada em outubro 2011".
- [4] Elaine N. Marieb. *Anatomie et physiologie humaine , Adaptation de la 6ème édition américaine*. De Boeck Université, 1999.
- [5] Andrew R Houghton and David Gray. *Making sense of the ECG, 3rd Edition*. Hodder Arnold, 338 Euston Road, London, 2008.
- [6] Booth J. A short history of blood pressure measurement. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 70:793–799, 1977.
- [7] Mettler FA. Mettler CC. *History of Medicine*. Philadelphia-Toronto: Blakiston Co, 1947.
- [8] Potain P. *Dernière leçon de M. le professeur Potain*. Paris: impr. de J. Gainche, 1900.
- [9] Rica-Rocci S. Un nuovo sfigmomanometro. *Gazzetta Medica di Torino*, 50:981–96, 1977.
- [10] Rica-Rocci S. Un nuovo sfigmomanometro. *Gazzetta Medica di Torino*, 50:1001–17, 1977.

- [11] Segall HN. History of medicine: How korotkoff, the surgeon, discovered the auscultatory method of measuring arterial pressure. *Ann Intern Med*, 83:561–2, 1975.
- [12] Durable blood pressure reduction shown in patients treated with symplicity catheter. <http://www.rsnafastpass.net/print/34427>, September 2009.
- [13] Webster J.G. *Medical Instrumentation, Application and Design, 2nd Ed.* Cole Publishing Comapany, USA: Brooks, 1992.
- [14] Raghbir Singh. *Biomedical Instrumentation Technology and Application.* McGraw Hill, 2003.
- [15] D Perloff, C Grim, J Flack, ED Frohlich, M Hill, and M McDonald. Human blood pressure determination by sphygmomanometry. *Journal of the American Heart Association*, 1993.
- [16] Gary Drzewiecky, Dindu Solanki, Jia-Jung Wang, and John Li. A hydrostatic pressure approach to assess accuracy of finger blood pressure measurement. *IEEE*, 45, 1996.
- [17] Ai-Wu Pan Jufang He Kinouchi and Y. Yamaguchi. Inhomogeneous acoustic pressure field of cw ultrasound in relation to spectral power density distribution of blood-flow velocity in the carotid artery. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998.*, page 407, 1998.
- [18] Fung P. and et. al. Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pages 738–741, 2004.
- [19] Rein Raamat, Kersti Jagomagi, Jaak Talts, and Jana Kivastik. A hydrostatic pressure approach to assess accuracy of finger blood pressure measurement. *Proceedings of the 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, ITAB , IEEE*, 2009.
- [20] Poon C.C.Y. and Zhang Y.T. Cuff-less and noninvasive measurements of arterial blood pressure by pulse transit time. *27th Annual International Conference of the*

- Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE-EMBS.*, pages 5877 – 5880, 2006.
- [21] Waller AD. A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat. *The Journal of Physiology (London)*, 8:229–234, 1887.
- [22] Einthoven W. Galvanometrische registratie van het menschelijk electrocardiogram. In: *Herinneringsbundel Professor S. S. Rosenstein. Leiden: Eduard Ijdo*, pages 101–107, 1902.
- [23] Waller AD. Ueber die form des menschlichen electrocardiogramms. *Arch f d Ges Physiol*, 60:101–123, 1895.
- [24] Lewis T. A lecture on the evidences of auricular fibrillation, treated historically: Delivered at university college hospital. *Br Med*, 1:57–60, 1912.
- [25] Macleod AG Barker PS Wilson NF, Johnston FE. Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode. *Am Heart J.*, 9:447–458, 1934.
- [26] Jessica Lambourn. Portable ecg logger. Bachelor of engineering, University of Queensland, 2003.
- [27] Jamil Iqbal Khan. Portable ecg logger. Bachelor of engineering, University of Queensland, 2003.
- [28] Gurpinder Kaur. Design and development of dual channel ecg simulator and peak detector. Master's thesis, THAPAR INSTITUTE OF ENGINEERING and TECHNOLOGY DEEMED UNIVERSITY, 2006.
- [29] Mariana Avelar and Sergio Silva. Alarme de acidente cardiovascular. Relatório de trabalho final de curso, UNIVERSIDADE TÉCNICA DE LISBOA INSTITUTO SUPERIOR TÉCNICO, 2005.
- [30] Geoffrey Douglas Salter. Design and validation of an arterial pulse wave analysis device. Master's thesis, University of the Witwatersrand, 2005.
- [31] Baharuddin Bin Mustapha. Development of a pc interfaced blood pressure meter (e-bpms). Master's thesis, Universiti Teknologi Malaysia, 2008.

- [32] Him S.M Chua C.S. Digital blood pressure meter. Technical report, Freescale Semiconductor, 2005.
- [33] Java native interface. <http://download.oracle.com/javase/6/docs/technotes/guides/jni/index.html>.
- [34] David Gilbert. Jfreechart - java chart library. <http://www.jfree.org/jfreechart/>. – Vistada em Junho 2010.
- [35] Programming tutorials and source code examples – chart examples. <http://www.java2s.com/Code/Java/Chart/CatalogChart.htm>. – Vistada em Junho 2010.
- [36] R. Khandpur. *Biomedical instrumentation: Technology and applications*. New York: McGraw-Hill Professional, Novembro 2004.
- [37] W. Kaspari. Blood pressure: Differential auscultatory technique. *Med. Electron*, 1995.
- [38] A. Sapinski. Standard algorithm of blood pressure measurement by the oscillometric method. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 30:671, 1992.
- [39] L. A. Geddes. *Handbook of blood pressure measurement*. Clifton, NJ: Humana Press Inc, 1991.
- [40] A. Ball-Lovera, R. Del Rey, R. Ruso, J. Ramos, O. Batista, and I. Niubo. An experience in implementing the oscillometric algorithm for the non-invasive determination of human blood pressure. In *Proceedings of the 25th Annual International IEEE EMBS*, pages 3173–3175, Cancun, Mexico, 2008.
- [41] H. Sorvoja, R. Myllylä, P. Kärjä-Koskenkari, J. Koskenkari, M. Lilja, and Y. A. Kesäniemi. Accuracy comparison of oscilometric and eletronic palpation blood pressure measuring methods using intra-arterial method as reference. *Molecular Qantum Acoust.*, 26:235–260, 2005.
- [42] G Gelido, S Angilleta, A Pujalte, P Cornes, and D Craiem. Arterial pressure measurement: Is the envelope curve of the oscillometricmethod influenced by arterial stiffness? *16th Argentine Bioengineering Congress and 5th Conference of Clinical Engineering*, 90, 2007.

- [43] Weisstein, eric w. least squares fitting–polynomial. from mathworld–a wolfram web resource. <http://mathworld.wolfram.com/LeastSquaresFittingPolynomial.html>.
- [44] Jama : A java matrix package. <http://math.nist.gov/javanumerics/jama/>. – Vistada em Junho 2010.
- [45] Giuseppe Mancia, Guy De Backer, Anna Dominiczak, Renata Cifkova, Robert Fagard, Guido Grassi, Anthony M. Heagerty, Sverre E. Kjeldsen, Stephane Laurent, Krzysztof Narkiewicz, Luis Ruilope, Andrzej Rynkiewicz, Roland E. Schmieder, Harry A.J. Struijker Boudier, and Alberto Zanchetti. Guidelines for the management of arterial hypertension. *European Heart Journal*, 28, Issue12:1462–1536, 2007.
- [46] Robert Bristow–Johnson. Cookbook formulae for audio eq biquad filter coefficients.
- [47] Julius Orion Smith III. Physical audio signal processing. <https://ccrma.stanford.edu/~jos/filters/filters.html>. Center for Computer Research in Music and Acoustics (CCRMA) Department of Music, Stanford University, Stanford, California USA – Vistada em Junho 2010.
- [48] Tim Lindholm and Frank Yellin. The java virtual machine specification. http://java.sun.com/docs/books/jvms/second_edition/html/VMSpecTOC.doc.html. – Vistada em Junho 2010.
- [49] Craig Stuart Sapp. Digital music programming ii. <http://peabody.sapp.org/class/350.838/lab/biquad/>. – Vistada em Junho 2010.
- [50] H. C. BAZETT. An analysis of the time–relations of electrocardiograms. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 2:177?194, 1997.
- [51] Seth Suppappola and Ying Sun. Nonlinear transforms of ecg signals for digital qrs detection: A quantitative analysis. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, 41 Issue:4:397 – 400, 1994.
- [52] Flávio Amorim. Telemedicina e telecuidados. Master’s thesis, Universidade da Beira Interior, 2011.
- [53] Inc. Object Management Group. Unified modeling language. <http://www.uml.org/>. – Vistada em Junho 2010.

- [54] Pedro Inácio. Apontamentos engenharia de software. "<http://www.di.ubi.pt/~inacio/>", 2009.
- [55] Flavio Amorim. Telemedicina e telecuidados. Master's thesis, Universidade da Beira Interior.
- [56] George D. Greenwade. Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals. *Journal of the American Heart Association*, 45:142–161, 2005.
- [57] Protogerou AD, Papaioannou TG, Blacher J, Papamichael CM, Lekakis JP, and Safar ME. Central blood pressures: do we need them in the management of cardiovascular disease? is it a feasible therapeutic target? *J Hypertens*, 265–72, 2007.
- [58] Barold S. Serge. Willem einthoven and the birth of clinical electrocardiography a hundred years ago. *Cardiac Electrophysiology Review*, 7:99–104, 2003.
- [59] Léo Fabricio Pereira. Desenvolvimento de um sistema de verificação da pressão arterial através do método oscilométrico. Master's thesis, Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2006.

Anexo I: Manual de Utilizador

A.1 Manual de Utilizador

Procurou-se desenvolver o interface gráfico das aplicações(medidor de pressão arterial e electrocardiograma) o mais simples e fáceis de usar, no entanto, para uma melhor utilização do software dedicou-se esta secção à explicação do funcionamento dos programas para o utilizador final. A explicação será principalmente baseada em de imagens e terá menos texto que outras secções, a primeira aplicação a ser explicada vai ser o medidor de pressão arterial seguida do pelo ECG.

A.1.1 Pressão Arterial

A figura A.1 mostra o ecrã inicial do medidor de pressão arterial. No painel principal ao centro encontra-se uma imagem, e no segundo painel encontram-se uma série de botões. Alguns estão activos e outros desactivos, consoante possam ou não desempenhar a sua função. Os 4 botões que se encontram activos são:

- Iniciar
- Abrir
- Opções
- Sair

O botão iniciar permite começar uma medida da pressão arterial.

O botão Abrir permite ler de um ficheiro um exame que tenha sido anteriormente guardado.

O botão opções permite aceder às configurações deste programa.

O botão sair, como o nome indica, permite fechar o programa em segurança.

Se for seleccionado o botão iniciar, o programa irá iniciar uma recolha de dados seguido da análise da pressão.

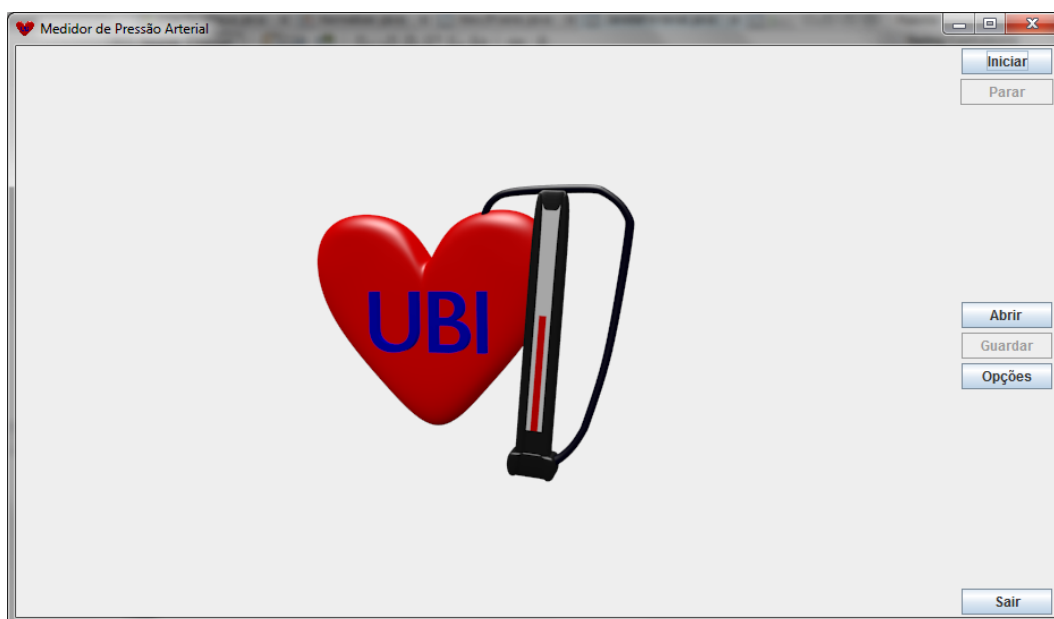


Figura A.1: janela inicial do medidor de pressão arterial

A figura A.2 mostra a mensagem que é mostrada logo a seguir ao ser pressionado o botão iniciar. Nesta fase o paciente ou examinado deverá colocar a braçadeira à volta do braço e seleccionar "Ok". Após se ter validado a caixa de diálogo, a braçadeira vai começar a encher de ar até atingir uma pressão razoável, a suficiente para poder medir a pressão.

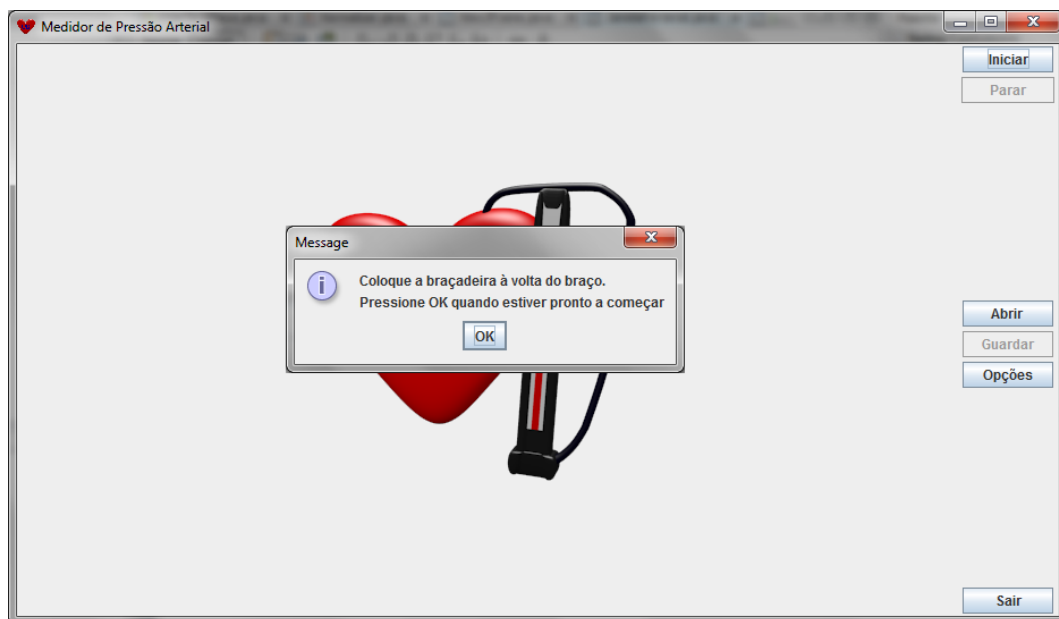


Figura A.2: mensagem de aviso, antes de iniciar a medição

A figura A.3 mostra a fase de espera, foi inserida no programa uma barra de carregamento para indicar que o exame está a decorrer e dar uma percepção do tempo que ainda vai demorar a terminar.

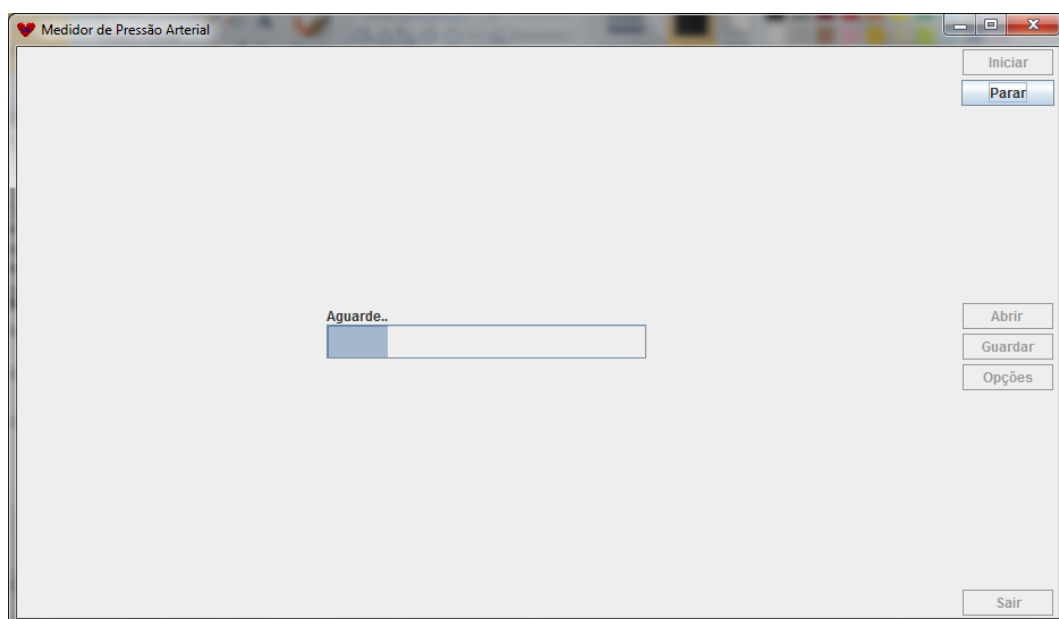


Figura A.3: barra de carregamento

A figura A.5 mostra o resultado de uma medição, os dados ficam representados num gráfico, também está representada a envolvente calculada pela função dos mínimos quadrados. Podem estar representadas varias envolventes criadas a partir de polinómios de graus diferentes. A seguir ao gráfico está um conjunto de checkboxes que permitem mostrar/ocultar os conjuntos de dados. A figura A.4 mostra um zoom do local onde estão situadas as checkboxes.

