



FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Óscar Miguel Silva Resende

Desenvolvimento de um equipamento de medição contínua da pressão arterial

*Dissertação apresentada à Universidade de
Coimbra para cumprimento dos requisitos
necessários à obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica*

Orientador(es):

Eng. Nuno Figueiredo, Exatronic Innovation Insight

Prof. Dr. Custódio Loureiro, Universidade de Coimbra

Coimbra, 2017

Este trabalho foi desenvolvido em colaboração com:



Exatronic innovation insight | Aveiro, Portugal



Departamento de Física, Universidade de Coimbra, Portugal

Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.

Agradecimentos

Assumindo à partida que tenho pouco jeito para isto, mas muito para agradecer, vou tentar fazer o melhor que sei.

Em primeiro lugar e começando por ordem cronológica, um muito obrigado ao Professor Miguel Morgado visto que, devido ao facto de ter entrado na UC pelo regime de mobilidade, foi ele que me recebeu e ajudou no meu início de percurso.

Em relação a este projeto, devo um grande obrigado à Exatronic e a todo o pessoal que faz parte daquela família que tão bem me acolheu. Um muito obrigado ao Eng. Manuel Loureiro pelas sugestões cheias de conhecimento ao longo de todo o projeto, obrigado ao Pedro Marques, Óscar Pereira, Deniz Martins, João Vilela, Marco Camisão, Pedro Correira, Nuno Figueiredo e Pedro do Mar por todo o apoio, atenção, ensinamentos e conselhos. Um muito obrigado ao Tó, companheiro de luta e “bitaiteiro” de serviço (estou a brincar, não chores). Para além devo Exatronic, devo também um enorme agradecimento ao professor Custódio Loureiro pela paciência, atenção e apoio na revisão do documento escrito.

Nesta altura, importa também agradecer a todas as pessoas incríveis que encontrei ao longo deste caminho em que todos contribuíram para o que sou hoje e para chegar ao fim desta jornada. Um obrigado muito especial à Beatriz e à Luísa que autenticamente me adotaram mal cheguei e me aturam até ao fim. Um muito obrigado aquela incrível equipa da bola e respetiva claque, vocês são todos uns fixes. Na secção de amigos e pessoas incríveis, não podiam deixar de aparecer os maiores do mundo obrigado Claudino, Dinis, Miguel, Nuno e Pedro, por esta aventura que dura há anos e sei que vai continuar, tal como já vos disse pessoalmente, sem vocês os primeiros tempos aí tinham sido muito mais difíceis, mas, quando até ir às compras para casa se torna numa festa, percebo que conheci as pessoas certas. Um muito obrigado por todos os momentos épicos! (Sim esses mesmo que vocês estão a pensar...).

Por último e mais importante, um muito obrigado ao meus pais e meu irmão, sem eles nada disto seria possível, sabendo que agradecer por tudo é simplesmente pouco e nunca será suficiente.

Resumo

Os desenvolvimentos tecnológicos na área da saúde têm provocado um aumento da qualidade de vida, bem como, uma maior eficácia no diagnóstico e tratamento de diversas doenças, o que se traduz num aumento da esperança média de vida. Apesar disso, as doenças cardiovasculares são a principal causa de morte em todo o mundo, já que representam cerca de 31% das mortes registadas. Destes 31%, cerca de 54% estão relacionadas com problemas devidos a pressão arterial elevada, pelo que a sua monitorização é um fator muito importante para reduzir a mortalidade.

Por estes motivos, este projeto visa o desenvolvimento de um sistema capaz de medir a pressão arterial de forma contínua e não invasiva. Para isso, foi utilizado o método da fotopletismografia de tempo de trânsito, que permite o cálculo da pressão arterial com base na velocidade da onda de pressão em relação à onda de eletrocardiograma (ECG).

Esta dissertação descreve os diferentes passos seguidos para a elaboração do protótipo final como o estudo dos conceitos teóricos envolvidos, a escolha do ADS1292R da *Texas Instruments* para a aquisição do sinal ECG e do MAX30100 da *Maxim Integrated* para a aquisição do sinal de fotopletismografia (PPG).

Para além disso, é também explicado detalhadamente o processo de desenho da placa de circuito impresso, bem como os esquemáticos desenhados no *Altium Designer*. Neste projeto foi utilizado o microcontrolador ATxmega128A3U, que permite o controlo dos diferentes componentes do dispositivo.

Por último, são também explicados os algoritmos utilizados para a determinação da pressão sistólica e diastólica.

Palavras-chave: Pressão arterial, sistólica, diastólica, eletrocardiograma, fotopletismografia, placa de circuito impresso, fotopletismografia do tempo de trânsito, microcontrolador.

Abstract

The technological developments in healthcare are accompanied by improvements in quality of life and a greater efficiency in diagnosis and treatment of several diseases, leading to a rise in the average life expectancy. Nevertheless, cardiovascular diseases remain the main cause of death worldwide, representing 31% of the registered deaths. As high arterial blood pressure is directly responsible for 54% of these deaths, monitoring this parameter can be of paramount importance to reduce mortality.

This project aims to develop a system capable of measuring blood pressure continuously and non-invasively. It was used the method of photoplethysmography of transit time, which allows calculation of blood pressure based on the speed of the pressure wave in relation to the wave of the electrocardiogram.

This paper describes the different steps of the project until the final prototype, such as the study of the theoretical concepts involved, the choice of Texas Instruments ADS1292R for the acquisition of the ECG signal and Maxim Integrated MAX30100 for the acquisition of the photoplethysmography signal.

It is also explained in detail the printed circuit board design process, as well as the schematic drawn in Altium Designer. In this project we used ATxmega128A3U microcontroller which enables control of various device components.

Finally, the algorithms used to determine the systolic and diastolic pressure are also explained.

Keywords: Blood pressure, systolic, diastolic, electrocardiogram, photoplethysmography, printed circuit board, transit time photoplethysmography, microcontroller

Índice de conteúdos

Agradecimentos.....	vii
Resumo	ix
Abstract.....	xi
Conteúdo	xiii
Índice de ilustrações.....	xvii
Índice de tabelas.....	xxi
Capítulo 1. Introdução.....	2
1.1. Objetivos.....	2
1.2. Motivação.....	2
1.4. Planeamento do Projeto.....	4
1.5. Âmbito.....	5
1.6. Exatronic e Exa4life	7
1.7. Estrutura da dissertação.....	7
Capítulo 2. Fundamentos biomédicos de pressão arterial, ECG, PPG e estado da arte.....	9
2.1. Sistema Circulatório	10
2.1.1. Ciclo cardíaco	12
2.2. Eletrocardiograma (ECG)	14
2.2.1. Complexo QRS	17
2.1.2. Características do sinal de eletrocardiograma (ECG): aquisição e processamento	19
2.3 Fotopletismografia	20
2.4. Propriedades Óticas dos tecidos.....	22
2.5. Hemoglobina.....	25
2.6. Pressão Arterial.....	26

2.6.1 Pressão arterial na população	26
2.7. Medição de pressão arterial.....	29
2.7.1. Métodos diretos e invasivos.....	29
2.7.2. Métodos indiretos (não invasivos)	29
2.7.2. Métodos indiretos (não invasivos) e não contínuos.....	30
2.7.2.1. Método da palpitação	31
2.7.2.2. Método de doppler	32
2.7.2.3. Método auscultatório.....	32
2.7.2.4. Método oscilométrico.....	35
2.7.3. Métodos não invasivos e contínuos.....	36
2.7.3.1. Método da tonometria.....	36
2.7.3.2. Vascular unloading.....	37
2.7.2.5. Método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão (PPGT).....	40
2.8. Diretivas de teste de sistemas para medição de pressão arterial.....	42
Capítulo 3. Princípios de Funcionamento do Sistema	45
3.1. Abordagem segundo o método de Vascular Unloading	46
3.2. Método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão	48
3.3. Requisitos do Sistema	51
3.4. Lista de Requisitos para o método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão.....	52
3.4.2.1. Requisitos Funcionais	52
3.4.2.2. Requisitos de Interfaces	52
3.4.2.3. Requisitos de Autonomia e Consumo.....	53
3.4.2.4. Requisitos de Mecânica e Design	53
3.4.2.5. Requisitos de Alarmes e erros	53

3.4.2.6. Requisitos Normativos.....	53
3.4.2.7. Requisitos Não funcionais	54
Capítulo 4. Hardware.....	55
4.1. Circuito do Electrocardiograma	57
4.1.1. ADS1292R	57
4.1.1.1. Serial Peripheral Interface (SPI).....	61
4.2. Circuito de Aquisição do sinal de fotopletismografia	62
4.2.1. MAX30100.....	64
4.2.1.1. Protocolo I2C.....	65
4.3. Bloco de processamento dos sinais	66
4.4. Circuito para comunicação sem fios.....	67
4.4.1. Wi-Fi	68
4.4.2. ZigBee.....	68
4.4.3. UWB.....	69
4.4.4. Bluetooth	69
4.4.5. Seleção do protocolo de comunicação sem fios.....	71
4.4.6. Seleção do módulo Bluetooth a utilizar	73
4.5. Circuito de Alimentação	74
4.6. Placa de circuito impresso (PCB).....	75
Capítulo 5. Firmware e Software	79
5.1. Firmware.....	80
5.1.1. ATxmega128A3U	80
5.1.2. Firmware – código	82
5.2. Software.....	86
Capítulo 6. Resultados e trabalho futuro	89
6.1. Resultados	90

6.2. Trabalho Futuro	92
Referências	95

Índice de ilustrações

Figura 1 - Anos de esperança média de vida adquiridos entre 1990-2012, por sexo e por rendimento médio do país(3).....	3
Figura 2 - Principais causas de morte em tudo o mundo(5).....	4
Figura 3 - Calendarização do projeto	7
Figura 4 – Estrutura do coração(6).....	12
Figura 5 – Conjunto de eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco(6).	13
Figura 6 – Posicionamento dos elétrodos para aquisição de um ECG com 10 elétrodos (9)	14
Figura 7 - Triângulo de Einthoven (10).....	15
Figura 8 - Derivações dos membros (11).	16
Figura 9 – Derivações precordiais (11).....	17
Figura 10 - Onda típica de um ECG(12).....	18
Figura 11 – Fotoplestimograma. Durante a sístole a luz recebida pelo fotodetector é mínima (I_L), enquanto durante a diástole é máxima (I_H)(17).....	20
Figura 12 - Fotoplestismograma(18).....	21
Figura 13 - Sinal de PPG e identificação do tempo de sístole e de diástole(16) ...	22
Figura 14 - Espectro de absorção do tecido biológico.....	24
Figura 15 - Representação da hemoglobina(22)	25
Figura 16 - Distribuição da pressão diastólica na população, o risco de doenças cardiovasculares (CVD) e o número de pessoas que desenvolveram CVD(24)....	27
Figura 17 - Dispositivo do método de palpação eletrónica (25)	32
Figura 18 – Esfigmomanómetro manual e estetoscópio (30)	34
Figura 19 - Comparação entre o método oscilométrico e auscultatório. So corresponde à pressão da manga em que as oscilações aumentam de amplitude subitamente; As corresponde à amplitude das oscilações para a pressão sistólica medida pelo método auscultatório (S_k); Ad corresponde à amplitude das	

oscilações para a pressão diastólica medida pelo método auscultatório (Dk); Am corresponde à máxima amplitude das oscilações (31).....	35
Figura 20 - Representação esquemática do método de tonometria(32).	36
Figura 21 - Esquema de funcionamento de um dispositivo de medição de pressão arterial baseado no método de vascular unloading (37).	38
Figura 22 - Finapres Nova® (34)	39
Figura 23 - Cnap 500® (35)	39
Figura 24 - Portapres TM® (36).....	39
Figura 25 - ClearSight® (37).....	39
Figura 26 - Picos de onda de ECG e PPG necessários para a obtenção da pressão arterial pela fotopletoislografia do tempo de trânsito do pulso de pressão (15).41	
Figura 27 - Relógio da Casio que permite medir a pressão arterial com o método da fotopletoislografia do tempo de trânsito do pulso de pressão	42
Figura 28 - Esquema geral sistema a desenvolver(50).....	46
Figura 29 - Esquema do circuito para medição da pressão braquial (51).....	47
Figura 30 - Modelo elétrico análogo de controlo para a manga do dedo r1 é a entrada da bomba para a válvula; r2 é a saída da válvula; cj é o controlo do volume da válvula; ct é o volume do tubo da manga do dedo; Rt é a resistência de circulação do ar pelo tubo ligado à manga do dedo; Lt é a inercia do ar criada pelo tubo; cd é o volume da manga; Ps é a pressão da bomba; Fs é o fluxo de ar da bomba (50).	48
Figura 31 - Sinais de ECG e de PPG sincronizados (48)	49
Figura 32 - Definição do PTT como sendo a distância entre o pico R do sinal de ECG e o pico máximo do sinal de fotopletoislografia (53)	50
Figura 33 - Diagrama de blocos do hardware do sistema	56
Figura 34 - Diagrama de blocos do ADS1292R (54).....	59
Figura 35 - Esquema de entrada dos canais do ADS1292R.....	60
Figura 36 - Esquema master slaves da comunicação SPI (55)	61

Figura 37 - Diagrama temporal do protocolo de comunicação SPI (55).....	62
Figura 38 - (a) obtenção de PPG por transmissão; (b) obtenção de PPG por reflexão (20).....	63
Figura 39 - Diagrama de Blocos do MAX30100 (57).....	64
Figura 40 - Circuito de ligação do MAX30100. VCC representa a alimentação de 3.3V, VDD a alimentação de 1.8V, SCL e SDA os sinais da comunicação I2C, INT o sinal de interrupção do sensor e R17, R29 e R16 as resistências de pull-up com o valor de $4k7 \Omega$	65
Figura 41 - Protocolo I2C comunicação master slave(58).....	66
Figura 42 - Esquema do botão de RESET do microcontrolador.....	67
Figura 43 - Conector de programação.....	67
Figura 44 - Piconet de operação única(a), Piconet de múltiplas operações(b), Operação scatternet (c) (61).....	69
Figura 45 - Tipos de tecnologia Bluetooth(64).....	71
Figura 46 - Comparação do consumo energético entre os protocolos de comunicação BLUETOOTH, UWB, ZIGBEE e WI-FI (63).....	72
Figura 47 - Esquemático de ligação do circuito do módulo de Bluetooth HM10. As etiquetas TX_hm10 e RX_hm10 representam as ligações de comunicação UART com o microcontrolador.....	74
Figura 48 - Desenho da PCB onde foi fixado o MAX30100.....	76
Figura 49 - Produto final para a aquisição do sinal de PPG.....	76
Figura 50 - Desenho da PCB para o ADS 1292R e microcontrolador entre outros.....	77
Figura 51 - PCB para o ADS 1292R e microcontrolador entre outros, com os componentes soldados manualmente.....	77
Figura 52 - Esquema principal de ligações de todo o sistema.....	82
Figura 53 - Diagrama de blocos do firmware do sistema.....	83
Figura 54 - Sinal PPG obtido sem filtragem.....	85

Figura 55 - Sinal ECG obtido sem filtragem 86

Figura 56 - Sinal de PPG (a azul) e ECG, filtrados e com deteção do pico R da onda de ECG e do máximo da onda de PPG..... 88

Figura 57 - Interface gráfica desenvolvida em Matlab 88

Anexo A - Circuito do bloco de aquisição do sinal de ECG **Erro! Marcador não definido.**

Anexo B - Circuito do bloco de alimentação do MAX30100 **Erro! Marcador não definido.**

Anexo C - Circuito do bloco de alimentação do sistema **Erro! Marcador não definido.**

Anexo D - Circuito do bloco de processamento do sistema **Erro! Marcador não definido.**

Índice de tabelas

Tabela 1 - Intervenientes na realização do projeto	5
Tabela 2 - Coeficientes de extinção para a Hb e HbO ₂ , com comprimentos de onda de 660nm e 905 nm	24
Tabela 3 – Distribuição das categorias de pressão arterial na população (24)....	28
Tabela 4 – Fases ou sons de Korotkoff	33
Tabela 5 - Requisitos funcionais	52
Tabela 6 - Requisitos de Interfaces.....	52
Tabela 7 - Requisitos de autonomia e consumo.....	53
Tabela 8 - Requisitos de mecânica e Design.....	53
Tabela 9 - Requisitos de alarmes e erros.....	53
Tabela 10 - Requisitos Normativos.....	53
Tabela 11 - Requisitos não funcionais	54
Tabela 12 – Características dos ADS1292R, ADS1192 e ADS1294	57
Tabela 13 - Classificação do Bluetooth segundo a potência máxima e o alcance máximo	69
Tabela 14 - Comparação entre os protocolos de comunicação BLUETOOTH, UWB, ZIGBEE e WI-FI (59)	72
Tabela 15 - Comparação do consumo energético entre os protocolos de comunicação BLUETOOTH, UWB, ZIGBEE e WI-FI (63).....	72
Tabela 16 - Exemplo dos resultados obtidos para um sujeito em teste	90



Capítulo 1. Introdução

Capítulo 1. Introdução

1.1. Objetivos

Esta dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um protótipo capaz de realizar medições da pressão arterial sistólica e diastólica em tempo real, de modo contínuo e não-invasivo. Atualmente este tipo de monitorização é realizada através de um método invasivo que envolve a canulação de uma artéria, ou seja, a colocação de um cateter intra-arterial. Apesar de muito exato, este método envolve equipamento muito caro e acarreta alguns riscos para os pacientes, como por exemplo, o perigo de infeções, pneumotórax, lesão da artéria, trombozes e tromboembolismo. Assim, torna-se importante a utilização de um dispositivo não-invasivo, capaz de realizar a monitorização da pressão arterial de forma contínua, o que fará com que estes riscos sejam eliminados(1).

1.2. Motivação

Os desenvolvimentos tecnológicos na área da saúde têm conduzido a uma maior eficácia no diagnóstico e tratamento de várias doenças, o que se traduz num aumento da qualidade de vida e, conseqüentemente, num aumento da esperança média de vida. Este aumento da esperança média de vida pode ser observado nos países mais desenvolvidos, ou seja, com rendimentos mais altos, e nos países em desenvolvimento, isto é, com rendimentos mais baixos. No entanto, o aumento de anos na esperança de vida é mais acentuado nos países com rendimentos mais baixos, devido ao facto de, de na grande maioria destes países, só agora estes estarem a beneficiar de inovações tecnológicas já presentes nos países com altos rendimentos há algum tempo (figura 1) (2).

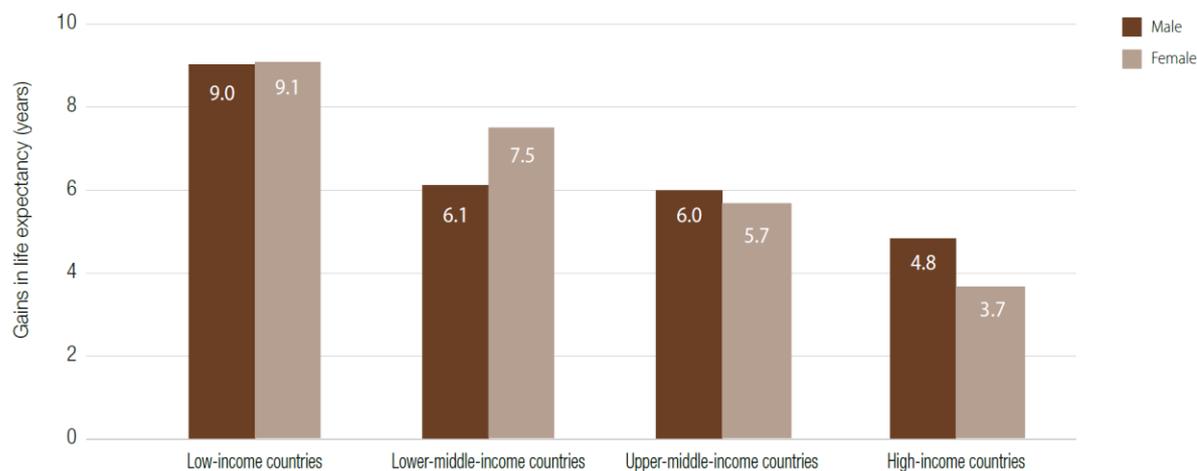


Figura 1 - Anos de esperança média de vida adquiridos entre 1990-2012, por sexo e por rendimento médio do país(2).

Por outro lado, esta melhoria dos cuidados de saúde leva ao envelhecimento da população, que por sua vez causa um aumento do número de indivíduos que sofrem de doenças crónicas que requerem monitorização constante(3).

Para além disso, as doenças cardiovasculares (DCV) são a principal causa de morte em todo o mundo, já que, representam cerca de 31% dos óbitos registados (figura 2). Destes 31%, cerca de 54% estão relacionados com problemas devidos a pressão arterial elevada, o que torna a sua monitorização um fator de extrema importância para reduzir a quantidade de mortes devidas a doenças cardiovasculares(4).

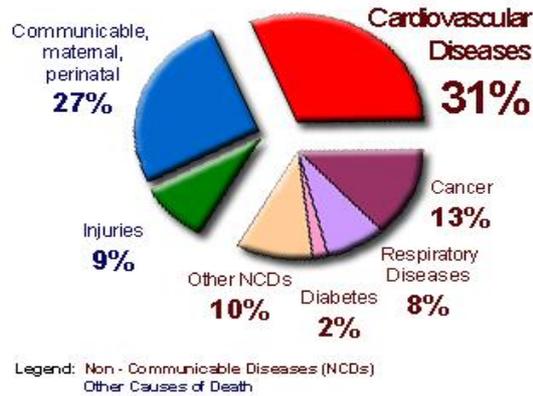


Figura 2 - Principais causas de morte em tudo o mundo(4).

1.4. Planeamento do Projeto

Tendo em conta o objetivo delineado foram definidas as diferentes etapas:

1. Estudo do estado da arte:
 - a. Estudo dos conceitos básicos de Pressão Arterial;
 - b. Estudo de equipamentos de medição de pressão arterial contínua;
 - c. Estudo de novas potencialidades a implementar no protótipo;
 - d. Estudo dos acessórios de leitura;
2. Estudo teórico dos conceitos inerentes ao projeto:
 - a. Estudo de conceitos relativos a análise e processamento de sinal;
 - b. Estudo dos protocolos de comunicação Bluetooth e RS232 (Porta Série), I2C e SPI;
 - c. Estudo de circuitos eletrónicos para medição da pressão arterial;
3. Desenvolvimento do Hardware:
 - a. Estudo dos componentes a incluir no projeto;
 - b. Desenho dos esquemáticos dos circuitos necessários para o sistema utilizando o software *Altium Designer*;
 - c. Desenho das placas de circuito impresso (PCB) também com o *Altium Designer*;
 - d. Solda manual dos componentes na PCB.
4. Desenvolvimento de *Firmware*:

- a. Programação de um microcontrolador (necessária a aprendizagem da linguagem de programação C);
 - b. Implementação dos protocolos de comunicação necessários (SPI, I2C e UART).
5. Desenvolvimento do *software*:
- a. Implementação de filtros digitais, entre outros, utilizando o Matlab®;
 - b. Desenvolvimento do algoritmo que permita a obtenção dos valores da pressão arterial sistólica e diastólica.
6. Testes.

1.5. Âmbito

Esta dissertação tem como objetivo relatar o decorrer do projeto desenvolvido no âmbito da disciplina de Projeto, relativa ao ano de 2015/2016, que será apresentado à Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Na tabela 1 são descritos os intervenientes na realização deste projeto.

Tabela 1 - Intervenientes na realização do projeto

<i>Nome</i>	<i>Função</i>	<i>Contacto</i>
Óscar Resende	Autor do projeto	oscarmsresende@gmail.com
Eng. Nuno Figueiredo	Orientador do projeto na Exatronic	nfigueiredo@exatronic.pt
Prof. DR. Custódio Loureiro	Orientador do projeto na UC	custodio@fis.uc.pt

Para além disso, foi estabelecida à partida uma calendarização para o projeto (figura 3) com base nas tarefas específicas a desenvolver, sendo estas:

Tarefa 1 - Estudo do estado da arte;

Tarefa 2 - Estudo teórico dos conceitos inerentes ao projeto;

Tarefa 3 - Especificação de Requisitos;

Tarefa 4 – Conceção;

Tarefa 5 - Elaboração e entrega do primeiro relatório intermédio;

Tarefa 6 - Familiarização com desenvolvimento de Hardware (Altium);

Tarefa 7 - Apresentação Intercalar (elaboração do Poster);

Tarefa 8 - Desenvolvimento do Hardware;

Tarefa 9 - Prototipagem;

Tarefa 10 - Familiarização com o desenvolvimento de Firmware;

Tarefa 11 - Desenvolvimento do Firmware;

Tarefa 12 - Elaboração e entrega do segundo relatório intermédio;

Tarefa 13 - Testes ao sistema desenvolvido;

Tarefa 14 - Desenvolvimento de um software de recolha os dados e sua apresentação de forma gráfica (PC/smartphone/tablet);

Tarefa 15 - Elaboração da Dissertação de Mestrado.

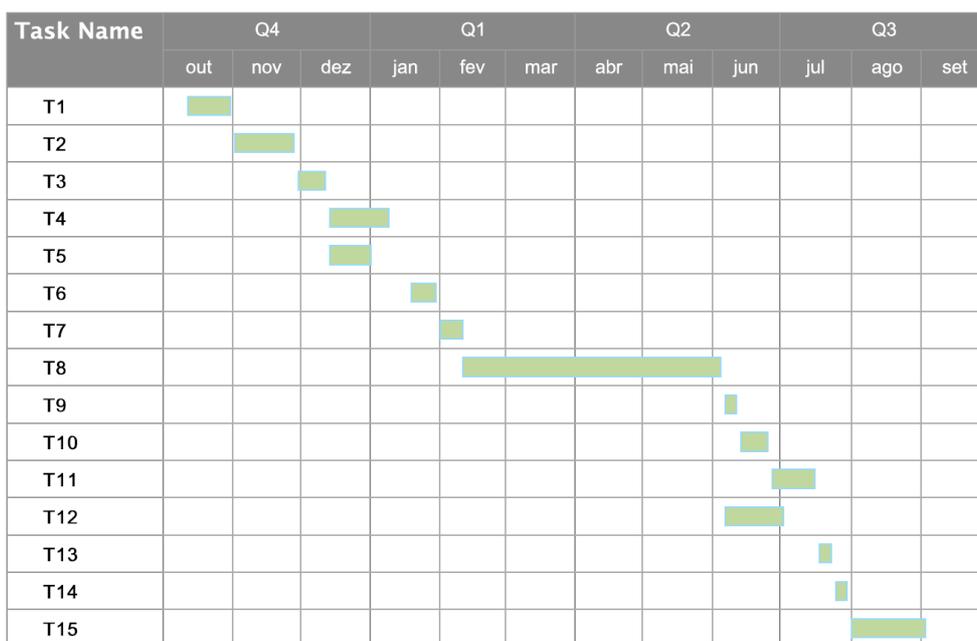


Figura 3 - Calendarização do projeto

1.6. Exatronic e Exa4life

A Exatronic Innovation Insight é uma empresa Portuguesa especializada no desenvolvimento de soluções e produtos na área da eletrónica integrada, com mais de 20 anos de atividade.

