



**Ana Túlia Meira Fé**

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

## **Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso e de um sensor de medição da Pressão Arterial**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Doutor Hugo Gamboa, FCT/UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca  
Arguente: Prof. Doutora Valentina Borissovna Vassilenko



# Desenvolvimento de um Oxímetro de Pulso e de um Sensor de Medição de Pressão Arterial

Orientador na FCT-UNL: Prof. Dr. Hugo Gamboa

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

Departamento de Física

Faculdade de Ciências e Tecnologia,  
Universidade Nova de Lisboa

Dezembro de 2011



Onde quer que estejam...

Aos meus avós!



# Agradecimentos

Para o trabalho que aqui apresento estar hoje concluído e para estar a terminar esta etapa da minha vida académica muitos foram os contributos de diferentes pessoas. Assim, apresento os meus agradecimentos às mesmas, não deixando de salientar as que mais determinantes foram neste processo.

Em primeiro lugar agradeço ao Professor Hugo Gamboa, inicialmente por ter criado a oportunidade de desenvolver este trabalho na PLUX - Wireless Biosignals, S.A., mas também por todo o apoio e orientações, tanto nos momentos mais prósperos, como nos momentos em que algo não correu tão bem. Agradeço todo o apoio que me foi dado não só a nível científico mas também a nível pessoal, que certamente me permitiu crescer enquanto pessoa.

Um segundo agradecimento à Eng. Joana Sousa, que proporcionou uma mais fácil integração na equipa e que sempre se mostrou disponível para apoiar e auxiliar no trabalho realizado. O meu muito obrigado por todos os conhecimentos transmitidos e por toda a amizade demonstrada. Um agradecimento especial ao Eng. Paulo Aires que, paciente, foi um dos pilares que permitiu levar por bom caminho o desenvolvimento deste trabalho na PLUX. Ao Tiago Araújo e ao Nuno Santos, obrigado por terem proporcionado boas tardes de trabalho e por todo o apoio dado sempre que eu "chorava", como eles dizem. Graças ao bom ambiente e boa integração que todos os colaboradores desta empresa proporcionaram o meu trabalho foi facilitado, por esse motivo fica também o meu reconhecimento a todos eles.

Como sem apoio emocional estes cinco anos (e uma tese) não teriam sido possíveis, aqui apresento o meu agradecimento aos que durante este tempo me prestaram esse tipo de suporte, aturando-me por vezes quase durante 24h, tendo-se tornado não só o suporte mas sim grandes amigos. Para não dedicar um capítulo a cada um, que certamente seria merecido: Mariana, Rui, Luís, Rita, Catarina, Runa, Mário e Joana sem vós certamente estes anos não teriam tido metade do valor. Obrigado!

Por último, mas não menos importantes agradeço ao Tiago, pelos quilos de paciência, ao meu Pai, Fernando, à minha irmã, Carolina, que mesmo quando me chateia eu sei que está preocupada comigo e porque os últimos são os primeiros: à minha mãe, Isaura, não fosse ela e eu não seria o que sou hoje!



# Resumo

Actualmente, a existência de dispositivos ergonómicos que permitam efectuar medições de importantes parâmetros, como Saturação de Oxigénio no sangue, Frequência Cardíaca ou Pressão Arterial de forma não-invasiva, continuamente e de forma confortável torna-se uma necessidade na avaliação do estado de um paciente.

No presente trabalho foram desenvolvidos dois sensores: Sensor de Oximetria de Pulso (*oxiPlux*) e sensor de medição da Pressão Arterial através do Tempo de Pulso. O Oxímetro de Pulso foi desenvolvido para funcionar em dois modos: modo de transmissão e modo de reflexão, para colocação no dedo e no pulso, respectivamente. O sensor para medição da Pressão Arterial contou, inicialmente, com o estudo de diferentes localizações e combinações de sensores para a obtenção do Tempo de Pulso: ECG e oxímetro no dedo; ECG e oxímetro no pulso; oxímetro no pulso e oxímetro no dedo. Posteriormente, para estimar a Pressão Arterial a partir do Tempo de Pulso foram testados dois métodos de calibração: calibração individual, sem parâmetros de entrada, e calibração geral, com parâmetro de entrada.

Os resultados obtidos do oxímetro de pulso revelaram que o mesmo detecta variações na saturação de oxigénio quando é induzido um estado de hipóxia. Para o sensor localizado no pulso os resultados revelaram uma boa relação quando comparados com os obtidos com um dispositivo convencional.

A Pressão Arterial estimada pelo sensor desenvolvido revelou uma melhor relação com o método *standard* no caso da calibração individual do que no caso da calibração geral. Foi ainda possível verificar que a Pressão Arterial Sistólica tem uma melhor correlação com o Tempo de Pulso do que a Pressão Arterial Diastólica.

**Palavras-chave:** Fotopletismografia; Oxímetro de pulso; Pulso; Tempo de Pulso; Pressão Arterial.



# Abstract

Currently, ergonomic devices that allow measurements of important parameters such as blood oxygen saturation, heart rate or blood pressure in a non-invasive, continuous and comfortable way becomes a need in the assessment of the state of a patient.

The goal of the present work was to develop two sensors: Pulse Oximeter (*oxiPlux*) and a Blood Pressure (BP) Measurement device. The developed pulse oximeter was designed to operate in two modes: transmission and reflection, for finger and wrist placement, respectively. For BP measurement there were tested three different combination of sensors localizations to obtain Pulse Transit Time were tested: ECG and pulse oximeter on the finger, ECG and pulse oximeter on the wrist and pulse oximeter on the wrist and pulse oximeter on the finger. After obtaining that parameter, two calibration modes were tested against the standard method (cuff-based): for each subject, without input parameters, and general population, with one input parameter (height).

The pulse oximeter outcomes revealed that changes in blood oxygen saturation were being detected by the developed sensor when a hypoxic state was induced. For wrist placement, the results revealed a high relation between the developed sensor and a market device.

Blood pressure estimated by the developed sensor proved to be better related to the standard method in the case of individual calibration than for the general calibration. It was also possible to conclude that Systolic Blood Pressure have a better correlation with the Pulse Transit Time then the Diastolic Blood Pressure.

**Keywords:** Photoplethysmography; Pulse oximetry; Wrist; Pulse Transit Time, Blood Pressure.



# Conteúdo

<b>Agradecimentos</b>	<b>i</b>
<b>Resumo</b>	<b>iii</b>
<b>Abstract</b>	<b>v</b>
<b>Conteúdo</b>	<b>vii</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>x</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xi</b>
<b>Acrónimos e Definições</b>	<b>xiii</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Motivação . . . . .	1
1.2 Objectivos . . . . .	2
1.3 Estrutura da Tese . . . . .	3
<b>2 Fundamentação Teórica</b>	<b>5</b>
2.1 Propriedades dos Ópticas dos Tecidos e da Hemoglobina . . . . .	5
2.2 Oximetria . . . . .	8
2.2.1 Fotopletismografia . . . . .	8
2.2.2 Oximetria de Pulso . . . . .	12
2.2.3 Obtenção da Saturação de Oxigénio ( $S_pO_2$ ) no sangue . . . . .	14
2.3 Pressão Arterial . . . . .	17
2.3.1 Tempo de Pulso . . . . .	18
2.3.2 Pressão Arterial através do Tempo de Pulso . . . . .	21

<b>3</b>	<b>Desenvolvimento do Sensor de Oximetria de Pulso</b>	<b>25</b>
3.1	<i>Hardware</i> . . . . .	26
3.1.1	Desenvolvimento do Sensor . . . . .	26
3.1.2	Descrição dos componentes do sensor . . . . .	29
3.1.3	Aquisição e Comunicação com o PC . . . . .	34
3.1.4	<i>Software</i> . . . . .	34
3.2	Métodos de Calibração . . . . .	36
3.2.1	Calibração empírica . . . . .	36
3.2.2	Calibração por Comparação . . . . .	36
<b>4</b>	<b>Desenvolvimento do Sensor de Medição de Pressão Arterial</b>	<b>38</b>
4.1	Estudo da localização dos sensores . . . . .	38
4.2	<i>Software</i> . . . . .	39
4.3	Métodos de Calibração . . . . .	41
<b>5</b>	<b>Resultados</b>	<b>44</b>
5.1	Resposta dos sensores de BVP (oxiPlux) e ECG (ecgPlux) . . . . .	44
5.2	Oxímetro de Pulso . . . . .	46
5.2.1	<i>oxiPlux</i> localizado no pulso . . . . .	46
5.3	Pressão Arterial através do Tempo de Pulso . . . . .	47
5.3.1	Calibração do Sensor . . . . .	48
5.3.2	Comparação com esfigmomanómetro . . . . .	49
<b>6</b>	<b>Conclusões</b>	<b>52</b>
6.1	Resultados Gerais . . . . .	52
6.2	Trabalho Futuro . . . . .	53
	<b>Bibliografia</b>	<b>59</b>
<b>A</b>	<b>Circuito de Oximetria</b>	<b>60</b>
<b>B</b>	<b>Publicações</b>	<b>62</b>
B.1	<i>Biodevices - Biostec 2012</i> . . . . .	63

# Lista de Figuras

1.1	Estrutura da Tese. . . . .	3
2.1	Absorção de diferentes constituintes do corpo humano. . . . .	6
2.2	Espectros de extinção molar dos diferentes tipos de hemoglobina presentes no sangue . . . . .	8
2.3	Exemplo de um fotopletismograma - Componentes AC e DC do sinal . . . . .	9
2.4	Ilustração da orientação dos eritrócitos durante um ciclo cardíaco. . . . .	10
2.5	Esquema dos modos de fotopletismografia: transmissão (a) e reflexão (b). . . . .	10
2.6	Modo de reflexão - Secção transversal do pulso direito. . . . .	11
2.7	(a) Espectro de absorção da Hb e da $HbO_2$ ; (b) Rácio entre os coeficientes de absorção da Hb e $HbO_2$ para diferentes comprimentos de onda . . . . .	14
2.8	(a) Desfibrilhador HP CodeMaster XL com canal de $S_pO_2$ , (b) Oxímetro para aplicação na orelha: Hewlett Packard Model 47201A. . . . .	16
2.9	(a) Oxímetro de pulso Nonin Onyx II 9550, (b) Oxímetro de Pulso Nonin WristOx2™, Model 3150. . . . .	16
2.10	SPO Medical PulseOx 6000™. . . . .	17
2.11	Esfigmomanómetros <i>Omron</i> - (a) colocação no braço: M6 COMFORT (HEM-7221-E); (b) colocação no pulso: R6(HEM-6052-E). . . . .	18
2.12	Obtenção do TP a partir de um sinal de ECG e outro de PPG. . . . .	20
2.13	Obtenção do TP a partir dois sinais de PPG obtidos em duas zonas arteriais periféricas (d - dedo e ab - antebraço) . . . . .	21
2.14	Revisão do trabalho de outros autores sobre obtenção de PA através de TP - Estado de Arte. . . . .	23
2.15	Sensor de medição da PA através da VPP para monitorização contínua desenvolvido no MIT. . . . .	23
3.1	Diagrama do Sistema de Aquisição do Oxímetro. . . . .	25
3.2	Diagrama de Blocos final do Oxímetro - <i>oxiPLUX</i> . . . . .	27

3.3	Sistemas de aquisição, em <i>bread board</i> utilizados para obtenção de sinais de oximetria no dedo (a) e no pulso (b), em modo de transmissão e reflexão, respectivamente. .	28
3.4	Fase de desenvolvimento da PCB - obtenção de sinal de oximetria em modo de transmissão, no dedo. . . . .	28
3.5	Protótipo para aquisição de sinais de oximetria no pulso, seus constituintes e fases de desenvolvimento. . . . .	29
3.6	Esquema dos Módulos de Emissão: (a) - transmissão, (b) - reflexão e do Módulo de Recepção - (c). . . . .	29
3.7	Exemplo de um circuito de <i>Sample-and-hold</i> : condensador (C), MOSFET e <i>amp-op</i> . . . . .	31
3.8	Esquema de comutação utilizado para o controlo dos LEDs e para o S/H. . . . .	32
3.9	Sistema miniaturizado de Aquisição e Comunicação com o PC utilizado - <i>bioPLUX research</i> . . . . .	34
3.10	Diagrama de blocos do algoritmo implementado em <i>Python</i> para a obtenção de $S_pO_2$ e HR. . . . .	35
4.1	Sensores utilizados para as aquisições e suas localizações. . . . .	39
4.2	Sensor de ECG utilizado nas aquisições - <i>ecgPLUX</i> . . . . .	39
4.3	Formas de onda típicas dos PPGs e ECGs obtidos e representação dos TPs calculados pelo algoritmo. . . . .	40
4.4	Diagrama de Blocos geral do algoritmo implementado em <i>Python</i> para obtenção do TP e da PA. . . . .	41
5.1	Formas de sinal de PPG típicas obtidas com o <i>oxiPlux</i> : (a) no dedo e em modo de transmissão; (b) no pulso e em modo de reflexão. . . . .	45
5.2	Curvas de Calibração para PAS para TP1 e TP2 - Calibração 2. . . . .	48
5.3	Sinais de PAS e PAD estimados através do TP1 (a) e do TP2 (b), aplicando a Calibração 1, para o Sujeito 6. . . . .	50

# Lista de Tabelas

4.1	Combinações de Sensores utilizadas para obter TP - Tempo de Pulso. . . . .	38
5.1	Comparação de detecção de picos obtidos pelos 3 sensores utilizados: ecgPlux, oxi-Plux dedo e pulso. . . . .	45
5.2	Comparação dos valores de HR obtidos com cada um dos sensores utilizados . . . . .	46
5.3	Comparação de resultados de $S_pO_2$ obtidos com <i>oxiPlux</i> (no pulso) e com Nonin - em Normóxia. . . . .	47
5.4	Erro do Nonin para cada uma das aquisições dada a precisão do sensor. . . . .	47
5.5	Intervalos dos coeficientes de determinação ( $R^2$ ) obtidos para os valores de PAS e PAD estimados a partir de diferentes TP - Calibração 1. . . . .	48
5.6	Comparação entre PAS estimado através da aplicação da Calibração 1, Calibração 2 e esfigmomanómetro. . . . .	50
5.7	Comparação entre PAD estimado através da aplicação da Calibração 1, Calibração 2 e esfigmomanómetro. . . . .	51