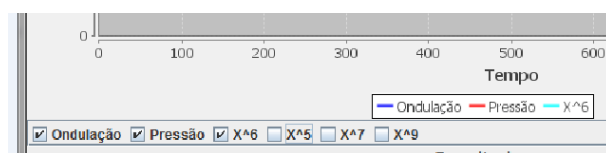


Figura A.4: checkbox para activar/desactivar gráficos

Na tabela, que está situada abaixo do gráfico e das checkboxes, estão os valores calculados pelos algoritmos de medição da pressão. Na figura A.5 está o resultado final de uma medida da pressão arterial

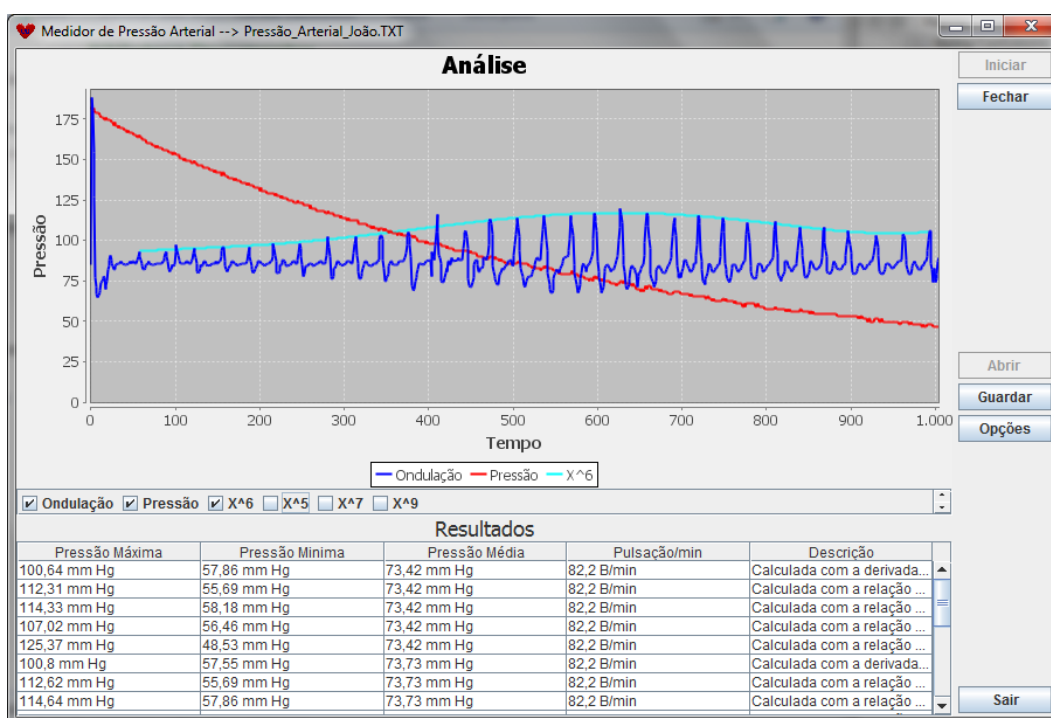


Figura A.5: Resultados da medida de pressão arterial

Se em vez de se querer efectuar uma medição, se quiser consultar dados guardados usa-se o botar abrir. Os dados são guardados sem qualquer tipo de tratamento, ao

abrir um ficheiro está-se a efectuar novamente o calculo da Pressão Arterial. A figura A.6 mostra uma caixa de dialogo que permite abrir ficheiros *.txt,

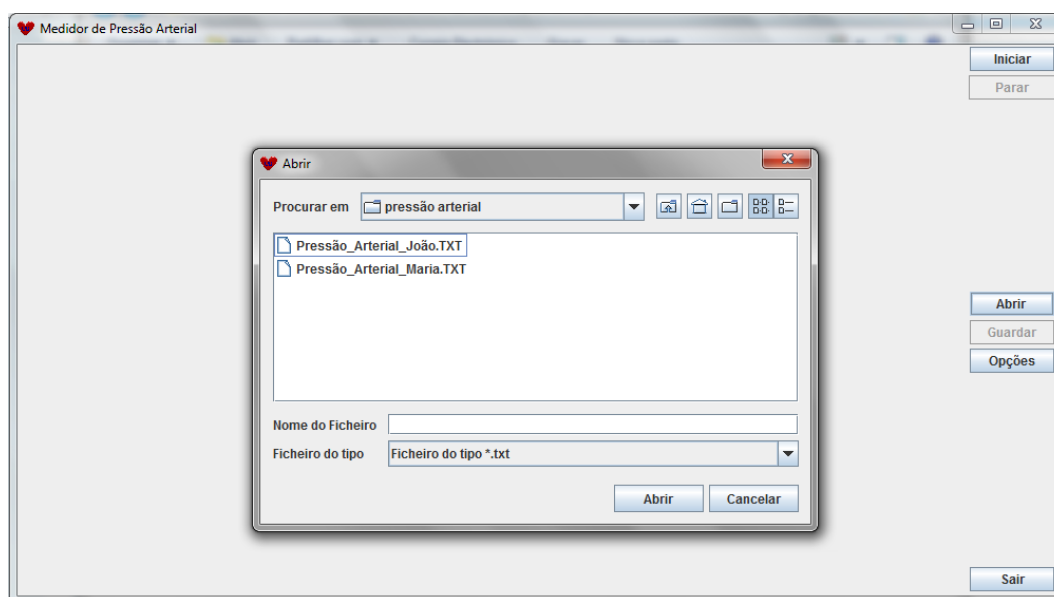


Figura A.6: Abrir dados

Após ter feito uma medição, se quiser guardar os dados, basta seleccionar o botão guardar. Vai aparecer uma caixa de dialogo semelhante à do abrir ficheiro, vai permitir seleccionar um local onde guardar os dados. A figura A.7 mostra essa operação.

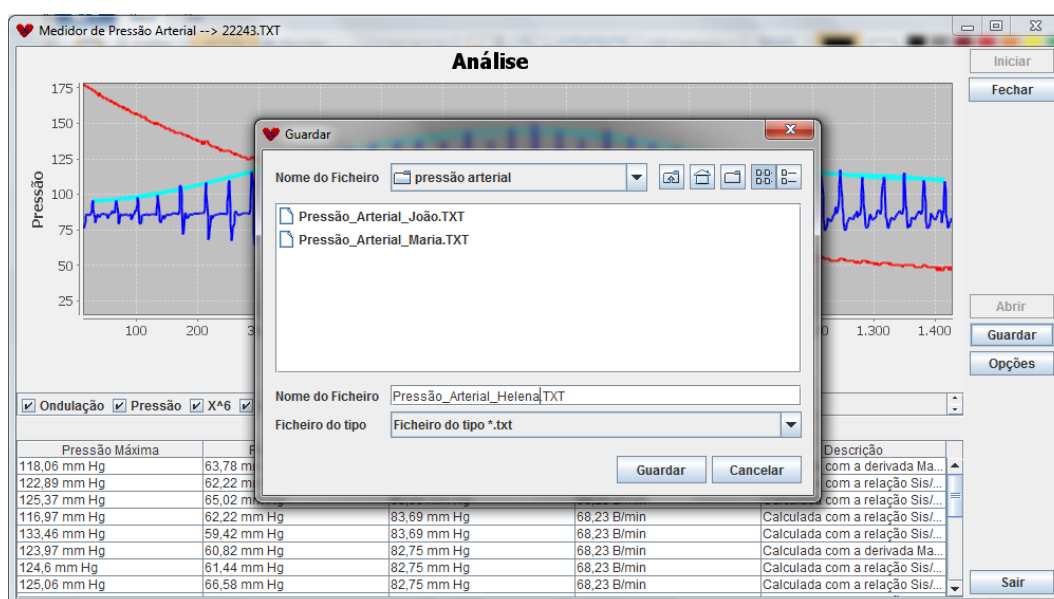


Figura A.7: Guardar dados em ficheiro

Ao escolher o botão opções será aberta uma nova janela com as opções permitidas no medidor de Pressão, a figura A.8 mostra as opções permitidas da pressão arterial. É possível alterar o código da placa da placa Vellman k8055, seleccionar entre diferentes polinómios, seleccionar o melhor para calcular a pressão, alterar configurações de detecção de máximos, e escolher a relação segundo a qual a medição vai ser feita.

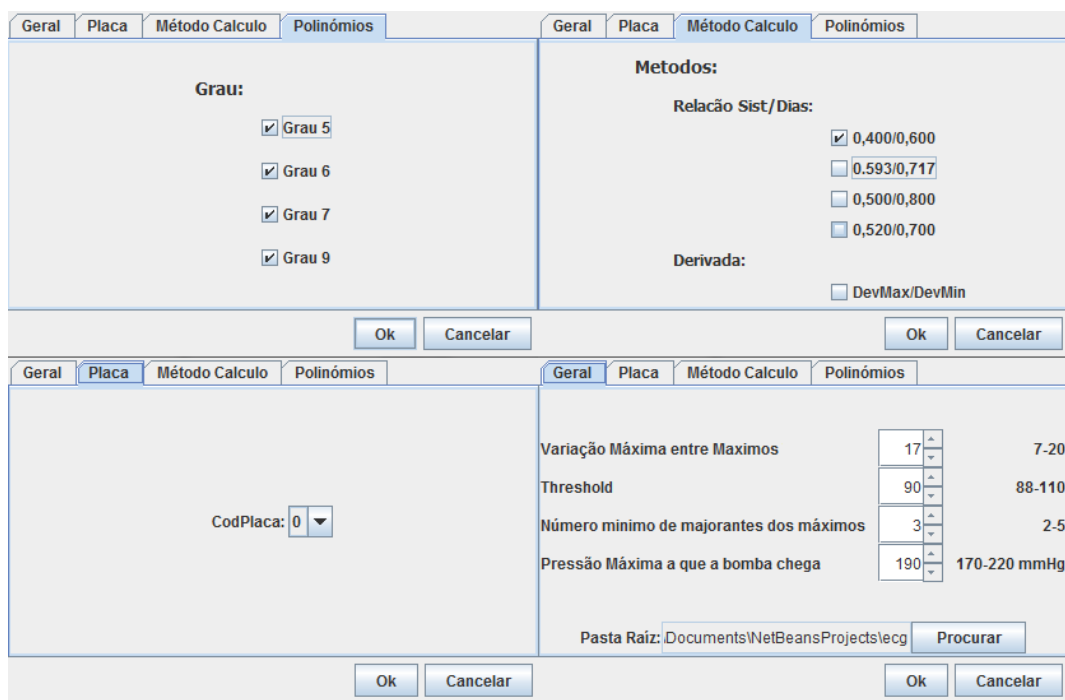


Figura A.8: Opções pressão arterial

A.1.2 Electrocardiograma

A aplicação do electrocardiograma não ficou totalmente concluída devido a problemas de implementação, e falta de tempos para resolver esses mesmos problemas. Contudo tem-se algumass imagens sobre o que ficou a funcionar do software.

Tal como na pressão arterial tentou-se criar um visual intuitivo e fácil de usar. Os botões encontram-se a ocupar a posição lateral esquerda, enquanto que ao centro está o gráfico do ECG

A figura A.9 mostra uma imagem do ECG antes de iniciar.

Os botões que a aplicação tem são:

- Iniciar - permite iniciar uma medição de dados do ECG

- Parar - Para a medição de dados
- Guardar Dados - Guarda os dados capturados
- Abrir Ficheiro - Abre um ficheiro como fonte da dados
- Gerar Relatório -Gera um relatório com o numero de pulsações por minuto, o tempo que decorreu o exame e as arritmias detectadas.
- Opções - Abre a janela de opções, permite comparar alguns parâmetros.

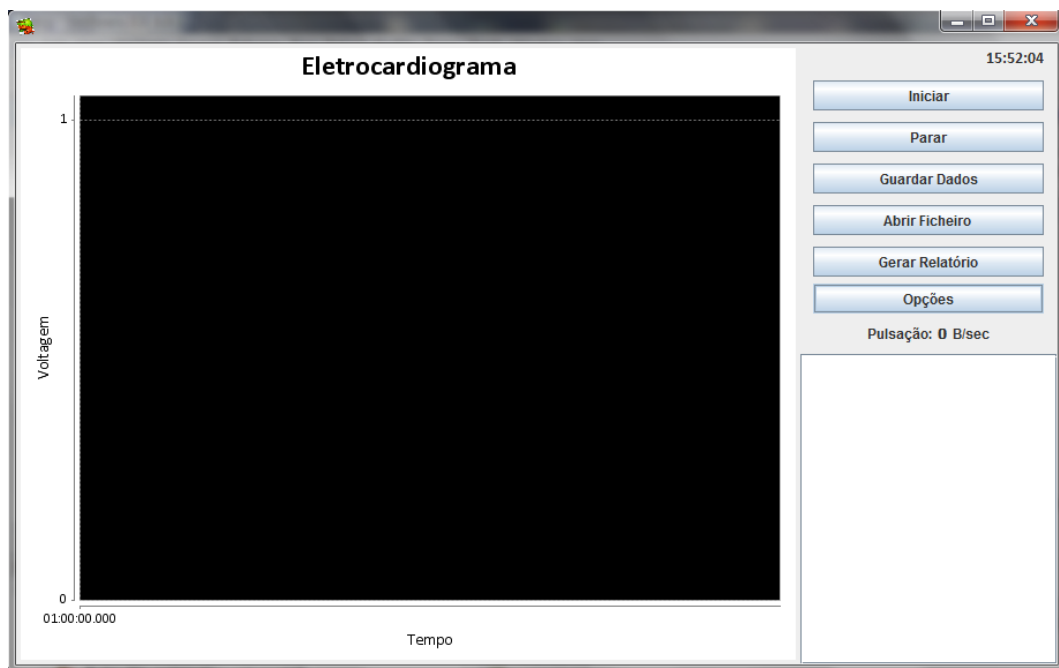


Figura A.9: Janela Ecg antes de iniciar o exame

A figura A.10 mostra um exame a decorrer.

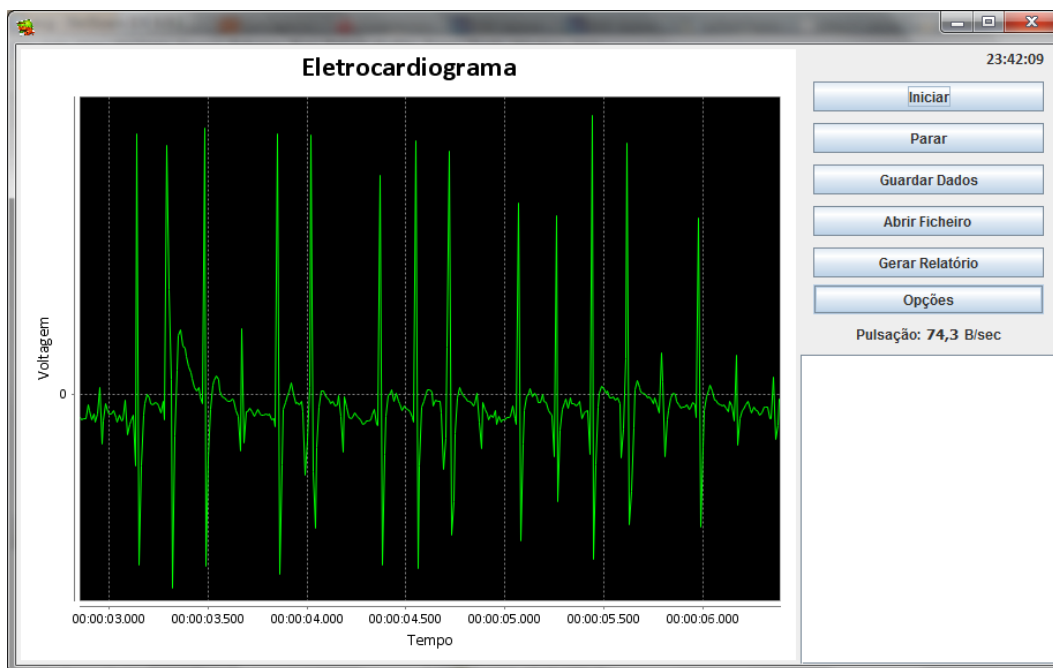


Figura A.10: Janela do ECG com um exame a decorrer

Tal como no medidor de pressão arterial, o ECG também permite ler e guardar valores, caso se pretenda ler ou guardar vai aparecer uma caixa de dialogo que permite ler ou guardar o ficheiro. A figura A.11 mostra uma caixa de dialogo para abrir ficheiros.

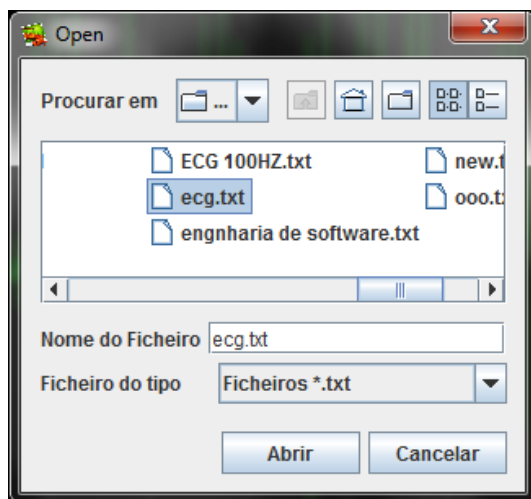


Figura A.11: Abrir ficheiro

A figura A.12 mostra uma mensagem após detectar uma arritmia.