Em 2010 foi criada a Exa4Life, que se dedica ao desenvolvimento de sistemas ligados à medicina (ultrassons, eletroterapia, etc.), sendo que nesta área estão estabelecidas várias parcerias com a Universidade de Coimbra.

1.7. Estrutura da dissertação

Esta dissertação foi dividida em 6 capítulos:

Capítulo 1. Introdução: objetivos do projeto, o seu enquadramento e os fundamentos para o desenvolvimento do mesmo. Para além disso, é também apresentado o contexto do projeto e o seu planeamento.

Capítulo 2. Fundamentos biomédicos de pressão arterial, ECG, PPG e estado da arte: são apresentados os conceitos teóricos das diferentes partes constituintes do projeto, como o sistema circulatório, o sinal de eletrocardiograma e de fotopletismografia, bem como os diferentes métodos existentes para a medição da pressão arterial e os dispositivos de medição da pressão arterial contínua e não-invasiva já existentes.

Capítulo 3. Princípios de funcionamento do sistema: aqui são explicados os métodos estudados para a elaboração do sistema e os requisitos do mesmo.

Capítulo 4.0 Hardware: definição dos diferentes passos seguidos durante o desenvolvimento da placa de circuito impresso e explicação do desenvolvimento de hardware deste sistema (circuitos utilizados, principais componentes e protocolos de comunicação utilizados).

Capítulo 5.0 Firmware e software: apresentação dos algoritmos de software e firmware utilizados neste projeto.

Capítulo 6.0 Resultados e trabalho futuro: apresentação das conclusões e dos resultados obtidos durante os testes do sistema e, assim como, das sugestões para o trabalho futuro no desenvolvimento de um sistema deste tipo.



Capítulo 2. Fundamentos biomédicos de pressão arterial, ECG, PPG e estado da arte.

Capítulo 2. Fundamentos biomédicos de pressão arterial, Eletrocardiograma (ECG), fotopletismografia (PPG) e estado da arte.

Neste capítulo serão apresentados os conceitos fisiológicos e anatômicos relacionados com a pressão arterial. Para além disso, serão estudados os métodos e equipamentos existentes para a medição da pressão arterial de modo contínuo e não invasivo. Tendo em conta o método escolhido para a elaboração do projeto, irão também ser introduzidos e estudados os conceitos de eletrocardiograma (ECG) e fotopletismografia (PPG), uma vez que estes serão necessários para a elaboração do dispositivo (capítulo 3).

2.1. Sistema Circulatório

O sistema circulatório, ou sistema cardiovascular, é um sistema de órgãos que garante a circulação do sangue pelo corpo. A sua principal função é o transporte de nutrientes para as células, bem como a recolha dos produtos resultantes da atividade celular, contribuindo assim para o combate de doenças, estabilização da temperatura e manutenção da homeostasia. Para isso, o sistema circulatório é composto por uma rede fechada composta por artérias, arteríolas, capilares, vénulas e veias ligadas ao coração, órgão que funciona como uma bomba para o sistema circulatório. Através da sua contração e relaxamento, o coração cria diferenças de pressão no sistema circulatório, o que faz com que o sangue circule das zonas de maior pressão para as zonas de menor pressão. Assim, importa então definir as diferentes partes do sistema circulatório, bem como as suas respetivas funções:

- **Artérias:** têm como função o transporte de sangue a pressões e velocidades muito elevadas para os tecidos, possuindo paredes vasculares muito fortes.
- **Arteríolas:** parede muscular forte que pode fechar por completo a arteríola ou então permitir que esta dilate, controlando o volume sanguíneo nos tecidos consoante as suas necessidades.

- Capilares: paredes muito finas possuindo vários poros que os tornam permeáveis a água e a outras substâncias moleculares muito pequenas. Estas características são muito importantes, uma vez que os capilares têm como função a troca de fluidos, nutrientes, hormonas e outras substâncias entre o sangue e o líquido intersticial.
- Vénulas: desempenham a função de recolher o sangue proveniente dos capilares, coalescendo gradualmente em veias cada vez maiores.
- Veias: a sua função é o transporte do sangue das vénulas de volta para o coração. No sistema venoso a pressão sanguínea é muito baixa, logo as paredes das veias são finas.
- Coração: O coração tem como principal função bombear o sangue para todas as partes do corpo. Anatomicamente, o coração é um órgão constituído por tecidos musculares que permitem a sua contração e relaxamento. Para além disso, o coração possui quatro câmaras no seu interior: aurícula direita, ventrículo direito, aurícula esquerda e ventrículo esquerdo. O coração apresenta ainda duas válvulas auriculoventriculares, bicúspide (ou mitral) e tricúspide situadas entre os aurículos e os ventrículos (figura 4)(5).

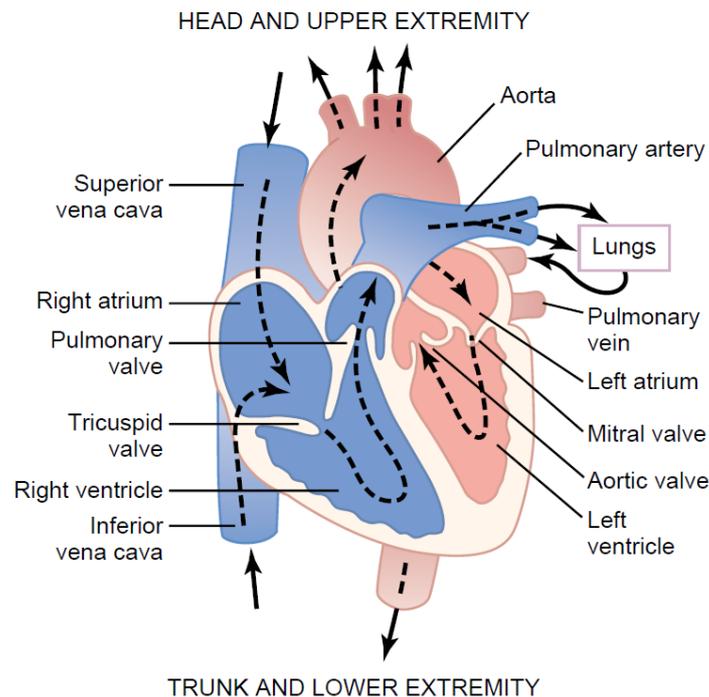


Figura 4 – Estrutura do coração(5).

Definidos os principais constituintes do sistema circulatório e as suas respectivas funções, importa agora referir que a circulação sanguínea pode ser dividida em circulação pulmonar e circulação sistémica. A circulação pulmonar corresponde ao conjunto de processos em que o sangue desoxigenado entra no coração pela aurícula direita, passa para o ventrículo direito e é bombeado pela artéria pulmonar para os pulmões, onde recebe oxigênio e liberta dióxido de carbono. Por sua vez, na circulação sistémica o sangue oxigenado é recebido na aurícula esquerda (proveniente dos pulmões), passa para o ventrículo esquerdo e, de seguida, é bombeado através da artéria aorta para os diferentes órgãos do corpo (5).

2.1.1. Ciclo cardíaco

O ciclo cardíaco pode ser definido como sendo o conjunto de eventos cardíacos que ocorre entre dois batimentos do coração consecutivos, isto é, o ciclo cardíaco consiste num período de relaxamento durante o qual o sangue retorna ao coração (diástole), seguido de um período de contração em que o sangue sai do coração

(sístole) (figura 5). Este ciclo tem início através da geração de um potencial de ação, ou seja, a inversão do potencial de membrana, no nó sinoauricular, localizado na parte superior da aurícula direita. O potencial de ação propaga-se então pelo nó auriculoventricular (AV) para os ventrículos, causando um atraso de 0.1 segundos na sua passagem das aurículas para os ventrículos, o que provoca que exista primeiro a contração das aurículas, que bombeiam o sangue para os ventrículos, e, posteriormente, a contração dos ventrículos bombeando o sangue para todo o corpo. Estas inversões do potencial de membrana devem-se à abertura e fecho dos canais de iões presentes nas membranas das células do miocárdio (5). Cada ciclo cardíaco tem a duração de cerca de 0.8 segundos, sendo que a diástole dura cerca de 0.5 segundos, enquanto a sístole tem uma duração de aproximadamente 0.3 segundos (6).

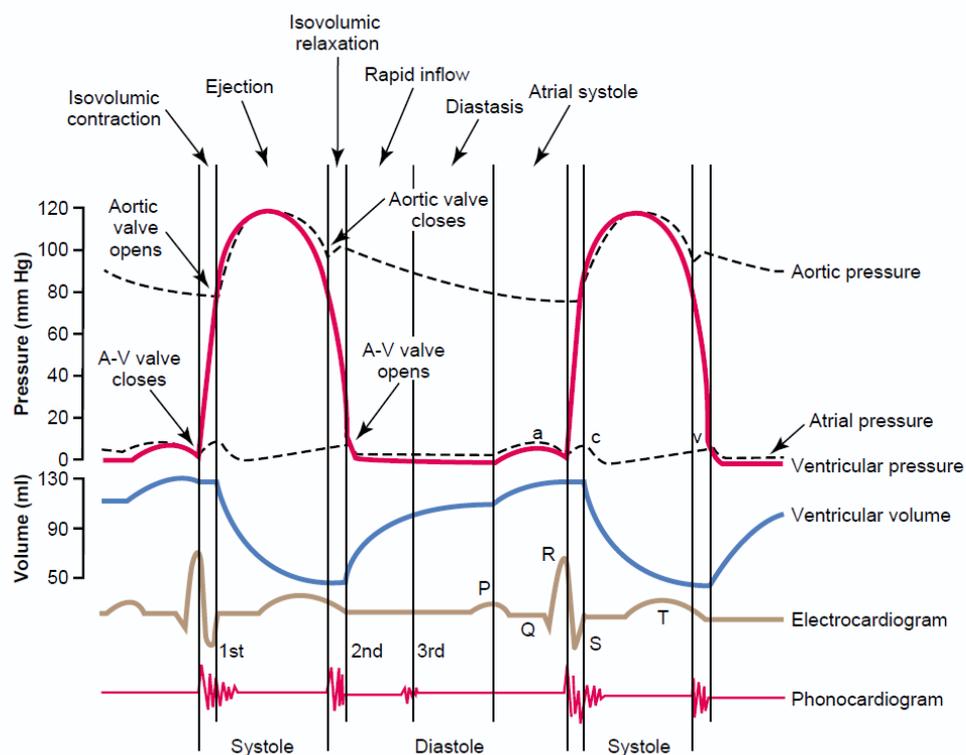


Figura 5 – Conjunto de eventos que ocorrem durante o ciclo cardíaco(5).

2.2. Eletrocardiograma (ECG)

Um ECG é a medição da atividade elétrica do coração ao longo do tempo, normalmente obtida através da pele. O ECG tem sido utilizado há largos anos por médicos como meio de monitorização da atividade cardiovascular dos pacientes em ambiente hospitalar e, atualmente, como meio de monitorização em casa por períodos que podem ir desde horas até dias.

A aquisição de um ECG convencional utiliza 10 elétrodos fixos em diferentes partes do corpo (figura 6), sendo medidas 12 ondas de ECG em simultâneo, isto é, 12 derivações separadas. Estas podem ser divididas em 6 derivações dos membros designadas (7):

- Derivações bipolares I, II e III;
- Derivações unipolares aumentadas AVR, AVL e AVF.

E em 6 derivações precordiais denominadas: derivações V1, V2, V3, V4, V5 e

V6.

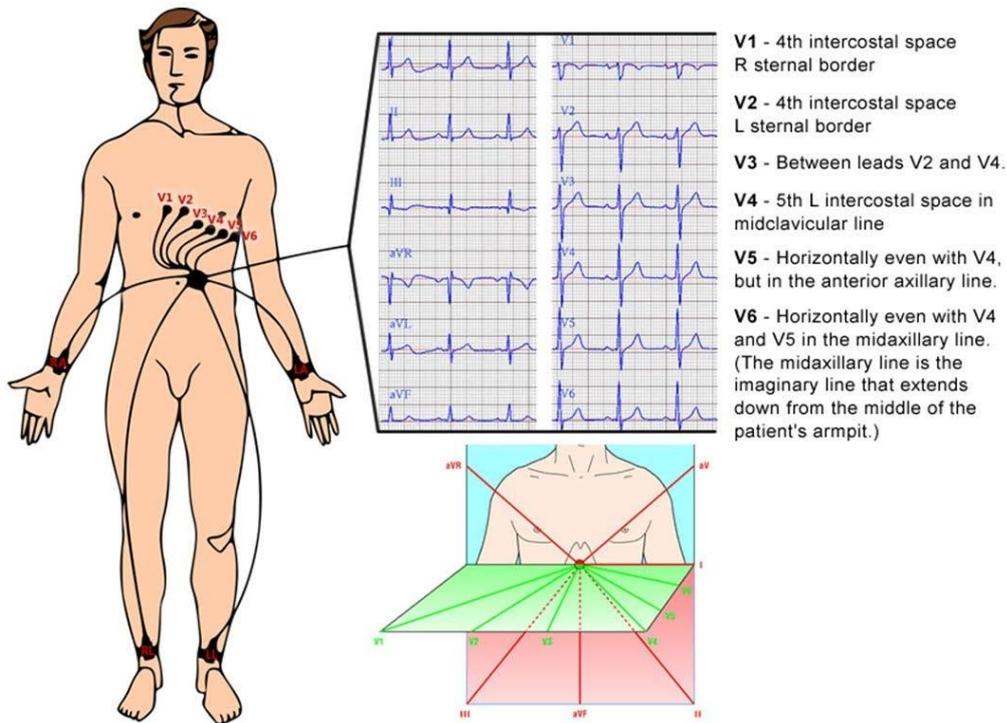


Figura 6 – Posicionamento dos elétrodos para aquisição de um ECG com 10 elétrodos (8)

Para adquirir as derivações bipolares I, II e III colocam-se elétrodos sobre os braços esquerdo e direito e sobre a perna esquerda, formando um triângulo, denominado de triângulo de Einthoven (figura 7). Este triângulo representa o número mínimo de pontos de aquisição que torna possível obter o sinal de ECG, sendo as derivações dos membros adquiridas da seguinte forma:

$$\begin{cases} I = AVL - AVR \\ II = AVF - AVR \\ III = AVF - AVL \end{cases}$$

A derivação AVR utiliza o braço direito como positivo e todos os outros elétrodos dos membros como um fio terra comum (negativo), sendo as outras duas derivações AVL (braço esquerdo positivo) e AVF (perna esquerda positiva) obtidas de modo semelhante.

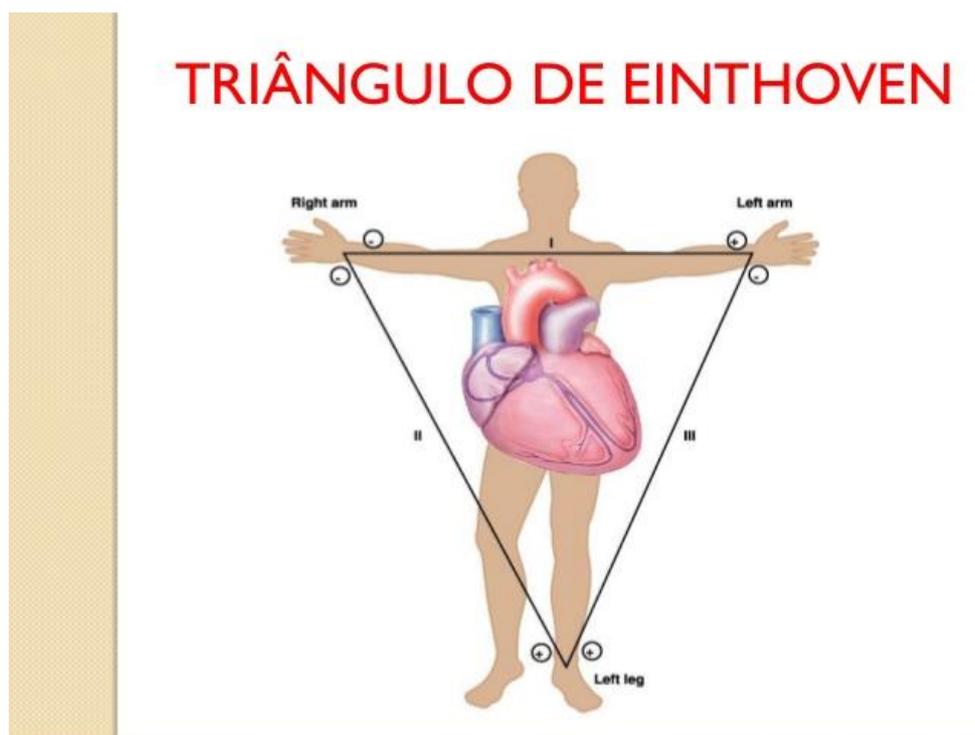


Figura 7 - Triângulo de Einthoven (9)

As derivações I, II, III, AVR, AVL, AVF reúnem-se para dar origem a seis linhas de referência, que se cruzam com precisão num plano sobre o tórax do paciente (plano frontal) (figura 8).

Cada derivação dos membros é registada a partir de um ângulo diferente, com o intuito que cada uma delas represente uma visualização complementar da mesma atividade cardíaca, já que os pares de eléctrodos são diferentes em cada derivação e sendo assim o traçado modifica-se ligeiramente quando o ângulo de onde se regista a atividade é alterado.

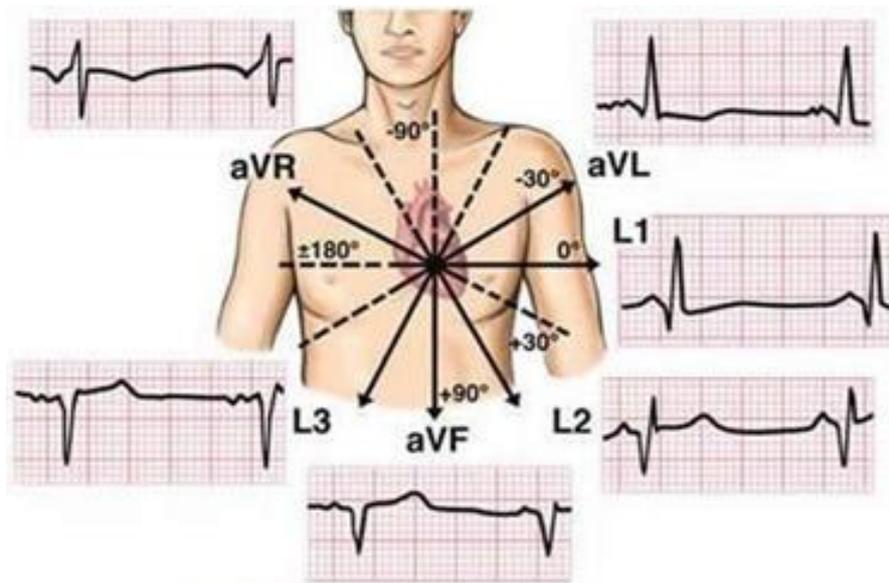


Figura 8 - Derivações dos membros (10).

As derivações precordiais (V_1 a V_6) situam-se nas paredes anterior e lateral do tórax (figura 9). Estas permitem a visualização do coração e da onda de despolarização no plano horizontal. Para além disso, as derivações precordiais projetam-se do nó AV em direção ao dorso do paciente que corresponde ao pólo negativo de cada derivação torácica. As derivações V_1 e V_2 estão sobre o lado direito do coração (derivações precordiais direitas), ao passo que V_5 e V_6 ficam sobre o lado esquerdo (derivações precordiais esquerdas). V_3 e V_5 situam-se sobre o septo interventricular (parede comum ao ventrículo direito e esquerdo).

O traçado de V_1 a V_6 mostra uma mudança gradual em todas as ondas, por exemplo normalmente o complexo QRS é negativo em V_1 e positivo em V_6 , isto significa que

a onda de despolarização ventricular se está a deslocar em direção ao eletrodo positivo de V₆.

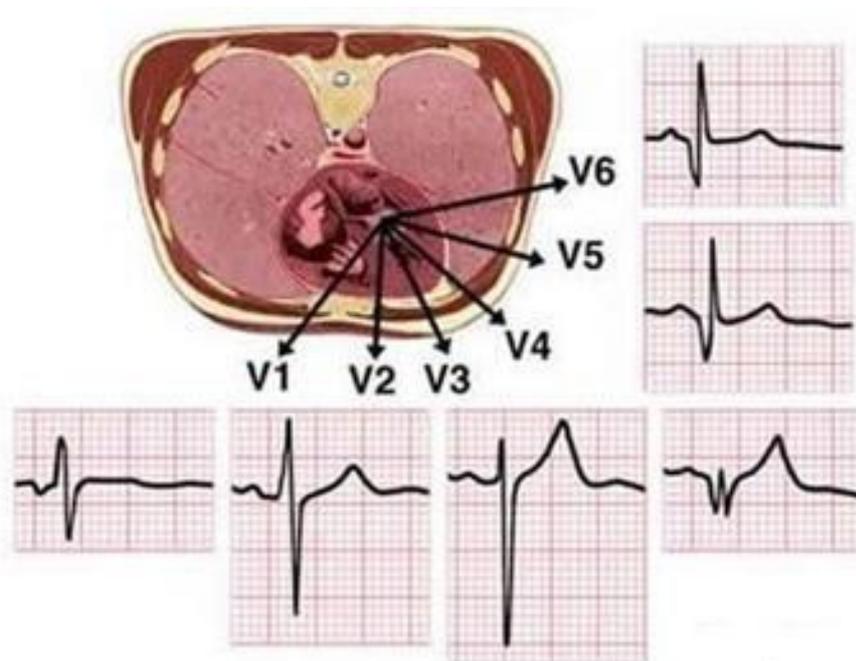


Figura 9 – Derivações precordiais (10).

2.2.1. Complexo QRS

Os batimentos cardíacos iniciam-se através de um impulso proveniente do nó sinoauricular que ativa o miocárdio, dando origem a uma onda denominada de onda P. A primeira componente da onda P corresponde à ativação da aurícula direita e a segunda à da aurícula esquerda, devendo-se a sua morfologia arredondada à sobreposição das suas componentes.

O impulso despolariza o nó auriculoventricular (AV), o feixe AV, os ramos do feixe, a rede de Purkinje e o miocárdio ventricular, sendo esta despolarização do músculo ventricular que produz o complexo QRS (figura 10). Este complexo tem maior amplitude do que o da onda P pois a massa muscular dos ventrículos é maior que a das aurículas, logo, os sinais gerados são mais fortes.

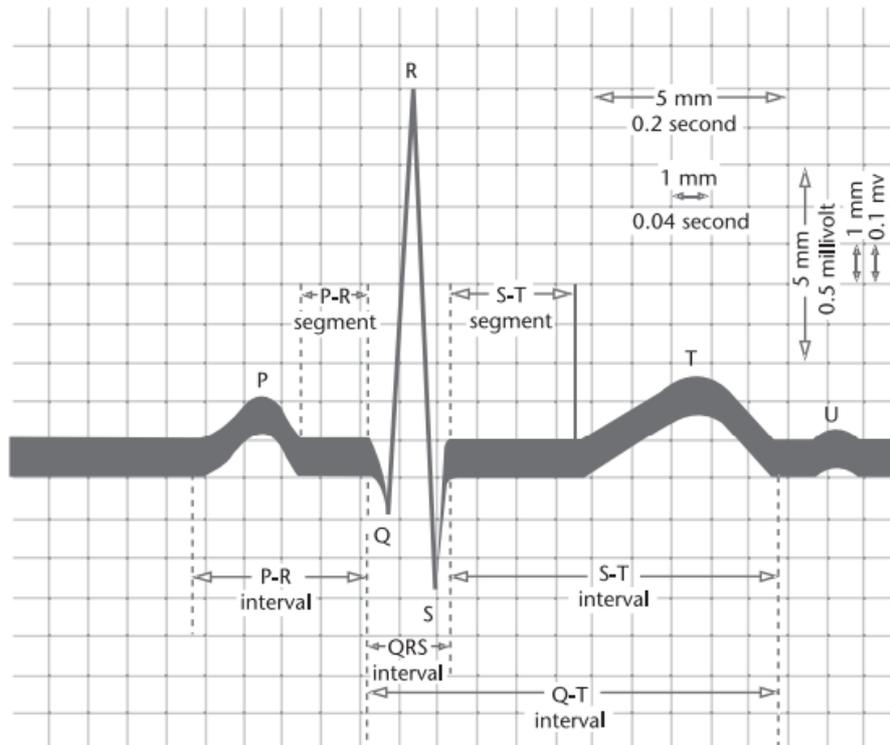


Figura 10 - Onda típica de um ECG(11)

A onda T, que corresponde à repolarização auricular, geralmente não aparece no ECG pois a sua amplitude é muito baixa em relação à repolarização ventricular o que faz com que seja atenuada por ela.

O intervalo PR corresponde ao início da onda P e o início do complexo QRS, é um indicativo da velocidade de condução entre as aurículas e os ventrículos e corresponde ao tempo de condução do impulso elétrico desde o nó AV até aos ventrículos.

O intervalo PP é o intervalo entre o início de duas ondas P, correspondendo à frequência de despolarização auricular.

O intervalo RR é o indicador da frequência de despolarização ventricular.

O intervalo QT mede a duração da sístole elétrica.

O complexo QRS tem a duração máxima de 0.10 segundos, representando o tempo total de despolarização(12).

Para o sistema a desenvolver não é importante detetar todos os componentes da onda P, mas sim apenas o pico R do complexo QRS.

2.1.2. Características do sinal de eletrocardiograma (ECG): aquisição e processamento

Para efetuar a aquisição de um sinal é necessário utilizar um sensor que tenha a capacidade de lidar com a natureza do mesmo. As principais características elétricas de um sinal de ECG são (13):

- Amplitude de 0.05 a 10mV;
- Frequência de 0.05 a 100Hz.