# Acrónimos e Definições

**AC** *Alternating Current*, Corrente Alternada

**AGC** *Automatic Gain Control*, Controle Automático de Ganho

**amp-op** Amplificador Operacional

**BP** *Blood Pressure*, Pressão Arterial

**bpm** *batimentos por minuto*, Unidade geralmente utilizada para a Frequência Cardíaca

**COHb** Carboxihemoglobina, Hemoglobina ligada a um carbono

**DC** *Direct Current*, Corrente Contínua

**DIP** *Dual In-line Package*, Tipo de Encapsulamento de Circuitos Integrados

**ECG** Electrocardiograma

**GND** *Ground*

**Hb** Hemoglobina, também denominada desoxihemoglobina por não se encontrar ligada a oxigênio

**HbO<sub>2</sub>** Oxihemoglobina, Hemoglobina ligada a Oxigênio

**HR** *Heart Rate*, Frequência Cardíaca

**HP** *High Pass*, Filtro Passa-Alto

**IV** Infravermelho

**LED** Diodo Emissor de Luz (*Light-emitting Diode*)

**LP** *Low Pass*, Filtro Passa-Baixo

**MetHb** *Methemoglobin*, Hemoglobina ligada a  $Fe^{+3}$

**OMS** Organização Mundial de Saúde

**PA** Pressão Arterial

**PAD** Pressão Arterial Diastólica

**PAS** Pressão Arterial Sistólica

**PAT** *Pulse Arrival Time*, Tempo de Chegada de um Pulso

**PB** Passa-Baixo, Utilizado para circuitos de filtragem

**PCB** *Printed Circuit Board*, Placa de Circuito Impresso

**PEP** *Pre-ejection Period*, Período de Pré-ejecção

**PPG** *Photoplethysmography*, Fotopleletismografia

**R** Racio Normalizado ou Rácio dos Rácios

**S/H** *Sample-and-hold*

$S_pO_2$  Saturação de Oxigénio

**TP** Tempo de Pulso

**V** Vermelho

**VCC** Tensão de Alimentação

**VPP** *Pulse Propagation Velocity*, Velocidade de Propagação de Pulso

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Motivação

Quando um paciente chega a uma unidade de saúde, como um hospital ou uma clínica, o seu estado de saúde deve ser avaliado tendo em conta parâmetros como: frequência cardíaca (HR), pressão arterial (PA), taxa respiratória, temperatura e saturação de oxigénio ( $S_pO_2$ ) [1]. Estes sinais são, actualmente, referidos como os sinais vitais do paciente [2]. Urge, por isso, que estas unidades estejam munidas de equipamentos capazes de rápida e eficazmente avaliar o estado de um paciente. A possibilidade de ter dispositivos miniaturizados, portáteis, não-invasivos e capazes de medir mais do que um dos sinais vitais poderá tornar a avaliação e diagnóstico mais rápida, fácil e menos desconfortável, levando a benefícios tanto para o paciente quanto para o profissional de saúde.

A avaliação dos pacientes com base em três dos sinais vitais acima referidos (HR, PA,  $S_pO_2$ ) ganham importância quando se sabe que estes permitem fazer uma avaliação inicial do funcionamento de dois importantes órgãos do corpo humano: o coração e os pulmões [1].

A avaliação, em especial, destes sinais torna-se ainda mais pretinente quando as doenças cardiovasculares são as que mais mortes causam e tanto estas como a hipertensão são as doenças predominantes em todo o mundo [3]. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), em 2008, 12.8% das mortes, a nível global, foram devidas a doenças cardíacas isquémicas e 10.8% dos óbitos deveram-se a acidentes vasculares cerebrais ou outro tipo de doença cerebrovascular [4]. Só em Portugal, as doenças cardiovasculares são a maior causa de morte e foram responsáveis por cerca de 40% dos óbitos em 2009 [5].

A avaliação de parâmetros fisiológicos que sejam indicadores de risco para doenças que causam tão altas taxas de mortalidade são de extrema importância, nomeadamente ao nível da prevenção das mesmas.

Mais que uma simples avaliação em determinado momento, são cada vez mais as situações (exa-

mes médicos) em que uma monitorização contínua de determinado parâmetro fisiológico (como HR, PA ou  $S_pO_2$ ) traz benefícios na apreciação da situação clínica de um paciente.

Os estudos acerca de doenças do sono são exemplo de uma das avaliações em que uma monitorização contínua é necessária e para a qual sensores que sejam portáteis, não-invasivos e cómodos são úteis. Ter dispositivos que possuam estes requisitos permite que o paciente possa prescindir da sua presença num laboratório (existente num hospital ou clínica) e possa ser avaliado a partir de casa, podendo daí advir benefícios já que o indivíduo passará a ser analisado no seu ambiente normal e não num local estranho e possivelmente perturbador.

Existe por isso, actualmente, uma necessidade e procura crescente no desenvolvimento de dispositivos de monitorização miniaturizados, confortáveis e ergonómicos que permitam a medição não-invasiva e contínua de factores importantes para a avaliação e prevenção de doenças que tanto impacto têm na sociedade. Para além disso, também a localização e conforto dos sensores deve ser cuidada com vista ao objectivo da sua aplicação.

O trabalho aqui apresentado foi desenvolvido com vista a solucionar alguns dos problemas e limitações referidos, através do desenvolvimento de dois sensores que medem parâmetros distintos mas que podem ser integrados num só equipamento se tal for necessário. O desenvolvimento de um oxímetro que possa efectuar medições não só no dedo como no pulso poderá trazer vantagens em determinadas aplicações e ainda uma comodidade e discrição maior pois poderá ser integrado numa pulseira ou numa luva. No caso do sensor de medição de Pressão Arterial através do Tempo de Pulso, a exclusão do uso de uma manga de pressão, que implica algum desconforto, e a possibilidade de efectuar esta medição em contínuo, são vantagens que o método *standard* (esfigmomanómetro) não possui e que, em determinadas aplicações pode ter interesse significativo. Por ser possível ter uma unidade de aquisição (bioPLUX *research*) com vários sensores a ela conectados (oximetria, ECG, PPG, entre outros), é possível integrá-los numa só aplicação, tendo informação, ao mesmo tempo, acerca de mais que um parâmetro de interesse.

Este trabalho foi realizado no Departamento de Investigação e Desenvolvimento da *PLUX - Wireless Biosignals, S.A.*, o que proporcionou uma integração do trabalho de investigação efectuado com o ambiente empresarial.

## 1.2 Objectivos

O trabalho realizado teve como principais objectivos o desenvolvimento de um sensor de Oximetria de Pulso e de medição de Pressão Arterial através do Tempo de Pulso.

O desenvolvimento do sensor de Oximetria de Pulso dividiu-se em duas etapas, correspondentes a dois objectivos distintos: desenvolvimento de *Hardware* e *Software*. A calibração deste dispositivo

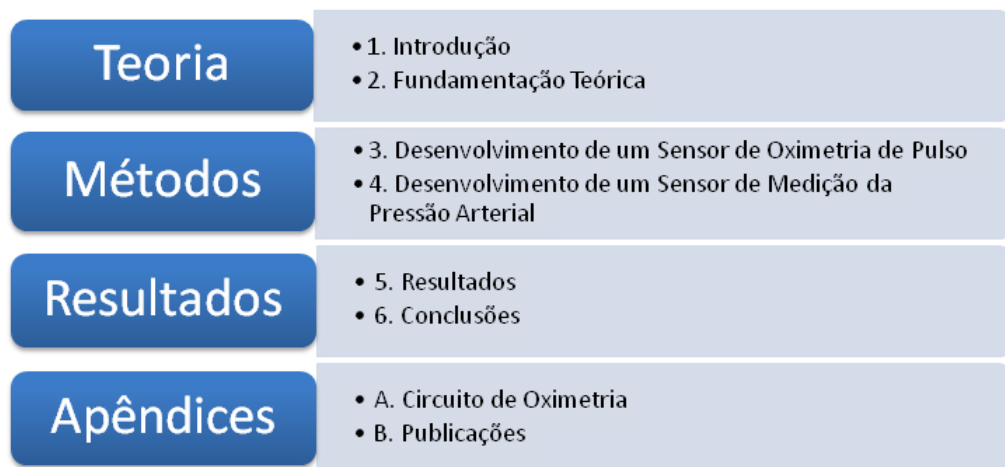
### 1.3. ESTRUTURA DA TESE

recorrendo a um oxímetro existente no mercado foi também considerada um dos objectivos do trabalho. Foi também traçado como objectivo a obtenção da saturação de oxigénio em duas zonas do corpo distintas (dedo da mão e pulso).

O desenvolvimento do sensor de medição de Pressão Arterial através do Tempo de Pulso levou ao estabelecimento de dois objectivos principais: inicialmente verificar qual a melhor abordagem em termos conjugação de sensores a utilizar e suas localizações e posteriormente testar diferentes algoritmos de modo a calibrar e obter a Pressão Arterial através deste dispositivo. Tendo cumpridos os dois primeiros objectivos, o sensor desenvolvido passou ainda pelo processo de calibração/validação tendo como referência um dispositivo de medição de Pressão Arterial existente no mercado.

### 1.3 Estrutura da Tese

A presente dissertação encontra-se dividida conforme se pode observar na Figura 1.1.



**Figura 1.1:** Estrutura da Tese.

Os capítulos iniciais, 1 e 2, pretendem fazer uma abordagem teórica ao tema deste trabalho, no primeiro descrevendo as motivações, principais objectivos e estrutura da tese, no segundo fazendo uma revisão teórica dos conceitos, bem como uma pequena revisão histórica e algum estado de arte relativos aos temas de maior interesse para o trabalho em causa.

Os capítulos 3 e 4 abordam a metodologia seguida para cumprir os objectivos propostos. No capítulo 3 é descrita a forma como foi desenvolvido (*Hardware* e *Software*) o sensor de Oximetria de Pulso. No capítulo 4 relata-se o modo de desenvolvimento do sensor de medição de Pressão Arterial através do Tempo de Pulso, quais os sensores utilizados e quais os algoritmos testados.

No capítulo 5 apresentam-se os resultados obtidos das várias aquisições e testes realizados, tanto relativos ao sensor de Oximetria como ao de Pressão Arterial, com vista à calibração de ambos os sensores. É ainda apresentada a comparação entre o sensor de Oximetria para colocação no dedo

(modo de transmissão) e para colocação no pulso (modo de reflexão).

No capítulo final são discutidos os resultados e apresentadas as conclusões gerais ao trabalho. É também proposto neste capítulo algum trabalho futuro.

São finalmente apresentados dois apêndices, o primeiro, Apêndice A, referente a detalhes do circuito de oximetria (Confidencial dado o sensor desenvolvido se enquadrar nos produtos da *PLUX - Wireless Biosignals, S.A.*) e o segundo, Apêndice B, relativo a publicações resultantes do presente trabalho.

## Capítulo 2

# Fundamentação Teórica

O presente capítulo tem como objectivo fazer uma revisão teórica aos conteúdos importantes para o trabalho realizado bem como uma apresentação do estado de arte relevante.

Começa por ser realizada uma contextualização relativa às propriedades dos tecidos e da hemoglobina. Seguidamente realiza-se uma revisão à teoria da fotopletismografia e oximetria. Serão também contemplados neste capítulo os conceitos de Tempo de Pulso e de Pressão Arterial, assim como a ligação entre estes.

### 2.1 Propriedades dos Ópticas dos Tecidos e da Hemoglobina

Com o contínuo desenvolvimento de técnicas para aplicação em medicina, diagnóstico clínico, tratamento ou cirurgia, torna-se essencial ter em consideração a interacção das grandezas utilizadas nas técnicas (ópticas ou eléctricas por exemplo) com os tecidos humanos ou com os constituintes presentes no corpo humano que tenham interesse para a aplicação em causa.

Tendo em consideração as aplicações desenvolvidas no âmbito desta tese, as propriedades que interessam estudar são as propriedades ópticas não só dos tecidos, como da hemoglobina, já que é a interacção entre estes elementos biológicos e a luz que pode provocar diferentes efeitos, benéficos ou não.

A luz emitida por uma determinada fonte de luz (LED - *Ligth Emission Diode*, por exemplo) pode sofrer três fenómenos ópticos ao interagir com o sangue e com os tecidos envolventes: absorção, dispersão e reflexão [6].

#### **Absorção**

A absorção de luz é o processo que envolve a extracção de energia da luz por determinada espécie molecular [7]. A capacidade da luz penetrar os tecidos depende da forma como os mesmos absorvem a luz. Num tecido homogéneo sobre o qual incide luz monocromática, há um decaimento exponencial,

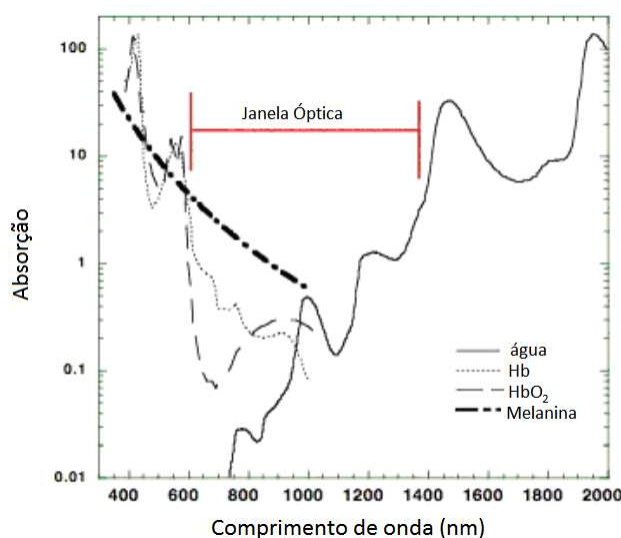
descrito pela lei de *Beer-Lambert*, Equação (2.1) [8].

$$I = I_0 e^{-\mu_\alpha d}, \quad (2.1)$$

Onde  $I$  é a intensidade de luz emergente, que depende da espessura  $d$  do tecido, da intensidade de luz incidente ( $I_0$ ) e do coeficiente de absorção ( $\mu_\alpha$ ).

Se for considerada a banda de comprimentos de onda do visível e do infravermelho próximo, os principais componentes do tecido biológico que contribuem para a absorção são: a água, a gordura e a hemoglobina. Contudo, enquanto os dois primeiros permanecem relativamente constantes (considerando períodos de tempo curtos), a hemoglobina sofre variações de concentração (entre oxigenada e desoxigenada) mais rapidamente, de acordo com a função e metabolismo do tecido. Como tal, as alterações correspondentes à absorção da hemoglobina podem fornecer informações fisiológicas clinicamente úteis [8].