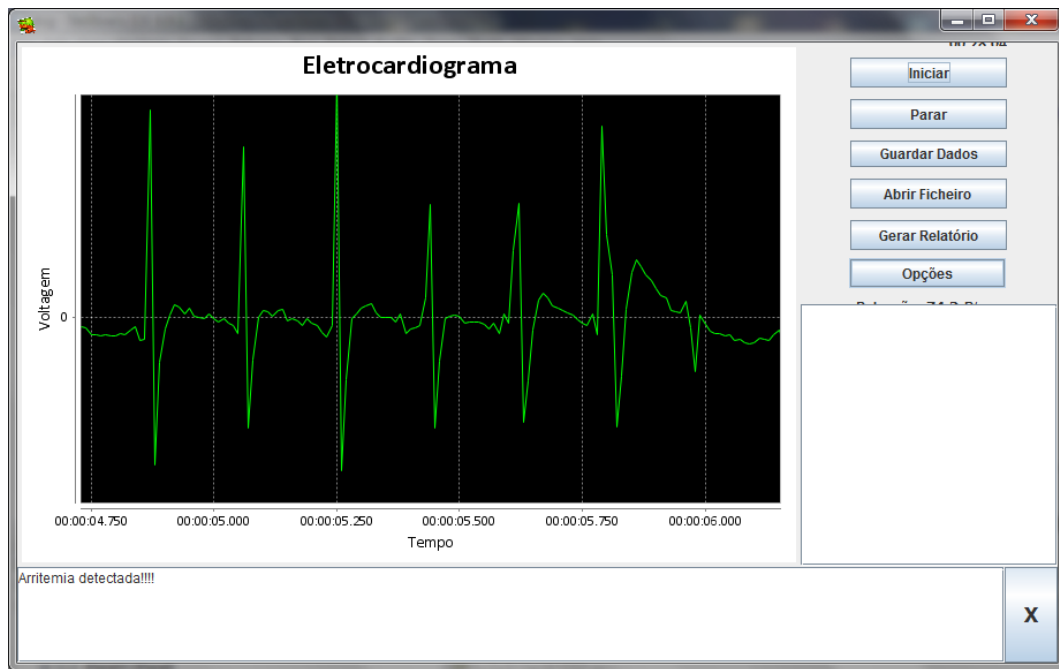


Figura A.12: Funcionamento do ECG

A figura A.13 contém opções sobre os filtros de dados, consegue-se configurar a taxa de amostragem (sample rate), e alterar a dimensão do gráfico onde são representados os dados do ECG. O gráfico está prefigurado inicialmente para mostrar 10 segundos de exame.

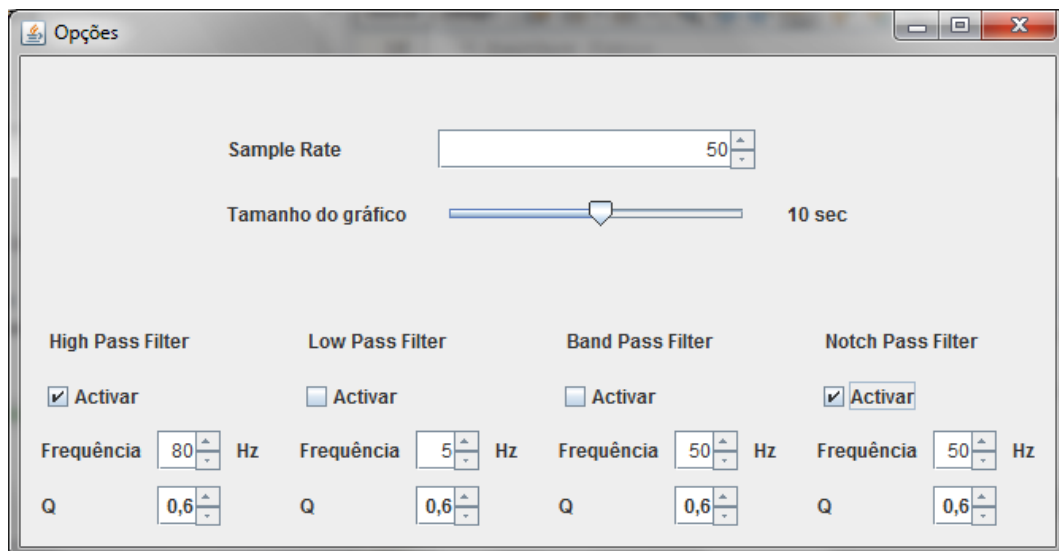


Figura A.13: Opções do ECG

Anexo II: Dados e resultados das medições de pressão arterial

B.2 Primeira fase de testes

| 1 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|-----|---------------------------|-------|-------|-------------|-----------|------------|-----|-------------|------|
| num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 128,33 | 51,8 | 91 | derivada | 6 | 126 | 76 | 2,33 | 24,2 |
| 2 | 138,75 | 73,26 | 91 | 0.520/0.700 | 6 | 126 | 76 | 12,75 | 2,74 |
| 3 | 141,24 | 75,91 | 91 | 0.500/0.800 | 6 | 126 | 76 | 15,24 | 0,09 |
| 4 | 131,91 | 72,18 | 91 | 0.593/0.717 | 6 | 126 | 76 | 5,91 | 3,82 |
| 5 | 151,66 | 68,6 | 91 | 0.400/0.600 | 6 | 126 | 76 | 25,66 | 7,4 |
| 6 | 136,26 | 71,86 | 95,35 | derivada | 5 | 126 | 76 | 10,26 | 4,14 |
| 7 | 139,37 | 70,15 | 95,35 | 0.520/0.700 | 5 | 126 | 76 | 13,37 | 5,85 |
| 8 | 141,4 | 75,6 | 95,35 | 0.500/0.800 | 5 | 126 | 76 | 15,4 | 0,4 |
| 9 | 133,77 | 72,33 | 95,35 | 0.593/0.717 | 5 | 126 | 76 | 7,77 | 3,67 |
| 10 | 149,49 | 67,51 | 95,35 | 0.400/0.600 | 5 | 126 | 76 | 23,49 | 8,49 |
| 11 | 127,86 | 51,8 | 91 | derivada | 7 | 126 | 76 | 1,86 | 24,2 |
| 12 | 138,44 | 73,26 | 91 | 0.520/0.700 | 7 | 126 | 76 | 12,44 | 2,74 |
| 13 | 141,24 | 75,75 | 91 | 0.500/0.800 | 7 | 126 | 76 | 15,24 | 0,25 |
| 14 | 131,91 | 72,33 | 91 | 0.593/0.717 | 7 | 126 | 76 | 5,91 | 3,67 |
| 15 | 151,66 | 68,6 | 91 | 0.400/0.600 | 7 | 126 | 76 | 25,66 | 7,4 |
| 16 | 150,26 | 76,69 | 88,82 | derivada | 9 | 126 | 76 | 24,26 | 0,69 |
| 17 | 140,93 | 73,42 | 88,82 | 0.520/0.700 | 9 | 126 | 76 | 14,93 | 2,58 |
| 18 | 141,55 | 76,22 | 88,82 | 0.500/0.800 | 9 | 126 | 76 | 15,55 | 0,22 |
| 19 | 133,31 | 74,82 | 88,82 | 0.593/0.717 | 9 | 126 | 76 | 7,31 | 1,18 |
| 20 | 151,51 | 69,53 | 88,82 | 0.400/0.600 | 9 | 126 | 76 | 25,51 | 6,47 |

Tabela B.1: Dados do examinado nº 1 da primeira fase de testes

128ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| 2 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|----|---------------------------|-------|-------|-------------|---|------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max |
| 1 | 173,44 | 69,69 | 88,98 | derivada | 6 | 116 | 72 | 57,44 | 2,31 |
| 2 | 124,6 | 69,69 | 88,98 | 0.520/0.700 | 6 | 126 | 76 | 1,4 | 6,31 |
| 3 | 126,62 | 73,58 | 88,98 | 0.500/0.800 | 6 | 126 | 76 | 0,62 | 2,42 |
| 4 | 119,46 | 70,46 | 88,98 | 0.593/0.717 | 6 | 126 | 76 | 6,54 | 5,54 |
| 5 | 136,11 | 67,35 | 88,98 | 0.400/0.600 | 6 | 126 | 76 | 10,11 | 8,65 |
| 6 | 122,89 | 67,35 | 87,89 | derivada | 5 | 126 | 76 | 3,11 | 8,65 |
| 7 | 128,02 | 68,6 | 87,89 | 0.520/0.700 | 5 | 126 | 76 | 2,02 | 7,4 |
| 8 | 129,26 | 72,33 | 87,89 | 0.500/0.800 | 5 | 126 | 76 | 3,26 | 3,67 |
| 9 | 122,73 | 68,75 | 87,89 | 0.593/0.717 | 5 | 126 | 76 | 3,27 | 7,25 |
| 10 | 137,66 | 65,64 | 87,89 | 0.400/0.600 | 5 | 126 | 76 | 11,66 | 10,36 |
| 11 | 109,82 | 69,69 | 87,73 | derivada | 7 | 126 | 76 | 16,18 | 6,31 |
| 12 | 126,46 | 70,15 | 87,73 | 0.520/0.700 | 7 | 126 | 76 | 0,46 | 5,85 |
| 13 | 128,17 | 72,95 | 87,73 | 0.500/0.800 | 7 | 126 | 76 | 2,17 | 3,05 |
| 14 | 120,09 | 71,09 | 87,73 | 0.593/0.717 | 7 | 126 | 76 | 5,91 | 4,91 |
| 15 | 138,44 | 67,04 | 87,73 | 0.400/0.600 | 7 | 126 | 76 | 12,44 | 8,96 |
| 16 | 105,15 | 71,09 | 87,73 | derivada | 9 | 126 | 76 | 20,85 | 4,91 |
| 17 | 126,46 | 71,09 | 87,73 | 0.520/0.700 | 9 | 126 | 76 | 0,46 | 4,91 |
| 18 | 128,49 | 74,66 | 87,73 | 0.500/0.800 | 9 | 126 | 76 | 2,49 | 1,34 |
| 19 | 119,31 | 71,09 | 87,73 | 0.593/0.717 | 9 | 126 | 76 | 6,69 | 4,91 |
| 20 | 138,75 | 68,13 | 87,73 | 0.400/0.600 | 9 | 126 | 76 | 12,75 | 7,87 |

Tabela B.2: Dados do examinado nº 2 da primeira fase de testes

| 3 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|----|---------------------------|-------|-------|-------------|---|------------|-----|-------------|------|
| | num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max |
| 1 | 117,13 | 71,09 | 88,98 | derivada | 6 | 112 | 71 | 5,13 | 0,09 |
| 2 | 126,15 | 68,91 | 88,98 | 0.520/0.700 | 6 | 112 | 71 | 14,15 | 2,09 |
| 3 | 127,09 | 73,42 | 88,98 | 0.500/0.800 | 6 | 112 | 71 | 15,09 | 2,42 |
| 4 | 120,4 | 69,06 | 88,98 | 0.593/0.717 | 6 | 112 | 71 | 8,4 | 1,94 |
| 5 | 137,04 | 62,53 | 88,98 | 0.400/0.600 | 6 | 112 | 71 | 25,04 | 8,47 |
| 6 | 125,06 | 67,04 | 90,38 | derivada | 5 | 112 | 71 | 13,06 | 3,96 |
| 7 | 128,33 | 67,04 | 90,38 | 0.520/0.700 | 5 | 112 | 71 | 16,33 | 3,96 |
| 8 | 130,35 | 71,71 | 90,38 | 0.500/0.800 | 5 | 112 | 71 | 18,35 | 0,71 |
| 9 | 122,57 | 67,04 | 90,38 | 0.593/0.717 | 5 | 112 | 71 | 10,57 | 3,96 |
| 10 | 138,29 | 63,46 | 90,38 | 0.400/0.600 | 5 | 112 | 71 | 26,29 | 7,54 |
| 11 | 117,13 | 71,09 | 88,98 | derivada | 7 | 112 | 71 | 5,13 | 0,09 |
| 12 | 126,15 | 68,91 | 88,98 | 0.520/0.700 | 7 | 112 | 71 | 14,15 | 2,09 |
| 13 | 127,24 | 73,42 | 88,98 | 0.500/0.800 | 7 | 112 | 71 | 15,24 | 2,42 |
| 14 | 120,4 | 68,91 | 88,98 | 0.593/0.717 | 7 | 112 | 71 | 8,4 | 2,09 |
| 15 | 137,04 | 62,69 | 88,98 | 0.400/0.600 | 7 | 112 | 71 | 25,04 | 8,31 |
| 16 | 113,24 | 70,31 | 91 | derivada | 9 | 112 | 71 | 1,24 | 0,69 |
| 17 | 125,37 | 68,6 | 91 | 0.520/0.700 | 9 | 112 | 71 | 13,37 | 2,4 |
| 18 | 126,46 | 73,42 | 91 | 0.500/0.800 | 9 | 112 | 71 | 14,46 | 2,42 |
| 19 | 119,31 | 69,06 | 91 | 0.593/0.717 | 9 | 112 | 71 | 7,31 | 1,94 |
| 20 | 137,82 | 62,69 | 91 | 0.400/0.600 | 9 | 112 | 71 | 25,82 | 8,31 |

Tabela B.3: Dados do examinado nº 3 da primeira fase de testes

| 4 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | | |
|----|---------------------------|-------|-------|-------------|---|------------|-----|-------------|-------|-------|
| | num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 179,82 | 63,15 | 71,4 | derivada | | 6 | 105 | 62 | 74,82 | 1,15 |
| 2 | 102,82 | 56,62 | 71,4 | 0.520/0.700 | | 6 | 105 | 62 | 2,18 | 5,38 |
| 3 | 104,22 | 60,98 | 71,4 | 0.500/0.800 | | 6 | 105 | 62 | 0,78 | 1,02 |
| 4 | 99,4 | 57,4 | 71,4 | 0.593/0.717 | | 6 | 105 | 62 | 5,6 | 4,6 |
| 5 | 110,44 | 53,66 | 71,4 | 0.400/0.600 | | 6 | 105 | 62 | 5,44 | 8,34 |
| 6 | 95,35 | 61,6 | 70,78 | derivada | | 5 | 105 | 62 | 9,65 | 0,4 |
| 7 | 102,35 | 57,55 | 70,78 | 0.520/0.700 | | 5 | 105 | 62 | 2,65 | 4,45 |
| 8 | 104,22 | 62,06 | 70,78 | 0.500/0.800 | | 5 | 105 | 62 | 0,78 | 0,06 |
| 9 | 98,46 | 58,64 | 70,78 | 0.593/0.717 | | 5 | 105 | 62 | 6,54 | 3,36 |
| 10 | 110,75 | 55,84 | 70,78 | 0.400/0.600 | | 5 | 105 | 62 | 5,75 | 6,16 |
| 11 | 93,33 | 51,95 | 72,18 | derivada | | 7 | 105 | 62 | 11,67 | 10,05 |
| 12 | 100,49 | 54,6 | 72,18 | 0.520/0.700 | | 7 | 105 | 62 | 4,51 | 7,4 |
| 13 | 101,57 | 63 | 72,18 | 0.500/0.800 | | 7 | 105 | 62 | 3,43 | 1 |
| 14 | 96,75 | 56,46 | 72,18 | 0.593/0.717 | | 7 | 105 | 62 | 8,25 | 5,54 |
| 15 | 109,82 | 52,11 | 72,18 | 0.400/0.600 | | 7 | 105 | 62 | 4,82 | 9,89 |
| 16 | 96,91 | 62,22 | 73,89 | derivada | | 9 | 105 | 62 | 8,09 | 0,22 |
| 17 | 101,73 | 54,29 | 73,89 | 0.520/0.700 | | 9 | 105 | 62 | 3,27 | 7,71 |
| 18 | 102,35 | 61,13 | 73,89 | 0.500/0.800 | | 9 | 105 | 62 | 2,65 | 0,87 |
| 19 | 98,46 | 56,15 | 73,89 | 0.593/0.717 | | 9 | 105 | 62 | 6,54 | 5,85 |
| 20 | 108,73 | 52,11 | 73,89 | 0.400/0.600 | | 9 | 105 | 62 | 3,73 | 9,89 |

Tabela B.4: Dados do examinado nº 4 da primeira fase de testes

| 5 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | | |
|----|---------------------------|-------|--------|-------------|---|------------|-----|-------------|-------|-------|
| | num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 139,22 | 88,51 | 106,55 | derivada | | 6 | 131 | 84 | 8,22 | 4,51 |
| 2 | 139,84 | 87,89 | 106,55 | 0.520/0.700 | | 6 | 131 | 84 | 8,84 | 3,89 |
| 3 | 141,09 | 92,24 | 106,55 | 0.500/0.800 | | 6 | 131 | 84 | 10,09 | 8,24 |
| 4 | 135,95 | 88,2 | 106,55 | 0.593/0.717 | | 6 | 131 | 84 | 4,95 | 4,2 |
| 5 | 148,09 | 83,53 | 106,55 | 0.400/0.600 | | 6 | 131 | 84 | 17,09 | 0,47 |
| 6 | 138,91 | 52,89 | 104,37 | derivada | | 5 | 131 | 84 | 7,91 | 31,11 |
| 7 | 140,15 | 87,11 | 104,37 | 0.520/0.700 | | 5 | 131 | 84 | 9,15 | 3,11 |
| 8 | 141,71 | 90,38 | 104,37 | 0.500/0.800 | | 5 | 131 | 84 | 10,71 | 6,38 |
| 9 | 136,11 | 88,51 | 104,37 | 0.593/0.717 | | 5 | 131 | 84 | 5,11 | 4,51 |
| 10 | 148,86 | 82,91 | 104,37 | 0.400/0.600 | | 5 | 131 | 84 | 17,86 | 1,09 |
| 11 | 132,37 | 91,15 | 104,37 | derivada | | 7 | 131 | 84 | 1,37 | 7,15 |
| 12 | 139,22 | 88,04 | 104,37 | 0.520/0.700 | | 7 | 131 | 84 | 8,22 | 4,04 |
| 13 | 139,69 | 91,15 | 104,37 | 0.500/0.800 | | 7 | 131 | 84 | 8,69 | 7,15 |
| 14 | 135,02 | 90,06 | 104,37 | 0.593/0.717 | | 7 | 131 | 84 | 4,02 | 6,06 |
| 15 | 147,93 | 84,46 | 104,37 | 0.400/0.600 | | 7 | 131 | 84 | 16,93 | 0,46 |
| 16 | 130,51 | 90,38 | 102,82 | derivada | | 9 | 131 | 84 | 0,49 | 6,38 |
| 17 | 139,22 | 90,06 | 102,82 | 0.520/0.700 | | 9 | 131 | 84 | 8,22 | 6,06 |
| 18 | 139,69 | 91,78 | 102,82 | 0.500/0.800 | | 9 | 131 | 84 | 8,69 | 7,78 |
| 19 | 134,86 | 91,15 | 102,82 | 0.593/0.717 | | 9 | 131 | 84 | 3,86 | 7,15 |
| 20 | 148,55 | 86,33 | 102,82 | 0.400/0.600 | | 9 | 131 | 84 | 17,55 | 2,33 |