Tendo em conta as características do sinal de ECG, o sensor selecionado para a sua aquisição deve possuir:

- Sensibilidade elétrica a amplitudes de sinais entre os 0.05 e os 10 mV;
- Impedância de entrada alta >5 MOhm;
- Baixa corrente de fuga < 1 μ A;
- Resposta em frequência plana entre os 0.05 e os 100 Hz;
- Rejeição de Modo Comum (CMRR) elevada.

Todos os requisitos referidos sucedem das propriedades do sinal elétrico que se pretende medir. Assim sendo, é necessário estudar detalhadamente essas características e também o leque de componentes existentes no mercado, com o intuito de se adequar a escolha do sensor ao sinal a medir. Por outro lado, deve-se notar que a natureza deste sinal torna a medição muito suscetível à ocorrência de ruído eletrónico.

2.3 Fotopletismografia

A fotopletismografia (PPG) é um método ótico de monitorização das variações do volume de sangue no corpo devido ao ciclo cardíaco, sendo essas variações causadas pelo fluxo de gases ou líquidos nos órgãos que apresentam comportamento elástico, utilizando para esse fim uma fonte de luz e um fotodetector para medir a variação da intensidade da luz emitida. Para se conseguir detetar estas variações é importante que o local de aplicação do fotodetector possua elevada perfusão e poucas camadas de tecidos envolventes, sendo bons candidatos para este fim o lóbulo da orelha, a têmpora e a ponta dos dedos (14).

Durante o ciclo cardíaco o coração contrai (sístole) e relaxa (diástole), o que causa alterações na pressão arterial e, conseqüentemente, alterações momentâneas no volume sanguíneo. Durante a sístole a pressão é máxima, logo a quantidade de sangue nas artérias também é máxima, o que faz com que a quantidade de luz que o fotodetector recebe seja mínima (I_L), pois existe uma maior quantidade de luz absorvida pela hemoglobina. Por outro lado, durante a diástole a pressão é mínima, assim como a quantidade de sangue no tecido em teste, pelo que a quantidade de luz que chega ao sensor é máxima (I_H) (figura 11) (15).

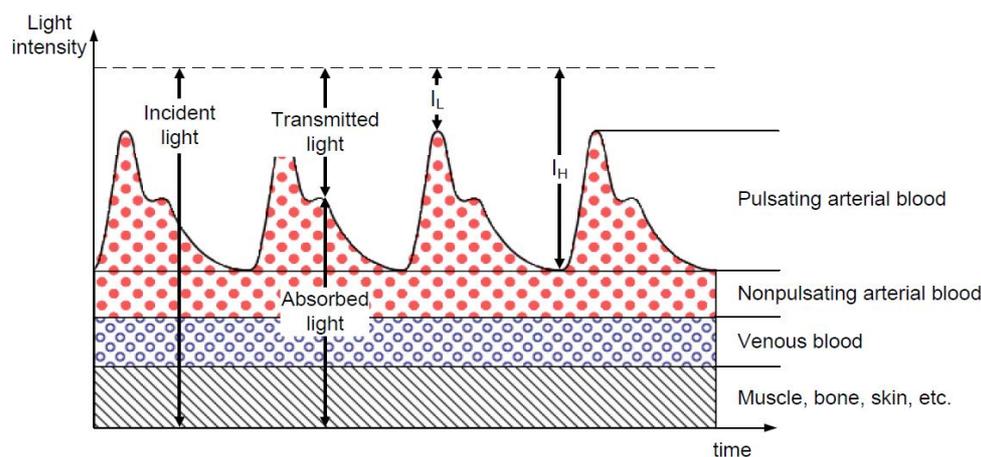


Figura 11 – Fotoplestímetro. Durante a sístole a luz recebida pelo fotodetector é mínima (I_L), enquanto durante a diástole é máxima (I_H)(15).

Os ossos, a pele, a gordura e o tecido muscular são, juntamente com o sangue venoso e o sangue arterial não pulsátil, os principais responsáveis pela absorção contínua da luz, denominada de componente (DC), enquanto que a variação da absorção da luz ocorre como consequência da variação do caminho ótico, provocada pelas alterações do fluxo sanguíneo, e à orientação espacial da hemoglobina durante o ciclo cardíaco, sendo esta componente denominada de componente alterna do sinal (AC), representando apenas 1-2% de toda a amplitude do sinal (figura 12) (14b).

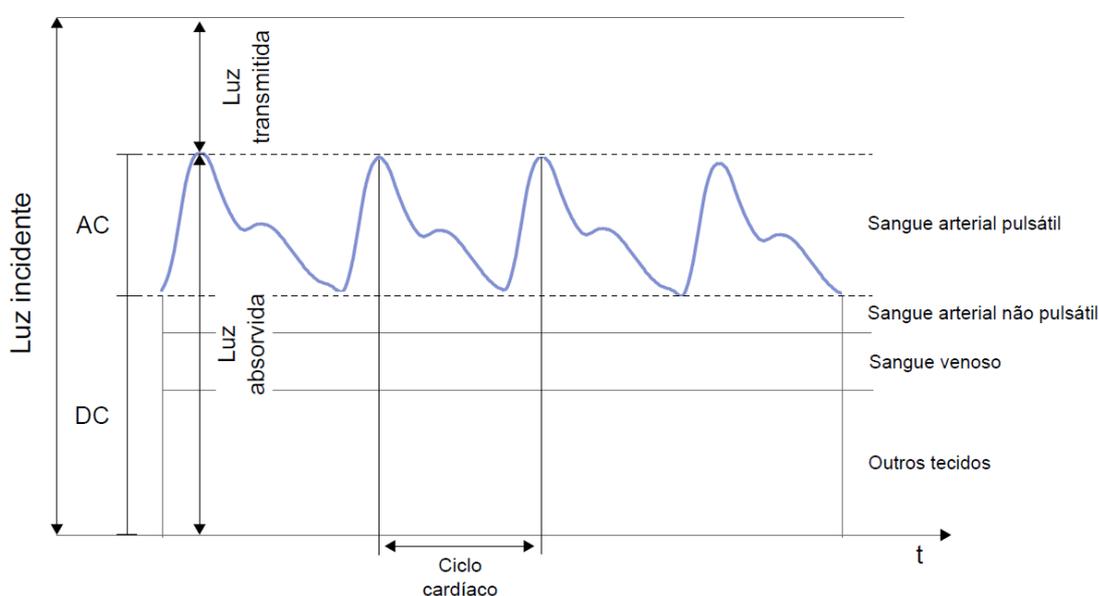


Figura 12 - Fotopletismograma(16)

Para obter o fotopletismograma é necessário utilizar luz LED com um comprimento de onda do infravermelho próximo, uma vez que este comprimento de onda é aquele que penetra mais facilmente nos tecidos biológicos(14b). Para além disso, a hemoglobina absorve luz infravermelha, o que torna possível a utilização de um LED infravermelho, já que, dada a relação existente entre o volume dos vasos, a pressão sanguínea e a quantidade de luz transmitida ou refletida, é possível observar a variação de volume sanguíneo (componente AC do sinal) com base na luz detetada pelo fotodetector(17).

A PPG é uma técnica não-invasiva muito útil para estudar as condições fisiológicas, em particular, a monitorização da saturação do oxigénio, o volume sanguíneo dos capilares e a pulsação. Mais recentemente, a PPG tem sido estudada como método

para monitorizar a pressão arterial, já que permite calcular os tempos de sístole e de diástole pela onda de pressão observada através da fotopletismografia. Estes valores são inversamente proporcionais à pressão arterial sistólica e diastólica, isto é, um menor tempo de sístole corresponde a uma maior pressão sistólica, enquanto um maior tempo de diástole corresponde a uma menor pressão diastólica (figura 13) (18).

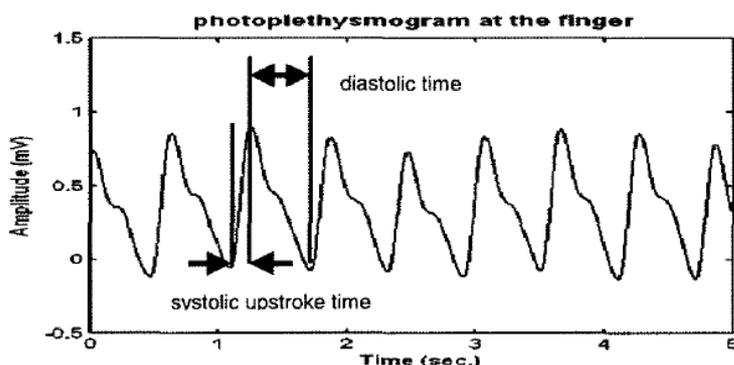


Figura 13 - Sinal de PPG e identificação do tempo de sístole e de diástole(14b)

2.4. Propriedades Óticas dos tecidos

As técnicas óticas são, normalmente, associadas a uma instrumentação miniaturizada e minimamente invasiva, motivos pelos quais inúmeras destas técnicas são utilizadas no diagnóstico e tratamento de doenças na área da medicina, importando por isso perceber a forma como os diferentes comprimentos de onda da luz interagem com os tecidos biológicos (16).

Ao incidir nos tecidos humanos a luz pode ser transmitida, refletida ou absorvida. A lei de Lambert-Beer relaciona a absorção da luz com as propriedades do material atravessado por ela, sendo que esta afirma que a intensidade da luz diminui exponencialmente com a distância percorrida (equação 1).

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad \text{Equação 1}$$

onde I corresponde à intensidade da luz para um caminho ótico de comprimento d , I_0 corresponde à intensidade da luz incidente, $\varepsilon(\lambda)$ representa o coeficiente de extinção ou coeficiente de absorção molar do meio para um determinado

comprimento de onda e c corresponde à concentração da substância absorvente. Importa referir ainda que a equação 1 considera apenas a transmissão e absorção de um determinado comprimento de onda não tendo em conta a reflexão e dispersão da luz.

A absorvância (A) descreve a capacidade intrínseca dos materiais para absorver radiações numa frequência específica e é definida pelo produto do coeficiente de absorção molar, pela concentração da substância e pelo caminho ótico (equação 2)

$$A = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \varepsilon(\lambda)cd \quad \text{Equação 2}$$

Outra das propriedades da lei de Lambert-Beer é que se estiverem presentes mais que uma substância absorvente a absorvância total é dada pelo somatório das absorvâncias de cada uma das n substâncias (equação 3).

$$A_t = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i(\lambda)c_i d_i \quad \text{Equação 3}$$

O espectro de absorção do tecido biológico é representado na figura 14. É possível concluir que a principal substância absorvente da radiação UV (até aos 100nm) e infravermelha (a partir dos 1 μm) é a água, motivo pelo qual estes comprimentos de onda poderiam não chegar ao fotodetector. Na luz UV com comprimento de onda entre os 200 e os 300 nm, algumas proteínas e o ADN absorvem grande quantidade de luz. Este fenómeno é também observado para o IR (a partir dos 5 μm) devido ao colagénio. No comprimento de onda da luz visível e perto do IR, a absorção de luz pela água atinge o seu valor mais baixo, sendo a hemoglobina (Hb) (capítulo 2.5) e a melanina as principais substâncias absorventes (19).

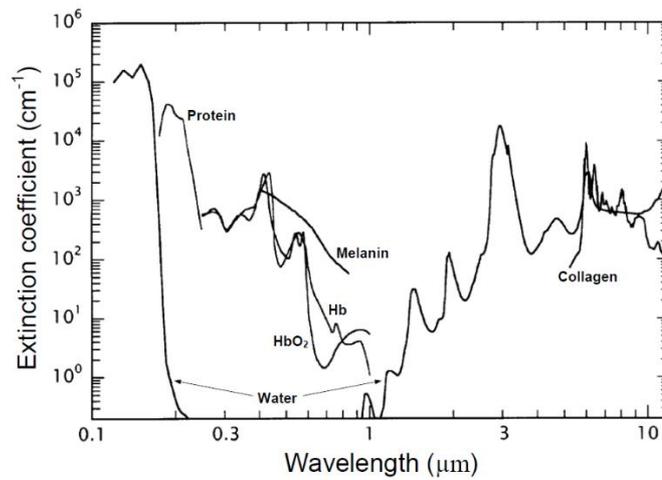


Figura 14 - Espectro de absorção do tecido biológico(19)

Por estes motivos, as medições da fotopletismografia devem ser efetuadas com luz visível ou do infravermelho próximo, devendo também ter em conta os coeficientes de extinção dos diferentes tipos de hemoglobina (tabela 2).

Tabela 2 - Coeficientes de extinção para a Hb e HbO₂, com comprimentos de onda de 660nm e 905 nm

Comprimento de onda (nm)	Coeficiente de extinção (L/mmol/cm)	
	Hb	HbO ₂
660	0.81	0.08
905	0.21	0.30

2.5. Hemoglobina

Os métodos não-invasivos que permitem monitorizar a frequência cardíaca e o nível de saturação de oxigénio no sangue, como é o caso da fotopletismografia, são métodos que têm por base as propriedades óticas da hemoglobina, sendo por isso necessário definir e compreender essas propriedades.

A hemoglobina (figura 15) é uma proteína pigmentada que integra uma parte significativa da constituição dos glóbulos vermelhos, sendo responsável pelo transporte de oxigénio, dióxido de carbono e iões hidrogénio para os vasos sanguíneos. (16)

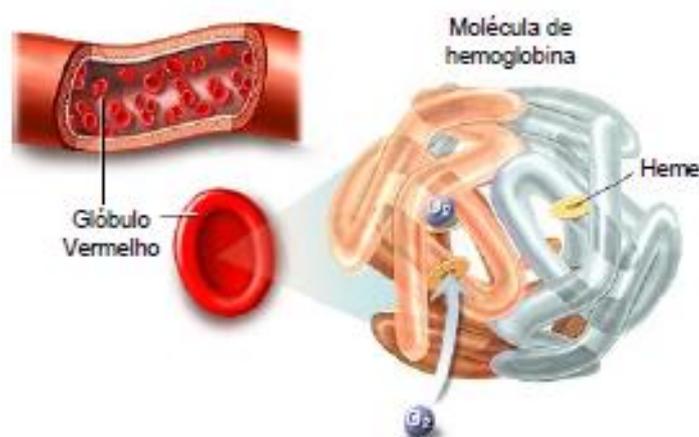


Figura 15 - Representação da hemoglobina(20)

A hemoglobina é uma proteína oligomérica, composta por quatro cadeias de polipeptídeos. Cada cadeia é denominada de globina e está ligada a um grupo Heme (molécula com pigmentação vermelha que contém uma parte orgânica e um átomo de ferro). As quatro globinas da hemoglobina agrupam-se em duas cadeias α e duas cadeias β , quando se encontram na fase de maturação adulta.

O ferro do grupo heme tem como principal função o transporte de oxigénio, uma vez que cada molécula de oxigénio é transportada por associação ao ião ferro.

A hemoglobina pode ser encontrada no sangue em duas formas:

- Oxiemoglobina(HbO₂), quando as moléculas de oxigénio estão ligadas à hemoglobina.
- Desoxiemoglobina: quando a hemoglobina não está ligada a uma molécula de oxigénio.

A presença de moléculas de oxigénio associadas à hemoglobina faz com que esta tenha uma coloração diferente, neste caso mais clara, o que levou a que no início da década de 70 se descobrisse que era possível estimar a saturação de oxigénio com base na relação entre a diferença de luz vermelha e infravermelha absorvida (21).

2.6. Pressão Arterial

A pressão arterial mede a força produzida contra a parede das artérias feitas de músculo e de tecido semi-flexível, quando o coração bombeia o sangue através delas, sendo medida, por convenção, em milímetros de mercúrio (mmHg). A pressão arterial pode ser dividida entre a pressão sistólica (SBP), que se define pela pressão sanguínea máxima durante a sístole cardíaca, ou seja, quando ocorre a contração dos ventrículos, e em pressão diastólica (DBP), sendo este o valor mínimo de pressão medido durante a diástole cardíaca, correspondendo à relaxação das aurículas (1a). Outro parâmetro que é importante referir, apesar de não ser mostrado na maioria dos aparelhos de medição de pressão arterial é a pressão arterial média (MAP), que tem em conta a maior duração da fase diastólica (equação 5).

$$MAP = DBP + \frac{SBP-DBP}{3} \quad \text{Equação 5}$$

2.6.1 Pressão arterial na população

A incidência da pressão arterial na população segue uma distribuição normal e continua. Existe um gradiente contínuo entre níveis comuns de pressão arterial e o risco de doenças coronárias e enfartes. Estas complicações ocorrem em valores

de pressão arterial muito abaixo da média da população, uma vez que para pressões arterial acima de 115 mmHg de pressão sistólica e 70 mmHg de pressão diastólica, o risco de problemas cardíacos duplica a cada aumento de 20/10 mmHg. Assim, muitos dos casos de doenças cardiovasculares ocorrem dentro de valores de pressão arterial considerados normais, logo, a maioria dos problemas cardiovasculares não estão diretamente relacionados com valores de hipertensão, mas sim com valores de pressão arterial abaixo da média da população (figura 16) (22).

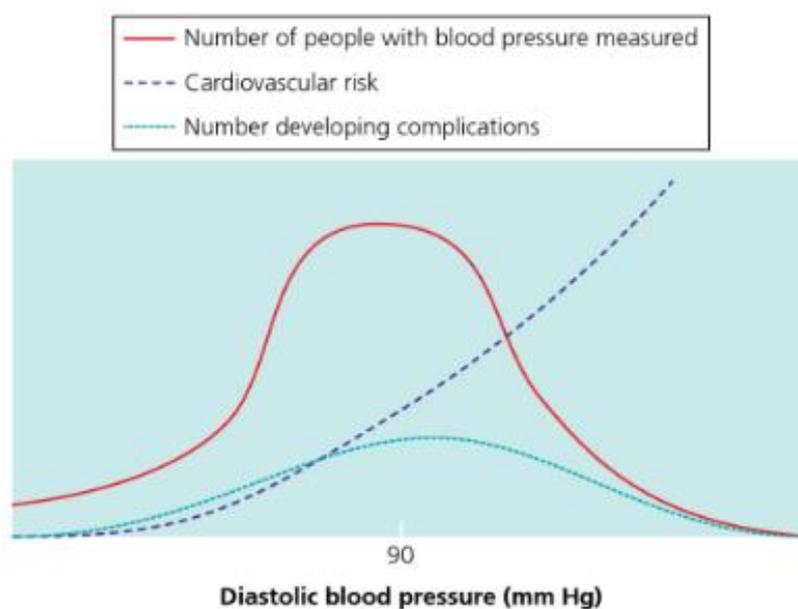


Figura 16 - Distribuição da pressão diastólica na população, o risco de doenças cardiovasculares (CVD) e o número de pessoas que desenvolveram CVD(22).

Apesar de ser difícil a divisão por categorias dos valores de pressão arterial, a classificação atualmente mais aceita para a distribuição dos diferentes níveis de pressão arterial na população encontra-se na tabela 3.

Tabela 3 – Distribuição das categorias de pressão arterial na população (22)

Pressão diastólica (mmHg)	Categoria
<85	Normal
85-89	Normal alto
90-104	Hipertensão ligeira
105-114	Hipertensão Moderada
>115	Hipertensão severa
Pressão sistólica (quando a diastólica <90) (mmHg)	Categoria
<140	Normal
140-159	Limite de hipertensão
>160	Hipertensão

Por último, importa referir que a pressão arterial depende do débito cardíaco, isto é, a quantidade de sangue que sai do coração a cada batimento, e da resistência periférica. A maioria dos hipertensos apresenta um aumento na resistência periférica, já que o débito cardíaco aumenta numa fase inicial de modo a manter a perfusão sanguínea nos tecidos normal. Numa fase mais avançada da hipertensão, ocorre disfunção do ventrículo esquerdo e o débito cardíaco diminui, sendo que a pressão arterial é mantida apenas pelo aumento da resistência periférica. Na última fase, o débito cardíaco pode ser tão prejudicado que a pressão arterial diminui, tornando o paciente hipotenso (22).

2.7. Medição de pressão arterial

A medição da pressão arterial pode ser efetuada através de dois métodos distintos:

1. Métodos diretos e invasivos;
2. Métodos indiretos e não-invasivos.

2.7.1. Métodos diretos e invasivos

Os métodos invasivos são apenas utilizados em circunstâncias clínicas em que a medição da pressão arterial é crítica, como por exemplo, em cirurgias e nos cuidados intensivos. Estes métodos têm como objetivo aceder à pressão arterial real e não a qualquer parâmetro intermédio, associando-se a designação de métodos diretos a este tipo de medições.

Estes métodos envolvem a canulação de uma artéria com um cateter fornecendo medições da pressão arterial a cada batimento cardíaco, sendo o método mais preciso e com maior exatidão que existe atualmente. Este tipo de medição é normalmente realizado nas artérias femorais, braquiais ou nas artérias radiais.

Apesar de muito precisos e exatos, este tipo de métodos tem também algumas desvantagens, uma vez que, para além do seu elevado custo, apresenta também alguns riscos para o paciente, como por exemplo, o perigo de infeções, lesão da artéria, trombozes e tromboembolismo. Devido a estes problemas com o método direto são normalmente utilizados métodos indiretos, ou seja, não invasivos (23).

2.7.2. Métodos indiretos (não invasivos)

Os métodos indiretos não requerem a penetração da pele, utilizando técnicas geralmente baseadas numa braçadeira que causa uma contrapressão. Estes métodos apresentam menor exatidão e precisão que os métodos diretos, no entanto, por serem não invasivos, são os mais utilizados em situações de doença crónica, que requerem uma constante monitorização, pois apresentam baixo custo e não acarretam riscos para o paciente.

Os métodos indiretos podem ser subdivididos tendo em conta se permitem a obtenção da pressão arterial instantânea ou contínua, existindo assim dois tipos de métodos indiretos de aquisição de pressão arterial:

1. Métodos indiretos de medição de pressão arterial não contínuos;
2. Métodos indiretos de medição de pressão arterial contínuos.

2.7.2. Métodos indiretos (não invasivos) e não contínuos

Segundo Ward e Langton(24), este tipo de métodos necessita de três componentes fundamentais, são eles:

1. Uma braçadeira para ocluir a circulação à parte distal do membro no qual se está a realizar a medida;
2. Um método para determinar a pressão sistólica e diastólica;
3. Um método de medir pressão.

Neste tipo de método é colocada uma manga à volta de um membro, normalmente o braço, apesar de a medição poder ser também efetuada no antebraço ou na perna. A manga deve ser cerca de 20% maior que o diâmetro do membro em que se está a efetuar a medição, uma vez que se a manga for muito pequena irão ser obtidos valores erradamente altos de pressão arterial e vice-versa. A manga é então insuflada até um ponto acima da pressão arterial sistólica, provocando a oclusão da artéria, sendo de seguida desinsuflada até que seja restabelecida a circulação(24).

Os métodos indiretos baseiam-se, maioritariamente, na medição de contrapressões em relação à pressão arterial, têm baixo custo e são facilmente repetíveis (1a).

Os métodos indiretos e intermitentes existentes para a medição da pressão arterial são:

- O método de palpação;

- O método de Doppler;
- O método auscultatório;
- O método oscilométrico.

2.7.2.1. Método da palpitação

O método de palpitação baseia-se na técnica original de Riva-Rocci de 1896, em que uma manga é insuflada para dissipar o pulso periférico, sendo de seguida desinsuflada a cerca de 3 mmHg / s até que o pulso periférico seja novamente sentido na artéria radial. A pressão da braçadeira à qual o pulso é inicialmente sentido corresponde à pressão sistólica, não sendo possível determinar a pressão diastólica, uma vez que, o pulso é sentido de forma contínua durante o esvaziamento da braçadeira(25). Para além disso, foi demonstrado que este método subestima uma pressão sistólica de 120 mmHg em cerca de 25% (24).

Mais recentemente, surgiu o método de palpação eletrónica que consiste numa matriz de sensores colocados no punho que detetam a amplitude e o tempo de trânsito do pulso de pressão enquanto a manga colocada no braço é insuflada ou esvaziada (figura 17). A manga é insuflada até valores ligeiramente superiores ao da pressão sistólica, sendo de seguida esvaziada lentamente até valores abaixo da pressão diastólica. Quando se começam a detetar as ondas de pulso pela matriz de sensores, a pressão da manga corresponde à pressão sistólica. A pressão diastólica corresponde ao momento em que se deixa de verificar diminuição do atraso nas ondas de pressão (23a).



Figura 17 - Dispositivo do método de palpação eletrônica (23a)

2.7.2.2. Método de doppler

Utilizando o princípio de Doppler é possível determinar a pressão sistólica, isto é, o sangue aproximar-se ou afastar-se de uma sonda de Doppler, as ondas sonoras são refletidas pela corrente sanguínea causando alterações na frequência detetada pela sonda. Assim, é possível determinar a pressão sistólica através da relação entre as frequências detetadas. A sonda de Doppler é extremamente sensível, pelo que este método é apenas utilizado para medições de pressão arterial baixas, como ocorre no caso de insuficiência vascular. A principal desvantagem deste método é o facto de não ser possível obter a pressão diastólica (24).

2.7.2.3. Método auscultatório

O método auscultatório para a determinação da pressão arterial foi descrito pela primeira vez em 1905, por Nikolai Korotkoff. Korotkoff verificou que ao ocluir a artéria braquial com uma manga, os sons ouvidos com um estetoscópio colocado sobre essa mesma artéria aparecem e desaparecem à medida que a manga vai sendo desinsuflada, descrevendo a existência de quatro sons diferentes, relacionando-os com a pressão sistólica e diastólica, sendo mais tarde descrito um quinto som. Devido à sua descoberta estes sons são denominados de sons ou fases de Korotkoff (tabela 4) (26).

Tabela 4 – Fases ou sons de Korotkoff

Fase	Descrição do som	Implicação clínica
Fase I	Primeiro som, fraco e seguido por batidas regulares.	Equivale à Pressão Sistólica.
Fase II	Sons da fase I seguidos por sons sibilantes ou por sopros, caracteriza-se por sons suaves e longos como um murmúrio intermitente.	Sem significância.
Fase III	Amplificação dos sons da fase II correspondente ao aumento do volume de sangue que passa pela artéria ainda parcialmente comprimida, os sons são mais crispados.	Sem significância.
Fase IV	Os sons tornam-se súbita e nitidamente abafados.	Correlaciona-se como medida alternativa da pressão arterial diastólica ^a .
Fase V	Os sons cessam completamente porque a artéria deixa de estar comprimida e o fluxo passa a ser laminar.	Correlaciona-se com a pressão arterial diastólica ^b .