Na Figura 2.1, é possível observar que, para a banda de comprimento de onda entre a zona do visível e infravermelho próximo (banda de comprimento de onda utilizada em técnicas como a PPG), a absorção de luz visível é, essencialmente, devida à hemoglobina (oxihemoglobina e desoxihemoglobina) presente no sangue, bem como à melanina (presente na pele ou nos tecidos).



**Figura 2.1:** Absorção de diferentes constituintes do corpo humano - Adaptado de [9].

O efeito da melanina na medição de Saturação de Oxigénio ( $S_pO_2$ ), não é consensual entre autores. Enquanto alguns estudos relatam que a precisão dos valores de  $S_pO_2$  não é afectada pela pigmentação da pele e que esta continua a ser uma medida útil de monitorização em pacientes mais pigmentados [10], outros defendem que um aumento da pigmentação da pele introduz um erro (positivo - valor de saturação mais alto do que o real) para valores baixos (abaixo de 80%) de  $S_pO_2$  [11].

Outro dos componentes existente no organismo que poderia afectar as medições de  $S_pO_2$  seria a

## 2.1. PROPRIEDADES DOS ÓPTICAS DOS TECIDOS E DA HEMOGLOBINA

água, contudo, embora haja uma vasta zona do espectro em que a absorção da água é dominante, na janela entre 200 nm e 1  $\mu$ m, aproximadamente, tal não se verifica (Figura 2.1).

Para a aplicação desejada, pretende-se utilizar uma zona do espectro em que a absorção de luz seja predominantemente influenciada pelas propriedades da hemoglobina (oxihemoglobina e desoxihemoglobina). A zona de comprimento de onda entre os 600 nm e os 1300 nm (aproximadamente) é a zona denominada de janela terapêutica [7, 9], pelo que será nesta banda de comprimentos de onda que se deverá escolher os mais apropriados para o estudo desejado. Para além disso, pode ainda verificar-se que na banda de comprimento de onda utilizada para esta técnica (PPG), a presença de água no organismo interfere muito pouco nas medições (em termos de absorção).

### **Dispersão**

O fenómeno físico dominante quando se faz incidir um feixe de luz num tecido biológico é a dispersão [12]. Na equação de *Beer-Lambert* (Equação (2.1)), apenas é considerada a atenuação de um feixe de luz devida à absorção; contudo também a existência do fenómeno de dispersão, provoca uma atenuação do feixe. Assim, a Equação (2.1) pode ser descrita de forma mais completa através da Equação (2.2) [8].

$$I = I_0 e^{-(\mu_\alpha + \mu_s) * d}, \quad (2.2)$$

com  $I_0$  a intensidade de luz incidente,  $\mu_\alpha$  o coeficiente de absorção,  $\mu_s$  o coeficiente de dispersão e  $d$  a distância óptica percorrida.

A dispersão depende do tipo de componentes biológicos existentes no tecido em que há interacção com a luz, do seu tamanho, morfologia e estrutura [7].

### **Reflexão**

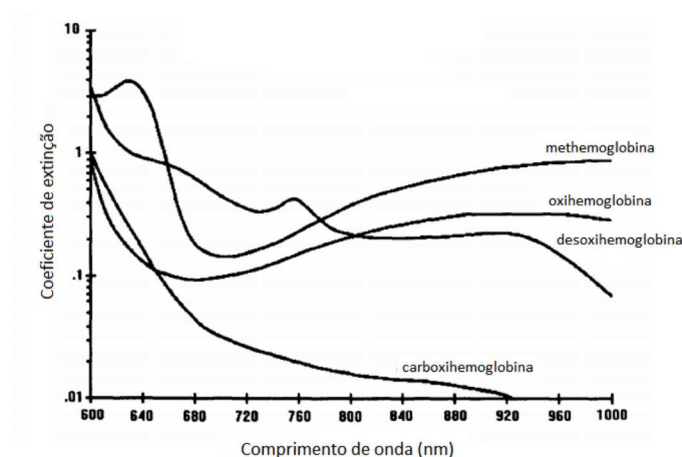
Quando há interacção da luz com um material onde existam descontinuidades, ou seja, há diferentes índices de refração ou este é diferente do do material onde a luz inicialmente se propagava, o caminho da luz é redireccionado [7]. Quando um feixe luminoso incide sobre este tipo de materiais, ou superfícies, uma parte da energia é retro-dispersa. A este fenómeno chama-se reflexão [13].

Este é o terceiro fenómeno óptico que pode ocorrer quando há interacção entre um feixe de luz e determinado tecido do corpo humano.

Destas interacções podem resultar efeitos nos tecidos tais como: fotoquímicos, térmicos, fotoablativos (entre outros), dependendo do tempo de exposição e da irradiância [12]. No caso de aplicações como a fotopleetismografia (PPG), o efeito ao qual se deve ter especial atenção é o efeito térmico, pois, geralmente, e dados os comprimentos de onda utilizados para irradiar, apenas poderão ser provocados efeitos térmicos nos tecidos (efeitos biológicos devidos à deposição de energia térmica nos tecidos) [8].

Para além dos efeitos que a luz provoca nos tecidos, há também que ter em conta a composição dos tecidos do corpo humano. Estes têm propriedades ópticas variáveis, especialmente devido à sua heterogeneidade e complexidade celular [8]. Estas características constituem uma das limitações no estudo e nas aplicações de tecnologias baseadas em métodos ópticos, dado que não se deve considerar como situação real a aproximação dos tecidos do corpo humano a tecidos homogêneos [12]. Os efeitos desta limitação podem ser minimizados se os tecidos a considerar forem relativamente uniformes, ou seja, com leito vascular difuso, como é o caso de um dedo ou do lóbulo da orelha [14].

No sangue, para além da hemoglobina oxigenada (ou oxihemoglobina  $HbO_2$ ), há também hemoglobina desoxigenada (desoxihemoglobina  $Hb$ ), carboxihemoglobina ( $COHb$ ) e methemoglobina ( $MetHB$  - o ferro que se encontra na hemoglobina é  $Fe^{+3}$  e não  $Fe^{+2}$  [15]) [1]. A Figura 2.2 representa os espectros de extinção dos vários tipos de hemoglobina presentes no sangue.



**Figura 2.2:** Espectros de extinção molar dos diferentes tipos de hemoglobina presentes no sangue - Adaptado de [16].

Apesar das várias estruturas moleculares de hemoglobina existentes, a oxihemoglobina e a desoxihemoglobina são as estruturas predominantes em situações normais (em que não há problemas de saúde que levem a uma produção excessiva das estruturas moleculares menos abundantes). Assim, para situações saudáveis, a concentração das restantes não é significativa.

## 2.2 Oximetria

### 2.2.1 Fotopletismografia

A fotopletismografia (PPG) é um método óptico, não invasivo, que permite detectar ondas de pulso que se propagam através do corpo humano [6]. Podem assim ser medidas alterações do volume sanguíneo ou do fluxo sanguíneo utilizando uma fonte de luz (LED) e um fotodetector [17]. Tal é possível através da medição da quantidade de luz (visível ou infravermelha) absorvida ou reflectida.

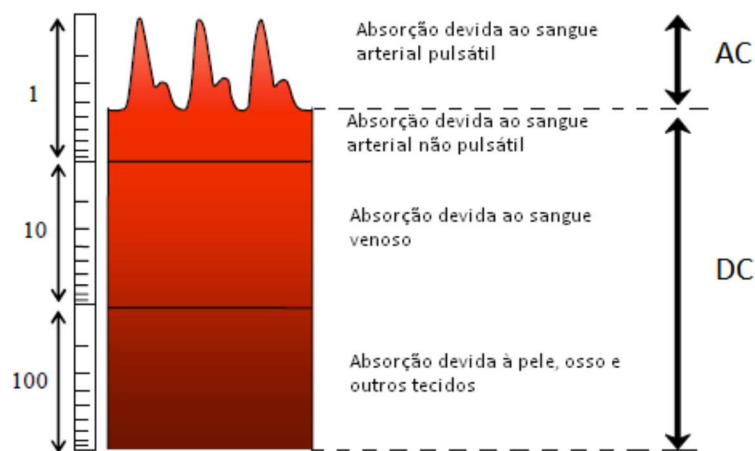
## 2.2. OXIMETRIA

Assim, pode estimar-se qual a variação de volume dos vasos com base na luz detectada pelo sensor, através da relação entre o volume dos vasos sanguíneos, a pressão sanguínea e a quantidade de luz absorvida ou reflectida [14].

As variações de pressão sanguínea existentes dependem do ciclo cardíaco. Um aumento de pressão nos vasos sanguíneos deve-se ao bombeamento do sangue dos ventrículos para todo o corpo, correspondendo à fase de Sístole ou fase de contracção. Uma diminuição de pressão nos vasos sanguíneos deve-se à fase de relaxamento, ou Diástole, na qual o sangue flui para as aurículas e há, por isso, uma diminuição da pressão nos vasos [12, 18].

Ao haver uma sístole, há um aumento da quantidade de eritrócitos momentâneo num determinado ponto do corpo (dedo por exemplo) e conseqüentemente de hemoglobina que os mesmos transportam. Quando há um pulso de sangue (sístole) aumentam tanto a densidade como o caminho óptico através do tecido que está a ser iluminado provocando uma variação da luz detectada pelo fotodetector. É devido às propriedades de absorção de luz por parte da hemoglobina que é possível a detecção de um pulso de sangue através da técnica de fotopleletismografia [14].

Num sinal de PPG podem diferenciar-se duas componentes: componente contínua (DC) e componente alterna (AC), identificadas na Figura 2.3.

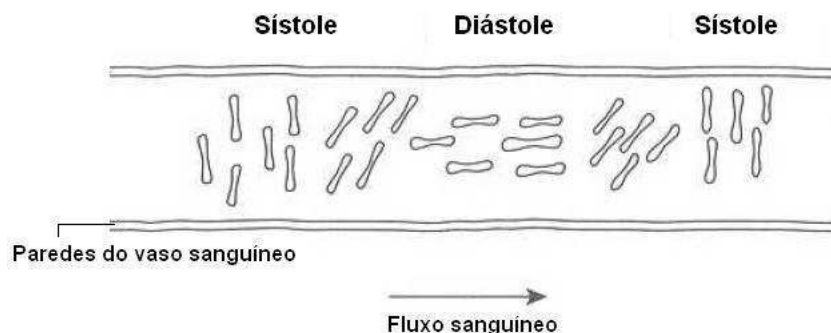


**Figura 2.3:** Exemplo de um fotopleletismograma - As componentes DC do sinal são devidas a absorção devida aos ossos, tecidos, pele, sangue venoso e sangue arterial não pulsátil enquanto a componente AC deriva da absorção devida ao sangue arterial pulsátil - Adaptado de [17].

A componente contínua do sinal é devida à absorção constante dos ossos, pele, tecidos, sangue venoso e sangue arterial não pulsátil. Já a componente alterna é relativa à absorção devida ao sangue arterial pulsátil: as variações do fluxo sanguíneo e da orientação espacial dos eritrócitos provocam alteração tanto no caminho óptico como na densidade óptica [12, 14].

As diferentes orientações espaciais dos eritrócitos ao longo de um ciclo cardíaco encontram-se ilustradas na Figura 2.4. Durante a sístole, os eritrócitos orientam-se perpendicularmente à direcção do fluxo sanguíneo, devido ao aumento de pressão nas artérias, o que provoca o aumento do caminho

óptico nos vasos e, conseqüentemente, um aumento de absorção de luz e diminuição da luz que é transmitida (ou reflectida) através dos tecidos [1, 19]. Na diástole acontece o oposto.



**Figura 2.4:** Ilustração da orientação dos eritrócitos durante um ciclo cardíaco - Adaptado de [1, 19].

São estas alterações na orientação espacial que provocam as variações observadas na absorção devida ao sangue arterial pulsátil.

A PPG tem diversas aplicações, que vão desde a medição da saturação de oxigénio no sangue arterial, medição da frequência cardíaca e variabilidade da frequência cardíaca, avaliação da resistência arterial, elasticidade da aorta, pressão sanguínea [20], até a estudos sobre distúrbios do sono [21].

No entanto, a colocação anatómica do sensor de PPG é um factor importante nas diversas aplicações, sendo, por isso, em muitos casos estudada detalhadamente de forma a não comprometer os resultados.

Dadas as variadas aplicações que a PPG pode ter, pode ser importante para algumas destas a localização anatómica do sensor. Há duas hipóteses para a obtenção de fotopleletismogramas: colocar os sensores em modo de transmissão ou em modo de reflexão.

### Modo de transmissão

No modo de transmissão, a fonte de luz é colocada de um lado de determinado tecido e o detector do outro lado como representado na Figura 2.5(a). Ou seja, é detectada a luz que passa através dos tecidos entre as zonas de irradiação e de detecção.



**Figura 2.5:** Esquema dos modos de fotopleletismografia: transmissão (a) e reflexão (b) - Adaptado de [22].

Neste modo o tecido é irradiado pela fonte de luz e quando há um pulso sanguíneo (provocando um aumento da densidade e do caminho óptico) verifica-se uma diminuição de sinal no fotodetector

## 2.2. OXIMETRIA

colocado do lado oposto do tecido. Isto acontece porque, ao haver um pulso sanguíneo há também mais absorção de luz pela hemoglobina (especialmente), pelo que a luz que é transmitida e detectada será menor [14].

Para haver uma correlação positiva entre o que é medido pelo detector e o volume sanguíneo, geralmente o fotopletismograma obtido é invertido [14].

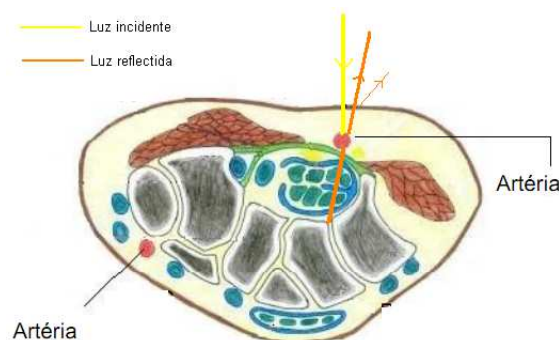
Considerando um PPG invertido, a componente AC do sinal tem uma forma característica, que pode ser dividida em duas fases: anacrótica (*anacrotic*), fase de subida da onda, que corresponde à sístole, e catacrótica (*catacrotic*), fase de descida da onda, que corresponde à fase de diástole. Na segunda fase da onda, é por vezes observado um outro pico que corresponde ao nó dicrótico, que ocorre em sinais de indivíduos com artérias saudáveis [23].