Tabela B.5: Dados do examinado nº 5 da primeira fase de testes

130ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| 6 | | Sistema desenvolvido (sd) | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|-----|--------|---------------------------|-------|-------------|-----------|------------|-----|-------------|-------|
| num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 181,53 | 52,26 | 83,53 | derivada | 6 | 122 | 65 | 59,53 | 12,74 |
| 2 | 128,02 | 62,69 | 83,53 | 0.520/0.700 | 6 | 122 | 65 | 6,02 | 2,31 |
| 3 | 130,2 | 70,15 | 83,53 | 0.500/0.800 | 6 | 122 | 65 | 8,2 | 5,15 |
| 4 | 119,93 | 64,86 | 83,53 | 0.593/0.717 | 6 | 122 | 65 | 2,07 | 0,14 |
| 5 | 159,28 | 52,42 | 83,53 | 0.400/0.600 | 6 | 122 | 65 | 37,28 | 12,58 |
| 6 | 120,55 | 66,89 | 81,04 | derivada | 5 | 122 | 65 | 1,45 | 1,89 |
| 7 | 133,46 | 51,8 | 81,04 | 0.520/0.700 | 5 | 122 | 65 | 11,46 | 13,2 |
| 8 | 135,8 | 66,58 | 81,04 | 0.500/0.800 | 5 | 122 | 65 | 13,8 | 1,58 |
| 9 | 126,77 | 61,29 | 81,04 | 0.593/0.717 | 5 | 122 | 65 | 4,77 | 3,71 |
| 10 | 149,8 | 56,31 | 81,04 | 0.400/0.600 | 5 | 122 | 65 | 27,8 | 8,69 |
| 11 | 181,53 | 52,26 | 83,22 | derivada | 7 | 122 | 65 | 59,53 | 12,74 |
| 12 | 128,33 | 64,09 | 83,22 | 0.520/0.700 | 7 | 122 | 65 | 6,33 | 0,91 |
| 13 | 131,13 | 69,22 | 83,22 | 0.500/0.800 | 7 | 122 | 65 | 9,13 | 4,22 |
| 14 | 119,93 | 65,33 | 83,22 | 0.593/0.717 | 7 | 122 | 65 | 2,07 | 0,33 |
| 15 | 155,55 | 51,95 | 83,22 | 0.400/0.600 | 7 | 122 | 65 | 33,55 | 13,05 |
| 16 | 104,06 | 73,42 | 84,46 | derivada | 9 | 122 | 65 | 17,94 | 8,42 |
| 17 | 127,86 | 62,53 | 84,46 | 0.520/0.700 | 9 | 122 | 65 | 5,86 | 2,47 |
| 18 | 131,91 | 69,69 | 84,46 | 0.500/0.800 | 9 | 122 | 65 | 9,91 | 4,69 |
| 19 | 116,35 | 66,73 | 84,46 | 0.593/0.717 | 9 | 122 | 65 | 5,65 | 1,73 |
| 20 | 154 | 53,2 | 84,46 | 0.400/0.600 | 9 | 122 | 65 | 32 | 11,8 |

Tabela B.6: Dados do examinado nº 6 da primeira fase de testes

| 7 | | Sistema desenvolvido (sd) | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|-----|--------|---------------------------|--------|-------------|-----------|------------|-----|-------------|-------|
| num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 121,17 | 74,98 | 92,55 | derivada | 6 | 137 | 87 | 15,83 | 12,02 |
| 2 | 129,26 | 76,53 | 92,55 | 0.520/0.700 | 6 | 137 | 87 | 7,74 | 10,47 |
| 3 | 130,82 | 78,24 | 92,55 | 0.500/0.800 | 6 | 137 | 87 | 6,18 | 8,76 |
| 4 | 124,75 | 76,22 | 92,55 | 0.593/0.717 | 6 | 137 | 87 | 12,25 | 10,78 |
| 5 | 139,69 | 72,18 | 92,55 | 0.400/0.600 | 6 | 137 | 87 | 2,69 | 14,82 |
| 6 | 130,82 | 71,24 | 94,57 | derivada | 5 | 137 | 87 | 6,18 | 15,76 |
| 7 | 133,31 | 73,73 | 94,57 | 0.520/0.700 | 5 | 137 | 87 | 3,69 | 13,27 |
| 8 | 134,24 | 77,93 | 94,57 | 0.500/0.800 | 5 | 137 | 87 | 2,76 | 9,07 |
| 9 | 129,11 | 74,2 | 94,57 | 0.593/0.717 | 5 | 137 | 87 | 7,89 | 12,8 |
| 10 | 140,62 | 70,31 | 94,57 | 0.400/0.600 | 5 | 137 | 87 | 3,62 | 16,69 |
| 11 | 121,8 | 73,89 | 92,4 | derivada | 7 | 137 | 87 | 15,2 | 13,11 |
| 12 | 129,89 | 76,06 | 92,4 | 0.520/0.700 | 7 | 137 | 87 | 7,11 | 10,94 |
| 13 | 131,6 | 79,02 | 92,4 | 0.500/0.800 | 7 | 137 | 87 | 5,4 | 7,98 |
| 14 | 124,91 | 76,69 | 92,4 | 0.593/0.717 | 7 | 137 | 87 | 12,09 | 10,31 |
| 15 | 140,15 | 72,02 | 92,4 | 0.400/0.600 | 7 | 137 | 87 | 3,15 | 14,98 |
| 16 | 178,88 | 76,53 | 168,93 | derivada | 9 | 137 | 87 | 41,88 | 10,47 |
| 17 | 0 | 157,73 | 168,93 | 0.520/0.700 | 9 | 137 | 87 | 137 | 70,73 |
| 18 | 0 | 157,73 | 168,93 | 0.500/0.800 | 9 | 137 | 87 | 137 | 70,73 |
| 19 | 0 | 157,73 | 168,93 | 0.593/0.717 | 9 | 137 | 87 | 137 | 70,73 |
| 20 | 0 | 157,73 | 168,93 | 0.400/0.600 | 9 | 137 | 87 | 137 | 70,73 |

Tabela B.7: Dados do examinado nº 7 da primeira fase de testes

| 8 | | Sistema desenvolvido (sd) | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|-----|--------|---------------------------|--------|-------------|-----------|------------|-----|-------------|-------|
| num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 101,57 | 60,82 | 72,49 | derivada | 6 | 107 | 70 | 5,43 | 9,18 |
| 2 | 105,62 | 54,6 | 72,49 | 0.520/0.700 | 6 | 107 | 70 | 1,38 | 15,4 |
| 3 | 106,24 | 60,66 | 72,49 | 0.500/0.800 | 6 | 107 | 70 | 0,76 | 9,34 |
| 4 | 101,57 | 57,24 | 72,49 | 0.593/0.717 | 6 | 107 | 70 | 5,43 | 12,76 |
| 5 | 113,4 | 54,6 | 72,49 | 0.400/0.600 | 6 | 107 | 70 | 6,4 | 15,4 |
| 6 | 181,06 | 60,98 | 170,64 | derivada | 5 | 107 | 70 | 74,06 | 9,02 |
| 7 | 0 | 152,28 | 170,64 | 0.520/0.700 | 5 | 107 | 70 | 107 | 82,28 |
| 8 | 0 | 152,28 | 170,64 | 0.500/0.800 | 5 | 107 | 70 | 107 | 82,28 |
| 9 | 0 | 152,28 | 170,64 | 0.593/0.717 | 5 | 107 | 70 | 107 | 82,28 |
| 10 | 0 | 152,28 | 170,64 | 0.400/0.600 | 5 | 107 | 70 | 107 | 82,28 |
| 11 | 98 | 63 | 73,89 | derivada | 7 | 107 | 70 | 9 | 7 |
| 12 | 105 | 53,2 | 73,89 | 0.520/0.700 | 7 | 107 | 70 | 2 | 16,8 |
| 13 | 105,62 | 60,51 | 73,89 | 0.500/0.800 | 7 | 107 | 70 | 1,38 | 9,49 |
| 14 | 101,11 | 55,38 | 73,89 | 0.593/0.717 | 7 | 107 | 70 | 5,89 | 14,62 |
| 15 | 112,31 | 53,2 | 73,89 | 0.400/0.600 | 7 | 107 | 70 | 5,31 | 16,8 |
| 16 | 98,15 | 63,62 | 72,49 | derivada | 9 | 107 | 70 | 8,85 | 6,38 |
| 17 | 105,31 | 52,26 | 72,49 | 0.520/0.700 | 9 | 107 | 70 | 1,69 | 17,74 |
| 18 | 105,62 | 60,82 | 72,49 | 0.500/0.800 | 9 | 107 | 70 | 1,38 | 9,18 |
| 19 | 101,42 | 53,2 | 72,49 | 0.593/0.717 | 9 | 107 | 70 | 5,58 | 16,8 |
| 20 | 112,46 | 52,26 | 72,49 | 0.400/0.600 | 9 | 107 | 70 | 5,46 | 17,74 |

Tabela B.8: Dados do examinado nº 8 da primeira fase de testes

| 9 | | Sistema desenvolvido (sd) | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|-----|--------|---------------------------|-------|-------------|-----------|------------|-----|-------------|-------|
| num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 122,89 | 51,33 | 95,66 | derivada | 6 | 125 | 87 | 2,11 | 35,67 |
| 2 | 132,69 | 79,18 | 95,66 | 0.520/0.700 | 6 | 125 | 87 | 7,69 | 7,82 |
| 3 | 133,93 | 82,6 | 95,66 | 0.500/0.800 | 6 | 125 | 87 | 8,93 | 4,4 |
| 4 | 127,71 | 79,49 | 95,66 | 0.593/0.717 | 6 | 125 | 87 | 2,71 | 7,51 |
| 5 | 144,35 | 75,13 | 95,66 | 0.400/0.600 | 6 | 125 | 87 | 19,35 | 11,87 |
| 6 | 133,31 | 77,46 | 99,09 | derivada | 5 | 125 | 87 | 8,31 | 9,54 |
| 7 | 136,26 | 77,62 | 99,09 | 0.520/0.700 | 5 | 125 | 87 | 11,26 | 9,38 |
| 8 | 137,35 | 81,35 | 99,09 | 0.500/0.800 | 5 | 125 | 87 | 12,35 | 5,65 |
| 9 | 131,6 | 78,24 | 99,09 | 0.593/0.717 | 5 | 125 | 87 | 6,6 | 8,76 |
| 10 | 143,89 | 73,73 | 99,09 | 0.400/0.600 | 5 | 125 | 87 | 18,89 | 13,27 |
| 11 | 181,84 | 79,64 | 98,15 | derivada | 7 | 125 | 87 | 56,84 | 7,36 |
| 12 | 130,82 | 79,49 | 98,15 | 0.520/0.700 | 7 | 125 | 87 | 5,82 | 7,51 |
| 13 | 131,91 | 83,53 | 98,15 | 0.500/0.800 | 7 | 125 | 87 | 6,91 | 3,47 |
| 14 | 126,15 | 80,42 | 98,15 | 0.593/0.717 | 7 | 125 | 87 | 1,15 | 6,58 |
| 15 | 142,02 | 77,15 | 98,15 | 0.400/0.600 | 7 | 125 | 87 | 17,02 | 9,85 |
| 16 | 115,26 | 82,6 | 97,69 | derivada | 9 | 125 | 87 | 9,74 | 4,4 |
| 17 | 128,17 | 81,04 | 97,69 | 0.520/0.700 | 9 | 125 | 87 | 3,17 | 5,96 |
| 18 | 130,82 | 84,78 | 97,69 | 0.500/0.800 | 9 | 125 | 87 | 5,82 | 2,22 |
| 19 | 123,51 | 82,44 | 97,69 | 0.593/0.717 | 9 | 125 | 87 | 1,49 | 4,56 |
| 20 | 149,95 | 78,09 | 97,69 | 0.400/0.600 | 9 | 125 | 87 | 24,95 | 8,91 |

Tabela B.9: Dados do examinado nº 9 da primeira fase de testes

132ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| 10 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|----|---------------------------|-------|-------|-------------|---|------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max |
| 1 | 121,33 | 52,42 | 93,49 | derivada | 6 | 127 | 82 | 5,67 | 29,58 |
| 2 | 127,55 | 73,26 | 93,49 | 0.520/0.700 | 6 | 127 | 82 | 0,55 | 8,74 |
| 3 | 128,95 | 76,84 | 93,49 | 0.500/0.800 | 6 | 127 | 82 | 1,95 | 5,16 |
| 4 | 123,04 | 74,82 | 93,49 | 0.593/0.717 | 6 | 127 | 82 | 3,96 | 7,18 |
| 5 | 137,04 | 68,6 | 93,49 | 0.400/0.600 | 6 | 127 | 82 | 10,04 | 13,4 |
| 6 | 131,6 | 70,15 | 94,11 | derivada | 5 | 127 | 82 | 4,6 | 11,85 |
| 7 | 131,44 | 69,84 | 94,11 | 0.520/0.700 | 5 | 127 | 82 | 4,44 | 12,16 |
| 8 | 132,84 | 74,2 | 94,11 | 0.500/0.800 | 5 | 127 | 82 | 5,84 | 7,8 |
| 9 | 127,55 | 71,24 | 94,11 | 0.593/0.717 | 5 | 127 | 82 | 0,55 | 10,76 |
| 10 | 139,22 | 66,58 | 94,11 | 0.400/0.600 | 5 | 127 | 82 | 12,22 | 15,42 |
| 11 | 121,33 | 52,42 | 93,49 | derivada | 7 | 127 | 82 | 5,67 | 29,58 |
| 12 | 127,55 | 73,26 | 93,49 | 0.520/0.700 | 7 | 127 | 82 | 0,55 | 8,74 |
| 13 | 129,11 | 76,69 | 93,49 | 0.500/0.800 | 7 | 127 | 82 | 2,11 | 5,31 |
| 14 | 123,04 | 74,82 | 93,49 | 0.593/0.717 | 7 | 127 | 82 | 3,96 | 7,18 |
| 15 | 137,04 | 68,6 | 93,49 | 0.400/0.600 | 7 | 127 | 82 | 10,04 | 13,4 |
| 16 | 116,51 | 76,38 | 91,46 | derivada | 9 | 127 | 82 | 10,49 | 5,62 |
| 17 | 127,09 | 74,2 | 91,46 | 0.520/0.700 | 9 | 127 | 82 | 0,09 | 7,8 |
| 18 | 128,8 | 78,4 | 91,46 | 0.500/0.800 | 9 | 127 | 82 | 1,8 | 3,6 |
| 19 | 121,8 | 74,82 | 91,46 | 0.593/0.717 | 9 | 127 | 82 | 5,2 | 7,18 |
| 20 | 137,04 | 70,93 | 91,46 | 0.400/0.600 | 9 | 127 | 82 | 10,04 | 11,07 |

Tabela B.10: Dados do examinado nº 10 da primeira fase de testes

| 11 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|----|---------------------------|-------|--------|-------------|---|------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max |
| 1 | 186,66 | 51,49 | 102,35 | derivada | 6 | 146 | 96 | 40,66 | 44,51 |
| 2 | 144,66 | 81,98 | 102,35 | 0.520/0.700 | 6 | 146 | 96 | 1,34 | 14,02 |
| 3 | 147,62 | 87,26 | 102,35 | 0.500/0.800 | 6 | 146 | 96 | 1,62 | 8,74 |
| 4 | 138,75 | 83,22 | 102,35 | 0.593/0.717 | 6 | 146 | 96 | 7,25 | 12,78 |
| 5 | 160,06 | 79,8 | 102,35 | 0.400/0.600 | 6 | 146 | 96 | 14,06 | 16,2 |
| 6 | 142,02 | 79,8 | 105,15 | derivada | 5 | 146 | 96 | 3,98 | 16,2 |
| 7 | 146,22 | 82,6 | 105,15 | 0.520/0.700 | 5 | 146 | 96 | 0,22 | 13,4 |
| 8 | 148,71 | 87,11 | 105,15 | 0.500/0.800 | 5 | 146 | 96 | 2,71 | 8,89 |
| 9 | 141,4 | 81,66 | 105,15 | 0.593/0.717 | 5 | 146 | 96 | 4,6 | 14,34 |
| 10 | 155,86 | 77,93 | 105,15 | 0.400/0.600 | 5 | 146 | 96 | 9,86 | 18,07 |
| 11 | 186,66 | 83,53 | 103,6 | derivada | 7 | 146 | 96 | 40,66 | 12,47 |
| 12 | 142,49 | 84,31 | 103,6 | 0.520/0.700 | 7 | 146 | 96 | 3,51 | 11,69 |
| 13 | 144,35 | 87,42 | 103,6 | 0.500/0.800 | 7 | 146 | 96 | 1,65 | 8,58 |
| 14 | 135,8 | 84,62 | 103,6 | 0.593/0.717 | 7 | 146 | 96 | 10,2 | 11,38 |
| 15 | 162,71 | 79,64 | 103,6 | 0.400/0.600 | 7 | 146 | 96 | 16,71 | 16,36 |
| 16 | 186,66 | 82,44 | 103,29 | derivada | 9 | 146 | 96 | 40,66 | 13,56 |
| 17 | 144,35 | 84 | 103,29 | 0.520/0.700 | 9 | 146 | 96 | 1,65 | 12 |
| 18 | 146,22 | 86,33 | 103,29 | 0.500/0.800 | 9 | 146 | 96 | 0,22 | 9,67 |
| 19 | 136,73 | 84,93 | 103,29 | 0.593/0.717 | 9 | 146 | 96 | 9,27 | 11,07 |
| 20 | 159,91 | 80,42 | 103,29 | 0.400/0.600 | 9 | 146 | 96 | 13,91 | 15,58 |