^a Utilizado para a medição da pressão sistólica se a pressão inicial da fase 5 for \geq 10 mmHg que a pressão da fase IV

^b Aceite como nível padrão da pressão arterial sistólica

A razão para a existência destes sons ainda não é completamente conhecida, sendo a sua existência é atribuída a diferentes teorias, sendo elas:

- Teoria da turbulência: a origem dos sons de Korotkoff deve-se à combinação do fluxo sanguíneo turbulento com as oscilações da parede arterial;

- Teoria da cavitação: esta teoria defende que as fases de Korotkoff têm origem na formação de bolhas no sangue;
- Teoria da parede arterial: os sons de Korotkoff são originados pela dilatação súbita da parede arterial(24).

Percebida a relação entre os sons de Korotkoff e a pressão arterial, o método auscultatório é muito fácil de realizar e de baixo custo, sendo por isso o mais utilizado na medicina. Este método envolve a utilização de um esfigmomanómetro manual (figura 18) que oclui a artéria braquial, sendo necessário auscultar, com o estetoscópio sobre essa artéria, os sons de Korotkoff. A pressão sanguínea é avaliada através da auscultação dos sons de Korotkoff à medida que a pressão do esfigmomanómetro vai diminuindo lentamente (aproximadamente 2mm Hg/s). Quando é ouvido o primeiro som a pressão do esfigmomanómetro corresponde à pressão sistólica, no momento em que os sons desaparecem, a pressão a que a manga está insuflada corresponde à pressão diastólica (1a).



Figura 18 – Esfigmomanómetro manual e estetoscópio (27)

A principal desvantagem do método auscultatório é o facto de a este estarem associados erros relacionados com o operador, como erros na leitura da escala, esvaziamento demasiadamente rápido da braçadeira, entre outros (23b).

2.7.2.4. Método oscilométrico

O método oscilométrico é utilizado na grande maioria dos dispositivos automáticos de medição de pressão arterial.

Este método baseia-se na utilização de uma manga que é insuflada sendo depois analisadas as oscilações causadas pela circulação sanguínea à medida que a manga é lentamente desinsuflada, sendo possível observar um aumento das oscilações até um máximo de amplitude seguido de um decréscimo até um valor próximo de zero. O pico de amplitude corresponde à máxima expansão da artéria, sendo neste momento a pressão da braçadeira igual à pressão arterial média. As pressões sistólicas e diastólicas são obtidas por razões em relação ao máximo de amplitude, normalmente entre 45 a 73% da fase ascendente para a pressão sistólica e 69 a 83% da fase descendente para a pressão diastólica (figura 19) (28).

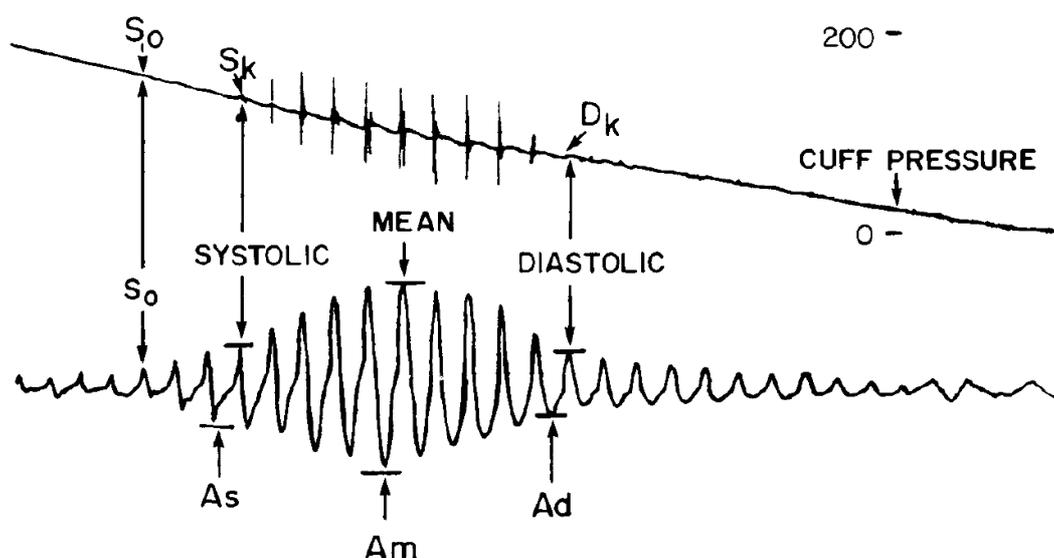


Figura 19 - Comparação entre o método oscilométrico e auscultatório. S_0 corresponde à pressão da manga em que as oscilações aumentam de amplitude subitamente; A_s corresponde à amplitude das oscilações para a pressão sistólica medida pelo método auscultatório (S_k); A_d corresponde à amplitude das oscilações para a pressão diastólica medida pelo método auscultatório (D_k); A_m corresponde à máxima amplitude das oscilações (28).

2.7.3. Métodos não invasivos e contínuos

2.7.3.1. Método da tonometria

O método da tonometria baseia-se na lei de Imbert-Fick que afirma que a pressão dentro de um corpo esférico de paredes secas, elásticas e finas é igual à pressão exercida sobre o referido corpo dividida pela superfície de aplanação.

Este método permite detetar a pressão arterial de forma não-invasiva e contínua, numa artéria superficial com suporte ósseo suficiente, como por exemplo a artéria radial, através de uma matriz de transdutores de pressão que são posicionados sobre a artéria. Esta matriz é então pressionada contra a artéria radial através da insuflação de uma manga colocada sobre ela, fazendo com que a artéria seja pressionada contra o osso sem a ocluir (figura 20). O transdutor de pressão em contacto com a pele mede a pressão arterial através da pressão de contacto, permitindo assim traçar um perfil contínuo de pressão arterial.

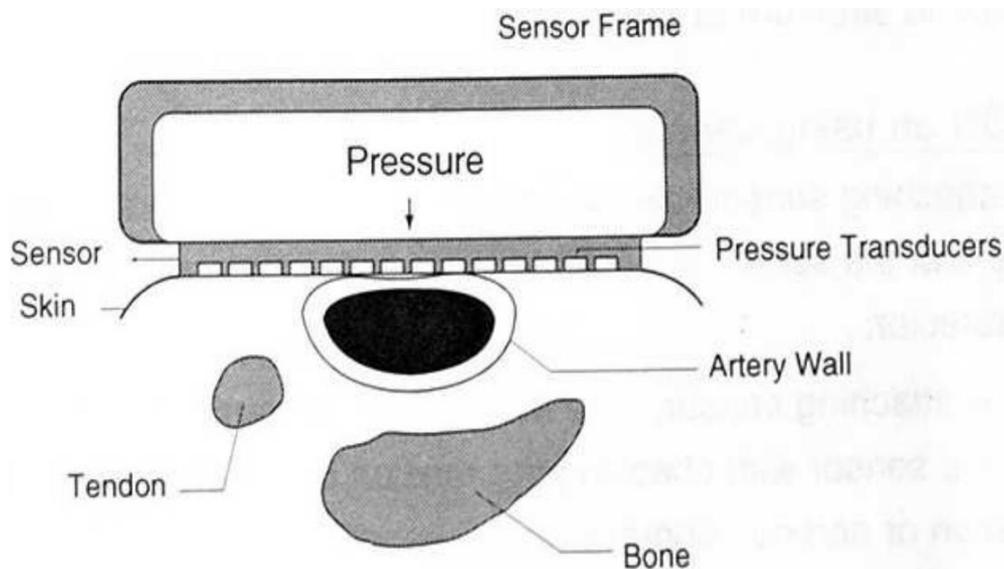


Figura 20 - Representação esquemática do método de tonometria(29).

Apesar de este método ter demonstrado resultados muito precisos, com desvios padrão de 5 mmHg quando comparado com a pressão lida pelo cateter intra-arterial, este apresenta algumas desvantagens, uma vez que o posicionamento dos sensores é muito difícil, é muito sensível a artefactos de movimento e o facto de

requerer uma calibração constante através de outros métodos, tais como métodos invasivos ou oscilométricos (30).

2.7.3.2. *Vascular unloading*

Em 1973 Peñáz apresentou um método de medição de pressão arterial não-invasivo que permitia a medição da pressão arterial e diastólica, a cada batimento cardíaco (31). Este método baseia-se no facto de durante cada ciclo cardíaco existir a alteração do volume sanguíneo que chega a cada parte do corpo, uma vez que durante a sístole o volume de sangue será maior numa determinada parte do corpo, por exemplo no dedo, do que durante a diástole.

O método apresentado por Peñáz baseava-se nas propriedades óticas da hemoglobina, já referidas neste capítulo, mais propriamente o facto da hemoglobina absorver radiação infravermelha. Assim, os dispositivos que utilizam este tipo de método utilizam uma manga colocada no dedo, associada a uma fonte de luz infravermelha e um recetor no lado oposto da manga. O volume de sangue no dedo é estimado com base na diferença entre a luz emitida e a luz recebida pelo recetor, diferença essa causada pela absorção de luz pela hemoglobina. Este método necessita de uma calibração inicial que pode ser realizada por uma medição independente de pressão arterial, utilizando um dos métodos já explicados anteriormente. Deste modo, a manga do dedo é pressurizada inicialmente com a mesma pressão da artéria (23a), utilizando um sistema de servo-controlo hidráulico. As alterações de volume sanguíneo no dedo causadas pela pulsação são então detetadas através da diferença de sinal entre a luz emitida e detetada. Estas alterações do volume vascular associadas a alterações da pressão intra-arterial são compensadas pela aplicação de uma pressão contrária de forma a manter o volume de sangue no dedo constante (figura 21) (32).

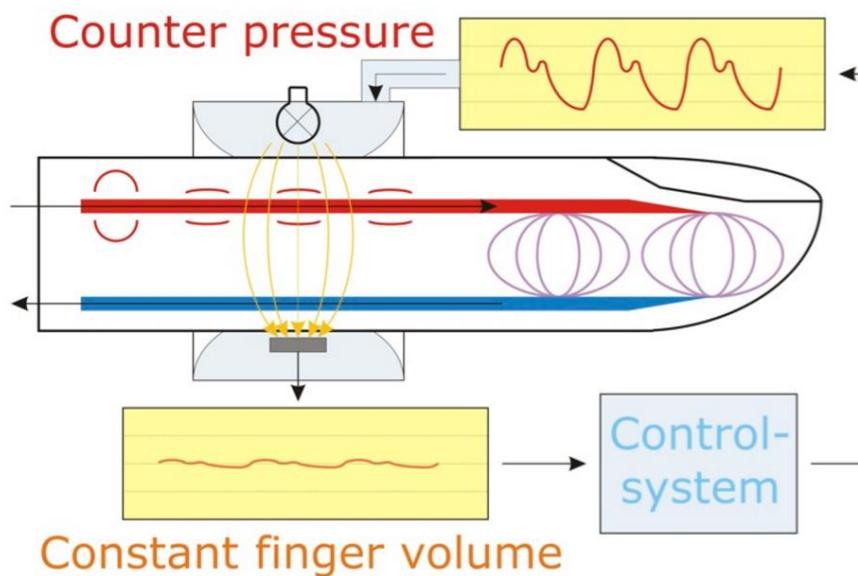


Figura 21 - Esquema de funcionamento de um dispositivo de medição de pressão arterial baseado no método de *vascular unloading* (33).

Atualmente, os únicos dispositivos existentes no mercado que permitem a medição da pressão arterial de forma contínua e não-invasiva baseiam-se no método de *vascular unloading* motivo pelo qual este foi o primeiro método considerado para a elaboração do dispositivo pretendido neste projeto, tal como será explicado mais à frente (capítulo 3.1). Por isso, aproveita-se para indicar os dispositivos existentes no mercado:

- O Finapres-NOVA®, da Finapres Medical Systems, substituto do anterior Finapres™ (figura 22);
- O CNAP® Monitor 500 HD, da CNSYSTEMS (figura 23);
- O Portapres™®, dispositivo portátil da Finapres Medical Systems (figura 24);
- O ClearSightSystem®, desenvolvido pela Edwards Lifescience (figura 25);



Figura 22 - Finapres Nova® (34)



Figura 23 - Cnap 500® (35)



Figura 24 - Portapres TM® (36)



Figura 25 - ClearSight® (37)

Apesar de este tipo de dispositivo ter apresentado bons resultados em alguns estudos, demonstrando resultados semelhantes aos obtidos com medições invasivas, noutros os resultados não foram os melhores. Verificou-se que em pacientes que possuem pouca perfusão periférica as medições apresentam desvios elevados dos métodos invasivos, já que esta condição causa erros na medição do volume sanguíneo. Para além disso, medições muito longas podem prejudicar a perfusão sanguínea no dedo devido à pressão exercida pela manga, causando medições de pressão arterial erradas (38).

2.7.2.5. Método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão (PPGT)

O tempo de trânsito do pulso de pressão (PTT) é o tempo que o pulso de pressão leva a percorrer dois locais numa artéria no mesmo ciclo cardíaco, estando este tempo relacionado com a velocidade de propagação da onda de pulso, sendo que este pode variar entre 100 e 400 ms dependendo das características de cada indivíduo e do local onde é medido (39).

Em 1878, Moens e Kortweg estabeleceram a relação entre a elasticidade numa artéria e a velocidade da onda de pulso que se propaga nela (equação 6):

$$PWV = \frac{L}{PTT} = \sqrt{\frac{hE}{\rho d}} \quad \text{Equação 6}$$

onde PWV representa a velocidade da onda de pulso; L o comprimento da artéria que a onda de pulso percorre; h a espessura de parede do vaso, d o diâmetro do vaso, ρ a densidade do sangue e E representa o módulo de Young (40).

Apesar de não serem sempre constantes para todos os vasos, as alterações nos valores de h , ρ e d podem ser desprezadas. O módulo de Young varia com a pressão arterial, o que levou Gueddes em 1981 (41) a sugerir uma nova expressão tendo em conta essa variação (equação 7):

$$E = E_0 e^{\alpha BP} \quad \text{Equação 7}$$

sendo E_0 o módulo de Young à pressão zero; BP corresponde à pressão arterial e α uma constante dependente do vaso, que varia entre 0.016 e 0.018 em mmHg^{-1} .

Pela combinação das equações 6 e 7, obtém-se:

$$PWV = \sqrt{\frac{hE_0 e^{\alpha BP}}{\rho d}} \quad \text{Equação 8}$$

Em 2000, Chen et al (42) desenvolveram um método em que o tempo de trânsito do pulso de pressão era obtido através do intervalo de tempo entre o vértice do QRS de um sinal ECG, ou seja, a onda R e o aparecimento de fotopletismograma obtido na ponta do dedo, no lóbulo da orelha ou na têmpora (figura 26) (23a).

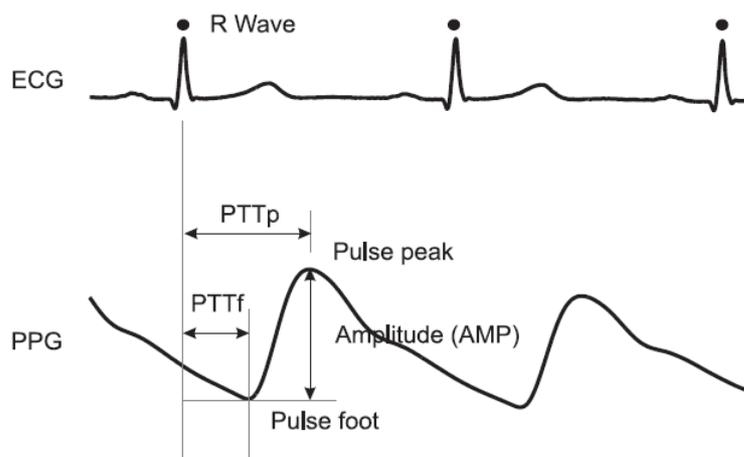


Figura 26 - Picos de onda de ECG e PPG necessários para a obtenção da pressão arterial pela fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão (14a).

No trabalho de Chen et all (42), os PTT foram calculados e divididos em duas bandas de frequência, uma de alta frequência (HF) e outra de baixa frequência (LF), sendo que os valores da pressão sistólica eram obtidos através da soma de ambas, tendo em conta que era necessário existir uma calibração constante da componente de baixa frequência através da medição da pressão sistólica com um método invasivo e a elasticidade da artéria tinha que ser mantida constante (42).

Apesar de atualmente não existir um dispositivo comercializado que utiliza o método da PPGT, a Casio desenvolveu um relógio que realizava a medição da pressão arterial sistólica e diastólica com base neste método (figura 27). O relógio possuía um LED na parte frontal que permitia realizar o fotopletismograma, estando localizado no mesmo local o sensor de potencial elétrico negativo. O sensor de potencial elétrico positivo estava localizado na parte de trás do relógio que ficava em contacto direto com o pulso fechando, deste modo, o circuito (43).

Desde então, vários estudos têm sido feitos no sentido de conseguir realizar medições de pressão arterial sistólica e diastólica por este método, já que este método possibilitaria o desenvolvimento de dispositivos móveis capazes de realizar medições da pressão arterial de forma contínua e durante longos períodos de tempo, eliminando assim os riscos associados às medições intra-arteriais. Por estes motivos, este foi outro dos métodos estudados para o desenvolvimento do

dispositivo para atingir os objetivos deste projeto, motivo pelo qual será abordado novamente nos capítulos seguintes (capítulo 3.2).

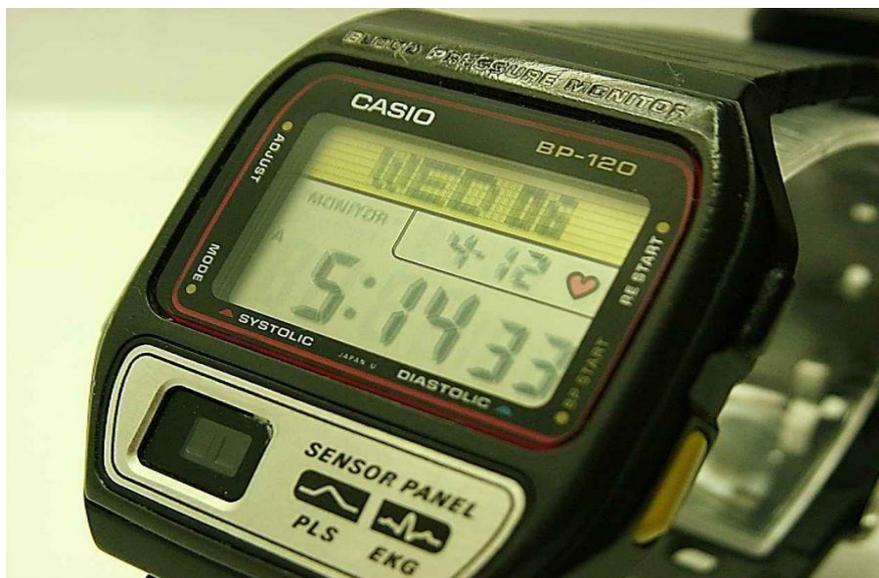


Figura 27 - Relógio da Casio que permite medir a pressão arterial com o método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão

2.8. Diretivas de teste de sistemas para medição de pressão arterial

O protocolo de validação de dispositivos não-invasivos de medição de pressão arterial é definido pela Association For The Advancement of Medical Instrumentation (AAMI), sendo seguido pelas suas congêneres europeias como a British Hypertension Society (BHS) e a European Society of Hypertension (ESH).

O protocolo standard de validação foi definido pela primeira vez em 1986, tendo sido definido para esfigmomanômetros manuais e eletrônicos.

A AAMI definiu, como metodologia de validação destes dispositivos, que eram necessários efetuar testes em 85 sujeitos, realizando 3 medidas em cada indivíduo, sendo que a média das diferenças de todas as medidas deve ser igual a ± 5 mmHg, com um desvio padrão de 8 mmHg para a pressão sistólica e diastólica (44).

Em 1990, a BHS estabeleceu um protocolo tendo por base a validação da AAMI em que eram realizadas as mesmas 3 medições em cada um dos 85 sujeitos, mas comparando as diferenças obtidas com um dispositivo de referência, classificando o dispositivo existente em diferentes categorias tendo em conta a diferença média entre estes dispositivos, sendo que 5, 10, e 15 mmHg de diferença para a pressão arterial correspondem à classificação de A, B e C, respetivamente. Se a diferença for maior que 15 mmHg é atribuída a classificação D (45).

A ESH simplificou o procedimento de testes, reduzindo o número de indivíduos necessários, sendo apenas necessário 18 sujeitos (45).

Neste capítulo foram apresentados os conceitos teóricos de ECG, PPG e pressão arterial necessários para atingir o objetivo deste projeto, isto é, a elaboração de um sistema que permita a medição da pressão arterial de forma contínua e não-invasiva. Para além disso, foram apresentados os dispositivos atualmente existentes no mercado que efetuam este tipo de medição, bem como as diretivas que devem ser seguidas durante a elaboração de um sistema do mesmo tipo.

Depois de estudados os conceitos referidos acima, apresentar-se-á no capítulo seguinte as abordagens consideradas para o desenvolvimento do sistema, vantagens e desvantagens de cada uma delas e ainda os requisitos pretendidos para o sistema desenvolvido.



Capítulo 3. Princípios de Funcionamento do Sistema

Capítulo 3. Princípios de funcionamento do sistema

3.1. Abordagem segundo o método de *Vascular Unloading*

A primeira abordagem estudada para o sistema a desenvolver baseava-se, tal como os dispositivos atualmente no mercado, no método de *vascular unloading* aplicado ao dedo. Para isso, seria utilizada uma manga no braço que teria como função a calibração do sistema. Esta iria medir a pressão braquial, sendo o valor medido utilizado inicialmente para o valor da pressão da manga do dedo. De seguida, a medição de pressão contínua realizar-se-ia através do sinal recebido pelo detetor de luz também colocado no dedo. Deste modo, seria medida a diferença entre a luz emitida pelo LED e recebida pelo fotodetetor, procurando-se manter o sinal constante e igual ao lido inicialmente. Assim, a manga do dedo iria compensar as diferenças existentes no sinal de luz através de um aumento ou diminuição da pressão (figura 28).

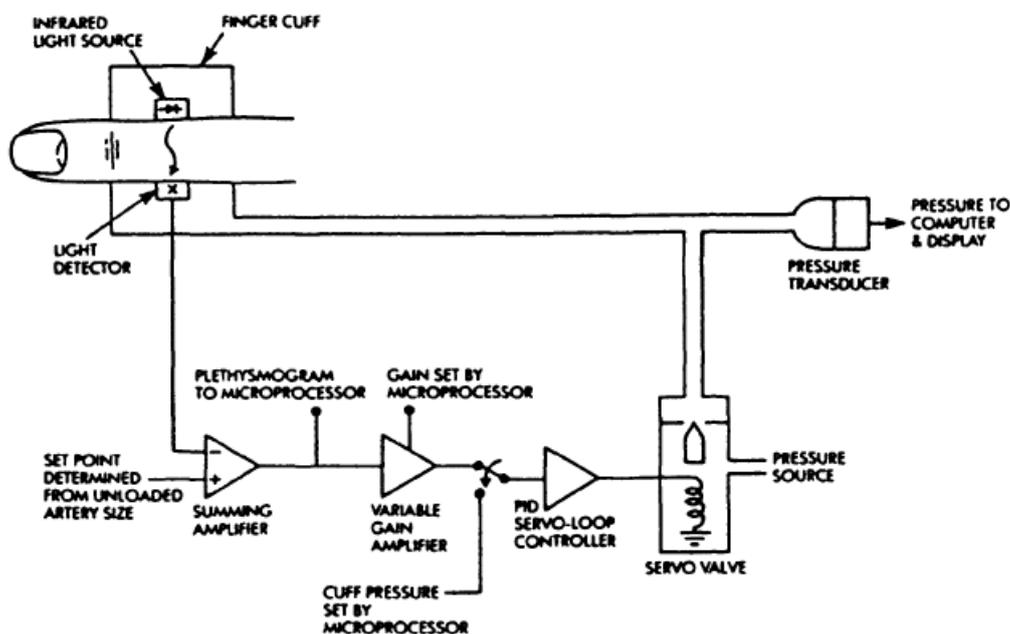


Figura 28 - Esquema geral sistema a desenvolver(46)

Para determinar a pressão sistólica, o sistema basear-se-ia no facto de que quando ocorre a sístole cardíaca o aporte de sangue ao dedo aumenta. Este facto levaria a que a manga do dedo exercesse uma contra pressão de forma a manter o volume de sangue constante, sendo que a contra pressão exercida pela manga corresponderia

então à pressão arterial sistólica. Por outro lado, quando ocorre a diástole, o sangue retorna ao coração, o que faz com que o volume de sangue no dedo diminua. Neste caso, a pressão da manga do dedo iria também diminuir para que o sinal de volume sanguíneo, ou seja, a diferença entre a luz emitida e recebida, se mantenha novamente constante, correspondendo o valor de pressão da manga do dedo nesse momento à pressão diastólica. Em suma, por cada ciclo cardíaco seria possível obter dois valores, um superior que corresponderia à pressão sistólica e um inferior correspondente a pressão diastólica.

Em relação à eletrônica necessária para a implementação deste método seria necessário elaborar um circuito que funcionaria como um medidor de pressão arterial não invasivo e não contínuo, sendo que este teria como função a calibração do sistema através da medição da pressão arterial braquial (figura 29).

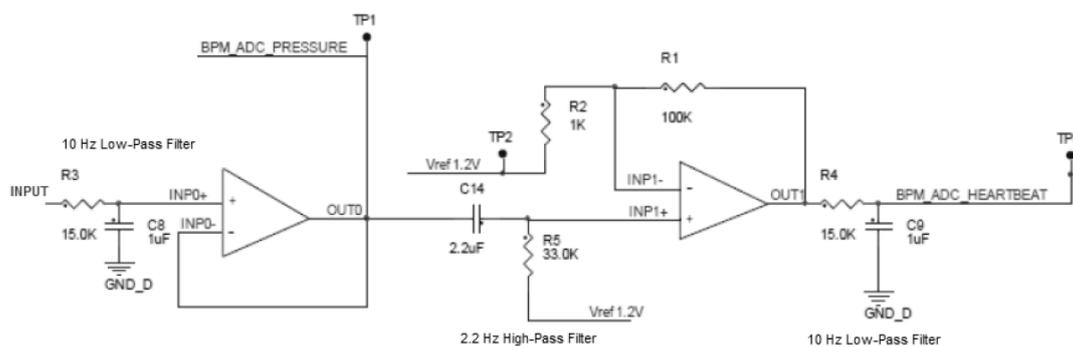


Figura 29 - Esquema do circuito para medição da pressão braquial (47)

Neste circuito o sinal passaria por um filtro passa-baixo com frequência de corte de 10Hz com o intuito de remover o ruído de alta frequência antes de chegar ao microcontrolador. De seguida, seria aplicado um filtro passa-alto de 2.2 Hz de modo atenuar o sinal de pressão da manga, sendo depois o sinal amplificado e filtrado de novo por um filtro passa-baixo semelhante ao anterior, antes de ser condicionado no microcontrolador.