Note-se que o modo de transmissão terá como principal limitação os locais onde a prova (fonte de luz e detector) é colocada, já que estes devem ser locais com elevada perfusão e com poucas camadas de tecido envolvente [12], de modo a permitir a detecção de variações de volume pelo sensor. Geralmente, os sensores de PPG de transmissão são colocados nos dedos ou no lóbulo da orelha.

### Modo de reflexão

No modo de reflexão, a fonte de luz e o detector são colocados paralelamente (Figura 2.5(b)). Assim, neste modo o que se pretende detectar é a luz reflectida após interagir com os tecidos.

A relação existente entre o volume sanguíneo e o fotopletismograma obtido é semelhante à existente no modo de transmissão. Neste caso, a luz emitida entra no tecido, sendo reflectida pelas diferentes estruturas, nomeadamente pelas estruturas mais profundas conforme se encontra ilustrado na Figura 2.6. A luz que se pretende medir é a que estas estruturas refletem. Quando a luz é reflectida pelas estruturas mais profundas, regressa para os vasos mais superficiais e estes, ao serem enchidos com sangue (num pulso sanguíneo) absorvem mais luz, diminuindo a luz que chega ao fotodetector. Assim, também neste modo, quando há um pulso sanguíneo há diminuição da luz que chega ao fotodetector [14].



**Figura 2.6:** Modo de reflexão: a luz incidente é reflectida pelas estruturas profundas após o que volta à superfície passando pelos vasos sanguíneos e é detectada pelo fotodetector - Secção transversal do pulso direito - Adaptado de [12].

De notar que a luz que é directamente reflectida pode ser desprezada relativamente à que é reflectida pelos tecidos mais profundos [14]. Conforme já foi referido, tanto no modo de transmissão como no de reflexão, o PPG obtido directamente encontra-se em anti-fase com o ciclo cardíaco (aumento de amplitude no PPG significa diástole). Estudos [24] concluíram que tal só é possível por o efeito dominante ser a absorção de luz (reflectida das estruturas mais profundas) e não a reflexão directa por parte dos eritrócitos, aquando as alterações de orientação no ciclo cardíaco (caso em que haveria uma relação em que o PPG e o ciclo cardíaco estariam em fase).

Há ainda outra característica a ter em conta quando se trabalha com o modo de reflexão. Neste modo, a contribuição do sistema venoso será maior, pois não há qualquer pressão aplicada que colapse o sistema venoso de baixa pressão, ao contrário do que poderá acontecer no caso do modo de transmissão, no qual haverá sempre pequenas pressões aplicadas [14].

Neste modo de obtenção do sinal, a colocação do sensor pode ser feito em diferentes zonas do corpo, entre as quais o pulso.

O problema que muitas vezes se coloca na utilização de PPG é a existência de vários factores que dificultam a obtenção de um bom sinal, entre eles as propriedades ópticas e os constituintes biológicos dos tecidos, que condicionam a intensidade de luz que chega ao detector.

### **2.2.2 Oximetria de Pulso**

A Oximetria é técnica que permite a determinação da percentagem, ou saturação, de oxigénio no sangue [16].

No entanto, nem sempre é possível avaliar de forma simples a saturação de oxigénio, embora seja de extrema importância fazê-lo, uma vez que permite estudar a eficiência das trocas gasosas nos pulmões. Geralmente esta avaliação é realizada apenas visualmente, estando dependente da experiência do examinador e sendo por vezes tardia (hipoxemia por exemplo) [25]. Determinação de deficiências no sistema respiratório, diagnóstico de doenças (como cianose ou hipoxemia) e prescrição de anestésias são alguns dos pontos em que uma avaliação da saturação de oxigénio é crucial [22].

A utilização de métodos ópticos para estudos relacionados com a circulação sanguínea tem sido alvo de interesse desde algumas décadas atrás. Em 1876, Karl von Vierordt, estudou a taxa de mudanças espectrais da luz ao penetrar o tecido quando havia interrupção da circulação sanguínea. Este trabalho não foi reconhecido até que em 1931, Ludwig Nicolai, repetiu o mesmo estudo com um dispositivo de medição da transmissão de luz vermelha através de uma mão. Já em 1939, em Leipzig, Karl Matthes apresentou a oximetria medida na orelha (lóbulo da orelha) contrabalancando a luz vermelha com a infravermelha. Em 1940, Squire percebeu as diferenças de transmissão de luz vermelha e infravermelha antes e depois de libertar o sangue utilizando uma manga de pressão [26].

## 2.2. OXIMETRIA

A Segunda Guerra Mundial foi também um estímulo ao desenvolvimento da Oximetria. Em 1942, Glen Millikan desenvolveu um dispositivo para colocação na orelha (com luz vermelha e infravermelha), ao qual chamou oxímetro, de modo a conseguir alertar os pilotos militares quando entravam num estado de hipóxia perigoso [26].

A saturação de oxigénio no sangue arterial ( $S_aO_2$ ) pode ser definida como o rácio entre a concentração de hemoglobina oxigenada e a quantidade de hemoglobina total presente no sangue arterial. Este será o principal objectivo da oximetria: determinar qual a quantidade de sangue que se encontra saturado com oxigénio [27].

Um Oxímetro de pulso é um dispositivo não-invasivo, que proporciona, de uma forma fácil e contínua, a medição da percentagem de oxigénio no sangue [28], bem como a taxa de batimento cardíaco (pulso). Apesar da frequência cardíaca poder ser medida através de outros métodos não-invasivos (como o ECG - electrocardiograma), a saturação de oxigénio é, geralmente, medida não-invasivamente através da técnica de oximetria [1], pelo que o desenvolvimento de um sensor com dupla função torna o sistema de monitorização mais flexível e confortável para o paciente/utilizador.

O Oxímetro de pulso é um dispositivo cujos componentes fundamentais são um fotodetector e dois LED's de comprimento de onda diferentes, podendo funcionar em forma de transmissão e reflexão, à semelhança do que acontece com a PPG (Figura 2.5).

O funcionamento destes dispositivos baseia-se em dois princípios físicos [28]. O primeiro é que a oxihemoglobina e a desoxihemoglobina têm espectros de absorção diferentes, variando a absorção com o comprimento de onda da luz incidente, excepto no comprimento de onda de 805 nm em que as duas têm a mesma absorção (ponto isobéstico). Abaixo deste valor, predomina a absorção por parte da desoxihemoglobina, acima deste valor predomina a absorção devida à oxihemoglobina.

Considera-se que existem dois tipos de saturação de oxigénio: a saturação de oxigénio funcional em que a quantidade de  $HbO_2$  é expressa como a percentagem de hemoglobina que pode transportar oxigénio (Equação 2.3), caso em que se chama saturação funcional, ou pode ser definida como a quantidade de  $HbO_2$  relativamente a toda a hemoglobina que existe no sangue ( $THb$ :  $HbO_2$ ,  $Hb$ ,  $COHb$ ,  $MetHB$ ) (Equação 2.4) caso em que se chama saturação fraccional [2].

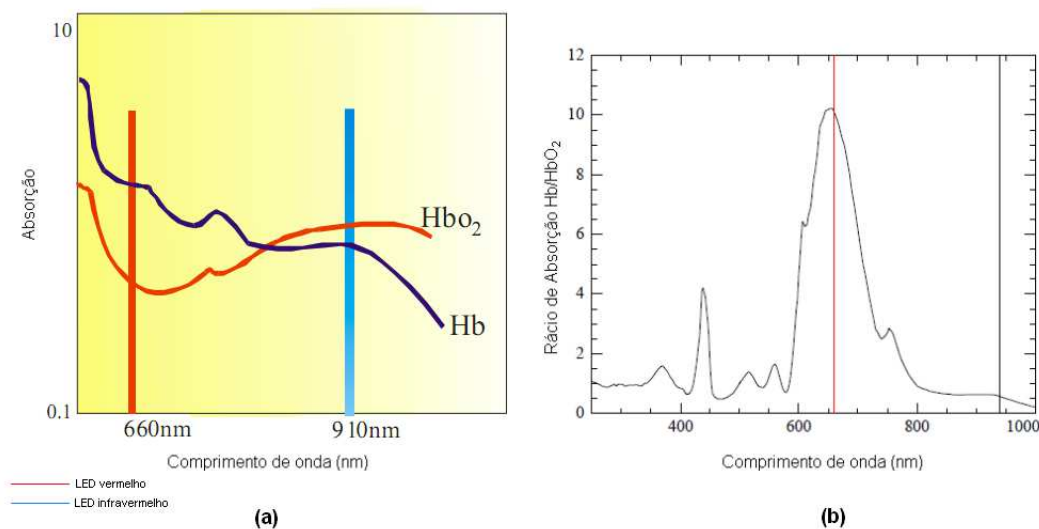
$$S_{O_2\text{ funcional}} = C_{HbO_2} / (C_{HbO_2} + C_{Hb}) \quad (2.3)$$

$$S_{O_2\text{ fraccional}} = C_{HbO_2} / (THb) \quad (2.4)$$

Contudo, quando se utiliza um oxímetro de pulso, a leitura que se obtém é uma estimativa da saturação de oxigénio arterial funcional e, por isso, é denominado  $S_pO_2$  e é interpretado como sendo

a concentração de oxigénio arterial medida por um oxímetro de pulso [1].

Assim, tendo dois LED's, um com comprimento de onda de 670 nm (vermelho) e outro com comprimento de onda de 910 nm (infravermelho próximo) é possível obter valores diferentes para a absorção da oxihemoglobina e da desoxihemoglobina, conforme representa a Figura 2.7(a). Para o comprimento de onda vermelho a hemoglobina oxigenada transmite mais comparativamente com a desoxihemoglobina e absorve menos, enquanto para o comprimento de onda correspondente ao infravermelho é a desoxihemoglobina que transmite mais e absorve menos quando comparada com a oxihemoglobina. São seleccionados estes dois comprimentos de onda, pois há dois picos do rácio entre as absorções de  $Hb$  e  $HbO_2$  que se encontram nestes comprimentos de onda, conforme se pode ver na Figura 2.7(b).



**Figura 2.7:** (a) Espectro de absorção da desoxihemoglobina (Hb) e da oxihemoglobina ( $HbO_2$ ) com marcação dos comprimentos de onda relevantes para oximetria; (b) Rácio entre os coeficientes de absorção da Hb e  $HbO_2$  para diferentes comprimentos de onda, cujos máximo e mínimo se encontram marcados - Adaptado de [1].

O segundo princípio físico em que se baseia esta técnica tem em conta o facto de que quando se mede a luz atenuada ao passar por determinado tecido, se obtém uma corrente contínua (DC) e outra alternada (AC) [28].

Para se obter um sinal de oximetria, adquirem-se dois sinais de fotopletismografia (a 670 nm e 910 nm). Os dois LED's utilizados para este efeito são comutados rapidamente, o que permite obter alternadamente o PPG correspondente a cada um dos LED's.

### 2.2.3 Obtenção da Saturação de Oxigénio ( $S_pO_2$ ) no sangue

Considerando os dois princípios físicos anteriormente referidos, é possível estimar a saturação de oxigénio no sangue comutando os dois LED's, vermelho e infravermelho, a uma frequência maior que a frequência cardíaca [29].

## 2.2. OXIMETRIA

Takuo Aoyagi, em 1972, confirmou teórica e experimentalmente, a validade da Equação 2.5. Desta, resulta  $R$ , o rácio normalizado (também denominado rácio dos rácios) que se relaciona com a  $S_pO_2$  [26, 29].

$$R = (AC_V/DC_V)/(AC_{IV}/DC_{IV}) \quad (2.5)$$

Em que,  $AC_V$  e  $DC_V$  representam as amplitudes das componentes alternada e contínua do PPG vermelho, respectivamente, e  $AC_{IV}$  e  $DC_{IV}$  representam as amplitudes das componentes alternada e contínua do PPG infravermelho.

A  $S_pO_2$  pode ser calculada utilizando a fórmula de Mendelson and Kent que deriva da Lei de Beer-Lambert (Equação 2.6), em que  $A$  e  $B$  são constantes extraídas através da curva de calibração obtida pelo ajuste a dados obtidos de voluntários e  $R$  é dado pela Equação 2.5 [28, 29].

$$S_pO_2 = A - B * R \quad (2.6)$$

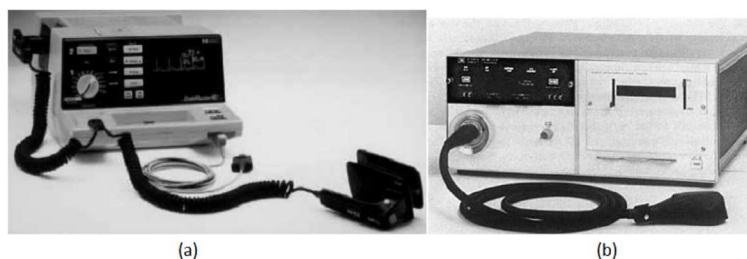
A Equação 2.5 pode ser simplificada se a tensão DC for mantida igual para os dois comprimentos de onda, obtendo-se a Equação 3.2.

$$R' = AC_V/AC_{IV} \quad (2.7)$$

Neste caso, torna-se necessário obter apenas as amplitudes das componentes alternadas dos sinais de ambos os comprimentos de onda para calcular o valor do rácio normalizado.

Os primeiros sensores de oximetria foram incorporados como uma medida adicional presente noutros sensores já existentes, como é o caso dos sensores da Hewlett-Packard (HP): *HP 78352/54 family* (em 1988), *HP M1020A* (em 1989) ou os módulos *HP M1722A* e *M1723A CodeMaster XL defibrillators* (em 1994), este último apresentado na Figura 2.8 (a) [30]. Depois desta primeira abordagem, começaram a ser desenvolvidos sensores de oximetria independentes, para colocação na orelha, como o Modelo HP47201 (Figura 2.8 (b)), em que os comprimentos de onda transmitidos por uma lâmpada de tungsténio eram filtrados de modo a que oito comprimentos de onda chegassem à pele. Um cabo de fibra óptica conduzia a luz até à orelha e outro recolhia a luz transmitida até ao dispositivo de detecção. A ponta de prova era aquecida a 41 °C para que também a orelha fosse mantida a esta temperatura, o que trazia um desconforto para o paciente [31].