Tabela B.11: Dados do examinado nº 11 da primeira fase de testes

| 12 | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | OMRON 10IT | | dif sd-omr | |
|-----|---------------------------|-------|-------|-------------|-----------|------------|-----|-------------|-------|
| num | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 127,71 | 60,66 | 81,98 | derivada | 6 | 116 | 72 | 11,71 | 11,34 |
| 2 | 126,77 | 60,82 | 81,98 | 0.520/0.700 | 6 | 126 | 76 | 0,77 | 15,18 |
| 3 | 128,17 | 65,64 | 81,98 | 0.500/0.800 | 6 | 126 | 76 | 2,17 | 10,36 |
| 4 | 120,71 | 61,75 | 81,98 | 0.593/0.717 | 6 | 126 | 76 | 5,29 | 14,25 |
| 5 | 136,42 | 58,64 | 81,98 | 0.400/0.600 | 6 | 126 | 76 | 10,42 | 17,36 |
| 6 | 123,04 | 62,53 | 82,44 | derivada | 5 | 126 | 76 | 2,96 | 13,47 |
| 7 | 126,15 | 61,13 | 82,44 | 0.520/0.700 | 5 | 126 | 76 | 0,15 | 14,87 |
| 8 | 127,4 | 64,55 | 82,44 | 0.500/0.800 | 5 | 126 | 76 | 1,4 | 11,45 |
| 9 | 119,93 | 62,53 | 82,44 | 0.593/0.717 | 5 | 126 | 76 | 6,07 | 13,47 |
| 10 | 135,8 | 58,8 | 82,44 | 0.400/0.600 | 5 | 126 | 76 | 9,8 | 17,2 |
| 11 | 138,91 | 62,53 | 79,33 | derivada | 7 | 126 | 76 | 12,91 | 13,47 |
| 12 | 127,4 | 62,38 | 79,33 | 0.520/0.700 | 7 | 126 | 76 | 1,4 | 13,62 |
| 13 | 128,95 | 64,4 | 79,33 | 0.500/0.800 | 7 | 126 | 76 | 2,95 | 11,6 |
| 14 | 120,86 | 63,15 | 79,33 | 0.593/0.717 | 7 | 126 | 76 | 5,14 | 12,85 |
| 15 | 137,66 | 59,42 | 79,33 | 0.400/0.600 | 7 | 126 | 76 | 11,66 | 16,58 |
| 16 | 138,6 | 67,66 | 79,18 | derivada | 9 | 126 | 76 | 12,6 | 8,34 |
| 17 | 127,71 | 63 | 79,18 | 0.520/0.700 | 9 | 126 | 76 | 1,71 | 13 |
| 18 | 129,26 | 67,04 | 79,18 | 0.500/0.800 | 9 | 126 | 76 | 3,26 | 8,96 |
| 19 | 121,33 | 62,53 | 79,18 | 0.593/0.717 | 9 | 126 | 76 | 4,67 | 13,47 |
| 20 | 137,04 | 58,95 | 79,18 | 0.400/0.600 | 9 | 126 | 76 | 11,04 | 17,05 |

Tabela B.12: Dados do examinado nº 12 da primeira fase de testes

| num | método | grau poli | Soma (dif sd-a) | | Média(dif sd-a) | | | Desv Padrão(dif sd-a) | | |
|-----|-----------|-----------|---------------------|--------|---------------------|-------|-------|---------------------------|-------|-------|
| | | | max | min | max | min | soma | max | min | soma |
| 1 | derivada | 6 | 288,88 | 187,30 | 24,07 | 15,61 | 39,68 | 25,32 | 13,96 | 39,28 |
| 2 | 520/0.700 | 6 | 64,81 | 94,35 | 5,40 | 7,86 | 13,26 | 4,63 | 4,75 | 9,38 |
| 3 | 500/0.800 | 6 | 71,63 | 66,10 | 5,97 | 5,51 | 11,48 | 5,26 | 3,38 | 8,64 |
| 4 | 593/0.717 | 6 | 70,36 | 85,50 | 5,86 | 7,13 | 12,99 | 2,57 | 4,40 | 6,96 |
| 5 | 400/0.600 | 6 | 183,58 | 134,96 | 15,30 | 11,25 | 26,55 | 9,66 | 4,59 | 14,25 |
| 6 | derivada | 5 | 145,53 | 125,99 | 12,13 | 10,50 | 22,63 | 18,97 | 7,97 | 26,93 |
| 7 | 520/0.700 | 5 | 181,74 | 183,33 | 15,15 | 15,28 | 30,42 | 28,18 | 20,60 | 48,77 |
| 8 | 500/0.800 | 5 | 194,36 | 137,94 | 16,20 | 11,50 | 27,69 | 27,98 | 21,65 | 49,63 |
| 9 | 593/0.717 | 5 | 170,74 | 168,87 | 14,23 | 14,07 | 28,30 | 28,07 | 20,94 | 49,02 |
| 10 | 400/0.600 | 5 | 274,24 | 205,26 | 22,85 | 17,11 | 39,96 | 26,45 | 20,26 | 46,71 |
| 11 | derivada | 7 | 236,02 | 143,53 | 19,67 | 11,96 | 31,63 | 19,85 | 7,69 | 27,54 |
| 12 | 520/0.700 | 7 | 66,50 | 92,33 | 5,54 | 7,69 | 13,24 | 4,26 | 4,69 | 8,95 |
| 13 | 500/0.800 | 7 | 74,30 | 64,52 | 6,19 | 5,38 | 11,57 | 4,78 | 3,42 | 8,20 |
| 14 | 593/0.717 | 7 | 72,99 | 85,52 | 6,08 | 7,13 | 13,21 | 3,07 | 4,18 | 7,25 |
| 15 | 400/0.600 | 7 | 182,33 | 136,04 | 15,19 | 11,34 | 26,53 | 8,89 | 4,62 | 13,51 |
| 16 | derivada | 9 | 197,09 | 70,08 | 16,42 | 5,84 | 22,26 | 12,99 | 3,90 | 16,88 |
| 17 | 520/0.700 | 9 | 191,42 | 153,36 | 15,95 | 12,78 | 28,73 | 36,80 | 18,04 | 54,84 |
| 18 | 500/0.800 | 9 | 203,23 | 121,68 | 16,94 | 10,14 | 27,08 | 36,53 | 18,56 | 55,10 |
| 19 | 593/0.717 | 9 | 200,57 | 146,57 | 16,71 | 12,21 | 28,93 | 36,32 | 18,23 | 54,55 |
| 20 | 400/0.600 | 9 | 319,76 | 187,75 | 26,65 | 15,65 | 42,29 | 34,33 | 17,15 | 51,48 |

Tabela B.13: Resultados da primeira fase de testes

B.3 Segunda fase de testes

B.3.1 Comparação com o método auscultatório

| 1 num | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | Método Auscultatório (a) | | dif sd-a | |
|----------|---------------------------|-------|--------|------------|-----------|--------------------------|-----|-----------|-------|
| | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 186,04 | 51,49 | 108,11 | derivada | 6 | 150 | 65 | 36,04 | 13,51 |
| 2 | 179,2 | 81,35 | 108,11 | .520/0.700 | 6 | 150 | 65 | 29,2 | 16,35 |
| 3 | 181,37 | 86,8 | 108,11 | .500/0.800 | 6 | 150 | 65 | 31,37 | 21,8 |
| 4 | 167,53 | 81,04 | 108,11 | .593/0.717 | 6 | 150 | 65 | 17,53 | 16,04 |
| 5 | 187 | 76,69 | 108,11 | .400/0.600 | 6 | 150 | 65 | 37 | 11,69 |
| 6 | 148,09 | 81,66 | 112,77 | derivada | 5 | 150 | 65 | 1,91 | 16,66 |
| 7 | 181,68 | 80,73 | 112,77 | .520/0.700 | 5 | 150 | 65 | 31,68 | 15,73 |
| 8 | 181,68 | 86,33 | 112,77 | .500/0.800 | 5 | 150 | 65 | 31,68 | 21,33 |
| 9 | 162,71 | 81,35 | 112,77 | .593/0.717 | 5 | 150 | 65 | 12,71 | 16,35 |
| 10 | 181,68 | 74,35 | 112,77 | .400/0.600 | 5 | 150 | 65 | 31,68 | 9,35 |
| 11 | 186,04 | 51,49 | 108,42 | derivada | 7 | 150 | 65 | 36,04 | 13,51 |
| 12 | 179,2 | 81,66 | 108,42 | .520/0.700 | 7 | 150 | 65 | 29,2 | 16,66 |
| 13 | 180,75 | 86,49 | 108,42 | .500/0.800 | 7 | 150 | 65 | 30,75 | 21,49 |
| 14 | 168,15 | 81,35 | 108,42 | .593/0.717 | 7 | 150 | 65 | 18,15 | 16,35 |
| 15 | 187 | 77,46 | 108,42 | .400/0.600 | 7 | 150 | 65 | 37 | 12,46 |
| 16 | 186,04 | 81,66 | 106,55 | derivada | 9 | 150 | 65 | 36,04 | 16,66 |
| 17 | 179,51 | 81,35 | 106,55 | .520/0.700 | 9 | 150 | 65 | 29,51 | 16,35 |
| 18 | 181,68 | 85,86 | 106,55 | .500/0.800 | 9 | 150 | 65 | 31,68 | 20,86 |
| 19 | 169,08 | 81,2 | 106,55 | .593/0.717 | 9 | 150 | 65 | 19,08 | 16,2 |
| 20 | 187 | 77,46 | 106,55 | .400/0.600 | 9 | 150 | 65 | 37 | 12,46 |

Tabela B.14: Dados do examinado nº 1 da segunda fase de testes (auscultatório)

| 2 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|------------------|----------------------|-----|-----------|-------|
| | num | max | min | med | método grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 136,42 | 52,73 | 105 | derivada | 6 | 140 | 90 | 3,58 | 37,27 |
| 2 | 140,15 | 82,6 | 105 | .520/0.700 | 6 | 140 | 90 | 0,15 | 7,4 |
| 3 | 140,93 | 86,8 | 105 | .500/0.800 | 6 | 140 | 90 | 0,93 | 3,2 |
| 4 | 135,49 | 84,15 | 105 | .593/0.717 | 6 | 140 | 90 | 4,51 | 5,85 |
| 5 | 147,62 | 79,33 | 105 | .400/0.600 | 6 | 140 | 90 | 7,62 | 10,67 |
| 6 | 140,31 | 52,73 | 106,4 | derivada | 5 | 140 | 90 | 0,31 | 37,27 |
| 7 | 140,15 | 82,29 | 106,4 | .520/0.700 | 5 | 140 | 90 | 0,15 | 7,71 |
| 8 | 141,71 | 86,8 | 106,4 | .500/0.800 | 5 | 140 | 90 | 1,71 | 3,2 |
| 9 | 136,73 | 83,53 | 106,4 | .593/0.717 | 5 | 140 | 90 | 3,27 | 6,47 |
| 10 | 147,31 | 78,24 | 106,4 | .400/0.600 | 5 | 140 | 90 | 7,31 | 11,76 |
| 11 | 130,82 | 86,8 | 104,69 | derivada | 7 | 140 | 90 | 9,18 | 3,2 |
| 12 | 137,97 | 85,24 | 104,69 | .520/0.700 | 7 | 140 | 90 | 2,03 | 4,76 |
| 13 | 140 | 90,06 | 104,69 | .500/0.800 | 7 | 140 | 90 | 0 | 0,06 |
| 14 | 134,71 | 85,4 | 104,69 | .593/0.717 | 7 | 140 | 90 | 5,29 | 4,6 |
| 15 | 145,13 | 79,64 | 104,69 | .400/0.600 | 7 | 140 | 90 | 5,13 | 10,36 |
| 16 | 131,44 | 86,49 | 105,77 | derivada | 9 | 140 | 90 | 8,56 | 3,51 |
| 17 | 139,37 | 85,4 | 105,77 | .520/0.700 | 9 | 140 | 90 | 0,63 | 4,6 |
| 18 | 140,31 | 88,82 | 105,77 | .500/0.800 | 9 | 140 | 90 | 0,31 | 1,18 |
| 19 | 135,49 | 85,09 | 105,77 | .593/0.717 | 9 | 140 | 90 | 4,51 | 4,91 |
| 20 | 146,53 | 80,26 | 105,77 | .400/0.600 | 9 | 140 | 90 | 6,53 | 9,74 |

Tabela B.15: Dados do examinado nº 2 da segunda fase de testes (auscultatório)

| 3 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|------------------|----------------------|-----|-----------|-------|
| | num | max | min | med | método grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 145,29 | 91 | 113,09 | derivada | 6 | 120 | 70 | 25,29 | 21 |
| 2 | 145,75 | 91,62 | 113,09 | .520/0.700 | 6 | 120 | 70 | 25,75 | 21,62 |
| 3 | 147,77 | 96,75 | 113,09 | .500/0.800 | 6 | 120 | 70 | 27,77 | 26,75 |
| 4 | 142,33 | 93,17 | 113,09 | .593/0.717 | 6 | 120 | 70 | 22,33 | 23,17 |
| 5 | 152,28 | 86,33 | 113,09 | .400/0.600 | 6 | 120 | 70 | 32,28 | 16,33 |
| 6 | 144,51 | 51,49 | 113,09 | derivada | 5 | 120 | 70 | 24,51 | 18,51 |
| 7 | 146,22 | 91 | 113,09 | .520/0.700 | 5 | 120 | 70 | 26,22 | 21 |
| 8 | 148,86 | 94,89 | 113,09 | .500/0.800 | 5 | 120 | 70 | 28,86 | 24,89 |
| 9 | 142,33 | 90,53 | 113,09 | .593/0.717 | 5 | 120 | 70 | 22,33 | 20,53 |
| 10 | 152,6 | 86,8 | 113,09 | .400/0.600 | 5 | 120 | 70 | 32,6 | 16,8 |
| 11 | 141,55 | 92,86 | 114,02 | derivada | 7 | 120 | 70 | 21,55 | 22,86 |
| 12 | 145,44 | 92,71 | 114,02 | .520/0.700 | 7 | 120 | 70 | 25,44 | 22,71 |
| 13 | 144,51 | 97,84 | 114,02 | .500/0.800 | 7 | 120 | 70 | 24,51 | 27,84 |
| 14 | 141,71 | 92,71 | 114,02 | .593/0.717 | 7 | 120 | 70 | 21,71 | 22,71 |
| 15 | 151,51 | 88,2 | 114,02 | .400/0.600 | 7 | 120 | 70 | 31,51 | 18,2 |
| 16 | 137,35 | 94,57 | 112,77 | derivada | 9 | 120 | 70 | 17,35 | 24,57 |
| 17 | 145,13 | 93,17 | 112,77 | .520/0.700 | 9 | 120 | 70 | 25,13 | 23,17 |
| 18 | 144,51 | 96,91 | 112,77 | .500/0.800 | 9 | 120 | 70 | 24,51 | 26,91 |
| 19 | 140,31 | 94,73 | 112,77 | .593/0.717 | 9 | 120 | 70 | 20,31 | 24,73 |
| 20 | 151,51 | 90,22 | 112,77 | .400/0.600 | 9 | 120 | 70 | 31,51 | 20,22 |

Tabela B.16: Dados do examinado nº 3 da segunda fase de testes (auscultatório)

136ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| 4 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|----------------------|-----|-----------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 137,51 | 75,29 | 100,33 | derivada | 6 | 125 | 65 | 12,51 | 10,29 |
| 2 | 141,4 | 74,98 | 100,33 | .520/0.700 | 6 | 125 | 65 | 16,4 | 9,98 |
| 3 | 143,26 | 79,49 | 100,33 | .500/0.800 | 6 | 125 | 65 | 18,26 | 14,49 |
| 4 | 135,64 | 74,98 | 100,33 | .593/0.717 | 6 | 125 | 65 | 10,64 | 9,98 |
| 5 | 150,57 | 70,31 | 100,33 | .400/0.600 | 6 | 125 | 65 | 25,57 | 5,31 |
| 6 | 140 | 74,82 | 99,71 | derivada | 5 | 125 | 65 | 15 | 9,82 |
| 7 | 142,33 | 74,66 | 99,71 | .520/0.700 | 5 | 125 | 65 | 17,33 | 9,66 |
| 8 | 143,26 | 79,02 | 99,71 | .500/0.800 | 5 | 125 | 65 | 18,26 | 14,02 |
| 9 | 136,89 | 74,98 | 99,71 | .593/0.717 | 5 | 125 | 65 | 11,89 | 9,98 |
| 10 | 150,42 | 70,15 | 99,71 | .400/0.600 | 5 | 125 | 65 | 25,42 | 5,15 |
| 11 | 145,44 | 51,49 | 97,22 | derivada | 7 | 125 | 65 | 20,44 | 13,51 |
| 12 | 143,26 | 74,82 | 97,22 | .520/0.700 | 7 | 125 | 65 | 18,26 | 9,82 |
| 13 | 143,73 | 79,49 | 97,22 | .500/0.800 | 7 | 125 | 65 | 18,73 | 14,49 |
| 14 | 137,82 | 74,98 | 97,22 | .593/0.717 | 7 | 125 | 65 | 12,82 | 9,98 |
| 15 | 150,73 | 70,31 | 97,22 | .400/0.600 | 7 | 125 | 65 | 25,73 | 5,31 |
| 16 | 146,37 | 76,38 | 94,42 | derivada | 9 | 125 | 65 | 21,37 | 11,38 |
| 17 | 143,26 | 74,98 | 94,42 | .520/0.700 | 9 | 125 | 65 | 18,26 | 9,98 |
| 18 | 143,89 | 79,49 | 94,42 | .500/0.800 | 9 | 125 | 65 | 18,89 | 14,49 |
| 19 | 139,69 | 75,13 | 94,42 | .593/0.717 | 9 | 125 | 65 | 14,69 | 10,13 |
| 20 | 150,57 | 71,4 | 94,42 | .400/0.600 | 9 | 125 | 65 | 25,57 | 6,4 |