Para além disso, seria também necessário controlar a manga do dedo, para o qual se poderia utilizar um sistema pneumático análogo ao circuito elétrico apresentado na figura abaixo (figura 30).

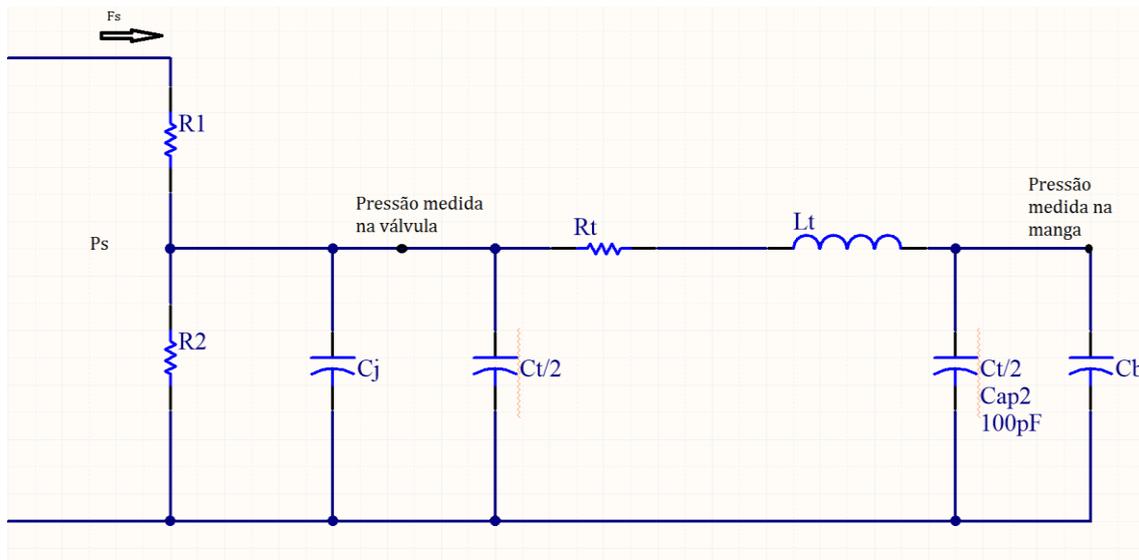


Figura 30 - Modelo elétrico análogo de controlo para a manga do dedo r1 é a entrada da bomba para a válvula; r2 é a saída da válvula; cj é o controlo do volume da válvula; ct é o volume do tubo da manga do dedo; Rt é a resistência de circulação do ar pelo tubo ligado à manga do dedo; Lt é a inercia do ar criada pelo tubo; cd é o volume da manga; Ps é a pressão da bomba; Fs é o fluxo de ar da bomba (46).

Esta abordagem acabou por ser abandonada, uma vez que um dispositivo deste tipo ficaria mecanicamente muito complexo, para além de não ser portátil. Assim, optou-se por em vez de utilizar o método de *vascular unloading* para o desenvolvimento do sistema, empregar o método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão. Este método permite a elaboração de um dispositivo portátil, com a capacidade de efetuar medições contínuas durante muito tempo devido ao baixo consumo elétrico. O sistema e o método que se optaram por seguir e desenvolver são apresentados de seguida.

3.2. Método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão

Tendo em conta as limitações apresentadas anteriormente em relação ao método de *vascular unloading*, optou-se então pela utilização do método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão para o desenvolvimento do projeto. Este método permite o desenvolvimento de um dispositivo portátil que possibilita ao

utilizador realizar as suas atividades do quotidiano sem limitações, ao mesmo tempo que controla as subidas e descidas da pressão arterial. Este facto é relevante porque num teste em que se realize a medição da pressão arterial durante 24h, a informação que importa reter são os picos ou as descidas abruptas da pressão arterial, e nos métodos oscilométricos tradicionais utilizados neste tipo de controlo o insuflamento da manga causa distúrbios na vida do paciente, bem como nos valores obtidos.

O tempo de trânsito do pulso de pressão (PTT) pode ser medido através da aquisição de um sinal de ECG e de fotopletismografia, devendo-se garantir a sincronização dos sinais, de modo que a cada onda de ECG corresponda uma onda de pulso arterial (figura 31). Depois de adquiridos e sincronizados estes dois sinais, o tempo de trânsito do pulso de pressão pode ser definido pelo intervalo de tempo entre o pico da onda R de um eletrocardiograma (ECG) e o fotopletismograma (PPG) obtido do mesmo individuo (figura 32), tal como foi referido no capítulo 2.

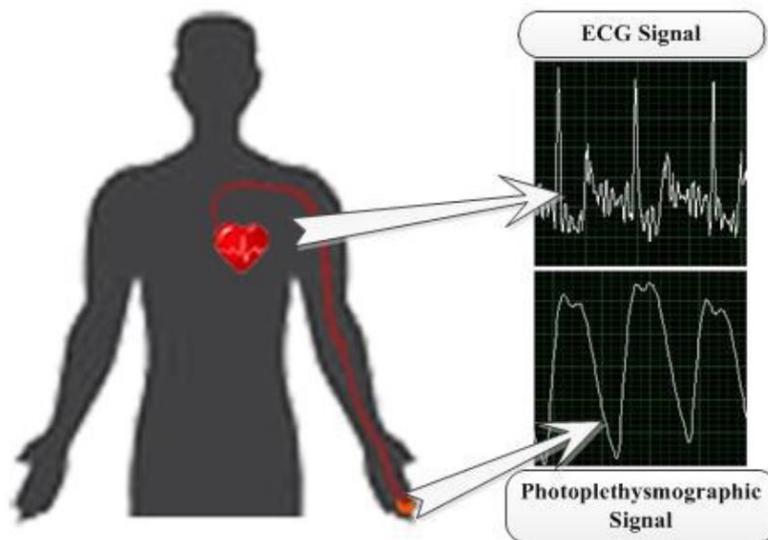


Figura 31 - Sinais de ECG e de PPG sincronizados (48)

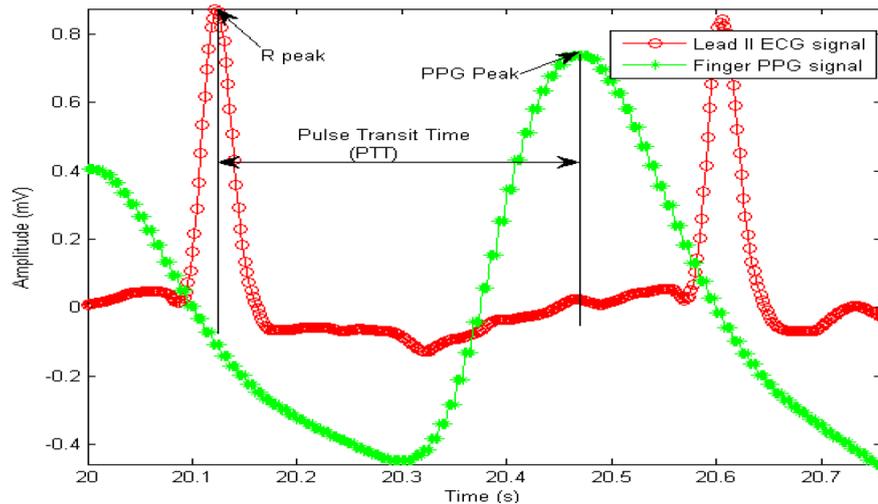


Figura 32 – Definição do PTT como sendo a distância entre o pico R do sinal de ECG e o pico máximo do sinal de fotopletismografia (48)

Após a medição do tempo de trânsito do pulso de pressão, é necessário calcular a velocidade do pulso (PWV) (equação 11)

$$PWV = \frac{(0.5 \times H)}{t} \quad \text{Equação 11}$$

onde H corresponde à altura do indivíduo em que o teste está a ser efetuado, 0.5 é uma constante que relaciona a altura com o comprimento do braço até ao dedo onde se efetua a aquisição do sinal de PPG para adultos, t corresponde ao intervalo de tempo entre o pico R da onda de ECG e o pico da onda de PPG.

Por último, é necessário determinar a pressão arterial sistólica e diastólica com base no valor de PWV calculado. Foi possível observar na literatura que os valores da pressão sistólica (SP) e diastólica (DP) podem ser obtidos através da aproximação a uma reta de valores de pressão medidos instantaneamente. Neste projeto, optou-se por utilizar um modelo testado anteriormente, tendo-se selecionado as equações lineares estudadas por Surendhra e Jayanthi devido aos bons resultados obtidos nesse estudo (equações 12 e 13) (48):

$$SP = 0.05089855 \times PWV + 62.5590972 \quad \text{Equação 12}$$

$$DP = 0.04940722 \times PWV + 17.4800472 \quad \text{Equação 13}$$

3.3. Requisitos do Sistema

O primeiro passo na elaboração do projeto foi a definição dos requisitos do sistema, para que fossem especificados os diferentes aspetos e funções pretendidas no sistema.

Os requisitos do sistema podem ser divididos em diferentes tipos, sendo eles:

- Requisitos funcionais: descrevem as características do sistema e o que o sistema deve fazer;
- Autonomia e consumo: descrevem o tipo de alimentação do sistema, bem como a inclusão ou não de bateria e a sua duração, entre outros.
- Interfaces: descrevem a interface entre o sistema e o utilizador, com outros dispositivos, etc;
- Mecânica e design: descrevem às dimensões do sistema, aspeto, materiais, etc;
- Normativos: descrevem as normas e diretivas que o sistema deve obedecer;
- Alarmes e erros: descrevem as situações onde se deve ativar um alarme ou sinalizar um erro e o que o sistema deve fazer nessas situações;
- Não funcionais: restrições no design ou na implementação, tais como requisitos de desempenho, características físicas, etc.

Pretende-se que o dispositivo seja capaz de efetuar medições em tempo real de pressão arterial de forma não-invasiva.

O sistema deve ser capaz de enviar os resultados obtidos para uma interface móvel ou PC através de comunicação Bluetooth.

Para além disso, o dispositivo deve possuir uma bateria que permita a utilização do aparelho em situações nas quais não há disponibilidade de rede elétrica.

Assim, segue-se a elencagem dos requisitos do sistema.

3.4. Lista de Requisitos para o método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão

3.4.2.1. Requisitos Funcionais

Tabela 5 - Requisitos funcionais

ID	Tipo	Requisito	Importância	Interferência
F-01	Funcional	O dispositivo deve possuir um emissor e um recetor LED no dedo de forma a detetar o volume sanguíneo no dedo	Level 1	
F-02	Funcional	O LED deve ser desligado em cada ciclo	Level 2	
F-03	Funcional	O dispositivo deve ter um sensor capaz de detetar o sinal de ECG	Level 1	
F-04	Funcional	O sistema deve calcular os valores de pressão arterial sistólica e diastólica com base nos sinais recolhidos	Level1	F-01 F-03
F-05	Funcional	O dispositivo deve ter a capacidade de enviar os resultados por Bluetooth para um interface móvel ou PC	Level 1	I-01

3.4.2.2. Requisitos de Interfaces

Tabela 6 - Requisitos de Interfaces

ID	Tipo	Requisitos	Importância	Interferência
I-01	Interface	O dispositivo deve comunicar com um PC ou dispositivo móvel para receber os dados	Level 1	F-05
I-02	Interface	O dispositivo deve possuir um ecrã que mostre as leituras continuamente	Level 3	
I-03	Interface	O dispositivo deve ter um botão de ON/OFF	Level 1	
I-04	Interface	O dispositivo deve ter um botão START/STOP	Level 1	

3.4.2.3. *Requisitos de Autonomia e Consumo*

Tabela 7 - Requisitos de autonomia e consumo

ID	Tipo	Requisito	Importância	Interferência
A&C-01	Autonomia e consumo	O dispositivo deve poder ser alimentado diretamente pela rede	Level 1	
A&C-02	Autonomia e consumo	O dispositivo deve possuir uma bateria	Level 3	
A&C-03	Autonomia e consumo	A bateria, completamente carregada, deve permitir medição contínua durante 24h	Level 3	

3.4.2.4. *Requisitos de Mecânica e Design*

Tabela 8 - Requisitos de mecânica e Design

ID	Tipo	Requisito	Importância	Interferência
M&D-01	Mecânica e Design	O dispositivo deve estar dentro de uma caixa	Level 1	

3.4.2.5. *Requisitos de Alarmes e erros*

Tabela 9 - Requisitos de alarmes e erros

ID	Tipo	Requisitos	Importância	Interferência
A&E-01	Alarmes e erros	O dispositivo deve possuir um LED indicador de nível de bateria abaixo de 15%	Level 3	
A&E-02	Alarmes e erros	Se de F-01 não se observar um valor de volume sanguíneo, deve surgir a mensagem “ajustar posição do emissor e recetor LED”	Level 3	F-01

3.4.2.6. *Requisitos Normativos*

Tabela 10 - Requisitos Normativos

ID	Tipo	Requisito	Importância	Interferência
-----------	-------------	------------------	--------------------	----------------------

N-01	Normativo	O dispositivo deve respeitar as recomendações da AAMI, BHS e ESH	Level 3
-------------	-----------	--	---------

3.4.2.7. Requisitos Não funcionais

Tabela 11 - Requisitos não funcionais

ID	Tipo	Requisito	Importância	Interferência
NF-01	Não Funcional	O dispositivo deve ser portátil	Level 1	



Capítulo 4. Hardware

Capítulo 4. Hardware

Definido o método a utilizar para a medição de pressão arterial e os requisitos pretendidos para o sistema a desenvolver, importa agora explorar os circuitos elétricos necessários para a sua elaboração, bem como os componentes que irão fazer parte do sistema. Para isso, primeiramente foi elaborado um diagrama de blocos (figura 33) que define as principais funções que o dispositivo necessita de realizar, para que daí fossem desenvolvidos os circuitos apropriados para cada bloco do sistema.

Neste projeto foram desenvolvidas duas placas de circuito impresso, uma para a aquisição, processamento e comunicação dos dados recolhidos para um computador e outra com a função de aquisição do sinal de PPG no dedo. O desenvolvimento das PCBs será explicado mais à frente neste capítulo (4.6).

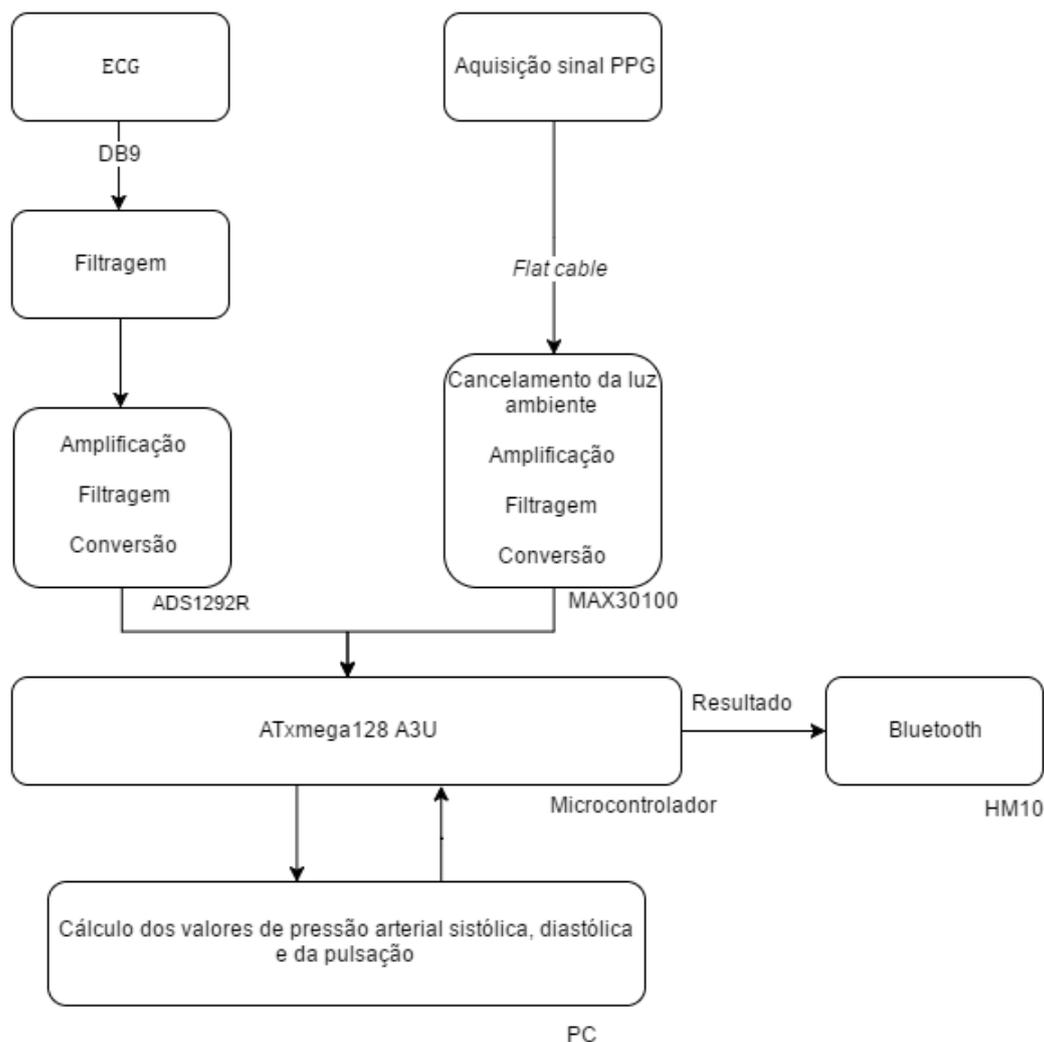


Figura 33 – Diagrama de blocos do *hardware* do sistema

Definidas as etapas analógicas de aquisição e processamento necessárias para o tratamento dos sinais de ECG e PPG, serão agora apresentados e explicados os circuitos utilizados para cada bloco do sistema.

4.1. Circuito do Electrocardiograma

Tal como foi referido anteriormente (capítulo 2.2), um ECG realizado num ambiente hospitalar requer 10 eléctodos ligados ao paciente e 12 referências. Neste tipo de medição, o paciente deve permanecer deitado e imóvel durante a realização do exame. No entanto, para monitorizações a longo prazo apenas um par de eléctodos é suficiente. Este tipo de sinal sofre grande influência de ruído da rede eléctrica, artefactos de movimento, entre outros. Para eliminar estes ruídos utiliza-se um amplificador de instrumentação, uma vez que este tipo de amplificadores tem um common-mode rejection ratio(CMRR) elevado e baixo ruído de referência.

Assim, tendo em conta as características anteriores foi necessário escolher o módulo de aquisição de ECG adequado para este projeto.

4.1.1. ADS1292R

Foram então estudados 3 *Analog Front Ends* (AFEs) da *Texas Instruments* utilizados para a aquisição de ECG. Os AFEs estudados foram o ADS1292R, ADS1192 e o ADS1294R, comparando-se as suas características de forma a determinar qual o mais adequado para o projeto a desenvolver (tabela 12).

Tabela 12 – Características dos ADS1292R, ADS1192 e ADS1294

	ADS1292R	ADS1192	ADS1294
Nº de Canais	2	2	4
CMRR (dB)	-105	-95	-115
Resolução (bits)	24	16	24
Tipo de Comunicação	Serial SPI	Serial SPI	Serial SPI
Ganho	Programável: 1, 2, 3, 4, 6, 8, 12	Programável: 1, 2, 3, 4, 6, 8, 12	Programável: 1, 2, 3, 4, 6, 8, 12

Taxa de amostragem (kSps)	0.125 - 8	0.125 - 8	0.250 - 32
Ruído (μVpp)	8	24	4
Consumo por canal (μW)	335	335	750
Tensão de alimentação (V)	2.7 - 5.25	2.7 - 5.25	2.7 - 5.25
Preço (US\$)	4.85	3.85	11.95

Em primeiro lugar, determinou-se que seria necessário utilizar um módulo de aquisição com apenas dois canais, uma vez que deste modo seria necessário um menor número de componentes passivos colocados à volta do AFE. Por este motivo o ADS1294R foi descartado, apesar de apresentar um CMRR superior às restantes opções. Para além disso, este não possuía um modo de aquisição de dados contínuo e o preço era quase três vezes superior às restantes opções estudadas. De seguida, comparando o ADS1292R com o ADS1192, observou-se que o ADS1292R possuía maior CMRR, menor ruído de referência e, tal como as restantes opções, ADCs de 24 bits. Por outro lado, a diferença de custo entre o ADS1292R e o ADS1192 é pequena (apenas 1US\$).

O ADS1292R da *Texas Instruments* foi então a solução escolhida para a aquisição do sinal ECG do sistema desenvolvido, uma vez que inclui todas as características desejadas para um sistema portátil. É muito pequeno, apresenta baixo consumo e tem 2 canais analógicos de entrada, que permitem duas derivações de ECG. Este possui ainda dois amplificadores de ganho programável, dois ADC e filtros de interferência eletromagnética (módulos EMI), que têm como função eliminar o ruído causado pelos transmissores de rádio frequência (figura 34). Para além disso, permite um modo contínuo de aquisição de dados, o que para este projeto era essencial visto que se pretende uma medição de pressão arterial também de forma contínua.

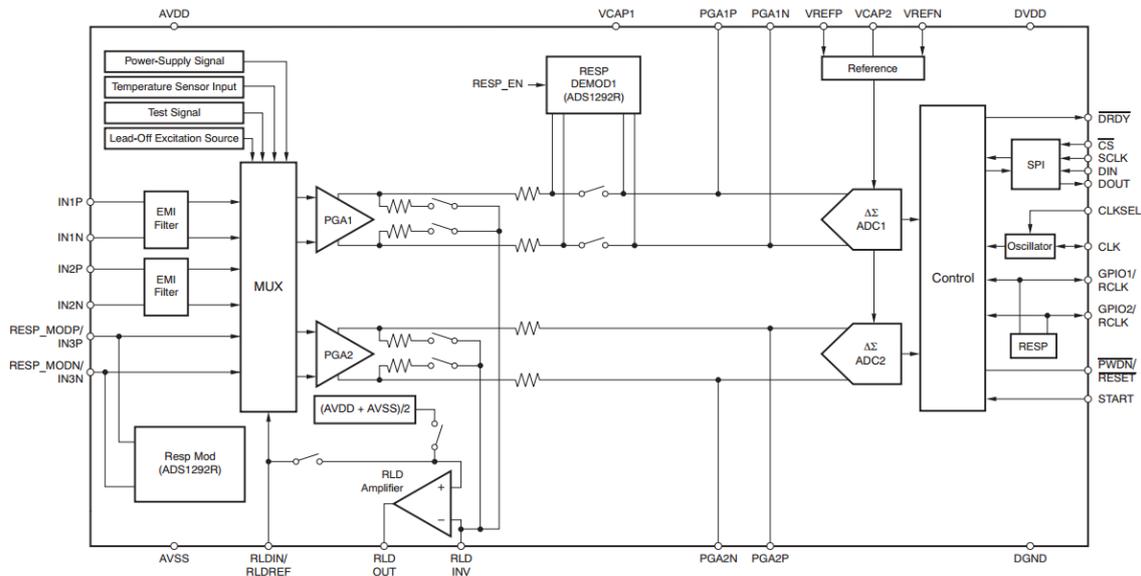


Figura 34 - Diagrama de blocos do ADS1292R (49)

Escolhido o AFE a utilizar importa agora especificar as características do circuito desenvolvido para a aquisição do ECG, sendo que o desenho deste circuito teve em consideração as recomendações feitas na folha de especificação do mesmo.

Assim, apesar de o ADS1292R já apresentar alguns circuitos de filtragem, foi também implementado um filtro passa-baixo de primeira ordem com frequência de corte 1kHz na entrada de cada canal. Estes filtros acabaram por não apresentar o efeito desejado no sinal obtido, pois a frequência de corte escolhida foi muito alta. Durante os testes ao sistema verificou-se que estava presente muito ruído na ordem dos 50 Hz, correspondendo este ruído ao ruído causado pela rede elétrica. Por esse motivo, os valores do condensador e da resistência foram alterados de forma a implementar um filtro passa-baixo na ordem dos 45Hz, mas, devido ao facto de o valor do condensador ter que aumentar para um valor muito alto, observou-se que o sinal deixava de ser visível. Assim, optou-se por realizar a filtragem digital do sinal de ECG, mantendo o valor da frequência de corte inicialmente previsto. Para além disso, a não inclusão de planos de massa independentes pode também ser um dos motivos pelo qual se observou a existência de ruído tão elevado na aquisição do sinal. Alguns erros de *design* no posicionamento dos componentes passivos dos filtros analógicos, como por exemplo estes estarem muito afastados dos canais de entrada, podem também ter contribuído para a ocorrência desse ruído.

Numa próxima versão do protótipo optar-se-ia por realizar a implementação de filtros passa-baixo de segunda ordem com frequência de corte próxima dos 45Hz, dado que um filtro de segunda ordem tem uma resposta de -40 dB/dec, ou seja, duas vezes superior aos filtros de primeira ordem. Optar-se-ia também pela implementação de planos de massa independentes, devendo estas opções resolver os problemas de elevado ruído detetados.

De modo a remover o ruído provocado pela tensão DC que se mede no paciente, isto é, o *ECG Drift* ou *Baseline Drift*, foram implementados dois métodos, sendo eles, a injeção de corrente e o uso de resistências de bias (R27, R28, R31 e R32) (figura 35). O esquemático do circuito utilizado nesta parte do sistema está presente em anexo (anexo A).