Os oxímetros de pulso actualmente existentes no mercado oferecem, para além da medição de  $S_pO_2$  um conjunto de características comuns como: medição de frequência cardíaca, obtenção da onda de PPG, portabilidade e miniaturização para reduzir o desconforto do paciente, são não-invasivos, podendo ser utilizados em crianças e adultos, com um baixo consumo de energia [12, 31].



**Figura 2.8:** (a) Desfibrilhador HP CodeMaster XL com canal de  $S_pO_2$ , (b) Oxímetro para aplicação na orelha: Hewlett Packard Model 47201A - Adaptado de [30, 31].

Um exemplo de um Oxímetro de pulso existente no mercado é o apresentado na Figura 2.9 (a), comercializado pela Nonin, Onyx II 9550, que incorpora a electrónica e o sensor numa única unidade, dando informações acerca da  $S_pO_2$  e da frequência cardíaca. Este dispositivo é alimentado por duas pilhas alcalinas, tendo uma autonomia de, aproximadamente, 21 horas (medição em contínuo). A mesma marca comercializa também outro dispositivo, WristOx2™, Model 3150 (Figura 2.9 (b)), que permite a obtenção de dados através de Bluetooth, tendo uma autonomia de 24 horas nesse modo (utilizando o mesmo modo de alimentação que o anterior) [32].



**Figura 2.9:** (a) Oxímetro de pulso Nonin Onyx II 9550, (b) Oxímetro de Pulso Nonin WristOx2™, Model 3150 - Adaptado de [32].

Há outras empresas que comercializam Oxímetros de pulso, como: *Nellcor Puritan Bennett Inc.*, *ALARIS Medical Systems Inc.*, *GE Healthcare Ltd.*, *Criticare Systems, Inc.*, *Philips Medical Systems*, *Masimo Corporation*, *CAS Medical Systems Inc.*, *Welch Allyn, Inc.*, *Nihon-Kohden Corp*, *Respironics, Inc.* [12]. A maioria dos oxímetros comercializados, pelas empresas acima referidas, funcionam em modo de transmissão e são para aplicação no dedo.

Embora haja muitos estudos em relação à obtenção de oximetria em modo de reflexão, são poucos os dispositivos comercializados que utilizam este modo de detecção. Um exemplo de um dispositivo que funciona em modo de reflexão, para aplicação no dedo, é o apresentado na Figura 2.10, comercializado pela SPO Medical (PulseOx 6000™) [33]. Este permite obter, no monitor, a saturação de oxigénio e também a pulsação, tendo uma bateria com duração de 500 horas, tecnologia de *AutoSpot™* para artefactos de movimento e baixa perfusão e é tolerante à presença de verniz [33].

## 2.3. PRESSÃO ARTERIAL



**Figura 2.10:** SPO Medical PulseOx 6000™ - Adaptado de [33].

Como é possível verificar, a maioria destes dispositivos permitem a medição da  $S_pO_2$  no dedo. Esta localização pode não ser sempre a mais conveniente, pelo que o desenvolvimento de um dispositivo que possa ser colocado, por exemplo, no pulso, funcionando em modo de reflexão, poderá trazer maior liberdade e conforto ao paciente, podendo até ser a vir utilizado em monitorizações contínuas na rotina diária de um indivíduo sem o incómodo deste ter um dedo ocupado com o dispositivo.

Em condições fisiológicas normais a  $S_pO_2$  é cerca de 97%. Uma pessoa saudável e não fumadora deverá ter  $S_pO_2$  entre 94% e 100%. Pacientes em recuperação cirúrgica ou admitidos em unidades de cuidados intensivos deverão ter uma  $S_pO_2$  na ordem dos 90% a 100%. Valores de  $S_pO_2$  abaixo dos 70% não são geralmente obtidos [29]. Apesar de todas as inovações presentes nos dispositivos de medição de oximetria, a precisão destes ronda os 4% [12, 31]. Esta limitação deverá ser melhorada, no sentido de otimizar os dispositivos e, conseqüentemente, disponibilizar ferramentas mais fiáveis para uma melhor monitorização do paciente e diagnóstico de doenças cardio-respiratórias.

## 2.3 Pressão Arterial

A Pressão Arterial (PA) é um importante parâmetro para a caracterizar a integridade funcional do sistema cardiovascular [34], sendo definida como a pressão que é exercida pelo sangue nas paredes dos vasos sanguíneos. É a PA que permite que o sangue flua nas artérias e chegue até aos tecidos, proporcionando a perfusão tecidual (fornecimento de sangue aos tecidos) [35]. Esta grandeza é, geralmente, medida em milímetros de Mercúrio (mmHg).

Aquando da sístole, há contracção máxima do músculo cardíaco, bombeando o sangue para as artérias através da válvula aórtica. Ao ocorrer esta ejeção de sangue, é exercida a força máxima nas paredes arteriais e, conseqüentemente, é atingido o ponto máximo de pressão, sendo este denominado Pressão Arterial Sistólica (PAS). Por sua vez, quando se dá o relaxamento do coração, na fase de diástole, com a abertura da válvula mitral e com o ventrículo esquerdo a ser enchido novamente com sangue, verifica-se a pressão mínima nas artérias, dado que o sangue já está em circulação nos vasos secundários. Esta pressão é denominada Pressão Arterial Diastólica (PAD) [35].

No caso de um indivíduo saudável e numa situação normal, a PA não varia bruscamente devido

à elasticidade arterial que permite que haja uma ligeira distensão das artérias no momento em que é exercida sobre elas a máxima força (PAS) e uma ligeira contracção quando essa força diminui (PAD). Este processo fisiológico, garante que não há uma grande variação entre os valores de pressão máxima e mínima exercida sobre as paredes arteriais [35].

A PA depende de vários factores como: densidade e viscosidade do sangue, elasticidade e diâmetro arterial, resistência periférica, velocidade de propagação da onda de pulso (e, conseqüentemente, do tempo de pulso) [36].

A determinação da PA pode ser feita recorrendo a métodos directos: invasivos e que envolvem, geralmente, a inserção de catéteres no sistema vascular; ou indirectos: não invasivos, confortáveis e seguros [34].

O método indirecto mais utilizado para a medição da Pressão Arterial é com recurso ao esfigmomanómetro. A Figura 2.11 mostra dois exemplos de esfigmomanómetros da marca *Omron* que podem ser utilizados, um com localização da manga no braço M6 COMFORT (HEM-7221-E) e outro no pulso R6(HEM-6052-E) [37]. Ambos são automáticos (apenas é necessário ligar ou desligar) e mostram os valores de PAS, PAD e pulsação no monitor [37].



**Figura 2.11:** Esfigmomanómetros *Omron* - (a) colocação no braço: M6 COMFORT (HEM-7221-E); (b) colocação no pulso: R6(HEM-6052-E) - Adaptado de [37].

Tanto os métodos directos como os dispositivos comuns utilizados para medição da PA (por medição indirecta), apresentam inconvenientes na sua utilização. No caso dos métodos directos, o facto de ser necessário a inserção de um catéter condiciona, muitas vezes a utilização desta medição. A utilização do esfigmomanómetro, por sua vez, tem a desvantagem de não permitir monitorizar variações bruscas em pequenos periodos de tempo [38]. Daí a necessidade de desenvolver e recorrer a outros métodos, como é o caso do método de Tempo de Pulso.

### 2.3.1 Tempo de Pulso

Ao haver uma sístole é enviado para o sistema circulatório um pulso sanguíneo com hemoglobina com elevada concentração de oxigénio, havendo também propagação de uma onda de pressão ao longo das artérias (distanciando-se do coração) [39]. A velocidade da propagação desta onda está dependente de

### 2.3. PRESSÃO ARTERIAL

vários parâmetros, destacando-se como factor importante, a rigidez dos vasos arteriais (maior rigidez dos vasos significa maior rapidez na propagação da onda) [39]. A velocidade de propagação desta onda pode ser obtida através de dois tipos de medição: o Tempo de Pulso (TP) ou a velocidade de propagação do pulso (VPP) [39]. Neste sentido têm surgido alguns estudos que descrevem métodos para a medição destas variáveis [38, 40, 41].

Em 1878, Moens e Korteweg descreveram, matematicamente, a velocidade de uma onda de pulso que passa ao longo de uma artéria, em função de factores como o coeficiente de elasticidade, espessura da parede arterial e o diâmetro do lúmen arterial na diástole. Assim, muito cedo se reconheceu que a elasticidade de uma artéria está relacionada com a VPP [42].

O TP pode ser definido como o tempo que um pulso de sangue demora a deslocar-se entre dois pontos arteriais [21]. Tradicionalmente, o TP é definido como o tempo que passa desde que um pulso de sangue é ejectado do coração até que chega a uma extremidade arterial (geralmente ao dedo do pé ou da mão) [39].

A medição deste parâmetro implica, então, a detecção da chegada de um pulso em duas zonas arteriais distintas. Na medição típica, este processo depende da aquisição de dois sinais fisiológicos diferentes: ECG e PPG. Contudo, a medição deste tempo de viagem de um pulso sanguíneo pode também ser realizado recorrendo a dois PPGs (no dedo da mão e do pé por exemplo) [43], caso em que a medição realizada não vai de encontro à definição tradicional de TP, não sendo por isso o valor real ou verdadeiro de TP, mas sim uma aproximação que permite detectar, da mesma forma alterações nesse parâmetro [44].

Qualquer que seja o tipo de detecção utilizada, será sempre necessário detectar dois sinais em duas zonas arteriais distintas. A obtenção deste parâmetro pode ser feita de forma não-invasiva e contínua recorrendo aos sinais referidos.

Os métodos não invasivos que são geralmente utilizados para a medição do TP são: Doppler (ultra-sons e fotodoppler), tonometria e fotopletiografia. Os dois últimos permitem detectar a pressão de pulso dentro das artérias e medir o tempo de pulso entre duas secções arteriais. Estes podem, no entanto, estar limitados pelo ruído, bem como pela estimativa imprecisa da distância entre os dois pontos arteriais utilizados [45].

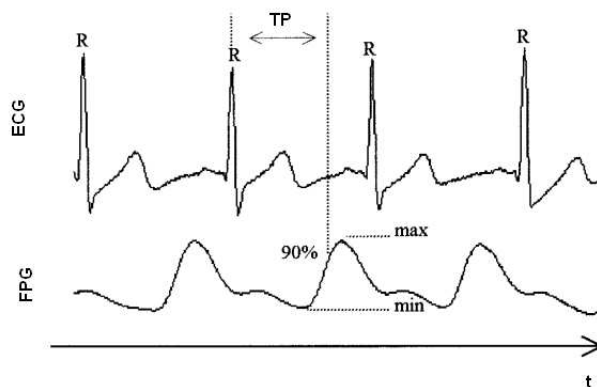
#### **Tempo de Pulso a partir de ECG e PPG**

Uma das possibilidades para a obtenção do TP é utilizar dois sinais fisiológicos diferentes, obtidos em simultâneo: ECG e PPG [46].

Franchi et al, em 1996 compararam os valores obtidos através da aplicação de um ECG, uma medição directa de pressão arterial e um PPG no lóbulo da orelha, obtendo uma correlação positiva entre os atrasos da onda de pulso quando medidos entre o ECG e a medição directa e entre esta

e o PPG. Desde essa altura, a medição de VPP e TP, têm atraído a atenção para a realização de diversos estudos. Em 2000, começou a ser considerado como um bom marcador para prever a morte prematura [42].

A Figura 2.12 representa a forma como pode ser obtido o valor do TP tendo os dois sinais mencionados.



**Figura 2.12:** Obtenção do TP a partir de um sinal de ECG e outro de PPG - Adaptado de [46].

Neste caso, o ECG é utilizado para inferir qual o instante no tempo em que o sangue é ejetado do coração, tendo como referência a onda R (presente no complexo QRS que representa a despolarização ventricular).

No entanto, há que ter em atenção que há um pequeno atraso entre o início da actividade eléctrica cardíaca e o início da ejeção ventricular mecânica, que não está relacionado com a propagação do pulso sanguíneo [40].

Este é denominado Período de Pre-ejeção (PEP) que é devido ao atraso electromecânico e ao período de contracção isovolumétrica [43]. Este é um factor a ter em consideração já que o valor de TP obtido será assim uma aproximação, dada através do PAT (*Pulse Arrival Time*) que resulta da soma do TP e do PEP [40].

O valor normal do TP (PAT), para esta forma de medição, é entre 250ms a 350ms [47].

Para excluir o erro que poderia advir da não inclusão do atraso devido ao PEP, alguns estudos realizados recorrem à Impedância cardiográfica, um método simples, não invasivo [48], para obter o valor de PEP [40].

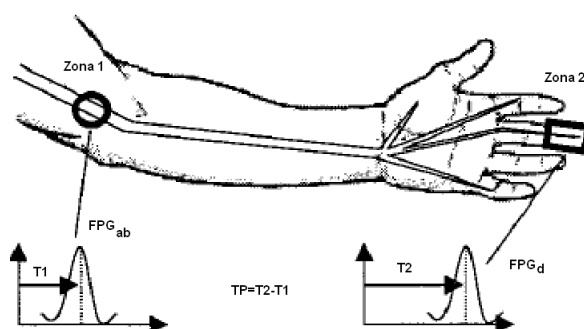
Ainda assim, o uso apenas do ECG para detectar qual o momento em que o sangue é ejetado do coração é uma mais valia por se tratar de um método não invasivo, de simples detecção e relativamente tolerante a artefactos de movimento [43]. O PPG, por sua vez, é obtido numa zona arterial periférica, como o dedo da mão, do pé ou pulso.

#### **Tempo de Pulso a partir de dois PPG**

A medição do tempo de pulso pode também ser realizada apenas recorrendo à utilização de PPGs.

## 2.3. PRESSÃO ARTERIAL

Esta opção elimina o erro - devido ao PEP - e é realizada recorrendo à utilização de dois PPG, em duas zonas arteriais periféricas diferentes (por exemplo dedo e antebraço) como ilustra a Figura 2.13.



**Figura 2.13:** Obtenção do TP a partir dois sinais de PPG obtidos em duas zonas arteriais periféricas (d - dedo e ab - antebraço) - Adaptado de [35].

Em 1988, Okada utilizou dois PPGs para obter sinais nos dedos das mãos e dos pés, através dos quais provou que VPP se correlaciona com a idade, género e pressão arterial sistólica e diastólica [42].