Tabela B.17: Dados do examinado nº 4 da segunda fase de testes (auscultatório)

| 5 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|----------------------|-----|-----------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 187,28 | 52,26 | 102,51 | derivada | 6 | 120 | 65 | 67,28 | 12,74 |
| 2 | 150,88 | 83,22 | 102,51 | .520/0.700 | 6 | 120 | 65 | 30,88 | 18,22 |
| 3 | 151,04 | 86,64 | 102,51 | .500/0.800 | 6 | 120 | 65 | 31,04 | 21,64 |
| 4 | 142,17 | 81,51 | 102,51 | .593/0.717 | 6 | 120 | 65 | 22,17 | 16,51 |
| 5 | 162,08 | 79,8 | 102,51 | .400/0.600 | 6 | 120 | 65 | 42,08 | 14,8 |
| 6 | 146,84 | 82,6 | 105 | derivada | 5 | 120 | 65 | 26,84 | 17,6 |
| 7 | 148,71 | 80,89 | 105 | .520/0.700 | 5 | 120 | 65 | 28,71 | 15,89 |
| 8 | 151,82 | 86,64 | 105 | .500/0.800 | 5 | 120 | 65 | 31,82 | 21,64 |
| 9 | 142,95 | 83,22 | 105 | .593/0.717 | 5 | 120 | 65 | 22,95 | 18,22 |
| 10 | 158,66 | 77,15 | 105 | .400/0.600 | 5 | 120 | 65 | 38,66 | 12,15 |
| 11 | 187,28 | 83,53 | 105,62 | derivada | 7 | 120 | 65 | 67,28 | 18,53 |
| 12 | 147,77 | 82,13 | 105,62 | .520/0.700 | 7 | 120 | 65 | 27,77 | 17,13 |
| 13 | 151,82 | 87,26 | 105,62 | .500/0.800 | 7 | 120 | 65 | 31,82 | 22,26 |
| 14 | 141,71 | 84,93 | 105,62 | .593/0.717 | 7 | 120 | 65 | 21,71 | 19,93 |
| 15 | 163,17 | 78,55 | 105,62 | .400/0.600 | 7 | 120 | 65 | 43,17 | 13,55 |
| 16 | 187,28 | 84,46 | 101,11 | derivada | 9 | 120 | 65 | 67,28 | 19,46 |
| 17 | 148,4 | 82,13 | 101,11 | .520/0.700 | 9 | 120 | 65 | 28,4 | 17,13 |
| 18 | 151,66 | 85,86 | 101,11 | .500/0.800 | 9 | 120 | 65 | 31,66 | 20,86 |
| 19 | 142,33 | 84,62 | 101,11 | .593/0.717 | 9 | 120 | 65 | 22,33 | 19,62 |
| 20 | 162,4 | 78,71 | 101,11 | .400/0.600 | 9 | 120 | 65 | 42,4 | 13,71 |

Tabela B.18: Dados do examinado nº 5 da segunda fase de testes (auscultatório)

| 6 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|----|----------------------|-------|-------|------------|--------|----------------------|-----|-----------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 141,24 | 65,64 | 93,17 | derivada | 6 | 140 | 60 | 1,24 | 5,64 |
| 2 | 140,93 | 68,6 | 93,17 | .520/0.700 | 6 | 140 | 60 | 0,93 | 8,6 |
| 3 | 142,33 | 72,95 | 93,17 | .500/0.800 | 6 | 140 | 60 | 2,33 | 12,95 |
| 4 | 136,42 | 69,84 | 93,17 | .593/0.717 | 6 | 140 | 60 | 3,58 | 9,84 |
| 5 | 150,42 | 65,49 | 93,17 | .400/0.600 | 6 | 140 | 60 | 10,42 | 5,49 |
| 6 | 136,26 | 67,2 | 92,86 | derivada | 5 | 140 | 60 | 3,74 | 7,2 |
| 7 | 141,24 | 70,15 | 92,86 | .520/0.700 | 5 | 140 | 60 | 1,24 | 10,15 |
| 8 | 141,4 | 74,66 | 92,86 | .500/0.800 | 5 | 140 | 60 | 1,4 | 14,66 |
| 9 | 133,93 | 70,31 | 92,86 | .593/0.717 | 5 | 140 | 60 | 6,07 | 10,31 |
| 10 | 150,88 | 66,42 | 92,86 | .400/0.600 | 5 | 140 | 60 | 10,88 | 6,42 |
| 11 | 141,24 | 65,64 | 93,49 | derivada | 7 | 140 | 60 | 1,24 | 5,64 |
| 12 | 140,93 | 68,6 | 93,49 | .520/0.700 | 7 | 140 | 60 | 0,93 | 8,6 |
| 13 | 142,49 | 72,95 | 93,49 | .500/0.800 | 7 | 140 | 60 | 2,49 | 12,95 |
| 14 | 136,42 | 69,84 | 93,49 | .593/0.717 | 7 | 140 | 60 | 3,58 | 9,84 |
| 15 | 150,42 | 65,49 | 93,49 | .400/0.600 | 7 | 140 | 60 | 10,42 | 5,49 |
| 16 | 131,6 | 51,8 | 98,77 | derivada | 9 | 140 | 60 | 8,4 | 8,2 |
| 17 | 141,24 | 68,6 | 98,77 | .520/0.700 | 9 | 140 | 60 | 1,24 | 8,6 |
| 18 | 141,4 | 70,15 | 98,77 | .500/0.800 | 9 | 140 | 60 | 1,4 | 10,15 |
| 19 | 135,64 | 68,91 | 98,77 | .593/0.717 | 9 | 140 | 60 | 4,36 | 8,91 |
| 20 | 150,42 | 65,49 | 98,77 | .400/0.600 | 9 | 140 | 60 | 10,42 | 5,49 |

Tabela B.19: Dados do examinado nº 6 da segunda fase de testes (auscultatório)

| 7 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|----------------------|-----|-----------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 182,31 | 52,11 | 100,33 | derivada | 6 | 130 | 70 | 52,31 | 17,89 |
| 2 | 130,82 | 80,42 | 100,33 | .520/0.700 | 6 | 130 | 70 | 0,82 | 10,42 |
| 3 | 133 | 84 | 100,33 | .500/0.800 | 6 | 130 | 70 | 3 | 14 |
| 4 | 127,71 | 80,42 | 100,33 | .593/0.717 | 6 | 130 | 70 | 2,29 | 10,42 |
| 5 | 142,64 | 77,93 | 100,33 | .400/0.600 | 6 | 130 | 70 | 12,64 | 7,93 |
| 6 | 134,86 | 75,29 | 98,77 | derivada | 5 | 130 | 70 | 4,86 | 5,29 |
| 7 | 135,95 | 76,69 | 98,77 | .520/0.700 | 5 | 130 | 70 | 5,95 | 6,69 |
| 8 | 138,44 | 82,13 | 98,77 | .500/0.800 | 5 | 130 | 70 | 8,44 | 12,13 |
| 9 | 131,13 | 78,71 | 98,77 | .593/0.717 | 5 | 130 | 70 | 1,13 | 8,71 |
| 10 | 143,73 | 74,2 | 98,77 | .400/0.600 | 5 | 130 | 70 | 13,73 | 4,2 |
| 11 | 182,31 | 52,11 | 97,69 | derivada | 7 | 130 | 70 | 52,31 | 17,89 |
| 12 | 130,82 | 79,95 | 97,69 | .520/0.700 | 7 | 130 | 70 | 0,82 | 9,95 |
| 13 | 130,97 | 82,6 | 97,69 | .500/0.800 | 7 | 130 | 70 | 0,97 | 12,6 |
| 14 | 125,22 | 80,89 | 97,69 | .593/0.717 | 7 | 130 | 70 | 4,78 | 10,89 |
| 15 | 139,22 | 77,78 | 97,69 | .400/0.600 | 7 | 130 | 70 | 9,22 | 7,78 |
| 16 | 119,15 | 84,31 | 97,69 | derivada | 9 | 130 | 70 | 10,85 | 14,31 |
| 17 | 128,49 | 82,29 | 97,69 | .520/0.700 | 9 | 130 | 70 | 1,51 | 12,29 |
| 18 | 131,6 | 85,86 | 97,69 | .500/0.800 | 9 | 130 | 70 | 1,6 | 15,86 |
| 19 | 124,91 | 82,29 | 97,69 | .593/0.717 | 9 | 130 | 70 | 5,09 | 12,29 |
| 20 | 141,09 | 78,55 | 97,69 | .400/0.600 | 9 | 130 | 70 | 11,09 | 8,55 |

Tabela B.20: Dados do examinado nº 7 da segunda fase de testes (auscultatório)

138ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| 8 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|-----|----------------------|-------|-------|------------|-----------|----------------------|-----|-----------|-------|
| num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 118,22 | 51,49 | 95,04 | derivada | 6 | 135 | 85 | 16,78 | 33,51 |
| 2 | 124,6 | 78,55 | 95,04 | .520/0.700 | 6 | 135 | 85 | 10,4 | 6,45 |
| 3 | 125,69 | 81,35 | 95,04 | .500/0.800 | 6 | 135 | 85 | 9,31 | 3,65 |
| 4 | 121,33 | 79,64 | 95,04 | .593/0.717 | 6 | 135 | 85 | 13,67 | 5,36 |
| 5 | 133,15 | 75,44 | 95,04 | .400/0.600 | 6 | 135 | 85 | 1,85 | 9,56 |
| 6 | 130,51 | 73,26 | 94,42 | derivada | 5 | 135 | 85 | 4,49 | 11,74 |
| 7 | 130,66 | 75,75 | 94,42 | .520/0.700 | 5 | 135 | 85 | 4,34 | 9,25 |
| 8 | 131,75 | 79,49 | 94,42 | .500/0.800 | 5 | 135 | 85 | 3,25 | 5,51 |
| 9 | 127,71 | 76,53 | 94,42 | .593/0.717 | 5 | 135 | 85 | 7,29 | 8,47 |
| 10 | 138,13 | 71,4 | 94,42 | .400/0.600 | 5 | 135 | 85 | 3,13 | 13,6 |
| 11 | 183,4 | 51,49 | 93,8 | derivada | 7 | 135 | 85 | 48,4 | 33,51 |
| 12 | 124,6 | 79,49 | 93,8 | .520/0.700 | 7 | 135 | 85 | 10,4 | 5,51 |
| 13 | 124,75 | 82,91 | 93,8 | .500/0.800 | 7 | 135 | 85 | 10,25 | 2,09 |
| 14 | 121,17 | 79,49 | 93,8 | .593/0.717 | 7 | 135 | 85 | 13,83 | 5,51 |
| 15 | 131,29 | 76,06 | 93,8 | .400/0.600 | 7 | 135 | 85 | 3,71 | 8,94 |
| 16 | 112,46 | 81,2 | 95,04 | derivada | 9 | 135 | 85 | 22,54 | 3,8 |
| 17 | 121,17 | 80,42 | 95,04 | .520/0.700 | 9 | 135 | 85 | 13,83 | 4,58 |
| 18 | 123,51 | 82,91 | 95,04 | .500/0.800 | 9 | 135 | 85 | 11,49 | 2,09 |
| 19 | 118,37 | 81,2 | 95,04 | .593/0.717 | 9 | 135 | 85 | 16,63 | 3,8 |
| 20 | 130,66 | 77,93 | 95,04 | .400/0.600 | 9 | 135 | 85 | 4,34 | 7,07 |

Tabela B.21: Dados do examinado nº 8 da segunda fase de testes (auscultatório)

| 9 | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | Citizen CH-485E | |
|-----|----------------------|-----|-----|--------|-----------|----------------------|-----|-----------------|-----|
| num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min |
| | na | | | | | 120 | 60 | 117 | 88 |

Tabela B.22: Dados do examinado nº 9 da segunda fase de testes

| 10 | | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|-----|--------|----------------------|-------|------------|-----------|-----|----------------------|-------|-----------|--|
| num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min | |
| | 118,84 | 52,73 | 93,02 | derivada | 6 | 120 | 80 | 1,16 | 27,27 | |
| | 119,62 | 74,51 | 93,02 | .520/0.700 | 6 | 120 | 80 | 0,38 | 5,49 | |
| | 121,17 | 78,71 | 93,02 | .500/0.800 | 6 | 120 | 80 | 1,17 | 1,29 | |
| | 117,44 | 75,29 | 93,02 | .593/0.717 | 6 | 120 | 80 | 2,56 | 4,71 | |
| | 126,31 | 70,31 | 93,02 | .400/0.600 | 6 | 120 | 80 | 6,31 | 9,69 | |
| | 129,57 | 70,15 | 93,02 | derivada | 5 | 120 | 80 | 9,57 | 9,85 | |
| | 124,6 | 70,62 | 93,02 | .520/0.700 | 5 | 120 | 80 | 4,6 | 9,38 | |
| | 125,84 | 75,6 | 93,02 | .500/0.800 | 5 | 120 | 80 | 5,84 | 4,4 | |
| | 121,17 | 72,33 | 93,02 | .593/0.717 | 5 | 120 | 80 | 1,17 | 7,67 | |
| | 130,35 | 68,75 | 93,02 | .400/0.600 | 5 | 120 | 80 | 10,35 | 11,25 | |
| | 118,37 | 52,73 | 91,62 | derivada | 7 | 120 | 80 | 1,63 | 27,27 | |
| | 119,77 | 74,04 | 91,62 | .520/0.700 | 7 | 120 | 80 | 0,23 | 5,96 | |
| | 121,17 | 77,78 | 91,62 | .500/0.800 | 7 | 120 | 80 | 1,17 | 2,22 | |
| | 116,97 | 74,98 | 91,62 | .593/0.717 | 7 | 120 | 80 | 3,03 | 5,02 | |
| | 126,77 | 70,31 | 91,62 | .400/0.600 | 7 | 120 | 80 | 6,77 | 9,69 | |
| | 180,6 | 75,44 | 86,8 | derivada | 9 | 120 | 80 | 60,6 | 4,56 | |
| | 119,15 | 75,91 | 86,8 | .520/0.700 | 9 | 120 | 80 | 0,85 | 4,09 | |
| | 120,86 | 79,02 | 86,8 | .500/0.800 | 9 | 120 | 80 | 0,86 | 0,98 | |
| | 114,64 | 76,38 | 86,8 | .593/0.717 | 9 | 120 | 80 | 5,36 | 3,62 | |
| | 128,64 | 73,89 | 86,8 | .400/0.600 | 9 | 120 | 80 | 8,64 | 6,11 | |

Tabela B.23: Dados do examinado nº 10 da segunda fase de testes (auscultatório)

| 11 | | Sistema desenvolvido | | | | | Método Auscultatório | | dif sd-a | |
|-----|--------|----------------------|--------|------------|-----------|-----|----------------------|-------|-----------|--|
| num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min | |
| | 184,33 | 67,2 | 110,29 | derivada | 6 | 135 | 70 | 49,33 | 2,8 | |
| | 175,93 | 70,46 | 110,29 | .520/0.700 | 6 | 135 | 70 | 40,93 | 0,46 | |
| | 176,86 | 75,75 | 110,29 | .500/0.800 | 6 | 135 | 70 | 41,86 | 5,75 | |
| | 169,24 | 73,89 | 110,29 | .593/0.717 | 6 | 135 | 70 | 34,24 | 3,89 | |
| | 182,15 | 67,2 | 110,29 | .400/0.600 | 6 | 135 | 70 | 47,15 | 2,8 | |
| | 184,33 | 69,22 | 98,77 | derivada | 5 | 135 | 70 | 49,33 | 0,78 | |
| | 175,93 | 72,33 | 98,77 | .520/0.700 | 5 | 135 | 70 | 40,93 | 2,33 | |
| | 176,86 | 78,4 | 98,77 | .500/0.800 | 5 | 135 | 70 | 41,86 | 8,4 | |
| | 169,71 | 72,18 | 98,77 | .593/0.717 | 5 | 135 | 70 | 34,71 | 2,18 | |
| | 180,91 | 67,82 | 98,77 | .400/0.600 | 5 | 135 | 70 | 45,91 | 2,18 | |
| | 162,86 | 53,35 | 127,86 | derivada | 7 | 135 | 70 | 27,86 | 16,65 | |
| | 170,64 | 70,46 | 127,86 | .520/0.700 | 7 | 135 | 70 | 35,64 | 0,46 | |
| | 172,97 | 78,4 | 127,86 | .500/0.800 | 7 | 135 | 70 | 37,97 | 8,4 | |
| | 165,97 | 72,18 | 127,86 | .593/0.717 | 7 | 135 | 70 | 30,97 | 2,18 | |
| | 185 | 67,98 | 127,86 | .400/0.600 | 7 | 135 | 70 | 50 | 2,02 | |
| | 162,4 | 53,35 | 129,26 | derivada | 9 | 135 | 70 | 27,4 | 16,65 | |
| | 170,33 | 70,78 | 129,26 | .520/0.700 | 9 | 135 | 70 | 35,33 | 0,78 | |
| | 172,04 | 78,4 | 129,26 | .500/0.800 | 9 | 135 | 70 | 37,04 | 8,4 | |
| | 165,82 | 71,71 | 129,26 | .593/0.717 | 9 | 135 | 70 | 30,82 | 1,71 | |
| | 184,33 | 67,35 | 129,26 | .400/0.600 | 9 | 135 | 70 | 49,33 | 2,65 | |

Tabela B.24: Dados do examinado nº 11 da segunda fase de testes (auscultatório)

140ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| num | método | grau poli | Soma (dif sd-a) | | Média (dif sd-a) | | Desv Padrão(dif sd-a) | | | |
|-----|-------------|-----------|----------------------|--------|-----------------------|-------|----------------------------|-------|-------|-------|
| | | | max | min | max | min | soma | max | min | soma |
| 1 | derivada | 6 | 265,52 | 181,92 | 26,55 | 18,19 | 44,74 | 22,45 | 10,94 | 33,39 |
| 2 | 0.520/0.700 | 6 | 155,84 | 104,99 | 15,58 | 10,50 | 26,08 | 14,47 | 6,11 | 20,58 |
| 3 | 0.500/0.800 | 6 | 167,04 | 125,52 | 16,70 | 12,55 | 29,26 | 14,55 | 8,46 | 23,01 |
| 4 | 0.593/0.717 | 6 | 133,52 | 105,77 | 13,35 | 10,58 | 23,93 | 10,16 | 5,94 | 16,10 |
| 5 | 0.400/0.600 | 6 | 222,92 | 94,27 | 22,29 | 9,43 | 31,72 | 15,68 | 4,02 | 19,70 |
| 6 | derivada | 5 | 140,56 | 134,72 | 14,06 | 13,47 | 27,53 | 14,69 | 9,57 | 24,26 |
| 7 | 0.520/0.700 | 5 | 161,15 | 107,79 | 16,12 | 10,78 | 26,89 | 14,04 | 5,08 | 19,12 |
| 8 | 0.500/0.800 | 5 | 173,12 | 130,18 | 17,31 | 13,02 | 30,33 | 14,35 | 7,33 | 21,68 |
| 9 | 0.593/0.717 | 5 | 123,52 | 108,89 | 12,35 | 10,89 | 23,24 | 10,54 | 5,42 | 15,96 |
| 10 | 0.400/0.600 | 5 | 219,67 | 92,86 | 21,97 | 9,29 | 31,25 | 14,02 | 4,42 | 18,44 |
| 11 | derivada | 7 | 285,93 | 172,57 | 28,59 | 17,26 | 45,85 | 21,16 | 8,71 | 29,87 |
| 12 | 0.520/0.700 | 7 | 150,72 | 101,56 | 15,07 | 10,16 | 25,23 | 13,10 | 6,43 | 19,53 |
| 13 | 0.500/0.800 | 7 | 158,66 | 124,40 | 15,87 | 12,44 | 28,31 | 13,96 | 8,95 | 22,91 |
| 14 | 0.593/0.717 | 7 | 135,87 | 107,01 | 13,59 | 10,70 | 24,29 | 9,02 | 6,57 | 15,59 |
| 15 | 0.400/0.600 | 7 | 222,66 | 93,80 | 22,27 | 9,38 | 31,65 | 16,46 | 4,41 | 20,87 |
| 16 | derivada | 9 | 280,39 | 123,10 | 28,04 | 12,31 | 40,35 | 19,78 | 6,86 | 26,65 |
| 17 | 0.520/0.700 | 9 | 154,69 | 101,57 | 15,47 | 10,16 | 25,63 | 13,01 | 6,71 | 19,72 |
| 18 | 0.500/0.800 | 9 | 159,44 | 121,78 | 15,94 | 12,18 | 28,12 | 13,90 | 8,68 | 22,57 |
| 19 | 0.593/0.717 | 9 | 143,18 | 105,92 | 14,32 | 10,59 | 24,91 | 8,73 | 7,24 | 15,97 |
| 20 | 0.400/0.600 | 9 | 226,83 | 92,40 | 22,68 | 9,24 | 31,92 | 15,71 | 4,81 | 20,53 |

Tabela B.25: Resultados da segunda fase de testes (auscultatório)

B.3.2 Comparação com o Citizen CH-485E

| num | Sistema desenvolvido (sd) | | | | | Citizen CH-485E (ctz) | | dif sd-ctz | |
|-----|---------------------------|-------|--------|-------------|-----------|-----------------------|-----|-------------|-------|
| | max | min | med | 0 | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 186,04 | 51,49 | 108,11 | derivada | 6 | 165 | 80 | 21,04 | 28,51 |
| 2 | 179,2 | 81,35 | 108,11 | 0.520/0.700 | 6 | 165 | 80 | 14,2 | 1,35 |
| 3 | 181,37 | 86,8 | 108,11 | 0.500/0.800 | 6 | 165 | 80 | 16,37 | 6,8 |
| 4 | 167,53 | 81,04 | 108,11 | 0.593/0.717 | 6 | 165 | 80 | 2,53 | 1,04 |
| 5 | 187 | 76,69 | 108,11 | 0.400/0.600 | 6 | 165 | 80 | 22 | 3,31 |
| 6 | 148,09 | 81,66 | 112,77 | derivada | 5 | 165 | 80 | 16,91 | 1,66 |
| 7 | 181,68 | 80,73 | 112,77 | 0.520/0.700 | 5 | 165 | 80 | 16,68 | 0,73 |
| 8 | 181,68 | 86,33 | 112,77 | 0.500/0.800 | 5 | 165 | 80 | 16,68 | 6,33 |
| 9 | 162,71 | 81,35 | 112,77 | 0.593/0.717 | 5 | 165 | 80 | 2,29 | 1,35 |
| 10 | 181,68 | 74,35 | 112,77 | 0.400/0.600 | 5 | 165 | 80 | 16,68 | 5,65 |
| 11 | 186,04 | 51,49 | 108,42 | derivada | 7 | 165 | 80 | 21,04 | 28,51 |
| 12 | 179,2 | 81,66 | 108,42 | 0.520/0.700 | 7 | 165 | 80 | 14,2 | 1,66 |
| 13 | 180,75 | 86,49 | 108,42 | 0.500/0.800 | 7 | 165 | 80 | 15,75 | 6,49 |
| 14 | 168,15 | 81,35 | 108,42 | 0.593/0.717 | 7 | 165 | 80 | 3,15 | 1,35 |
| 15 | 187 | 77,46 | 108,42 | 0.400/0.600 | 7 | 165 | 80 | 22 | 2,54 |
| 16 | 186,04 | 81,66 | 106,55 | derivada | 9 | 165 | 80 | 21,04 | 1,66 |
| 17 | 179,51 | 81,35 | 106,55 | 0.520/0.700 | 9 | 165 | 80 | 14,51 | 1,35 |
| 18 | 181,68 | 85,86 | 106,55 | 0.500/0.800 | 9 | 165 | 80 | 16,68 | 5,86 |
| 19 | 169,08 | 81,2 | 106,55 | 0.593/0.717 | 9 | 165 | 80 | 4,08 | 1,2 |
| 20 | 187 | 77,46 | 106,55 | 0.400/0.600 | 9 | 165 | 80 | 22 | 2,54 |

Tabela B.26: Dados do examinado nº 1 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| 2 | Sistema desenvolvido | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|-----------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 136,42 | 52,73 | 105 | derivada | 6 | 155 | 95 | 18,58 | 42,27 |
| 2 | 140,15 | 82,6 | 105 | .520/0.700 | 6 | 155 | 95 | 14,85 | 12,4 |
| 3 | 140,93 | 86,8 | 105 | .500/0.800 | 6 | 155 | 95 | 14,07 | 8,2 |
| 4 | 135,49 | 84,15 | 105 | .593/0.717 | 6 | 155 | 95 | 19,51 | 10,85 |
| 5 | 147,62 | 79,33 | 105 | .400/0.600 | 6 | 155 | 95 | 7,38 | 15,67 |
| 6 | 140,31 | 52,73 | 106,4 | derivada | 5 | 155 | 95 | 14,69 | 42,27 |
| 7 | 140,15 | 82,29 | 106,4 | .520/0.700 | 5 | 155 | 95 | 14,85 | 12,71 |
| 8 | 141,71 | 86,8 | 106,4 | .500/0.800 | 5 | 155 | 95 | 13,29 | 8,2 |
| 9 | 136,73 | 83,53 | 106,4 | .593/0.717 | 5 | 155 | 95 | 18,27 | 11,47 |
| 10 | 147,31 | 78,24 | 106,4 | .400/0.600 | 5 | 155 | 95 | 7,69 | 16,76 |
| 11 | 130,82 | 86,8 | 104,69 | derivada | 7 | 155 | 95 | 24,18 | 8,2 |
| 12 | 137,97 | 85,24 | 104,69 | .520/0.700 | 7 | 155 | 95 | 17,03 | 9,76 |
| 13 | 140 | 90,06 | 104,69 | .500/0.800 | 7 | 155 | 95 | 15 | 4,94 |
| 14 | 134,71 | 85,4 | 104,69 | .593/0.717 | 7 | 155 | 95 | 20,29 | 9,6 |
| 15 | 145,13 | 79,64 | 104,69 | .400/0.600 | 7 | 155 | 95 | 9,87 | 15,36 |
| 16 | 131,44 | 86,49 | 105,77 | derivada | 9 | 155 | 95 | 23,56 | 8,51 |
| 17 | 139,37 | 85,4 | 105,77 | .520/0.700 | 9 | 155 | 95 | 15,63 | 9,6 |
| 18 | 140,31 | 88,82 | 105,77 | .500/0.800 | 9 | 155 | 95 | 14,69 | 6,18 |
| 19 | 135,49 | 85,09 | 105,77 | .593/0.717 | 9 | 155 | 95 | 19,51 | 9,91 |
| 20 | 146,53 | 80,26 | 105,77 | .400/0.600 | 9 | 155 | 95 | 8,47 | 14,74 |

Tabela B.27: Dados do examinado nº 2 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| 3 | Sistema desenvolvido | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|-----------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 145,29 | 91 | 113,09 | derivada | 6 | 153 | 100 | 7,71 | 9 |
| 2 | 145,75 | 91,62 | 113,09 | .520/0.700 | 6 | 153 | 100 | 7,25 | 8,38 |
| 3 | 147,77 | 96,75 | 113,09 | .500/0.800 | 6 | 153 | 100 | 5,23 | 3,25 |
| 4 | 142,33 | 93,17 | 113,09 | .593/0.717 | 6 | 153 | 100 | 10,67 | 6,83 |
| 5 | 152,28 | 86,33 | 113,09 | .400/0.600 | 6 | 153 | 100 | 0,72 | 13,67 |
| 6 | 144,51 | 51,49 | 113,09 | derivada | 5 | 153 | 100 | 8,49 | 48,51 |
| 7 | 146,22 | 91 | 113,09 | .520/0.700 | 5 | 153 | 100 | 6,78 | 9 |
| 8 | 148,86 | 94,89 | 113,09 | .500/0.800 | 5 | 153 | 100 | 4,14 | 5,11 |
| 9 | 142,33 | 90,53 | 113,09 | .593/0.717 | 5 | 153 | 100 | 10,67 | 9,47 |
| 10 | 152,6 | 86,8 | 113,09 | .400/0.600 | 5 | 153 | 100 | 0,4 | 13,2 |
| 11 | 141,55 | 92,86 | 114,02 | derivada | 7 | 153 | 100 | 11,45 | 7,14 |
| 12 | 145,44 | 92,71 | 114,02 | .520/0.700 | 7 | 153 | 100 | 7,56 | 7,29 |
| 13 | 144,51 | 97,84 | 114,02 | .500/0.800 | 7 | 153 | 100 | 8,49 | 2,16 |
| 14 | 141,71 | 92,71 | 114,02 | .593/0.717 | 7 | 153 | 100 | 11,29 | 7,29 |
| 15 | 151,51 | 88,2 | 114,02 | .400/0.600 | 7 | 153 | 100 | 1,49 | 11,8 |
| 16 | 137,35 | 94,57 | 112,77 | derivada | 9 | 153 | 100 | 15,65 | 5,43 |
| 17 | 145,13 | 93,17 | 112,77 | .520/0.700 | 9 | 153 | 100 | 7,87 | 6,83 |
| 18 | 144,51 | 96,91 | 112,77 | .500/0.800 | 9 | 153 | 100 | 8,49 | 3,09 |
| 19 | 140,31 | 94,73 | 112,77 | .593/0.717 | 9 | 153 | 100 | 12,69 | 5,27 |
| 20 | 151,51 | 90,22 | 112,77 | .400/0.600 | 9 | 153 | 100 | 1,49 | 9,78 |

Tabela B.28: Dados do examinado nº 3 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

142ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| 4 | Sistema desenvolvido | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|-----------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 137,51 | 75,29 | 100,33 | derivada | 6 | 147 | 62 | 9,49 | 13,29 |
| 2 | 141,4 | 74,98 | 100,33 | .520/0.700 | 6 | 147 | 62 | 5,6 | 12,98 |
| 3 | 143,26 | 79,49 | 100,33 | .500/0.800 | 6 | 147 | 62 | 3,74 | 17,49 |
| 4 | 135,64 | 74,98 | 100,33 | .593/0.717 | 6 | 147 | 62 | 11,36 | 12,98 |
| 5 | 150,57 | 70,31 | 100,33 | .400/0.600 | 6 | 147 | 62 | 3,57 | 8,31 |
| 6 | 140 | 74,82 | 99,71 | derivada | 5 | 147 | 62 | 7 | 12,82 |
| 7 | 142,33 | 74,66 | 99,71 | .520/0.700 | 5 | 147 | 62 | 4,67 | 12,66 |
| 8 | 143,26 | 79,02 | 99,71 | .500/0.800 | 5 | 147 | 62 | 3,74 | 17,02 |
| 9 | 136,89 | 74,98 | 99,71 | .593/0.717 | 5 | 147 | 62 | 10,11 | 12,98 |
| 10 | 150,42 | 70,15 | 99,71 | .400/0.600 | 5 | 147 | 62 | 3,42 | 8,15 |
| 11 | 145,44 | 51,49 | 97,22 | derivada | 7 | 147 | 62 | 1,56 | 10,51 |
| 12 | 143,26 | 74,82 | 97,22 | .520/0.700 | 7 | 147 | 62 | 3,74 | 12,82 |
| 13 | 143,73 | 79,49 | 97,22 | .500/0.800 | 7 | 147 | 62 | 3,27 | 17,49 |
| 14 | 137,82 | 74,98 | 97,22 | .593/0.717 | 7 | 147 | 62 | 9,18 | 12,98 |
| 15 | 150,73 | 70,31 | 97,22 | .400/0.600 | 7 | 147 | 62 | 3,73 | 8,31 |
| 16 | 146,37 | 76,38 | 94,42 | derivada | 9 | 147 | 62 | 0,63 | 14,38 |
| 17 | 143,26 | 74,98 | 94,42 | .520/0.700 | 9 | 147 | 62 | 3,74 | 12,98 |
| 18 | 143,89 | 79,49 | 94,42 | .500/0.800 | 9 | 147 | 62 | 3,11 | 17,49 |
| 19 | 139,69 | 75,13 | 94,42 | .593/0.717 | 9 | 147 | 62 | 7,31 | 13,13 |
| 20 | 150,57 | 71,4 | 94,42 | .400/0.600 | 9 | 147 | 62 | 3,57 | 9,4 |

Tabela B.29: Dados do examinado nº 4 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| 5 | Sistema desenvolvido | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|-----------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max |
| 1 | 187,28 | 52,26 | 102,51 | derivada | 6 | 145 | 92 | 42,28 | 39,74 |
| 2 | 150,88 | 83,22 | 102,51 | .520/0.700 | 6 | 145 | 92 | 5,88 | 8,78 |
| 3 | 151,04 | 86,64 | 102,51 | .500/0.800 | 6 | 145 | 92 | 6,04 | 5,36 |
| 4 | 142,17 | 81,51 | 102,51 | .593/0.717 | 6 | 145 | 92 | 2,83 | 10,49 |
| 5 | 162,08 | 79,8 | 102,51 | .400/0.600 | 6 | 145 | 92 | 17,08 | 12,2 |
| 6 | 146,84 | 82,6 | 105 | derivada | 5 | 145 | 92 | 1,84 | 9,4 |
| 7 | 148,71 | 80,89 | 105 | .520/0.700 | 5 | 145 | 92 | 3,71 | 11,11 |
| 8 | 151,82 | 86,64 | 105 | .500/0.800 | 5 | 145 | 92 | 6,82 | 5,36 |
| 9 | 142,95 | 83,22 | 105 | .593/0.717 | 5 | 145 | 92 | 2,05 | 8,78 |
| 10 | 158,66 | 77,15 | 105 | .400/0.600 | 5 | 145 | 92 | 13,66 | 14,85 |
| 11 | 187,28 | 83,53 | 105,62 | derivada | 7 | 145 | 92 | 42,28 | 8,47 |
| 12 | 147,77 | 82,13 | 105,62 | .520/0.700 | 7 | 145 | 92 | 2,77 | 9,87 |
| 13 | 151,82 | 87,26 | 105,62 | .500/0.800 | 7 | 145 | 92 | 6,82 | 4,74 |
| 14 | 141,71 | 84,93 | 105,62 | .593/0.717 | 7 | 145 | 92 | 3,29 | 7,07 |
| 15 | 163,17 | 78,55 | 105,62 | .400/0.600 | 7 | 145 | 92 | 18,17 | 13,45 |
| 16 | 187,28 | 84,46 | 101,11 | derivada | 9 | 145 | 92 | 42,28 | 7,54 |
| 17 | 148,4 | 82,13 | 101,11 | .520/0.700 | 9 | 145 | 92 | 3,4 | 9,87 |
| 18 | 151,66 | 85,86 | 101,11 | .500/0.800 | 9 | 145 | 92 | 6,66 | 6,14 |
| 19 | 142,33 | 84,62 | 101,11 | .593/0.717 | 9 | 145 | 92 | 2,67 | 7,38 |
| 20 | 162,4 | 78,71 | 101,11 | .400/0.600 | 9 | 145 | 92 | 17,4 | 13,29 |