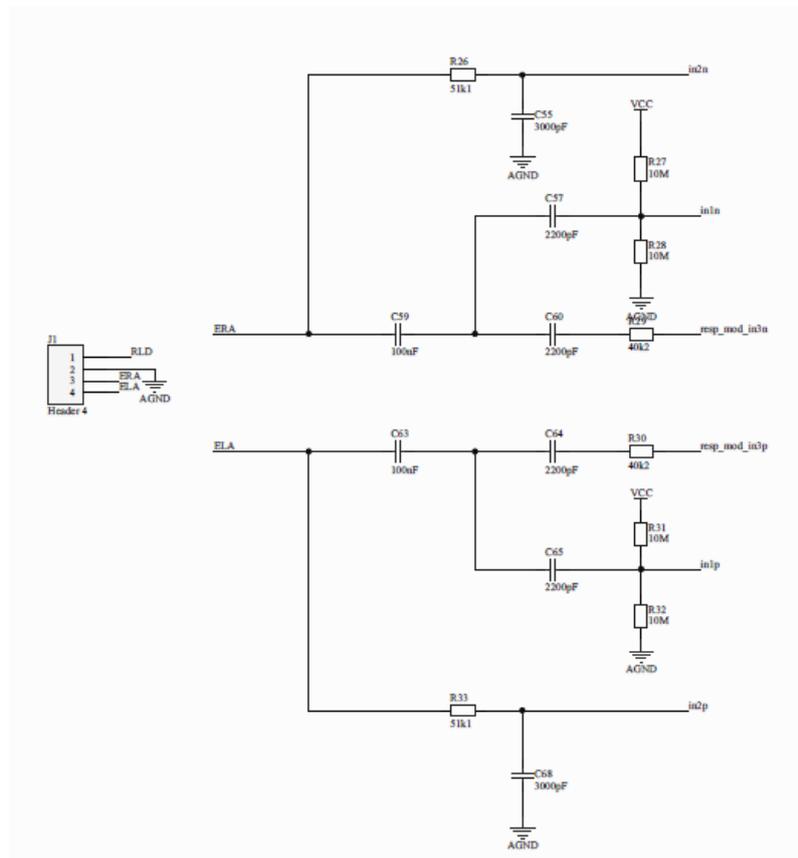


Figura 35 - Esquema de entrada dos canais do ADS1292R

Por último, importa referir que a comunicação entre o ADS1292R e o microcontrolador é realizada através do protocolo *Serial Peripheral Interface (SPI)*, motivo pelo qual este é descrito de seguida.

4.1.1.1. Serial Peripheral Interface (SPI)

O SPI é um protocolo de comunicação síncrono, que usa uma arquitetura *master-slave*. Este tipo de comunicação exige quatro pinos e um dispositivo *master* pode controlar vários dispositivos *slave* (figura 36):

- *Slave select*(SS): é usado para determinar qual o dispositivo que funciona como *slave* num determinado momento, o que torna possível a utilização do mesmo canal SPI para comunicar com vários dispositivos.
- *Master in, Slave Out* (MISO): corresponde ao sinal do qual os dados são enviados para *master* através do *slave*, por exemplo, do sensor para o microcontrolador.
- *Master out, Slave In* (MOSI): corresponde ao sinal do qual os dados são enviados para o *slave* através do *master*.
- *Serial Clock* (SCK): corresponde ao sinal de relógio que sincroniza a comunicação.

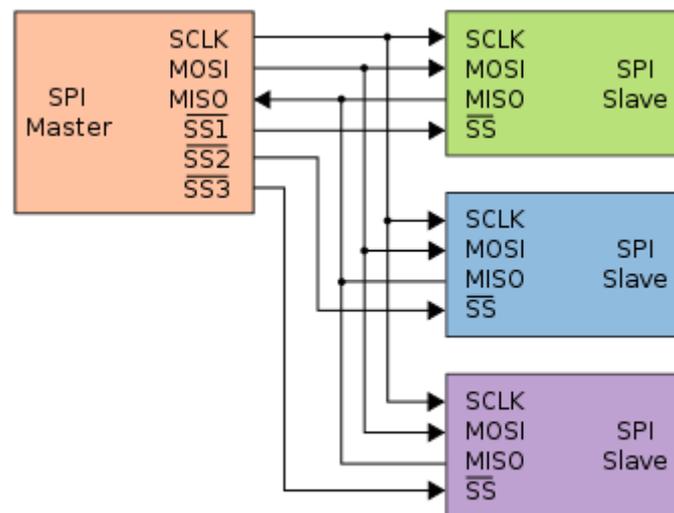


Figura 36 - Esquema master slaves da comunicação SPI (50)

Dependendo do *slave* utilizado, é necessário ter em conta em que flanco do sinal de relógio ocorre a escrita e a leitura no sensor, ou seja, é preciso ter em atenção a polaridade (CPL) e a fase (CPHA) do relógio podendo estas ser (figura 37):

- CPOL=0 o valor base do relógio é 0, isto é, o estado ativo ocorre quando este se encontra no valor lógico 1.
 - Para CPHA=0, os dados são capturados no flanco ascendente do relógio, sendo transmitidos no flanco descendente.
 - CPHA=1, os dados são capturados no flanco descendente do relógio, sendo transmitidos no flanco ascendente.
- CPOL=1 o valor base do relógio é 1, isto é, o estado ativo corresponde ao valor lógico 0.
 - CPHA=0, os dados são capturados no flanco descendente do relógio, sendo transmitidos no flanco ascendente.
 - Para CPHA=1, os dados são capturados no flanco ascendente do relógio, sendo transmitidos no flanco descendente (51).

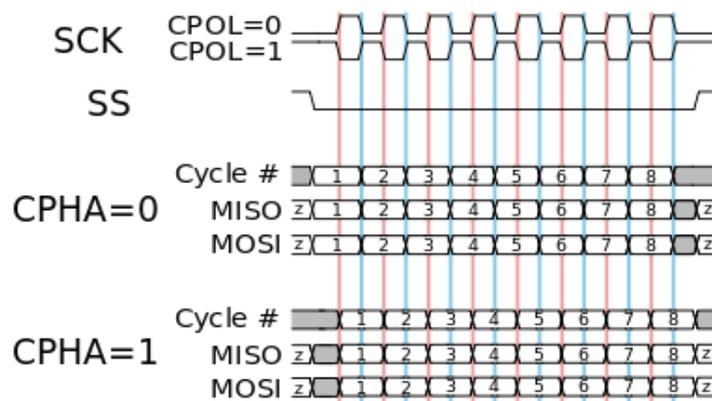


Figura 37 - Diagrama temporal do protocolo de comunicação SPI (50)

No caso do ADS1292R o MISO, MOSI e CLK são ativados quando o SS é colocado a 0, sendo os dados enviados no flanco ascendente do CLK, enquanto o *slave input* ocorre no flanco descendente do CLK.

4.2. Circuito de Aquisição do sinal de fotopletismografia

O sinal de PPG é obtido diretamente através da pele e é composto por uma componente DC, que não faz parte da onda de pulso arterial e por uma componente AC correspondente a essa onda. A componente DC deve-se à luz absorvida pelos

tecidos, pelo sangue venoso, entre outros, enquanto a componente AC corresponde à luz absorvida pelo sangue arterial em cada pulso, representando apenas cerca de 1-2% do sinal total detetado pelo PPG. Assim, o circuito de PPG é desenhado para apenas extrair o componente AC, dado que, é esta a componente que contém os valores de interesse fisiológico como o ritmo cardíaco e, para o caso em estudo, o pulso de pressão arterial.

A obtenção do PPG pode ser realizada de dois modos (figura 38) (7).

- Por registo de transmitância: a medição do PPG baseia-se na luz transmitida através do tecido humano e que é detetada por um fotodetector colocado no lado oposto ao do LED.
- Por registo de reflectância: o fotodíodo e o LED estão colocados na mesma superfície planar, pelo que o fotodíodo recebe a luz que é refletida nos tecidos.

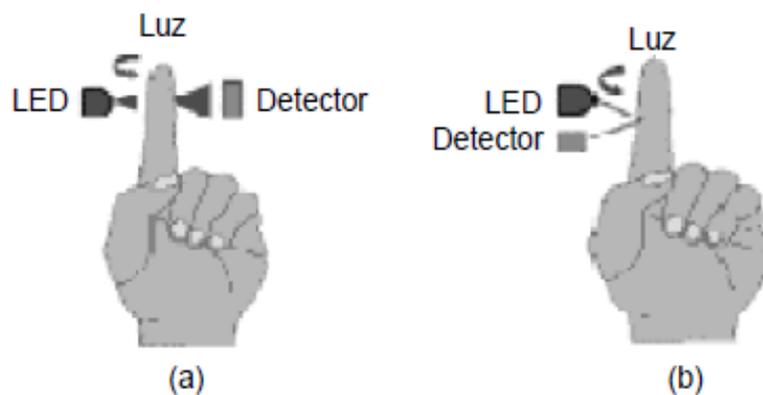


Figura 38 - (a) obtenção de PPG por transmissão; (b) obtenção de PPG por reflexão (18)

Qualquer um dos dois métodos pode ser utilizado para a realização deste projeto. No entanto, é necessário ter em conta que o método de reflectância consome menos energia.

Para além disso, é também necessário ter em conta que o LED deve ter um comprimento de onda próximo do infravermelho, uma vez que este penetra mais no tecido fisiológico

4.2.1. MAX30100

Tendo em conta os aspetos referidos anteriormente, foi escolhido o sensor integrado MAX30100 da *Maxim Integrated* para a obtenção da onda de PPG. Este sensor foi escolhido, pois trata-se de uma solução integrada para oximetria de pulso e medição de pulsação. Este sensor combina dois LEDs, um fotodetector, óticas otimizadas e baixo ruído do sinal analógico. Por outro lado, este sensor apresenta também baixo consumo de corrente, alto SNR (*signal to noise ratio*), o que torna este sensor seja muito resiliente a artefactos de movimento, um módulo de cancelamento da luz ambiente integrado e grande velocidade de envio dos dados recolhidos.

Neste bloco do sistema não foi necessário realizar filtragem analógica, visto que o MAX30100 possui um bloco de filtragem digital (figura 39).

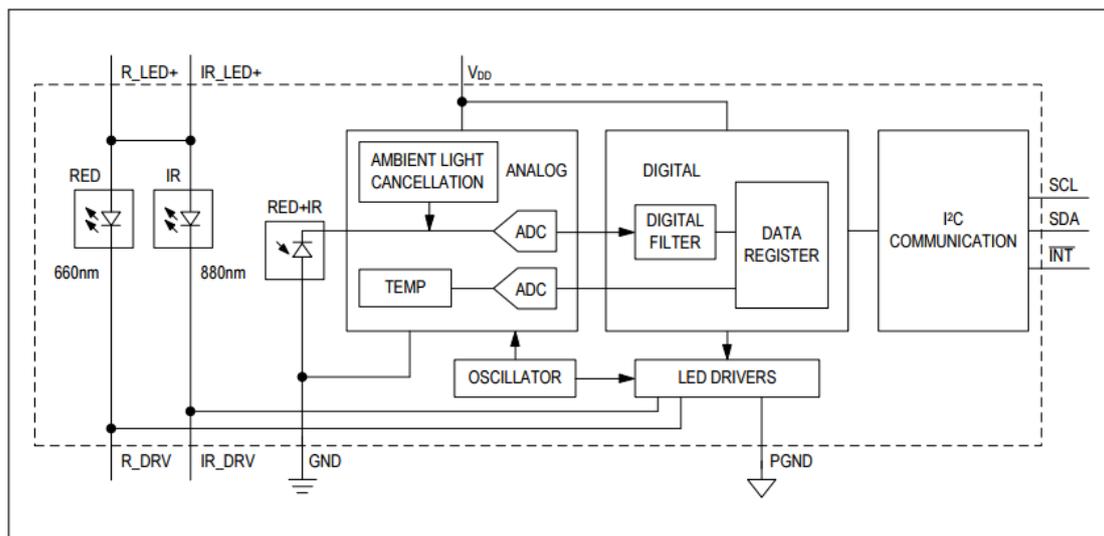


Figura 39 – Diagrama de Blocos do MAX30100 (52)

Tal como já referido neste capítulo, a aquisição do sinal de PPG é feita através da ligação a uma segunda PCB onde está colocado o MAX30100. No circuito para a aquisição deste sinal foi necessário colocar resistências de *pull-up* indispensáveis na comunicação I2C utilizada por este sensor (figura 40). Além disso, visto que a alimentação dos LEDs e do MAX30100 requerem tensões diferentes, 3.3 V e 1.8 V respetivamente, foi também necessário colocar um regulador de tensão linear neste circuito, tendo-se escolhido o TC1014. Importa ainda referir que foram utilizados condensadores de desacoplamento nas alimentações do sensor, com o intuito de

evitar o ruído externo a este circuito. O esquemático do circuito de alimentação deste sensor é apresentado em anexo (anexo B).

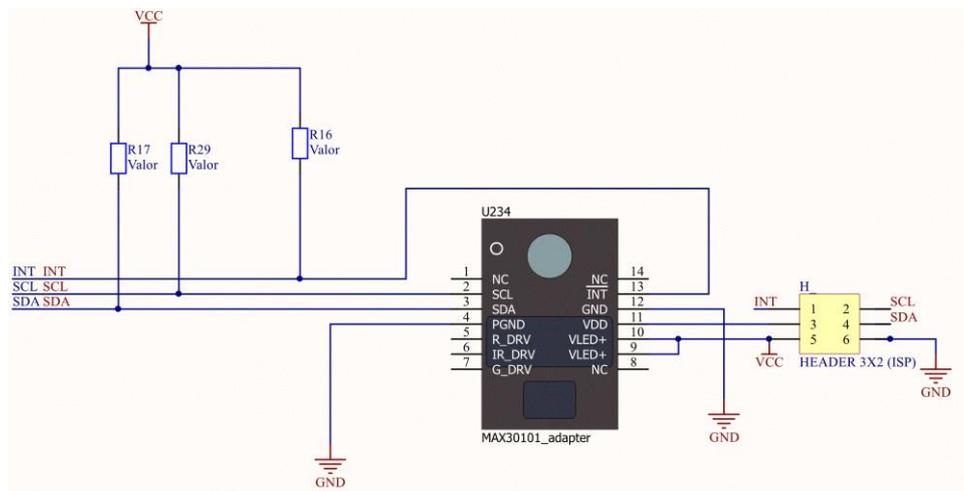


Figura 40 – Circuito de ligação do MAX30100. VCC representa a alimentação de 3.3V, VDD a alimentação de 1.8V, SCL e SDA os sinais da comunicação I2C, INT o sinal de interrupção do sensor e R17, R29 e R16 as resistências de *pull-up* com o valor de $4k7 \Omega$

Por fim, tal como supracitado, este dispositivo utiliza o protocolo de comunicação I2C, motivo pelo qual importa também estudar as características do mesmo.

4.2.1.1. Protocolo I2C

A comunicação I2C ou TWI (*two wire interface*) requer dois sinais: *serial data* (SDA) e *serial clock* (SCL) (figura 41). O SCL corresponde a um sinal de relógio gerado pelo *master* que indica a velocidade de transmissão. O SDA corresponde ao sinal relativo à informação que se pretende ler ou escrever num determinado dispositivo. Ambos os sinais da comunicação I2C são *open-drain*, o que significa que estes têm a capacidade de colocar o seu valor lógico a zero, mas não de o colocar de novo a 1, o que justifica a necessidade da utilização de resistências de *pull-up*. Analogicamente, as oscilações entre os valores lógicos 0 e 1 traduzem-se em alterações de diferença de potencial elétrico, neste caso entre 0 e 3.3 V respetivamente. Para além disso, no protocolo I2C cada dispositivo *master* pode suportar até 1008 dispositivos de *slave*, permitindo também sistemas de múltiplos *masters*, isto é, diferentes dispositivos *master* podem comunicar com o mesmo dispositivo *slave* em momentos diferentes. As velocidades de transmissão de dados deste protocolo variam entre os 100 kHz e os 400 kHz para a maioria dos dispositivos.

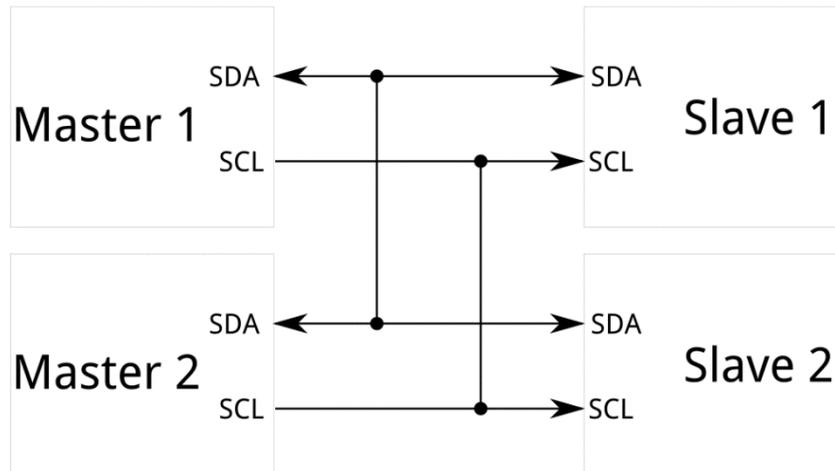


Figura 41 – Protocolo I2C comunicação *master slave*(53)

A operação escrita na comunicação I2C inicia-se com uma mensagem *START* enviada pelo *master*, seguida pelos 7 bits de endereço do *slave*, sendo a *flag* de escrita ou leitura (W/R) definida como 0. De seguida, o dispositivo *slave* responde com ACK (*acknowledge*) e o *master* envia o byte correspondente ao endereço de registo onde se pretende escrever. Depois, o *slave* envia um novo ACK, sendo então enviado o byte de dados pelo *master*. Se a comunicação for bem-sucedida, o *slave* envia um novo ACK e o *master* envia um comando STOP, cessando assim a comunicação.

A operação de leitura começa com um comando *START* enviado pelo *master*, seguido do endereço do *slave* e a *flag* de R/W definida como 0. Depois, o *slave* envia um ACK e o *master* envia o endereço de registo que pretende ler. O *slave* envia um novo ACK correspondente à receção do endereço de registo e, de seguida, a comunicação é reiniciada, com a *flag* de R/W definida como 1. Por conseguinte, o *slave* envia a informação que foi requerida pelo *master*, enviando o *master* um comando STOP quando a transferência dos dados é concluída (53).

4.3. Bloco de processamento dos sinais

No bloco de processamento do sistema está incluído um chip da *Future Technology Devices International* (FTDI), neste caso o FT232R, sendo este chip um dispositivo que permite a transmissão de dados para o PC através de porta USB, já que faz a conversão da comunicação UART para USB.

Para além disso, neste bloco está também incluído o microprocessador, sendo que neste sistema foi utilizado o ATxmega128A3U da *Atmel*. Este microcontrolador foi escolhido uma vez que tem 64 pinos, 128 kBytes de memória *Flash*, tem 10 canais de SPI, 2 canais TWI(I2C), 7 canais UART e possui 16 canais de ADC cada um com uma resolução de 12 bits. O ATxmega128A3U permite ainda velocidades de *Clock* até 32MHz, o que é essencial para este projeto, já que é necessário adquirir e processar os sinais de ECG e PPG em simultâneo, pois se a velocidade do relógio do microprocessador fosse baixa iriam ser perdidos dados durante a aquisição do sinal. Nesta secção está também presente um interruptor que permite fazer *RESET* ao microcontrolador (figura 42) e o conector que permite a programação do microcontrolador (figura 43).

Os esquemáticos completos de todos os circuitos utilizados no bloco de processamento são apresentados em anexo (anexo D).

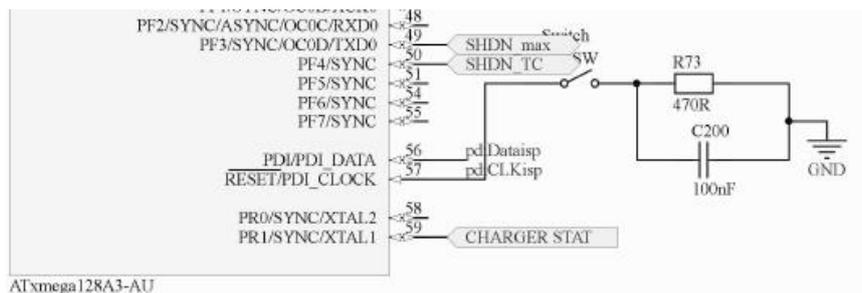


Figura 42 - Esquema do botão de RESET do microcontrolador

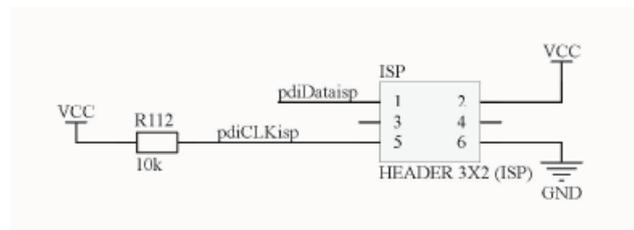


Figura 43 - Conector de programação

4.4. Circuito para comunicação sem fios

Antes de desenhar o circuito que permite a comunicação dos resultados para um PC ou *smartphone* através de comunicação sem fios, foi necessário determinar qual o

protocolo de comunicação deste tipo a utilizar. Os protocolos de comunicação sem fios considerados foram:

- *Wi-Fi*;
- ZigBee;
- UWB;
- Bluetooth.

Assim, de modo a escolher o protocolo de comunicação sem fios mais indicado para o sistema a desenvolver, irão agora ser sucintamente apresentadas as características de cada uma das opções ponderadas.

4.4.1. Wi-Fi

O protocolo *Wireless Fidelity* (Wi-Fi) é um protocolo de comunicação digital, baseada no padrão IEEE 802.11, que inclui um conjunto de especificações standard para redes locais sem fios (WLAN). A comunicação Wi-Fi opera principalmente na banda de radio de 2.4 e 5 GHz, permitindo, no seu padrão mais utilizado, troca de dados entre os dispositivos a velocidades até 54 Mbps.

A comunicação Wi-Fi é mais utilizada no acesso doméstico à internet mas, no entanto, novas aplicações têm vindo a ser estudadas, como por exemplo, em dispositivos médicos que permitam a monitorização remota dos pacientes, dispositivos de segurança, entre outros (54).

4.4.2. ZigBee

O protocolo de comunicação ZigBee baseia-se no padrão IEEE 802.15.4, que define as especificações para dispositivos com baixo consumo de energia, baixa taxa de transmissão de dados e cuja comunicação é realizada a curta distância, ou seja, num raio de aproximadamente 10 metros. Por estes motivos, este é utilizado em aplicações muito simples, como por exemplo interruptores luminosos ou sensores de infravermelhos. O protocolo ZigBee opera nas bandas de 868 MHz, 915 MHz e 2.4 GHz e a velocidade máxima para a transmissão de dados entre dispositivos que utilizam este tipo de comunicação é de 250 kbps (54-55).

4.4.3. UWB

O protocolo de comunicação UWB (*Ultrawideband*) é baseado no padrão IEEE 8012.15.3 para redes sem fios da área pessoal, sendo utilizado para comunicações sem fios, a curta distância e de alta velocidade. Este tipo de comunicação opera nas bandas entre 3.1 e 10.6 GHz, apresentando uma taxa de transmissão de dados que pode chegar aos 110 Mbs. Devido à sua elevada taxa de transmissão de dados este protocolo tem sido aplicado em redes domésticas que permitem a transmissão de áudio e vídeo (54).

4.4.4. Bluetooth

O protocolo de comunicação Bluetooth é um protocolo de comunicação sem fios em que se pode aplicar conexão ponto-a-ponto, isto é, estão envolvidas apenas duas unidades Bluetooth, ou uma conexão ponto-a-multiponto, que corresponde a um canal partilhado entre múltiplas unidades Bluetooth (figura 44).

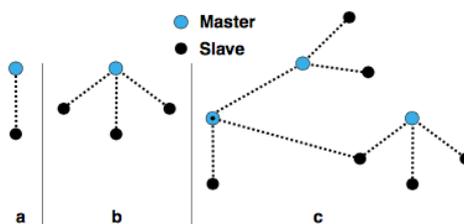


Figura 44 - Piconet de operação única(a), Piconet de múltiplas operações(b), Operação scatternet (c) (56).

Os diferentes tipos de comunicação Bluetooth podem ser classificados através da potência máxima permitida e do seu alcance máximo (Tabela 13).

Tabela 13 - Classificação do Bluetooth segundo a potência máxima e o alcance máximo

Classe	Potência máxima permitida (mW)	Alcance máximo (m)
1	100	100

2	2.5	10
3	1	1

Para além disso, o Bluetooth pode ser dividido nas seguintes categorias (figura 45):

- Bluetooth CLASSIC;
- Bluetooth SMART;
- Bluetooth SMART READY;

O Bluetooth CLASSIC é o mais antigo, tendo já sofrido algumas atualizações. A velocidade de transmissão é de 0.7Mbps para o Bluetooth 1.0, enquanto no Bluetooth 2.1 a velocidade de transmissão pode chegar a 2.1Mbps. A versão mais recente, Bluetooth 3.0 pode chegar até velocidades de transmissão de 24Mbps. Este modo encontra-se associado a dispositivos de alta taxa de transmissão de dados (57).

O Bluetooth SMART é uma versão que apresenta baixo consumo e apareceu apenas na versão 4.0 do Bluetooth. Foi desenvolvido para responder às necessidades de baixo custo e baixo consumo, tendo como desvantagem o facto de apenas permitir uma velocidade de transmissão até 1 Mbps. Esta tecnologia é aplicada em dispositivos com baixa taxa de transmissão de dados, tais como dispositivos médicos, periféricos informáticos e dispositivos de fitness (58).

O Bluetooth SMART READY corresponde a microchips dual-mode que permitem estabelecer a conexão Bluetooth a qualquer dispositivo, permitindo utilizar ambas as tecnologias SMART e CLASSIC. Esta tecnologia encontra-se geralmente associada a computadores, smartphones e tablets, permitindo assim estabelecer ligação com qualquer dispositivo (59).

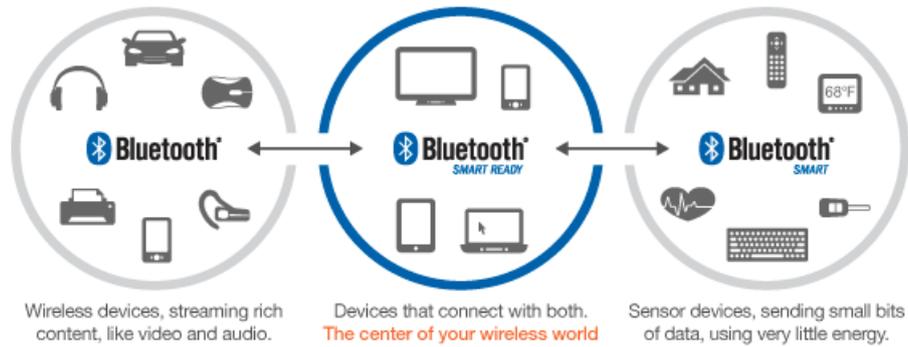


Figura 45 - Tipos de tecnologia Bluetooth(59).