Dada a importância deste parâmetro, têm vindo a ser estudadas diferentes formas para a sua obtenção. Muitos dos estudos realizados utilizam um ECG e um ou mais PPG (no dedo da mão, do pé ou lóbulo da orelha) [3, 44, 49]. Há ainda autores que descrevem a obtenção do tempo de pulso com recurso apenas a dois PPGs: no antebraço e no dedo [35]; no lóbulo da orelha e no dedo [40]. A influência do PEP na medição do TP é também objecto de estudo, acrescentando às medições de ECG e PPG a obtenção do sinal de cardiografia de impedância [40].

A medição destes parâmetros tem vindo a ser aceite como indicador de risco cardiovascular tanto em população idosa (saudável) como em doentes [50]. Para além disso, a medição do Tempo de Pulso (TP) tem interesse clínico como um índice de rigidez arterial e, conseqüentemente, de Pressão Arterial (PA) [51]. Para além disso, este tipo de medições tem sido bastante utilizada em estudos de apneia sono ou outras doenças relacionadas com o mesmo já que alterações no TP ajudam a diagnosticar estas doenças [47, 52].

Neste trabalho não foi objecto de estudo a influência do PEP para a obtenção do TP, pelo que, não é feita distinção, daqui em diante, da definição entre TP e PAT, ainda que esta exista e esteja bem esclarecida. Considere-se portanto no âmbito deste trabalho que o tempo que um pulso de sangue demora a percorrer duas zonas arteriais é o TP.

### 2.3.2 Pressão Arterial através do Tempo de Pulso

Um dos factores que tem grande influência sobre a PA é a velocidade a que se desloca um pulso sanguíneo (ou VPP). Esta é proporcional à PA [45]. Quando há um aumento de PA, é provocado um aumento do tónus vascular, tornando a parede arterial mais rígida, o que gera uma diminuição do TP

(e aumento da VPP). Inversamente, quando há uma queda brusca de PA, há também uma diminuição do tónus vascular, a parede arterial torna-se menos rígida e há um aumento no TP (e diminuição da VPP) [21]. Assim, pode concluir-se que a PA e o TP são inversamente proporcionais. Contudo, o TP pode sofrer variações que não estejam directamente relacionadas com a variação da PA. Factores como o aumento da rigidez das artérias devido à idade, arterioesclerose, ou diabetes, podem provocar diminuições nos valores do TP [45].

Há vários métodos não invasivos utilizados para realizar a medição da PA, mas o mais utilizado na prática clínica continua a ser o esfigmomanómetro. Embora este dê resultados com boa precisão (caso as medições sejam efectuadas espaçadas no tempo, no mínimo 1-2 min entre cada uma), tem a desvantagem de não permitir detectar alterações a curto prazo, por não efectuar monitorizações contínuas deste parâmetro fisiológico. Para além deste factor, o uso do esfigmomanómetro pode levar a distúrbios do paciente que levem a alterações da PA devido ao insuflar da manga (*cuff*). Ambos os problemas referidos são de extrema importância quando se pretende, por exemplo, fazer estudos sobre distúrbios do sono [41].

Por esse motivo, têm sido realizados estudos de modo a encontrar um método não invasivo do qual resulte uma monitorização contínua da PA com níveis de precisão iguais, ou superiores, aos do esfigmomanómetro. Diferentes abordagens foram realizadas por diferentes autores para a obtenção da PA através do TP, sendo de destacar as variadas formas matemáticas utilizadas para descrever a relação entre o TP e a PA, indo desde relações lineares [3, 36, 38], até relações logarítmicas [40] ou outras não-lineares [53]. Este e outros parâmetros da relação entre o TP e a PA são ainda pouco consistentes pelo que têm sido alvo de variadas investigações.

Na Figura 2.14, apresenta-se uma revisão acerca de trabalhos científicos realizados sobre este assunto.

Na Figura 2.15 está representado o protótipo desenvolvido por Harry Asada, no MIT, que permite medição contínua da PA, utilizando a VPP. Este dispositivo tem dois sensores, localizados no dedo e no pulso, que permitem obter a VPP, e um acelerómetro que permite compensar o erro devido a variações na altura da mão (relativamente ao coração). Este sistema deverá vir a ser comercializado pela empresa CardioSign e permitirá ter uma medição contínua da PA, sem recurso a qualquer manga de pressão [54].

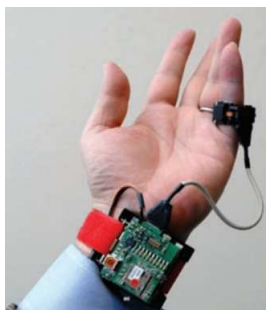
Embora haja várias abordagens à forma como a PA e o TP se relacionam matematicamente, a relação entre a PA e o TP pode ser descrita como *near-linear*, pelo que é defendido que o TP pode ser utilizado como um bom marcador para a PA [43].

Neste trabalho pretende-se verificar esta hipótese, obtendo a PA a partir de diferentes formas de aquisições para obtenção do TP, utilizando, para tal, diferentes algoritmos.

## 2.3. PRESSÃO ARTERIAL

Autores, Ano [Ref]	Sensores	Parâmetros de interesse	Relação TP-PA	Principais conclusões
Poon e Zang, 2005 [36, 53]		Parâmetros de entrada: TP, PAS e PAD em repouso	PAS e PAD variam inversamente com o quadrado do TP	Diferença entre a PAS e a PAD obtidas através do método de referência e as estimadas foram, respectivamente, $0,6 \pm 9,8$ mmHg e $0,9 \pm 5,6$ mmHg.
Sujay Deb et al, 2007 [36]	ECG + PPG (artéria braquial e dedo da mão)	Obtenção de PAS utilizando o PAT e o TP	Obtida através de regressão linear	Varição de PAS é melhor estimada pela variação de PAT do que pela variação de TP
Wong et al, 2009 [3]	ECG+PPG dedos da mão + Cuff	PA estimada através do TP	Obtida através de regressão linear	Constatação da variação inversa e linear entre PA e TP. PAS é melhor correlacionada com TP do que PAD.
Klein J.D. et al, 2008 [36]	ECG + PPG (dedos da mão direito e esquerdo, lóbulo da orelha)		Obtida através de regressão linear	Concluíram que é possível estimar a PAS através do TP
Padilla et al, 2009 [38]	ECG + PPG em várias zonas	Parâmetros de entrada: distância entre os locais arteriais considerados para obtenção do TP; HR	Relação linear para PAS e PAD	O TP é um bom marcador para estimar a PA
Kalsi M., 2009 [35]	Dois PPGs (antebraço e dedo) + Cuff	Utilizado um ponto de calibração	TP utilizado para estimar a PAS e a PAD foi obtida através de uma relação com a variação de amplitude dos PPGs	Os resultados mostraram haver correlação entre a calibração e os resultados estimados
Proença et al, 2010 [40]	ECG+PPG (dedo e lóbulo da orelha) + Cardiografia de Impedância	Importância do PEP no cálculo do TP	Relação logarítmica (recorrendo ao modelo de Moens-Korteweg)	Nem o PAT nem o TP são bons marcadores para as alterações de PA causadas pela prática de desporto em população jovem
Gesche et al, 2011 [41]	ECG+PPG + Cuff	PA obtida com um ponto de calibração (medição de esfigmomanómetro) Parâmetros de entrada: altura e factor de correlação corporal	Algoritmo não-linear	Revelada correlação significativa entre os valores obtidos por este método e os obtidos através de um esfigmomanómetro. Os resultados deste estudo sugerem também que o TP pode ser utilizado para medir a PAS se for feita uma calibração para cada sujeito

**Figura 2.14:** Revisão do trabalho de outros autores sobre obtenção de PA através de TP - Estado de Arte.



**Figura 2.15:** Sensor de medição da PA através da VPP para monitorização contínua desenvolvido no MIT - Adaptado de [54].

Este parâmetro foi extraído através do sensor de oximetria que foi desenvolvido e que envolveu várias etapas de electrónica e de algoritmos, conforme será descrito nas próximas secções.



## Capítulo 3

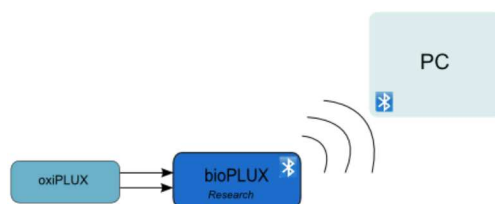
# Desenvolvimento do Sensor de Oximetria de Pulso

É relatado no presente capítulo o desenvolvimento de um oxímetro de pulso (*oxiPlux*). Trata-se de um dispositivo não-invasivo, que permite obter a medição da percentagem de oxigénio no sangue [28], bem como a taxa de batimento cardíaco (pulso), que foi implementado para localização no dedo e no pulso.

O desenvolvimento do sensor de oximetria foi realizado em 3 etapas:

- Desenvolvimento de Hardware (placa de desenvolvimento - *bread board*, PCB - *Printed Circuit Board*);
- Software;
- Calibração (recorrendo aquisições para obter melhor recta de calibração).

A arquitectura do sistema utilizada para a aquisições de sinais com o Oxímetro encontra-se ilustrada na Figura 3.1.



**Figura 3.1:** Diagrama do Sistema de Aquisição do Oxímetro.

Conforme é possível observar pela Figura 3.1, o sensor (*oxiPlux*) encontra-se conectado através de 2 canais ao *bioPlux research* que transmite os sinais adquiridos para o computador, via *Bluetooth*.

De seguida apresenta-se uma descrição detalhada dos procedimentos utilizados para a realização de cada uma das etapas mencionadas.

### 3.1 *Hardware*

#### 3.1.1 Desenvolvimento do Sensor

O desenvolvimento do *hardware* necessário para o oxímetro envolveu diferentes processos. Inicialmente, foi feito o reconhecimento do sinal a adquirir, em termos de morfologia, amplitude e frequência. Este estudo proporcionou um conhecimento mais aprofundado sobre sinais de oximetria e tornou mais óbvias as necessidades existentes no desenvolvimento de um sensor que garantisse a melhor qualidade possível do sinal a adquirir.

Todo o circuito foi inicialmente desenvolvido em *bread board*, utilizando componentes electrónicos *Dual In-line Package* (DIP), de modo a facilitar a implementação inicial necessária à realização de testes que permitissem concluir acerca da utilidade e funcionamento do circuito. O maior problema associado ao uso desta tecnologia foi o ruído que contaminava demasiado o sinal quando se pretendia adquirir sinais provenientes do corpo humano, geralmente de baixas amplitudes. Ainda assim, para este trabalho provou ser uma forma eficaz para testar as diferentes possibilidades e configurações para o circuito, antes de partir para a abordagem final: PCB (*Printed Circuit Board* - placa de circuito impresso). Nesta segunda fase, de desenvolvimento da PCB, os componentes electrónicos utilizados passaram a ser mais pequenos (componentes de montagem em superfície com componentes baseados em encapsulamentos do tipo MSOP, TSSOP, R0402, entre outros) de forma a desenvolver um sensor miniaturizado e confortável para o utilizador. O tipo de componentes utilizados, em ambos os casos, encontram-se descritos em detalhe no Apêndice A).

A implementação do circuito passou por diferentes fases. Inicialmente o circuito testado visava apenas a aquisição de sinais de PPG, vermelho e infravermelho, comutados rapidamente, com qualidade suficiente para o objectivo em causa: com o menor nível de ruído possível e amplificados. Nesta fase a ponta oximétrica era colocada no dedo e eram adquiridos para o *bioPLUX research* quatro sinais: AC vermelho (AC V) e infravermelho (AC IV), DC vermelho (DC V) e infravermelho (DC IV).

Embora tivesse sido possível, nalguns casos, obter sinais com a qualidade desejada (com pouco ruído), ao testar o circuito implementado em diferentes indivíduos verificou-se que nem sempre este respondia conforme o pretendido. Este circuito tinha uma boa eficiência em indivíduos com os dedos maiores (com mais tecido, logo mais absorção e menos transmissão); contudo, para dedos mais estreitos observava-se muitas vezes uma saturação do sinal (por haver pouca absorção de luz e muita transmissão), o que não permitia obter qualquer sinal útil.

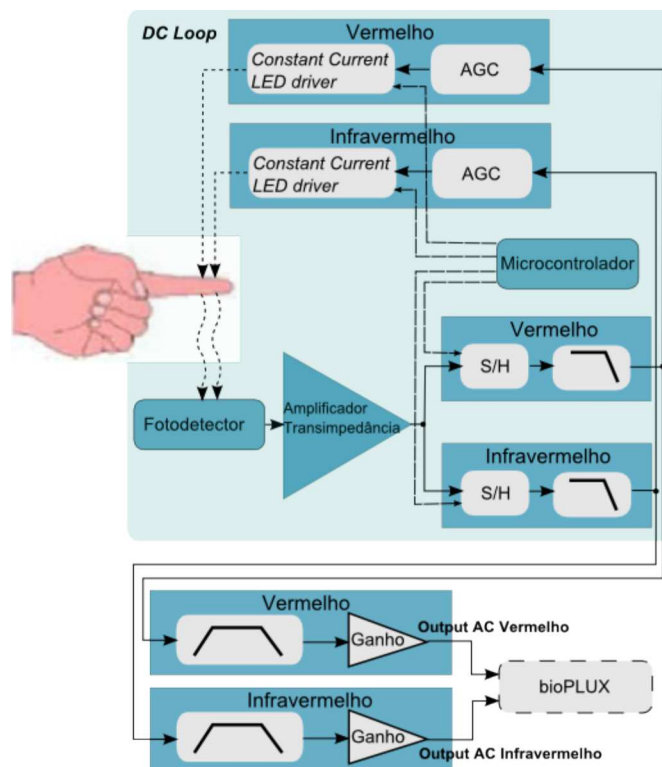
Analisando estes factos, foi possível perceber que o problema estaria na intensidade com que os LEDs transmitiam a luz, que estaria num nível bom para determinado diâmetro de tecido, mas

### 3.1. HARDWARE

demasiado elevado quando esse diâmetro diminuía (dedos mais estreitos) fazendo com que a luz passasse pelo dedo sem que a absorção fosse suficiente para obter um sinal de PPG.

Para testar esta hipótese foi colocado um potenciômetro a condicionar a corrente que passava por cada um dos LEDs (vermelho e infravermelho). Provocando uma variação no potenciômetro quando se alterava de sujeito de teste, isto é, induzindo a alteração na intensidade com que os LEDs transmitiam a luz, foi possível observar que deixava de haver saturação do sinal para pessoas com dedos mais estreitos quando se diminuía a intensidade dos LEDs. No entanto, se a intensidade dos LEDs se mantivesse inalterada e fosse colocado um dedo maior na ponta oximétrica, a amplitude do sinal de PPG obtido baixava demasiado (quase toda a luz era absorvida). Após a realização de vários testes que corroboraram estas observações, concluiu-se que utilizar um controlo automático para a intensidade dos LEDs seria a melhor opção para solucionar este problema.