Tabela B.30: Dados do examinado nº 5 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| 6 | Sistema desenvolvido | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | | |
|----|----------------------|-------|-------|------------|--------|-----------------|-----|-------------|-------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 141,24 | 65,64 | 93,17 | derivada | | 6 | 158 | 84 | 16,76 | 18,36 |
| 2 | 140,93 | 68,6 | 93,17 | .520/0.700 | | 6 | 158 | 84 | 17,07 | 15,4 |
| 3 | 142,33 | 72,95 | 93,17 | .500/0.800 | | 6 | 158 | 84 | 15,67 | 11,05 |
| 4 | 136,42 | 69,84 | 93,17 | .593/0.717 | | 6 | 158 | 84 | 21,58 | 14,16 |
| 5 | 150,42 | 65,49 | 93,17 | .400/0.600 | | 6 | 158 | 84 | 7,58 | 18,51 |
| 6 | 136,26 | 67,2 | 92,86 | derivada | | 5 | 158 | 84 | 21,74 | 16,8 |
| 7 | 141,24 | 70,15 | 92,86 | .520/0.700 | | 5 | 158 | 84 | 16,76 | 13,85 |
| 8 | 141,4 | 74,66 | 92,86 | .500/0.800 | | 5 | 158 | 84 | 16,6 | 9,34 |
| 9 | 133,93 | 70,31 | 92,86 | .593/0.717 | | 5 | 158 | 84 | 24,07 | 13,69 |
| 10 | 150,88 | 66,42 | 92,86 | .400/0.600 | | 5 | 158 | 84 | 7,12 | 17,58 |
| 11 | 141,24 | 65,64 | 93,49 | derivada | | 7 | 158 | 84 | 16,76 | 18,36 |
| 12 | 140,93 | 68,6 | 93,49 | .520/0.700 | | 7 | 158 | 84 | 17,07 | 15,4 |
| 13 | 142,49 | 72,95 | 93,49 | .500/0.800 | | 7 | 158 | 84 | 15,51 | 11,05 |
| 14 | 136,42 | 69,84 | 93,49 | .593/0.717 | | 7 | 158 | 84 | 21,58 | 14,16 |
| 15 | 150,42 | 65,49 | 93,49 | .400/0.600 | | 7 | 158 | 84 | 7,58 | 18,51 |
| 16 | 131,6 | 51,8 | 98,77 | derivada | | 9 | 158 | 84 | 26,4 | 32,2 |
| 17 | 141,24 | 68,6 | 98,77 | .520/0.700 | | 9 | 158 | 84 | 16,76 | 15,4 |
| 18 | 141,4 | 70,15 | 98,77 | .500/0.800 | | 9 | 158 | 84 | 16,6 | 13,85 |
| 19 | 135,64 | 68,91 | 98,77 | .593/0.717 | | 9 | 158 | 84 | 22,36 | 15,09 |
| 20 | 150,42 | 65,49 | 98,77 | .400/0.600 | | 9 | 158 | 84 | 7,58 | 18,51 |

Tabela B.31: Dados do examinado nº 6 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| 7 | Sistema desenvolvido | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | | |
|----|----------------------|-------|--------|------------|--------|-----------------|-----|-------------|-------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 182,31 | 52,11 | 100,33 | derivada | | 6 | 156 | 78 | 26,31 | 25,89 |
| 2 | 130,82 | 80,42 | 100,33 | .520/0.700 | | 6 | 156 | 78 | 25,18 | 2,42 |
| 3 | 133 | 84 | 100,33 | .500/0.800 | | 6 | 156 | 78 | 23 | 6 |
| 4 | 127,71 | 80,42 | 100,33 | .593/0.717 | | 6 | 156 | 78 | 28,29 | 2,42 |
| 5 | 142,64 | 77,93 | 100,33 | .400/0.600 | | 6 | 156 | 78 | 13,36 | 0,07 |
| 6 | 134,86 | 75,29 | 98,77 | derivada | | 5 | 156 | 78 | 21,14 | 2,71 |
| 7 | 135,95 | 76,69 | 98,77 | .520/0.700 | | 5 | 156 | 78 | 20,05 | 1,31 |
| 8 | 138,44 | 82,13 | 98,77 | .500/0.800 | | 5 | 156 | 78 | 17,56 | 4,13 |
| 9 | 131,13 | 78,71 | 98,77 | .593/0.717 | | 5 | 156 | 78 | 24,87 | 0,71 |
| 10 | 143,73 | 74,2 | 98,77 | .400/0.600 | | 5 | 156 | 78 | 12,27 | 3,8 |
| 11 | 182,31 | 52,11 | 97,69 | derivada | | 7 | 156 | 78 | 26,31 | 25,89 |
| 12 | 130,82 | 79,95 | 97,69 | .520/0.700 | | 7 | 156 | 78 | 25,18 | 1,95 |
| 13 | 130,97 | 82,6 | 97,69 | .500/0.800 | | 7 | 156 | 78 | 25,03 | 4,6 |
| 14 | 125,22 | 80,89 | 97,69 | .593/0.717 | | 7 | 156 | 78 | 30,78 | 2,89 |
| 15 | 139,22 | 77,78 | 97,69 | .400/0.600 | | 7 | 156 | 78 | 16,78 | 0,22 |
| 16 | 119,15 | 84,31 | 97,69 | derivada | | 9 | 156 | 78 | 36,85 | 6,31 |
| 17 | 128,49 | 82,29 | 97,69 | .520/0.700 | | 9 | 156 | 78 | 27,51 | 4,29 |
| 18 | 131,6 | 85,86 | 97,69 | .500/0.800 | | 9 | 156 | 78 | 24,4 | 7,86 |
| 19 | 124,91 | 82,29 | 97,69 | .593/0.717 | | 9 | 156 | 78 | 31,09 | 4,29 |
| 20 | 141,09 | 78,55 | 97,69 | .400/0.600 | | 9 | 156 | 78 | 14,91 | 0,55 |

Tabela B.32: Dados do examinado nº 7 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

144ANEXO II: DADOS E RESULTADOS DAS MEDIÇÕES DE PRESSÃO ARTERIAL

| 8 | Sistema desenvolvido | | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | |
|----|----------------------|-------|-------|------------|--------|-----------|-----------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min |
| 1 | 118,22 | 51,49 | 95,04 | derivada | | 6 | 145 | 88 | 26,78 | 36,51 |
| 2 | 124,6 | 78,55 | 95,04 | .520/0.700 | | 6 | 145 | 88 | 20,4 | 9,45 |
| 3 | 125,69 | 81,35 | 95,04 | .500/0.800 | | 6 | 145 | 88 | 19,31 | 6,65 |
| 4 | 121,33 | 79,64 | 95,04 | .593/0.717 | | 6 | 145 | 88 | 23,67 | 8,36 |
| 5 | 133,15 | 75,44 | 95,04 | .400/0.600 | | 6 | 145 | 88 | 11,85 | 12,56 |
| 6 | 130,51 | 73,26 | 94,42 | derivada | | 5 | 145 | 88 | 14,49 | 14,74 |
| 7 | 130,66 | 75,75 | 94,42 | .520/0.700 | | 5 | 145 | 88 | 14,34 | 12,25 |
| 8 | 131,75 | 79,49 | 94,42 | .500/0.800 | | 5 | 145 | 88 | 13,25 | 8,51 |
| 9 | 127,71 | 76,53 | 94,42 | .593/0.717 | | 5 | 145 | 88 | 17,29 | 11,47 |
| 10 | 138,13 | 71,4 | 94,42 | .400/0.600 | | 5 | 145 | 88 | 6,87 | 16,6 |
| 11 | 183,4 | 51,49 | 93,8 | derivada | | 7 | 145 | 88 | 38,4 | 36,51 |
| 12 | 124,6 | 79,49 | 93,8 | .520/0.700 | | 7 | 145 | 88 | 20,4 | 8,51 |
| 13 | 124,75 | 82,91 | 93,8 | .500/0.800 | | 7 | 145 | 88 | 20,25 | 5,09 |
| 14 | 121,17 | 79,49 | 93,8 | .593/0.717 | | 7 | 145 | 88 | 23,83 | 8,51 |
| 15 | 131,29 | 76,06 | 93,8 | .400/0.600 | | 7 | 145 | 88 | 13,71 | 11,94 |
| 16 | 112,46 | 81,2 | 95,04 | derivada | | 9 | 145 | 88 | 32,54 | 6,8 |
| 17 | 121,17 | 80,42 | 95,04 | .520/0.700 | | 9 | 145 | 88 | 23,83 | 7,58 |
| 18 | 123,51 | 82,91 | 95,04 | .500/0.800 | | 9 | 145 | 88 | 21,49 | 5,09 |
| 19 | 118,37 | 81,2 | 95,04 | .593/0.717 | | 9 | 145 | 88 | 26,63 | 6,8 |
| 20 | 130,66 | 77,93 | 95,04 | .400/0.600 | | 9 | 145 | 88 | 14,34 | 10,07 |

Tabela B.33: Dados do examinado nº 8 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| 10 | Sistema desenvolvido | | | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | |
|----|----------------------|-------|-------|------------|--------|-----------|-----------------|-----|-------------|-------|
| | num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min |
| | 118,84 | 52,73 | 93,02 | derivada | | 6 | 135 | 59 | 16,16 | 6,27 |
| | 119,62 | 74,51 | 93,02 | .520/0.700 | | 6 | 135 | 59 | 15,38 | 15,51 |
| | 121,17 | 78,71 | 93,02 | .500/0.800 | | 6 | 135 | 59 | 13,83 | 19,71 |
| | 117,44 | 75,29 | 93,02 | .593/0.717 | | 6 | 135 | 59 | 17,56 | 16,29 |
| | 126,31 | 70,31 | 93,02 | .400/0.600 | | 6 | 135 | 59 | 8,69 | 11,31 |
| | 129,57 | 70,15 | 93,02 | derivada | | 5 | 135 | 59 | 5,43 | 11,15 |
| | 124,6 | 70,62 | 93,02 | .520/0.700 | | 5 | 135 | 59 | 10,4 | 11,62 |
| | 125,84 | 75,6 | 93,02 | .500/0.800 | | 5 | 135 | 59 | 9,16 | 16,6 |
| | 121,17 | 72,33 | 93,02 | .593/0.717 | | 5 | 135 | 59 | 13,83 | 13,33 |
| | 130,35 | 68,75 | 93,02 | .400/0.600 | | 5 | 135 | 59 | 4,65 | 9,75 |
| | 118,37 | 52,73 | 91,62 | derivada | | 7 | 135 | 59 | 16,63 | 6,27 |
| | 119,77 | 74,04 | 91,62 | .520/0.700 | | 7 | 135 | 59 | 15,23 | 15,04 |
| | 121,17 | 77,78 | 91,62 | .500/0.800 | | 7 | 135 | 59 | 13,83 | 18,78 |
| | 116,97 | 74,98 | 91,62 | .593/0.717 | | 7 | 135 | 59 | 18,03 | 15,98 |
| | 126,77 | 70,31 | 91,62 | .400/0.600 | | 7 | 135 | 59 | 8,23 | 11,31 |
| | 180,6 | 75,44 | 86,8 | derivada | | 9 | 135 | 59 | 45,6 | 16,44 |
| | 119,15 | 75,91 | 86,8 | .520/0.700 | | 9 | 135 | 59 | 15,85 | 16,91 |
| | 120,86 | 79,02 | 86,8 | .500/0.800 | | 9 | 135 | 59 | 14,14 | 20,02 |
| | 114,64 | 76,38 | 86,8 | .593/0.717 | | 9 | 135 | 59 | 20,36 | 17,38 |
| | 128,64 | 73,89 | 86,8 | .400/0.600 | | 9 | 135 | 59 | 6,36 | 14,89 |

Tabela B.34: Dados do examinado nº 10 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| 11 | | Sistema desenvolvido | | | | Citizen CH-485E | | dif sd-ctz | |
|-----|--------|----------------------|--------|------------|-----------|-----------------|-----|-------------|-------|
| num | max | min | med | método | grau poli | max | min | max | min |
| | 184,33 | 67,2 | 110,29 | derivada | 6 | 176 | 82 | 8,33 | 14,8 |
| | 175,93 | 70,46 | 110,29 | .520/0.700 | 6 | 176 | 82 | 0,07 | 11,54 |
| | 176,86 | 75,75 | 110,29 | .500/0.800 | 6 | 176 | 82 | 0,86 | 6,25 |
| | 169,24 | 73,89 | 110,29 | .593/0.717 | 6 | 176 | 82 | 6,76 | 8,11 |
| | 182,15 | 67,2 | 110,29 | .400/0.600 | 6 | 176 | 82 | 6,15 | 14,8 |
| | 184,33 | 69,22 | 98,77 | derivada | 5 | 176 | 82 | 8,33 | 12,78 |
| | 175,93 | 72,33 | 98,77 | .520/0.700 | 5 | 176 | 82 | 0,07 | 9,67 |
| | 176,86 | 78,4 | 98,77 | .500/0.800 | 5 | 176 | 82 | 0,86 | 3,6 |
| | 169,71 | 72,18 | 98,77 | .593/0.717 | 5 | 176 | 82 | 6,29 | 9,82 |
| | 180,91 | 67,82 | 98,77 | .400/0.600 | 5 | 176 | 82 | 4,91 | 14,18 |
| | 162,86 | 53,35 | 127,86 | derivada | 7 | 176 | 82 | 13,14 | 28,65 |
| | 170,64 | 70,46 | 127,86 | .520/0.700 | 7 | 176 | 82 | 5,36 | 11,54 |
| | 172,97 | 78,4 | 127,86 | .500/0.800 | 7 | 176 | 82 | 3,03 | 3,6 |
| | 165,97 | 72,18 | 127,86 | .593/0.717 | 7 | 176 | 82 | 10,03 | 9,82 |
| | 185 | 67,98 | 127,86 | .400/0.600 | 7 | 176 | 82 | 9 | 14,02 |
| | 162,4 | 53,35 | 129,26 | derivada | 9 | 176 | 82 | 13,6 | 28,65 |
| | 170,33 | 70,78 | 129,26 | .520/0.700 | 9 | 176 | 82 | 5,67 | 11,22 |
| | 172,04 | 78,4 | 129,26 | .500/0.800 | 9 | 176 | 82 | 3,96 | 3,6 |
| | 165,82 | 71,71 | 129,26 | .593/0.717 | 9 | 176 | 82 | 10,18 | 10,29 |
| | 184,33 | 67,35 | 129,26 | .400/0.600 | 9 | 176 | 82 | 8,33 | 14,65 |

Tabela B.35: Dados do examinado nº 11 da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)

| num | método | grau poli | Soma (dif sd-ctz) | | Média(dif sd-ctz) | | Desv Padrão(dif sd-ctz) | | | |
|-----|-------------|-----------|-----------------------|--------|-----------------------|-------|-----------------------------|-------|-------|-------|
| | | | max | min | max | min | soma | max | min | soma |
| 1 | derivada | 6 | 193,44 | 234,64 | 19,34 | 23,46 | 42,81 | 10,02 | 12,37 | 22,39 |
| 2 | 0.520/0.700 | 6 | 125,88 | 98,21 | 12,59 | 9,82 | 22,41 | 7,31 | 4,61 | 11,92 |
| 3 | 0.500/0.800 | 6 | 118,12 | 90,76 | 11,81 | 9,08 | 20,89 | 6,99 | 5,15 | 12,13 |
| 4 | 0.593/0.717 | 6 | 144,76 | 91,53 | 14,48 | 9,15 | 23,63 | 8,50 | 4,62 | 13,12 |
| 5 | 0.400/0.600 | 6 | 98,38 | 110,41 | 9,84 | 11,04 | 20,88 | 6,04 | 5,38 | 11,43 |
| 6 | derivada | 5 | 120,06 | 172,84 | 12,01 | 17,28 | 29,29 | 6,43 | 14,84 | 21,27 |
| 7 | 0.520/0.700 | 5 | 108,31 | 94,91 | 10,83 | 9,49 | 20,32 | 6,36 | 4,45 | 10,81 |
| 8 | 0.500/0.800 | 5 | 102,10 | 84,20 | 10,21 | 8,42 | 18,63 | 5,78 | 4,56 | 10,34 |
| 9 | 0.593/0.717 | 5 | 129,74 | 93,07 | 12,97 | 9,31 | 22,28 | 7,77 | 4,43 | 12,20 |
| 10 | 0.400/0.600 | 5 | 77,67 | 120,52 | 7,77 | 12,05 | 19,82 | 4,76 | 4,65 | 9,42 |
| 11 | derivada | 7 | 211,75 | 178,51 | 21,18 | 17,85 | 39,03 | 11,67 | 10,62 | 22,29 |
| 12 | 0.520/0.700 | 7 | 128,54 | 93,84 | 12,85 | 9,38 | 22,24 | 7,21 | 4,53 | 11,74 |
| 13 | 0.500/0.800 | 7 | 126,98 | 78,94 | 12,70 | 7,89 | 20,59 | 6,84 | 5,58 | 12,42 |
| 14 | 0.593/0.717 | 7 | 151,45 | 89,65 | 15,15 | 8,97 | 24,11 | 8,70 | 4,42 | 13,12 |
| 15 | 0.400/0.600 | 7 | 110,56 | 107,46 | 11,06 | 10,75 | 21,80 | 6,17 | 5,35 | 11,53 |
| 16 | derivada | 9 | 258,15 | 127,92 | 25,82 | 12,79 | 38,61 | 13,21 | 9,73 | 22,93 |
| 17 | 0.520/0.700 | 9 | 134,77 | 96,03 | 13,48 | 9,60 | 23,08 | 7,84 | 4,57 | 12,42 |
| 18 | 0.500/0.800 | 9 | 130,22 | 89,18 | 13,02 | 8,92 | 21,94 | 6,88 | 5,69 | 12,56 |
| 19 | 0.593/0.717 | 9 | 156,88 | 90,74 | 15,69 | 9,07 | 24,76 | 9,23 | 4,81 | 14,04 |
| 20 | 0.400/0.600 | 9 | 104,45 | 108,42 | 10,45 | 10,84 | 21,29 | 6,15 | 5,38 | 11,53 |

Tabela B.36: Resultados da segunda fase de testes (Citizen CH-485E)