4.4.5. Seleção do protocolo de comunicação sem fios

Depois de estudadas as diferentes características dos diferentes protocolos de comunicação sem fios, importa agora realizar a comparação entre eles de forma a seleccionar aquele que é mais vantajoso para implementar no projeto a desenvolver. Para isso, as principais características dos diferentes protocolos em termos de taxa de transmissão de dados e largura de banda são apresentadas na tabela 14, enquanto o consumo de energia dos diferentes protocolos é apresentado na tabela 15 e figura 46.

Tabela 14 - Comparação entre os protocolos de comunicação BLUETOOTH, UWB, ZIGBEE e WI-FI (54)

Standard	Bluetooth	UWB	ZigBee	Wi-Fi
IEEE spec.	802.15.1	802.15.3a *	802.15.4	802.11a/b/g
Frequency band	2.4 GHz	3.1-10.6 GHz	868/915 MHz; 2.4 GHz	2.4 GHz; 5 GHz
Max signal rate	1 Mb/s	110 Mb/s	250 Kb/s	54 Mb/s
Nominal range	10 m	10 m	10 - 100 m	100 m
Nominal TX power	0 - 10 dBm	-41.3 dBm/MHz	(-25) - 0 dBm	15 - 20 dBm
Number of RF channels	79	(1-15)	1/10; 16	14 (2.4 GHz)
Channel bandwidth	1 MHz	500 MHz - 7.5 GHz	0.3/0.6 MHz; 2 MHz	22 MHz
Modulation type	GFSK	BPSK, QPSK	BPSK (+ ASK), O-QPSK	BPSK, QPSK COFDM, CCK, M-QAM
Spreading	FHSS	DS-UWB, MB-OFDM	DSSS	DSSS, CCK, OFDM
Coexistence mechanism	Adaptive freq. hopping	Adaptive freq. hopping	Dynamic freq. selection	Dynamic freq. selection, transmit power control (802.11h)
Basic cell	Piconet	Piconet	Star	BSS
Extension of the basic cell	Scatternet	Peer-to-peer	Cluster tree, Mesh	ESS
Max number of cell nodes	8	8	> 65000	2007
Encryption	E0 stream cipher	AES block cipher (CTR, counter mode)	AES block cipher (CTR, counter mode)	RC4 stream cipher (WEP), AES block cipher
Authentication	Shared secret	CBC-MAC (CCM)	CBC-MAC (ext. of CCM)	WPA2 (802.11i)
Data protection	16-bit CRC	32-bit CRC	16-bit CRC	32-bit CRC

Tabela 15 - Comparação do consumo energético entre os protocolos de comunicação BLUETOOTH, UWB, ZIGBEE e WI-FI (63)

Protocols	Chipset	V _{DD} (volt)	I _{RX} (mA)	I _{RX} (mA)	Bit rate (Mb/s)
Bluetooth	BlueCore2	1.8	57	47	0.72
UWB	XS110	3.3	~227	~227	114
ZigBee	CC2430	3.0	24.7	27	0.25
Wi-Fi	CXS3111	3.3	219	215	54

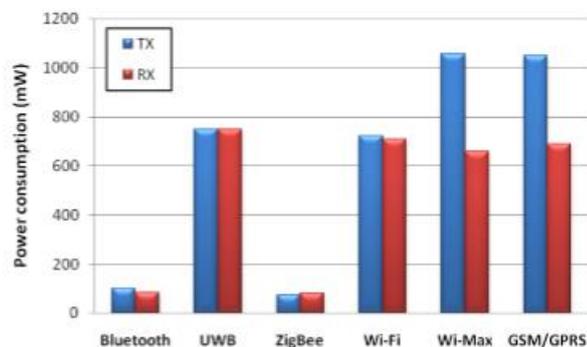


Figura 46 - Comparação do consumo energético entre os protocolos de comunicação BLUETOOTH, UWB, ZIGBEE e WI-FI (63)

Deste modo, pode-se verificar que os protocolos Wi-Fi e UWB têm uma taxa de transmissão de dados muito elevada, o que não é necessário para o sistema a desenvolver. Para além disso, para conectar dispositivos via Wi-Fi é necessário um ponto de acesso ou que um dos equipamentos esteja equipado com a tecnologia de Wi-Fi Direct. O Wi-Fi Direct é um sistema de comunicação que não utiliza um ponto de acesso, permitindo que os dispositivos comuniquem entre si diretamente. Apesar de este tipo de tecnologia ser cada vez mais utilizada, a maioria dos dispositivos móveis e computadores existentes atualmente ainda não estão equipados com Wi-Fi Direct. Assim, a utilização de Wi-Fi como protocolo de comunicação para este dispositivo pode limitar a sua utilização e portabilidade. Para além disso, o Wi-Fi paralelamente com o UWB são os protocolos que consomem mais energia, motivo pelo qual ambos os protocolos foram descartados, uma vez que se pretende que o sistema desenvolvido tenha a maior autonomia possível, optando-se por isso, por protocolos de comunicação com baixo consumo energético.

Entre os protocolos ZigBee e Bluetooth, o ZigBee apresenta consumos energéticos menores que o Bluetooth. No entanto, praticamente todos os dispositivos móveis e computadores possuem um módulo de comunicação Bluetooth, o que não acontece no caso do ZigBee, motivo pelo qual foi decidido não utilizar este protocolo. Para além disso, existe para Bluetooth um módulo plug & play que permite a computadores que não estejam equipados com este protocolo de comunicação possam passar a utilizá-lo (54).

Tendo em conta todas as razões descritas acima, o protocolo de comunicação escolhido para o sistema desenvolvido é o Bluetooth Low Energy, devido ao facto de este estar disponível na maioria dos dispositivos móveis e computadores atualmente, apresentar baixo custo e baixo consumo de energia.

4.4.6. Seleção do módulo Bluetooth a utilizar

O módulo de comunicação Bluetooth escolhido foi o HM10. Este comunica com o microcontrolador através do protocolo de comunicação UART, apresenta baixo custo e fácil implementação.

Tal como nos restantes componentes ativos deste sistema, no desenho do circuito para a ligação do HM10 (figura 47) foram seguidas as recomendações presentes na folha de especificações do mesmo.

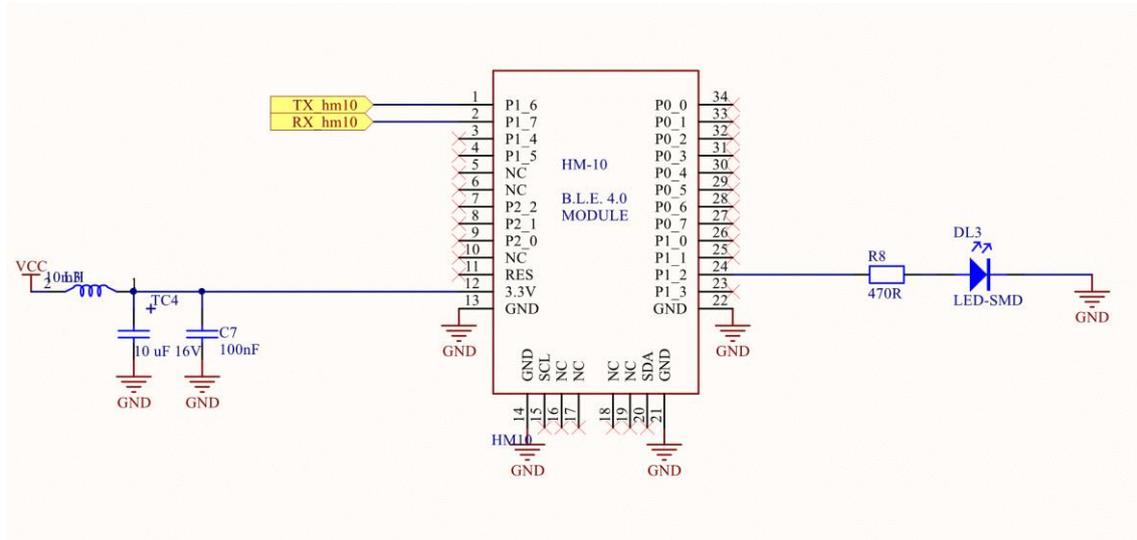


Figura 47 – Esquemático de ligação do circuito do módulo de Bluetooth HM10. As etiquetas TX_hm10 e RX_hm10 representam as ligações de comunicação UART com o microcontrolador.

4.5. Circuito de Alimentação

Importa agora referir o desenvolvimento do circuito de alimentação do dispositivo desenvolvido, do qual o esquemático do circuito utilizado se encontra em anexo (anexo C). Como se pretende que este sistema seja portátil, optou-se pela inclusão uma bateria recarregável de íões lítio, tendo sido escolhida a bateria LP603048 de 3.7V e 800mAh. Como a alimentação do sistema necessita de uma tensão 3.3V foi incluído um regulador de tensão linear para esse valor (TC1014), permitindo assim aumentar a autonomia do dispositivo. A recarga da bateria é realizada através de uma ficha micro USB, utilizando o chip de carga MCP73831 que possibilita a carga da bateria até uma tensão de 4.2V, a uma taxa de 400mAh por hora. Caso a bateria seja retirada, é possível alimentar o sistema diretamente através da ficha micro USB. Para além disso, foi incluído um divisor resistivo neste bloco do sistema, de modo a ser possível verificar quando a bateria necessita de ser carregada, uma vez que caso a tensão da bateria seja inferior a 2.9V o sistema liga um indicador LED de cor

vermelha. Por fim, foi também incluído um interruptor ON/OFF que liga/desliga todo o sistema.

4.6. Placa de circuito impresso (PCB)

Definidos e desenhados os circuitos necessários para a elaboração do sistema, é necessário utilizar suportes mecânicos capazes de os sustentar, ou seja, PCBs. As PCBs são suportes mecânicos que permitem estabelecer as ligações elétricas entre os diferentes componentes eletrônicos do sistema.

Para o desenho da PCB do sistema foi utilizado o software Altium Designer. Neste projeto desenvolveram-se 2 PCBs de 1.6mm de espessura de substrato FR-4. Numa das PCBs foi soldado o sensor Max30100, sendo que esta apenas necessitou de uma camada de cobre de 35 μm (figuras 48). Esta foi colocada numa mola de oximetria de forma a evitar os artefactos de movimento e garantir que a pressão exercida no fotodíodo é sempre constante, uma vez que se verificou que este fator influenciava bastante os resultados durante a fase de testes (figura 49). A PCB do MAX30100 apenas contém o sensor e as resistências de 4k7R necessárias para a comunicação I2C utilizada por este circuito integrado, estando ligada à segunda PCB desenvolvida, onde se encontra o microcontrolador (figuras 50), através de *flat cable*. A PCB principal do sistema é constituída por duas camadas de 35 μm de cobre e contém a maioria dos componentes do sistema. Nesta encontram-se os grupos de componentes correspondentes à comunicação Bluetooth, alimentação, ADS1292R e MAX30100. Estes blocos estão agrupados de forma a facilitar a conexão entre eles tentando, desta forma, evitar ao máximo a ocorrência de ruído. Para além disso, pode-se verificar que os componentes de interface estão todos colocados do mesmo lado, de forma a facilitar a sua colocação na caixa, sendo que todos os componentes do sistema foram soldados manualmente (figura 51).

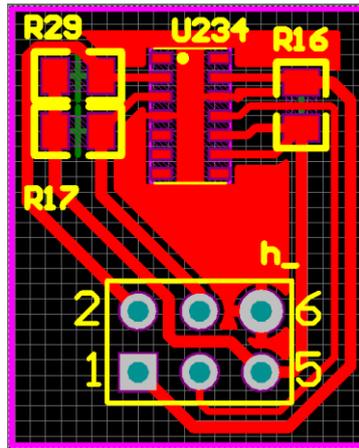


Figura 48 - Desenho da PCB onde foi fixado o MAX30100.

Durante o desenho da PCB foi necessário adotar um conjunto de boas práticas de forma a garantir o mínimo de ruído possível no circuito. Foram colocados filtros passa-baixo à entrada de cada canal do ADS1292R, sendo que estes devem estar o mais próximos possível da entrada do canal, tendo também em conta que a organização dos componentes deve ser semelhante na entrada de cada um dos dois canais do ADS1292R. As colocações dos diferentes componentes das PCBs seguiram as recomendações das respetivas folhas de especificação.



Figura 49 - Produto final para a aquisição do sinal de PPG

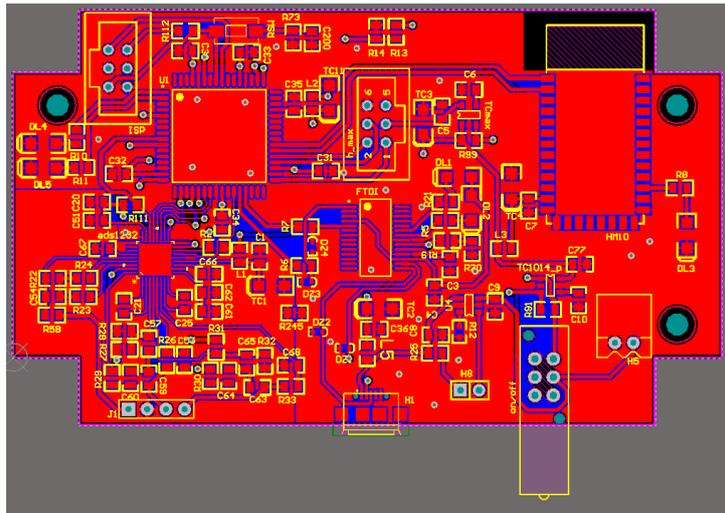


Figura 50 - Desenho da PCB para o ADS 1292R e microcontrolador entre outros.

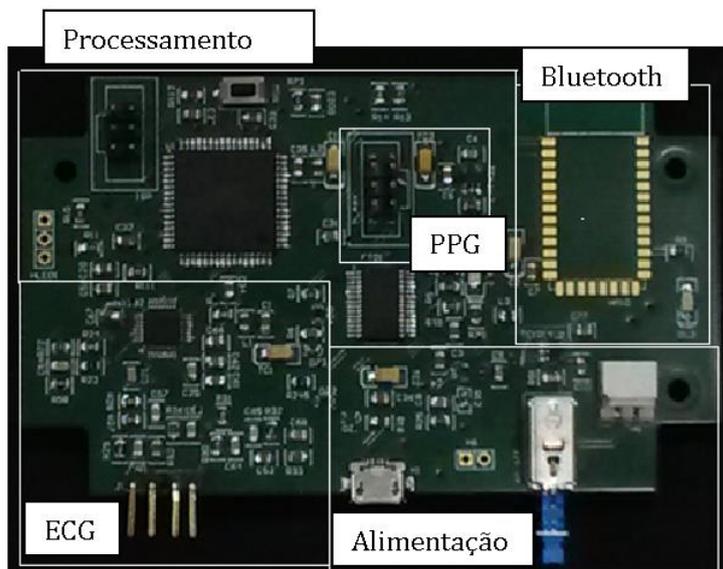


Figura 51 - PCB para o ADS 1292R e microcontrolador entre outros, com os componentes soldados manualmente



Capítulo 5. *Firmware e Software*

Capítulo 5. *Firmware e Software*

5.1. *Firmware*

Firmware é um conjunto de instruções programadas num dispositivo de hardware, neste caso, no microcontrolador. Normalmente, o *firmware* é armazenado na unidade de *Flash ROM (Read-Only memory)* do sistema, podendo esta ser apagada eletricamente (42).

5.1.1. ATxmega128A3U

Devido ao facto de os pinos do microcontrolador terem funções específicas, foi necessário perceber e estudar o ATxmega128A3U, aquando do desenvolvimento da PCB, uma vez que era já necessário ter em conta o *firmware* que se pretendia implementar. Deste modo, é importante explicar as funções dos pinos utilizados neste projeto, de modo a perceber as ligações entre o microcontrolador e os diferentes componentes do sistema (figura 52).

PORT A

PA3 e PA4 foram utilizados para ligar os LEDs verde e vermelho que se ligam tendo em conta a tensão da bateria, quando a bateria está carregada liga o LED verde quando a tensão baixa dos 2.9 V liga o LED vermelho. O PA7 corresponde à entrada para o ADC do microcontrolador que efetua a leitura do nível da bateria, através de um divisor resistivo.

PORT B

PB3 e PB4 correspondem aos pinos de DRDY e START do ADS1292R, sendo que quando o pino PB4 é colocado a 1 é dada indicação para o ADS1292R iniciar a conversão. O pino PB3 é colocado automaticamente a 0 cada vez que o ADS1292R tem dados prontos para serem recolhidos, sendo de seguida novamente colocado a 1.

PORT C

O pino PC0 corresponde ao sinal de relógio que é transmitido ao ADS1292R permitindo, deste modo, a leitura do sinal. O PC2 está conectado ao pino de RESET do ADS1292R, tendo como função fazer um reset ao chip. PC4, PC5, PC6 e PC7 são os pinos de um dos canais SPI, correspondendo a *slave select (SS)*, MOSI, MISO e SCLK respetivamente.

PORT D

PD1 está ligado ao pino CLKSEL de ADS1292R. PD2 e PD3 permitem a comunicação UART com o FTDI, correspondendo ao RX e TX. PD7 é o pino que se encontra ligado ao pino de interrupção do MAX30100, permitindo que este seja configurado para a leitura de dados apenas quando acontecem determinados eventos que estão definidos na sua folha de especificações.

PORT E

PE0 e PE1 correspondem aos pinos SDA e SCL relativos à comunicação I2C, enquanto PE2 e PE3 são utilizados na comunicação UART com o dispositivo de Bluetooth.

PORT F

PF3 e PF4 estão ligados aos pinos de SHDN dos dois reguladores de tensão existentes no dispositivo, permitindo ligá-los e desligá-los.

PDI

PDIData e PDIClk são os pinos que permitem a programação do microcontrolador, sendo que o PDICLK está também ligado ao botão que permite efetuar o reset do microcontrolador.

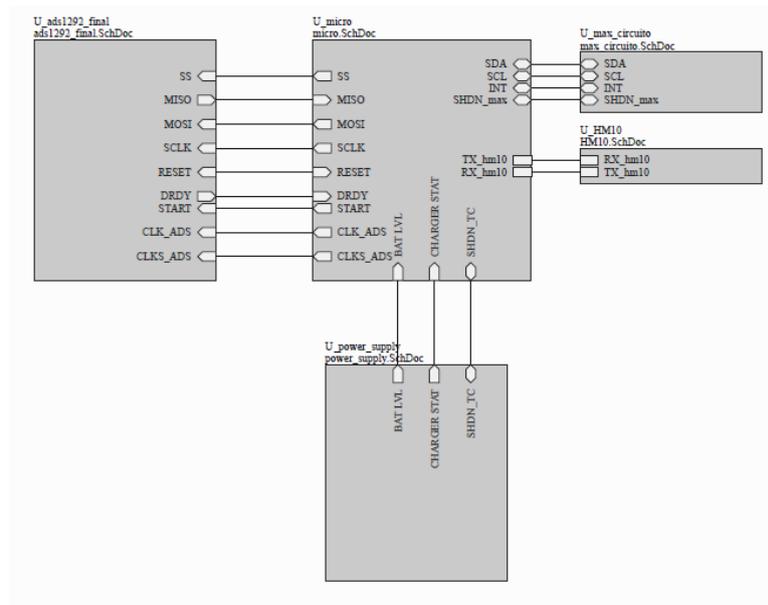
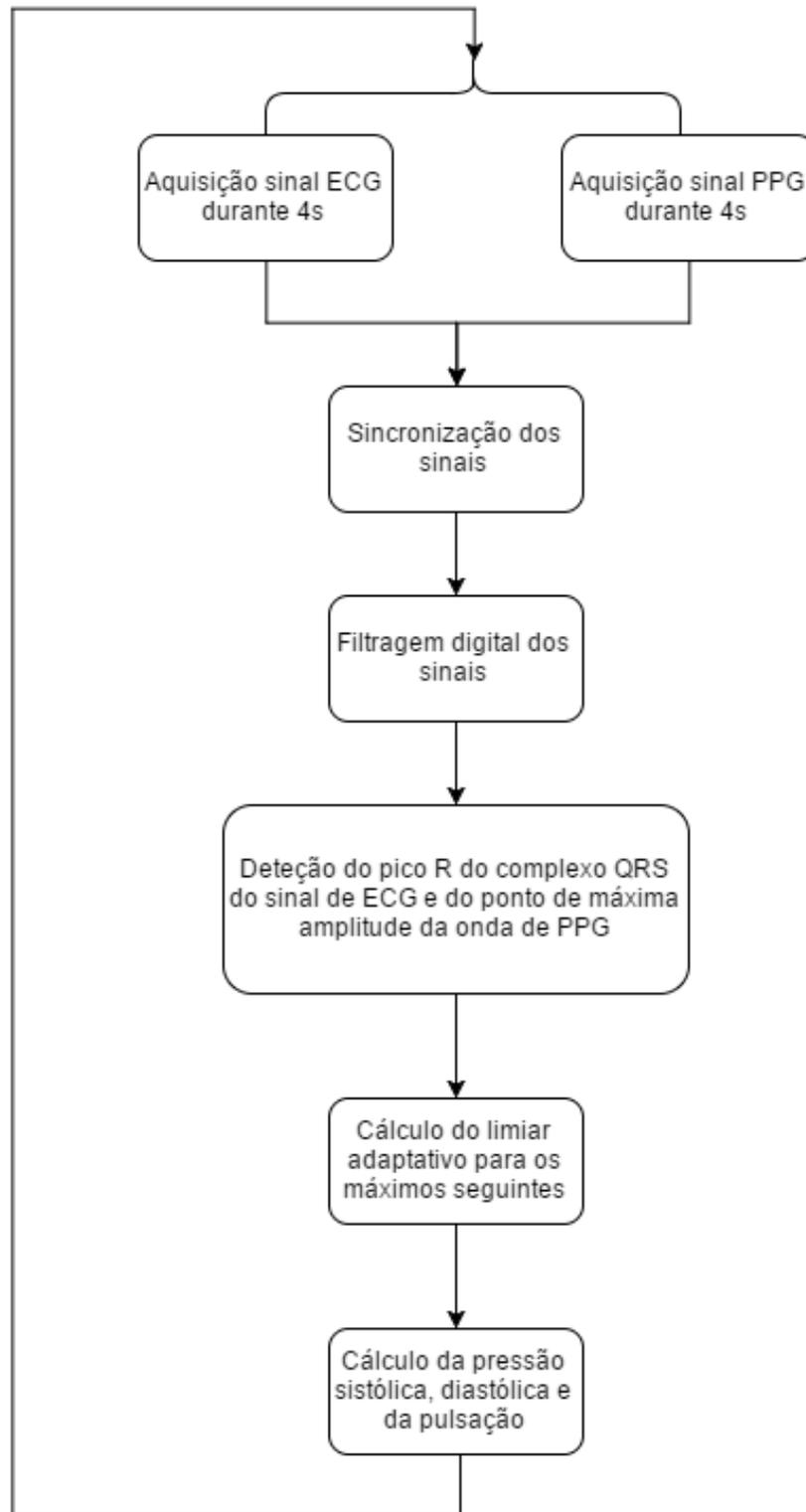


Figura 52 - Esquema principal de ligações de todo o sistema

5.1.2. *Firmware* – código

Tal como já foi referido nos capítulos anteriores (capítulo 3), o método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão para a medição da pressão arterial necessita da aquisição dos sinais de ECG e de PPG de forma sincronizada. À semelhança do que aconteceu com o *hardware* (capítulo 4), optou-se por começar por desenvolver um diagrama de blocos com as principais etapas necessárias para o tratamento dos dados recolhidos (figura 53).

Figura 53 - Diagrama de blocos do *firmware* do sistema

Assim, umas das principais preocupações no desenvolvimento do *firmware* deste projeto foi perceber como se poderia proceder à sincronização dos sinais obtidos. Tendo em conta as características de uma onda ECG e PPG, foram então escolhidas

as frequências de aquisição pretendidas para os diferentes sinais. Foi definida a frequência de 500Sps (amostras por segundo) para o sinal de ECG e de 50Sps para o sinal de PPG. Foram definidas estas frequências de aquisição, pois estas tratam-se dos valores adequados para a aquisição de ECG e PPG para tratamento de dados.

Deste modo, visto que as frequências de aquisição dos sinais são múltiplas, sincronizou-se os sinais começando a aquisição em simultâneo e adquirindo uma amostra de sinal de PPG a cada dez amostras do sinal de ECG.

De seguida, foi necessário adquirir o pico R da onda de ECG e o ponto máximo da onda de fotopletomografia. O primeiro algoritmo foi implementado na linguagem de programação C para determinar o pico máximo da onda de PPG. As principais etapas do algoritmo utilizado são:

- Determinar o máximo valor numa janela de pontos, em que se garante que se deteta uma onda completa de PPG e ECG, excluindo os falsos máximos causados por ruído através da comparação entre a distância entre dois máximos consecutivos detetados;
- Definir um valor de limiar para os máximos seguintes das ondas de PPG e ECG;
- Calcular um limiar adaptativo tendo em conta o máximo valor da onda de PPG e ECG anteriores.

A implementação deste algoritmo foi bem sucedida, permitindo detetar o máximo da onda de PPG, tal como se pretendia. Para além disso, através deste algoritmo é possível determinar também a frequência cardíaca do paciente, uma vez que conhecendo o tempo que decorre entre dois máximos consecutivos é possível determinar a frequência cardíaca.

Depois de implementado e testado com sucesso para o sinal de PPG (figura 54), testou-se então este algoritmo para o sinal de ECG. Neste caso não foi possível utilizar este algoritmo para a determinação de o ponto R da onda de ECG, já que, como foi referido no capítulo anterior (capítulo 4), este sinal apresentava ruído muito elevado na ordem dos 50 Hz (figura 55). Assim, sendo a onda de ECG um sinal elétrico que requer uma frequência de aquisição alta, não foi possível evitar os falsos

máximos detetados causados por esse ruído. Por estes motivos, tentaram-se aplicar filtros digitais para atenuar o efeito do ruído no entanto, este processamento ocupava mais tempo que aquele que o ADS1292R utilizava para a aquisição de uma amostra, o que provocada distorção no sincronismo dos sinais. Por outro lado, perdiam-se muitas amostras do sinal ECG durante a sua filtragem, pelo que deixava de ser possível observar o pico R como se pretendia. Optou-se então por realizar a aquisição dos sinais, enviando-os por porta série para o PC, sendo estes processados no Matlab.