Assim, a fase seguinte de desenvolvimento foi a implementação de um controlo automático de ganho (AGC - *Automatic Gain Control*), que através do controlo da intensidade dos LEDs dependendo da luz recebida pelo fotodetector, permitisse obter sinais cuja amplitude se mantivesse em valores próximos independentemente do sujeito. Na Figura 3.2 encontra-se esquematizado o diagrama de blocos desenvolvido nesta fase do processo, correspondente ao circuito final, implementado também em PCB. Neste os sinais de saída passaram a ser apenas 2, AC V e AC IV, os necessários para o cálculo de  $S_pO_2$  (segundo a Equação 3.2, referida no Capítulo 2).

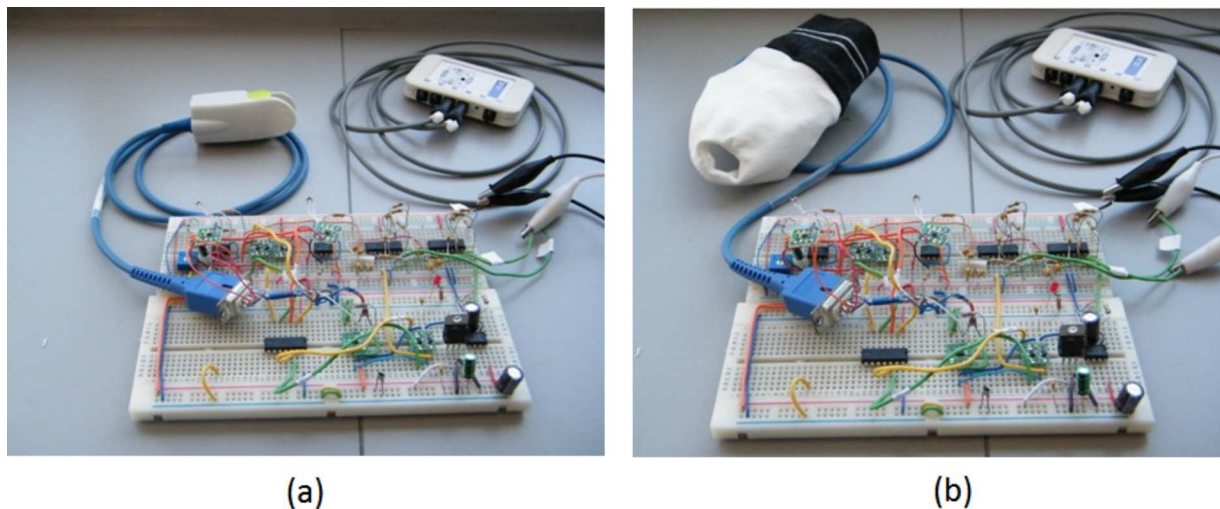


**Figura 3.2:** Diagrama de Blocos final do Oxímetro - *oxíPLUX*.

### CAPÍTULO 3. DESENVOLVIMENTO DO SENSOR DE OXIMETRIA DE PULSO

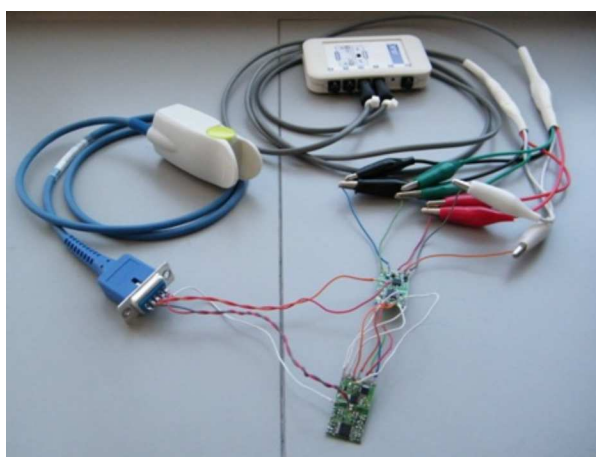
Os constituintes do circuito final do sensor desenvolvido encontram-se descritos em pormenor na subsecção seguinte (Secção 3.1.2).

A Figura 3.3 mostra os sistemas de aquisição utilizados, para o desenvolvimento em *bread board*, para obtenção de saturação de oxigénio no dedo (a) e no pulso (b), aquisição de PPGs no modo de transmissão e reflexão, respectivamente.



**Figura 3.3:** Sistemas de aquisição, em *bread board* utilizados para obtenção de sinais de oximetria no dedo (a) e no pulso (b), em modo de transmissão e reflexão, respectivamente.

Na Figura 3.4 encontra-se representada a PCB desenvolvida aquando da fase de testes para aquisição de sinais no dedo.

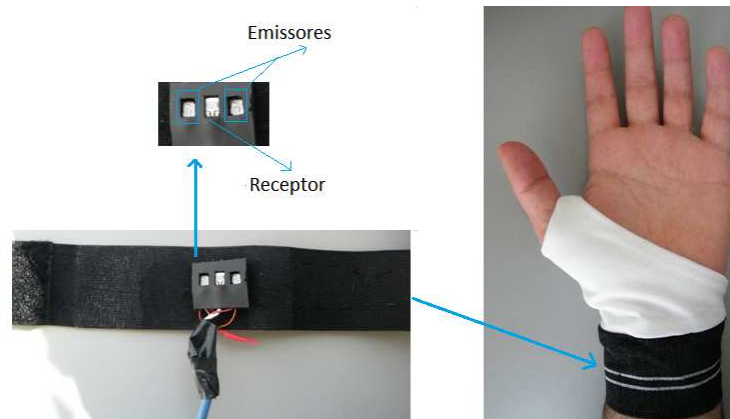


**Figura 3.4:** Fase de desenvolvimento da PCB - obtenção de sinal de oximetria em modo de transmissão, no dedo.

Além da evolução na implementação do circuito, houve também necessidade de desenvolver protótipos para a aquisição de sinais de oximetria no pulso. O protótipo (luva) com o qual foram recolhidos os sinais em modo de reflexão, no pulso, encontra-se exposto na Figura 3.5.

O sensor desenvolvido foi denominado de *oxiPLUX\_v1*, doravante abrevie-se por *oxiPLUX*.

### 3.1. HARDWARE



**Figura 3.5:** Protótipo para aquisição de sinais de oximetria no pulso, seus constituintes e fases de desenvolvimento.

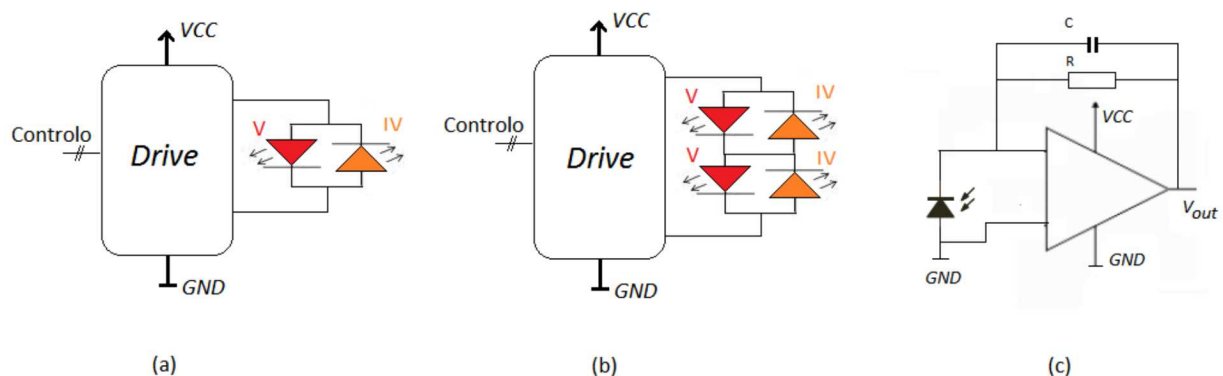
#### 3.1.2 Descrição dos componentes do sensor

Os circuitos que serviram de base para a implementação deste sensor foram circuitos analógicos. Como o nome indica, são circuitos baseados em sinais analógicos e destes podem destacar-se: os circuitos de amplificação, de filtragem e os de Sample and Hold (S/H).

A maioria destes circuitos analógicos são construídos tendo como parte integrante Amplificadores operacionais [55].

#### Módulos de Emissão e de Recepção

Na Figura 3.6 encontram-se esquematizados os Módulos de Emissão e Recepção implementados.



**Figura 3.6:** Esquema dos Módulos de Emissão: (a) - transmissão, (b) - reflexão e do Módulo de Recepção - (c).

O Módulo de Emissão (Figura 3.6 (a), (b)), é composto por, pelo menos, um LED V e outro IV e ainda por um conjunto de MOSFETs dispostos de forma a permitir a comutação dos LEDs. O controlo dessa comutação é efectuado pelo microcontrolador. Para o emissor utilizado, os LEDs encontram-se ligados em antiparalelo (o ânodo e o cátodo do LED vermelho encontram-se ligados, respectivamente, ao cátodo e ao ânodo do LED infravermelho).

### CAPÍTULO 3. DESENVOLVIMENTO DO SENSOR DE OXIMETRIA DE PULSO

No caso da ponta de oximétrica para colocação no dedo é utilizado 1 emissor que contém 2 LEDs (V e IV) (Figura 3.6 (a)). Já no caso do protótipo desenvolvido para colocação no pulso, são utilizados 2 emissores, com 2 LEDs cada (V e IV), em série (Figura 3.6 (b)). Foi ainda hipoteticamente estudado colocar ambos os emissores em paralelo, caso em que seria necessário adicionar uma resistência de carga a cada um deles para garantir que a mesma corrente passa por ambos. Neste caso, optou-se pela colocação dos emissores em série, o que garante que a mesma corrente passa por ambos. Entre os 2 emissores encontra-se o receptor (Figura 3.5), de luz V e IV, que se está ligeiramente mais perto da superfície, tentando garantir o contacto com a pele, de forma a obter um melhor sinal possível, tanto em termos de amplitude como de ruído.

Os emissores utilizados emitem luz vermelha com um comprimento de onda de 670 nm e infravermelha de 910 nm.

O Módulo de Recepção (Figura 3.6 (c)) é composto por apenas um fotodetector (fotodíodo), tanto para a ponta oximétrica para colocação no dedo como para o protótipo desenvolvido para o pulso, e pelo amplificador de transimpedância. O fotodíodo utilizado detecta luz vermelha (visível) e infravermelha.

Para obter um sinal, em tensão, proveniente do fotodetector foi necessário colocar à saída deste um Amplificador de Transimpedância, que retorna um sinal de tensão controlado pela corrente que recebe.

Um amplificador operacional (*amp-op*) é um dispositivo amplificador de tensão, com alta impedância de entrada e baixa impedância de saída e com elevada largura de banda [56]. Idealmente estes dispositivos teriam ganho infinito, mas na prática a tensão de saída está limitada pela tensão de alimentação. O que acontece é que quando a tensão de saída se aproxima da tensão de alimentação diz-se que o *amp-op* está em regime de saturação [57]. Quando a tensão de saída é proporcional à diferença de potencial entre os seus terminais de entrada (com uma constante de proporcionalidade, ganho de valor elevado) diz-se que o *amp-op* está em regime linear [56].

O Amplificador de Transimpedância implementado é composto, para além do *amp-op*, por uma resistência alta e por um condensador de capacidade baixa. A primeira é utilizada para que haja uma primeira etapa de ganho e para controlar o ruído na saída. O segundo limita a largura de banda.

#### **Ciclo DC: S/H, Filtro LP, AGC, Constant Current LED driver**

O *oxiPLUX* tem um mecanismo de *feedback*, através do DC Loop representado no diagrama da Figura 3.2. Neste, estão incluídos não só o Módulo de Emissão e Recepção (anteriormente descritos), como também os circuitos de S/H, os filtros passa-baixo (LP), os circuitos de AGC e os circuitos de controlo de corrente dos LEDs (*Constant Current LED driver*). Note-se que estes últimos se encontram em

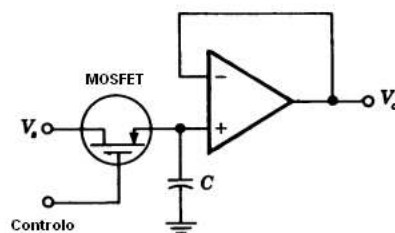
### 3.1. HARDWARE

duplicado (conforme está explícito no esquema da Figura 3.2), isto é, foram implementados dois circuitos de cada, um para o LED V e outro para o IV. Isto irá permitir excluir erros devido ao uso do mesmo circuito para ambos os LEDs, já que a existência de partes do circuito que levam algum tempo a responder (como os filtros devido à presença dos condensadores) poderia contaminar os sinais mutuamente.

Um circuito de oximetria tem, conforme já foi referido, dois PPGs como *outputs*. Tal situação ocorre devido à utilização de LEDs a serem comutados rapidamente entre a luz vermelha e a infra-vermelha. A presença de S/Hs no circuito é, por isso, indispensável. Estes permitem reconstruir as formas de onda para cada um dos comprimentos de onda [58], pelo que, à saída de cada um dos S/H ter-se-à um sinal contínuo de PPG V ou IV conforme se trate da saída do S/H V ou IV, respectivamente.

Considerando um circuito ideal, quando o S/H se encontra no modo de *Sample*, a saída deste é igual ao sinal de entrada num dado instante. Quando é feita a troca para o modo de *Hold*, a saída deve ser mantida constante, igual ao valor de entrada anterior (do modo de *Sample*).

Na sua forma mais simples, um circuito de S/H contém um condensador e um MOSFET, bem como um *amp-op* (Figura 3.7). O MOSFET presente no circuito funciona como *switch*, deixando passar sinal na fase de *Sample*, quando está no modo de triódo, enquanto na fase de *Hold* inibe essa passagem, estando na fase de corte. A função do condensador é manter no circuito o valor de tensão quando se passa da fase de *Sample* para a de *Hold* [58], pelo que a projecção deste dependerá do tempo que dura cada uma das fases.