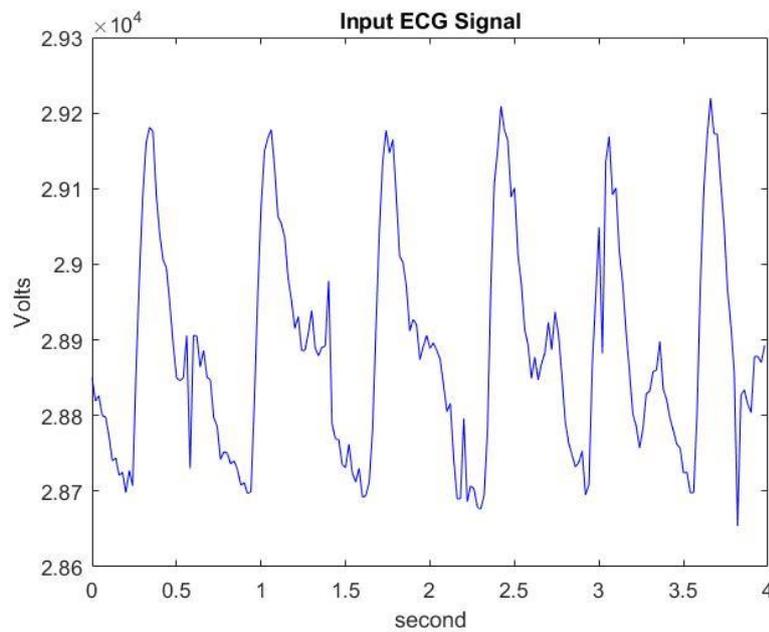


Figura 54 - Sinal PPG obtido sem filtragem

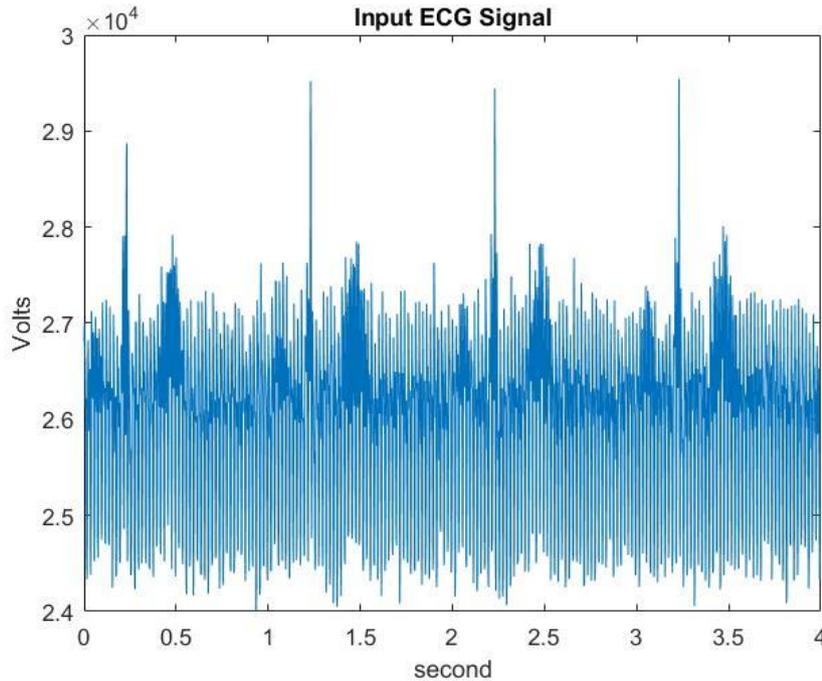


Figura 55 - Sinal ECG obtido sem filtragem

5.2. *Software*

Assim, tendo por base o algoritmo desenvolvido em C, implementou-se um segundo algoritmo em Matlab para o processamento do sinal, cujas principais etapas são:

1. Filtragem;
2. Detecção do pico R da onda de ECG e do máximo de amplitude da onda de PPG, utilizando também um limiar adaptativo;
3. Cálculo da pressão sistólica, diastólica e frequência cardíaca.

Através da implementação de filtros digitais no Matlab, mais especificamente, a aplicação de um filtro passa-baixo com frequência de corte de 45Hz, conseguiu-se ultrapassar o problema do elevado ruído do sinal ECG, permitindo a deteção do pico de máxima amplitude da onda de PPG e o pico R da onda de ECG (figura 56).

Ultrapassado o problema que surgiu com o ruído presente no sinal de ECG, foi então desenvolvido o procedimento para detetar o pico R do complexo QRS do sinal de ECG e do ponto de máxima amplitude da onda de PPG. Para isso, são analisados todos os pontos recolhidos de ambos os sinais durante e então determinado o ponto

máximo de ambos. A partir deste máximo, determinam-se todos os máximos locais presentes nesse sinal que irão corresponder a todos os picos R e pontos de amplitude máxima de PPG existentes durante o intervalo de 4s medido. Para a determinação dos máximos locais é necessário calcular um limiar adaptativo para cada onda de ECG e PPG. Para isso, garante-se que a amplitude máxima de um máximo local seguinte só pode ser 15% maior ou menor que a do máximo anterior, já que apesar desta amplitude poder diminuir ou aumentar em medições no mesmo indivíduo, de um batimento cardíaco para o seguinte esta variação não é maior que esse valor. Para além disso, a determinação dos máximos locais tem que garantir que as pequenas oscilações de amplitude que possam ocorrer durante a medição de ECG e PPG sejam ignoradas. Com esse intuito, foi implementada uma contagem que garante que após se determinar que o declive da reta é ascendente este tem que se manter durante um determinado número de pontos medidos, para que se possa assumir como um máximo local. Através destas verificações foi possível garantir que não se observavam falsos máximos locais e que os picos de ECG e PPG eram detetados.

Após a deteção dos picos de ECG e PPG, determina-se então o intervalo de tempo entre o pico R e o pico de PPG correspondente, isto é, aquele que aparece ligeiramente atrasado a onda de ECG, sendo este valor utilizado para o cálculo da PWV através da equação 11 (capítulo 3). Para além deste intervalo, determina-se também o intervalo entre dois picos R e dois picos de PPG consecutivos, pois através destes é obtido o valor da pulsação do indivíduo em teste.

Por fim, calculado o valor da PWV, são calculados os valores da pressão arterial sistólica e da pressão arterial diastólica através das equações 12 e 13 respetivamente (capítulo 3).

O desenvolvimento deste algoritmo permite a medição das pressões arteriais sistólica e diastólica de forma contínua ocorrendo uma medição a cada 5s. Para além disso, os resultados obtidos em cada medição são enviados por porta série para o módulo de Bluetooth, permitindo que os resultados sejam lidos num telemóvel ou em outro dispositivo que esteja equipado com a tecnologia BLE.

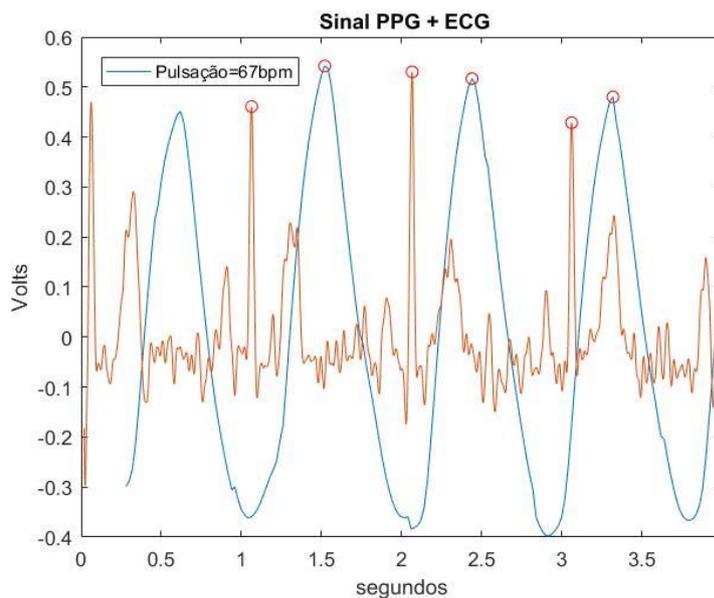


Figura 56 - Sinal de PPG (a azul) e ECG, filtrados e com detecção do pico R da onda de ECG e do máximo da onda de PPG

Por fim, foi ainda desenvolvido uma interface gráfica utilizando o GUI do Matlab que permite iniciar a medição da pressão arterial, bem como ler os resultados obtidos para a pressão sistólica, diastólica e frequência cardíaca (figura 57).

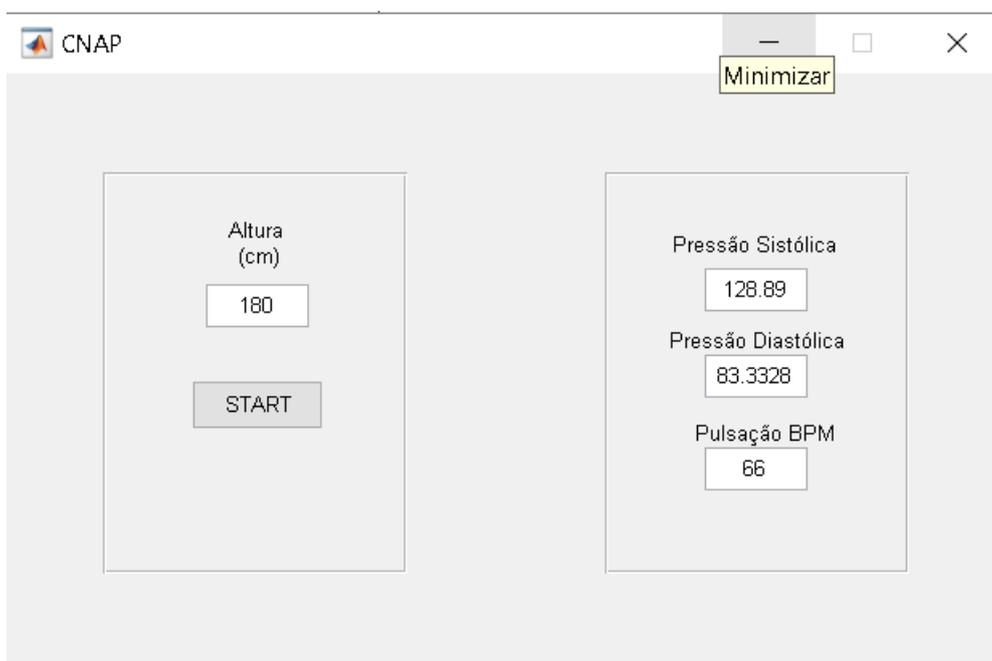


Figura 57 - Interface gráfica desenvolvida em Matlab



Capítulo 6. Resultados e trabalho futuro

Capítulo 6. Resultados e trabalho futuro

6.1. Resultados

Após explicado o sistema desenvolvido e os métodos utilizados, os testes efetuados e os resultados obtidos serão detalhados de seguida.

Para testar a precisão e exatidão de medição do sistema desenvolvido e dada a impossibilidade de efetuar medições com um método invasivo, ou seja, não sendo possível medir a pressão através da colocação de um cateter numa artéria (método *gold standard* utilizado apenas em ambiente hospitalar), foi utilizado um tensiómetro baseado no método oscilométrico. Estes são os mais utilizados comercialmente, tendo sido realizadas medições instantâneas da pressão arterial com o sistema desenvolvido, intercalando-as com uma medição do tensiómetro. Assim, era realizada uma aquisição de quatro segundos com o sistema desenvolvido, sendo obtido um valor de pressão arterial instantânea, sendo, de seguida, efetuada uma medição com o tensiómetro e comparando esses dois valores.

Foram realizados testes a cinco indivíduos, sendo efetuadas cinco medições em cada um, ao contrário das três medições necessárias para satisfazer os diferentes protocolos de certificação de tensiómetros, de forma a procurar compensar a falta de indivíduos disponíveis para realizar o teste, visto que a certificação exige medições efetuadas em 85 indivíduos (tabela 23).

Tabela 16 - Exemplo dos resultados obtidos para um sujeito em teste

Sistema Desenvolvido			TENSÍOMETRO		
Pressão sistólica (mmHg)	Pressão diastólica (mmHg)	Frequência cardíaca (bpm)	Pressão sistólica (mmHg)	Pressão diastólica (mmHg)	Frequência cardíaca (bpm)
Indivíduo 1					
134	87	73	128	84	72
121	76	72	126	83	72
121	75	71	125	83	71
123	78	71	128	88	74
126	80	71	130	84	71

Através dos resultados obtidos, foi calculada a média e o desvio padrão das diferenças entre os valores obtidos para a tensão sistólica e diastólica pelo tensiómetro e pelo sistema desenvolvido, dado que este é o critério original utilizado pela AAMI na certificação de tensiómetros, tal como já foi estudado anteriormente. Deste modo, para o dispositivo desenvolvido obteve-se uma diferença média de 5.84 mmHg para a pressão sistólica, com um desvio padrão de 4.34 mmHg, sendo que para a pressão diastólica foi obtido um valor de diferença média de 5.08 mmHg com um desvio padrão de 3.4 mmHg.

Assim, pode-se concluir que apesar de não se ter conseguido satisfazer o critério AAMI para os tensiómetros, o dispositivo está muito próximo desse critério. Contudo, de modo a confirmar os resultados obtidos, seria necessário realizar mais medições, já que, o critério AAMI exige 255 medições.

No entanto, tendo em conta o mais recente critério da BHS, este dispositivo pode ser classificado com nota B, visto que apresenta uma diferença média menor que 10mmHg. Mas, também neste caso era necessário realizar medições a mais indivíduos, uma vez que são requeridos 85 indivíduos diferentes para obter esta certificação.

Para além da pressão arterial, o sistema apresenta ainda o valor da pulsação do indivíduo em teste. Neste caso, o sistema calculo corretamente o valor da pulsação, correspondendo a maior diferença medida entre o valor medido com o dispositivo desenvolvido e com o tensiómetro de 3bpm (batimentos por segundo). Esta diferença pode também ser explicada pelo facto de a aquisição das duas medidas não ocorrer em simultâneo quando testado em indivíduos, uma vez que nos testes com o gerador de sinais Fluke ESA 620, o valor medido foi o valor exato até aos 180bpm.

Por fim, importa referir os resultados obtidos em termos de autonomia do dispositivo. Assim, sabendo que o sistema consome 48mAh e tendo em conta que a bateria escolhida, quando completamente carregada, tem uma capacidade de 800mAh, pode-se concluir que é possível efetuar a aquisição de dados durante cerca de 17 horas (equação 14).

$$\frac{800 \text{ mAh}}{48 \text{ mA}} = 16.67 \text{ horas} \quad \text{Equação 14}$$

6.2. Trabalho Futuro

Esta dissertação implementou com sucesso um sistema para a medição de pressão arterial de forma contínua e não-invasiva através do método da fotopletismografia do tempo de trânsito do pulso de pressão.

Assim, futuramente devem ser efetuados testes com mais indivíduos, obedecendo às diretivas da AAMI e BHS, de forma a verificar se este dispositivo consegue corresponder a esses critérios.

Por outro lado, tal como foi referido anteriormente, neste protótipo o tratamento de dados é efetuado num PC, através do Matlab. Numa versão futura deste sistema, este processamento deve ser efetuado no microcontrolador, de forma a tornar este dispositivo completamente portátil, isto é, sem necessidade de ligação a um PC. Esta portabilidade pode ser obtida através de uma aquisição com menor ruído do sinal ECG, através da implementação de um filtro analógico de segunda ordem, tal como foi sugerido no capítulo 4. O tratamento de todos os sinais no microcontrolador permitiria também que as medições fossem realizadas em intervalos muito mais pequenos, isto é, em vez de se efetuar uma medida a cada 5s, seria possível a medição da pressão arterial a cada batimento cardíaco.

Por último, uma nova versão do sistema deveria incluir acelerómetros de forma a diminuir os artefactos que podem surgir devido aos movimentos realizados pelo paciente.

O desenvolvimento de um sistema melhorado deste protótipo representa um passo muito importante na medição de pressão arterial, contínua e não-invasiva, já que reduz os riscos existentes no método de medição de pressão arterial contínua atual. Para além disso, em exames em que o paciente necessita de efetuar a medição de pressão arterial ao longo de 24 horas, este tipo de dispositivo elimina o desconforto causado pela braçadeira utilizada pelos métodos não-invasivos atuais, garantindo

também que não é perdido qualquer pico de pressão arterial, o que não acontece com os métodos não invasivos existentes.

Referências

1. aBrzezinski WA. Blood pressure. 1990; bMurray I. Complications of invasive monitoring. Medical instrumentation. 1980;15(2):85-9.
2. Organization WH. World health statistics 2014: World Health Organization; 2014.
3. Holtz-Eakin D. Financing long-term care for the elderly. 2004.
4. Mendis S PP, Norrving B.. Global atlas on cardiovascular disease prevention and control: World Health Organization. 2011.
5. Hall JE. Guyton and Hall textbook of medical physiology: Elsevier Health Sciences; 2015.
6. Arthur J, Luciano D-S. Human Physiology. The Mechanisms of Body Function. 2000.
7. Wong KI. Design and experimentation of wearable body sensors: INTECH Open Access Publisher; 2011.
8. Fundamentos de Eletrocardiograma [09 de Novembro de 2016]. Available from: <http://pt.slideshare.net/luizaa.rabelo/4a-aula-fisiologia-cardiovascular-ecgprofa-luiza-a-rabelofarmcia-034-ufal>.
9. Fisiologia Humana 5 - Sistema Cardiovascular [09 de Novembro de 2016]. Available from: <http://pt.slideshare.net/herbertsantana22/fisiologia-humana-sistema-cardiovascular>.
10. Eletrocardiograma [09 de Novembro de 2016]. Available from: http://users.isr.ist.utl.pt/~jmrs/teaching/orientations/2005_6/ecg/web/Electrocardiograma.htm.
11. Eletrocardiograma [cited 2016 30 de Setembro]. Available from: http://users.isr.ist.utl.pt/~jmrs/teaching/orientations/2005_6/ecg/web/Electrocardiograma.htm.
12. Chaves, P. C., "Electrocardiografia", Aula Teórico-Prática, Texto de Apoio,. Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, Serviço de Fisiologia, Porto, 2001.

13. Sun Y, Chan KL, Krishnan SM. Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform. *BMC cardiovascular disorders*. 2005;5(1):1.
14. aAllen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement*. 2007;28(3):R1; bYoon Y-Z, Yoon G-W. Nonconstrained blood pressure measurement by photoplethysmography. *Journal of the Optical Society of Korea*. 2006;10(2):91-5.
15. Webster JG. *Design of pulse oximeters*: CRC Press; 1997.
16. Martins, Rui Miguel Silva - *Desenvolvimento de um sensor de fotoplethysmografia para monitorização cardíaca para aplicação no pulso*. Coimbra, 2010.
17. Gingl Z. A photoplethysmograph experiment for microcontroller labs. *International Journal of Electrical Engineering Education*. 2012;49(1):42-60.
18. Naschitz JE, Bezobchuk S, Mussafia-Priselac R, Sundick S, Dreyfuss D, Khorshidi I, et al. Pulse transit time by R-wave-gated infrared photoplethysmography: review of the literature and personal experience. *Journal of clinical monitoring and computing*. 2004;18(5-6):333-42.
19. Santos PFVd. *Photoplethysmographic logger with contact force and hydrostatic pressure monitoring*. Coimbra, 20125.
20. Transporte de O₂ [06 de Outubro 2016]. Available from: <http://www.sobiologia.com.br/conteudos/FisiologiaAnimal/respiracao4.php>.
21. Haahr RG, Duun SB, Toft MH, Belhage B, Larsen J, Birkelund K, et al. An electronic patch for wearable health monitoring by reflectance pulse oximetry. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*. 2012;6(1):45-53.
22. Beevers DG, Lip GY, O'Brien ET. *ABC of Hypertension*: John Wiley & Sons; 2014.
23. aSorvoja H, Myllyla R. Noninvasive blood pressure measurement methods. *Molecular and quantum acoustics*. 2006;27:239-64; bE. J. Blood Pressure Assessment 2015 [11 de Outubro de 2016]. Available from: <http://emedicine.medscape.com/article/1948157-overview>.

24. Ward M, Langton JA. Blood pressure measurement. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*. 2007;7(4):122-6.
25. Booth J. A short history of blood pressure measurement. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*. 1977;70(11):793.
26. NS Korotko. On methods of studying blood pressure. *Bull Imperial Mil Med Acad*, 11:365{7, 1905.
27. Aparelho de Pressão Glicomed Aneróide Premium c/ Estetoscópio [06 de Dezembro de 2016]. Available from: <http://www.extra.com.br/BelezaSaude/saude/medidoresdepressao/Glicomed-Aparelho-de-Pressao-Glicomed-Aneroide-Premium-c-Estetoscopio-2570.html>.
28. Geddes LA, Voelz M, Combs C, Reiner D, Babbs CF. Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure. *Annals of Biomedical Engineering*. 1982;10(6):271-80.
29. Birch T, Breward C, Campbell S, Chernyavsky I, Fischer T, Glavin S, et al. Continuous non-invasive blood-pressure measurements. Report of 7th UK Mathematics in Medicine Study Group. 2007.
30. aJ. Eckerle, " Arterial Tonometry," *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2006; bChung E, Chen G, Alexander B, Cannesson M. Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications. *Frontiers of medicine*. 2013;7(1):91-101.
31. Peñáz J: Photoelectric Measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. Digest of the 10th international conference on medical and biological engineering – Dresden (1973).
32. Yamakoshi K, Kamiya A, Shimazu H, Ito H, Togawa T. Noninvasive automatic monitoring of instantaneous arterial blood pressure using the vascular unloading technique. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1983;21(5):557-65.
33. History of Vascular Unloading Technique [13 de Outubro de 2016]. Available from: <http://www.cnsystems.com/vascular-unloading-technique/101-innovation/cnap/164-history-of-vascular-unloading-technique>.

34. Finapres Medical Systems | Finapres NOVA [13 de Outubro de 2016]. Available from: <http://www.finapres.com/Products/Finapres-NOVA>.
35. CNAP® Monitor 500 "HD" - Details [13 de Outubro de 2016]. Available from: <http://www.cnsystems.com/news-archive/98-cnap-monitor-500/117-cnap-monitor-500-product-features>.
36. Finapres Medical Systems | Portapres [13 de Outubro de 2016]. Available from: <http://www.finapres.com/Products/Portapres>.
37. The ClearSight System [13 de Outubro de 2016]. Available from: <http://www.edwards.com/eu/products/mininvasive/pages/clearsightsystem.aspx>.
38. Sorvoja H, Ahonen R. Noninvasive blood pressure pulse detection and blood pressure determination. 2006.
39. Allen J, Murray A. Similarity in bilateral photoplethysmographic peripheral pulse wave characteristics at the ears, thumbs and toes. *Physiological measurement*. 2000;21(3):369.
40. Hennig A, Patzak A. Continuous blood pressure measurement using pulse transit time. *Somnologie-Schlafforschung und Schlafmedizin*. 2013;17(2):104-10.
41. Geddes L, Voelz M, James S, Reiner D. Pulse arrival time as a method of obtaining systolic and diastolic blood pressure indirectly. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 1981;19(5):671-2.
42. Chen MW, Kobayashi T, Ichikawa S, Takeuchi Y, Togawa T. Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2000;38(5):569-74.
43. Casio 2196 Getting Acquainted Manual [14 de Outubro de 2016]. Available from: <https://www.manualslib.com/manual/661552/Casio-2196.html?page=5#manual>.
44. O'Brien E, Petrie J, Little W, de Swiet M, Padfield PL, Altma DG, et al. Short report: an outline of the revised British Hypertension Society protocol for the evaluation of blood pressure measuring devices. *Journal of hypertension*. 1993;11(6):677-9.

45. O'Brien E, Waeber B, Parati G, Staessen J. Blood pressure measuring devices: recommendations of the European Society of Hypertension. *British Medical Journal*. 2001;322(7285):531.
46. Boehmer RD. Continuous, real-time, noninvasive monitor of blood pressure: Peñáz methodology applied to the finger. *Journal of clinical monitoring*. 1987;3(4):282-7.
47. Carvalheira A. Development of a portable blood pressure device with wireless communication: Universidade de Coimbra.
48. Goli S. Cuff less Continuous Non-Invasive Blood Pressure Measurement Using Pulse Transit Time Measurement; *International Journal of Recent Development in Engineering and Technology*; 2004.
49. ADS 1292 Low-Power, 2-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements [07 de Novembro de 2016]. Available from: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1292r.pdf>.
50. SPI basics [25 de Outubro de 2016]. Available from: <http://www.engscope.com/pic24-tutorial/12-1-spi-basics/>.
51. Serial Peripheral Interface (SPI) [25 de Outubro de 2016]. Available from: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi>.
52. Max30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health [07 de Novembro de 2016]. Available from: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>.
53. I2C [25 de Outubro de 2016]. Available from: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c>.
54. Lee J-S, Su Y-W, Shen C-C, editors. A comparative study of wireless protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi. *Industrial Electronics Society, 2007 IECON 2007 33rd Annual Conference of the IEEE*; 2007: IEEE.
55. Chakkor S, Cheikh EA, Baghoury M, Hajraoui A. Comparative Performance Analysis of Wireless Communication Protocols for Intelligent Sensors and Their Applications. *arXiv preprint arXiv:14096884*. 2014.

56. Bluetooth S. Specification of the Bluetooth system, Version 1.1, February 22 2001. Available from www.bluetooth.com.
57. A look at the basics of bluetooth technology [26 de Outubro de 2016]. Available from: <http://www.bluetooth.com/Pages/Basics.aspx>.
58. Bluetooth Low Energy [26 de Outubro de 2016]. Available from: <https://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology/bluetooth-technology-basics/low-energy>.
59. Why Bluetooth technology? Why Bluetooth Smart Ready? Why Bluetooth Smart? [26 de Outubro de 2016]. Available from: http://blog.bluetooth.com/why-bluetooth-technology-why-bluetooth-smart-ready-why-bluetooth-smart/?_ga=1.247667911.1733138128.1477580666.