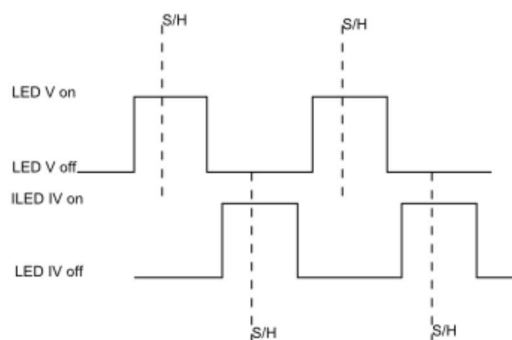


**Figura 3.7:** Exemplo de um circuito de *Sample-and-hold*: condensador (C), MOSFET e *amp-op* - Adaptado de [55].

O controlo do transistor (MOSFET) presente neste circuito é realizado pelo microcontrolador. Este tem como funções controlar a frequência de amostragem (tempo de *Sample* e de *Hold*) e ainda controlar a comutação dos LEDs. A Figura 3.8 mostra o esquema utilizado para o S/H e para o controlo da comutação dos LEDs. Repare-se que os LEDs nunca estão ligados ao mesmo tempo.

O tempo de S/H utilizado é na ordem dos microsegundos, o que permite amostrar todo o sinal cardíaco (0.5 Hz a 5 Hz) [58].

À saída do circuito de S/H encontra-se um filtro LP, com frequência de corte de 15 Hz, que inibe



**Figura 3.8:** Esquema de comutação utilizado para o controlo dos LEDs e para o S/H.

a passagem de sinal contaminado com ruído da rede (50 Hz) e com ruído de altas frequências que o S/H possa induzir. Após este filtro os sinais são encaminhados para o circuito de AGC.

O circuito de AGC desenvolvido para esta aplicação é composto por amplificadores de erro. Estes permitem comparar a tensão, estável, recebida no canal de referência com a tensão de saída e ajustam a última para o valor de referência dado. São denominados amplificadores de erro pois da diferença entre a tensão de referência e a tensão de saída é gerada uma tensão correspondente ao erro existente entre estas (caso não sejam iguais), o que faz com que a tensão de saída tenda para a tensão especificada inicialmente.

Assim, para o oxímetro, foi utilizada uma tensão de referência de 1.5V. Os componentes DC de cada um dos PPGs obtidos (V e IV) é comparada com este valor de referência e os sinais DC são estabilizadas nesse valor. Assim, a menos de pequenas variações introduzidos pelo erro associado aos componentes utilizados (como resistências), a tensão DC de ambos os sinais (V e IV) ficam estabilizadas em 1.5V, o valor de referência, independentemente da espessura ou características do tecido do dedo do indivíduo.

Sabe-se também que o valor do sinal AC de um PPG é cerca de 0.1 a 2 % do sinal total [58], pelo que ao condicionar o sinal DC, estão-se também a colocar os sinais AC, utilizados para o cálculo de  $S_pO_2$  num intervalo pré-definido. Este facto simplifica a projecção do restante circuito, nomeadamente em termos de ganho.

O amplificador de erro projectado para este AGC tem uma baixa frequência de corte, visando assegurar que o mesmo é rápido o suficiente para a aplicação em causa (garantir um PPG com amplitude significativa ainda que se varie o sujeito a testar) mas não tão rápido que provoque ruído no sinal devido a instabilidades provocadas pelo AGC.

Este circuito (AGC) encontra-se ligado à parte de controlo de corrente nos LEDs. Como o nome indica, pretende-se que a corrente que passa nos LEDs (em ambos V e IV) seja controlada, de modo a que seja constante. Mais que isso, pretende-se que essa corrente seja controlada de forma a que aumente, aumentando também a intensidade dos LEDs, quando se coloca um dedo mais espesso na

### 3.1. *HARDWARE*

ponta de prova, e diminua, diminuindo a intensidade dos LEDs, quando o dedo colocado é mais fino. É o circuito de AGC que permite que tal aconteça, conforme já foi explicado, contudo, é a ligação entre estes dois circuitos que permite que a variação de luz recebida no fotodetector seja compensada pela variação na intensidade dos LEDs.

#### **Filtros: LP, HP**

A filtragem pode ser realizada, em termos de electrónica analógica, recorrendo a dois tipos de filtros: filtros activos (utilizam am-ops, resistências e condensadores) e filtros passivos (utilizam resistências e condensadores). Os filtros activos atribuem determinado ganho (no nosso caso superior a 1) às frequências de interesse, e ganho perto de zero às frequências a rejeitar. Já os filtros passivos atribuem ganho igual a 1 às frequências de interesse e ganho próximo de zero àquelas que se pretendem rejeitar [56].

Para além disso, os filtros podem ainda ser divididos em passa-alto (HP) ou passa-baixo (LP), conforme passe sinal com frequências acima ou abaixo, respectivamente, da frequência de corte ( $f_c$ ). Na Equação 3.1, encontra-se a fórmula utilizada para o cálculo da  $f_c$  dos filtros utilizados.

$$f_c = 1/(2\pi RC), \quad (3.1)$$

Em que R e C são, respectivamente a resistência e condensador do filtro a implementar, quer este seja activo ou passivo.

Em suma, ter estes constituintes num circuito significa ter a possibilidade de seleccionar as frequências que interessam, permitindo que estas passem pelo filtro e eliminar as que não interessam.

No *oxiPlux* foram implementados, para além do filtro LP passivo acima referido, um filtro HP passivo e um filtro LP activo. O filtro HP, com frequência de corte de 0.4 Hz, permite que passem apenas frequências acima da referida. A este segue-se um filtro LP activo cuja frequência de corte é de 7 Hz, pelo que frequências acima desta são inibidas. Juntamente com este último filtro, encontra-se uma etapa de ganho fixo (ganho 32).

Com vista a ter o sinal obtido de cada um dos PPGs "sincronizado" com ciclo cardíaco e de forma a que o máximo do sinal correspondesse à fase de sístole e o mínimo à de diástole, foi, ainda, implementado um circuito inversor no final do circuito, com ganho unitário.

O esquemático do circuito completo (do *oxiPlux*), bem como o desenho das PCBs são apresentados no Apêndice A.

### 3.1.3 Aquisição e Comunicação com o PC

A aquisição de sinal e a comunicação, *wireless*, do *oxiPlux* para o PC foi feita pelo *bioPLUX research*. O *oxiPlux* está conectado a 2 dos 8 canais da unidade de aquisição *bioPlux research*. Dos dois canais activos na unidade, um está a receber o sinal PPG na gama do vermelho e outro na gama do infravermelho. Os sinais analógicos são recebidos pelo *bioPLUX* e, através do seu conversor analógico de 12 bits, são transferidos sob forma de sinal digital para o PC.

Na Figura 3.9 pode observar-se o *bioPLUX research*. Este tem 8 canais analógicos de 12 bits com frequência de amostragem máxima de 1000 Hz cada, um canal de 1bit (I/O), que permite sincronismo externo, é ergonómico, leve e portátil. A comunicação com o PC é feita por *bluetooth* e a bateria deste dispositivo tem durabilidade de aproximadamente 12 h em aquisição contínua [59].



**Figura 3.9:** Sistema miniaturizado de Aquisição e Comunicação com o PC utilizado - *bioPLUX research*

### 3.1.4 Software

Para obter a  $S_pO_2$  e HR foi desenvolvido um algoritmo em linguagem *Python*. Para a obtenção do primeiro parâmetro os 4 passos principais do algoritmo foram:

- Detecção das posições dos picos dos PPGs (V e IV) [60];
- Aplicação da Equação 3.2:

$$R' = AC_V / AC_{IV} \quad (3.2)$$

para os valores obtidos no ponto anterior para obter  $R'$ ;

- Média de 5 valores consecutivos de  $R'$ ;
- Aplicação da recta de calibração para obter  $S_pO_2$ .

### 3.1. HARDWARE

Para o segundo parâmetro (HR), o algoritmo pode-se sumarizar em 3 etapas:

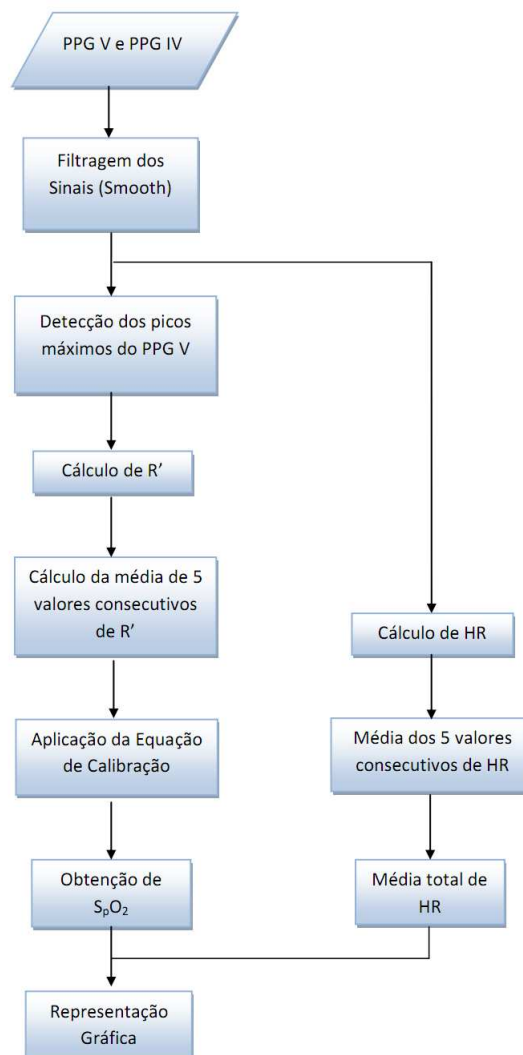
- Detecção das posições dos picos do PPG IV [60];
- Cálculo da HR utilizando a Equação 3.3;
- Obtenção da média de 5 valores consecutivos de HR e da média total;

A Equação 3.3 foi utilizada para o cálculo da HR.

$$HR = 60/(P_i - P_{i-1})bpm, \quad (3.3)$$

Em que  $P_i$  e  $P_{i-1}$  são as posições, em segundos, do pico  $i$  e  $i - 1$ , respectivamente, do PPG IV.

Na Figura 3.10, encontra-se representado, sob a forma de diagrama de blocos e de forma mais detalhada, o algoritmo implementado para a obtenção de  $S_pO_2$  e HR.



**Figura 3.10:** Diagrama de blocos do algoritmo implementado em *Python* para a obtenção de  $S_pO_2$  e HR.

## 3.2 Métodos de Calibração

A fase mais sensível do desenvolvimento deste dispositivo foi a fase de calibração. Um Oxímetro de Pulso para funcionar correctamente precisa de ter uma calibração adequada, caso contrário, ainda que este esteja a detectar variações na concentração de oxigénio no sangue arterial, não apresenta o valor em percentagem de oxigénio no sangue.

### 3.2.1 Calibração empírica

A primeira etapa deste processo de calibração foi confirmar se estava a ocorrer detecção de variações na saturação de oxigénio, avaliando a variação no valor de  $R'$  e utilizando uma recta de calibração empírica, dada pela Equação 3.4 [61]. Estas duas primeiras avaliações serviram para confirmar se o sensor detectava correctamente as variações de  $S_pO_2$ , antes de partir para uma calibração mais eficiente e definitiva.

$$S_pO_2 = -25R' + 110, \quad (3.4)$$

Para tal foram realizados testes no Centro de Medicina Desportiva do Estádio Universitário de Lisboa, em atletas em condições de hipóxia induzida, nos quais voluntários respiravam, através de uma máscara, ar com menor concentração de oxigénio que o normal na atmosfera ao nível do mar. O ar respirado através das máscaras tinha, aproximadamente, 12 % de oxigénio. Os voluntários colocavam a máscara até a  $S_pO_2$  baixar cerca de 85 % (valor controlado por um oxímetro de mercado - *Nonin Onyx II, Model 9560*). Posteriormente a máscara foi retirada, passando os voluntários a respirar ar atmosférico (fase de normóxia).

Os testes foram realizados com o a ponta oximétrica do *oxiPLUX* colocada no dedo indicador.

Através dos resultados obtidos destes testes foi possível concluir que as variações da saturação de oxigénio induzidas estavam a ser detectadas pelo dispositivo desenvolvido. Verificou-se ainda que a recta de calibração utilizada não era, como se esperava, a mais adequada para o sensor, já que as curvas de calibração destes dispositivos variam conforme se varie de fabricante.

Dada a confirmação deste facto, seguiu-se a etapa de Calibração por Comparação.

### 3.2.2 Calibração por Comparação

Para realizar uma calibração por comparação foi utilizado, para além do *oxiPLUX*, um oxímetro de pulso comercial, o *Nonin Onyx II, Model 9560*.

Para proceder à primeira calibração, para o sensor localizado no dedo, foram novamente realizadas aquisições no Centro de Medicina Desportiva do Estado Universitário de Lisboa, recorrendo ao

### 3.2. MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO

mesmo método descrito anteriormente. Neste caso as aquisições duraram, aproximadamente 1h cada, com ciclos de 5 min de hipóxia seguidos de 5 min de normóxia. Estes testes foram realizados em atletas de triatlo de alta competição.

Os valores de  $S_pO_2$  obtidos nestas calibrações foram sincronizados com valores de  $R'$  obtidos pelo oxímetro em desenvolvimento, utilizando um *switch* na porta (I/O) do *bioPLUX research*, sendo marcados os inícios e finais de cada um dos ciclos de hipóxia.

Para o sensor localizado no pulso, a calibração foi realizada também com comparação com o dispositivo Nonin, neste caso sem recurso a situação de hipóxia induzida. Foram adquiridos sinais de 6 voluntários, cujo *oxiPlux* foi colocado na zona anterior do pulso irradiando a zona da artéria ulnar e o Nonin foi colocado no dedo indicador esquerdo.

Posteriormente foi estudada para cada um dos casos a regressão matemática que melhor reflectisse os dados obtidos.



## Capítulo 4

# Desenvolvimento do Sensor de Medição de Pressão Arterial

A obtenção do TP pode ser feita de diferentes formas. Foram, por isso, foram testadas várias hipóteses de combinação de sensores e localização dos mesmos. Para além das diferentes combinações de sensores, foram ainda testadas 2 hipóteses para a calibração do sensor a desenvolver. O intuito final foi a obtenção da PA, independentemente da combinação de sensores e calibração utilizadas.

### 4.1 Estudo da localização dos sensores

A obtenção do Tempo de Pulso foi a primeira tarefa do desenvolvimento deste sensor. As combinações de sensores utilizadas para obter este parâmetro (TP) encontram-se representadas na Tabela 4.1. A Figura 4.1 revela as localizações e forma de colocação de cada um dos sensores utilizados.

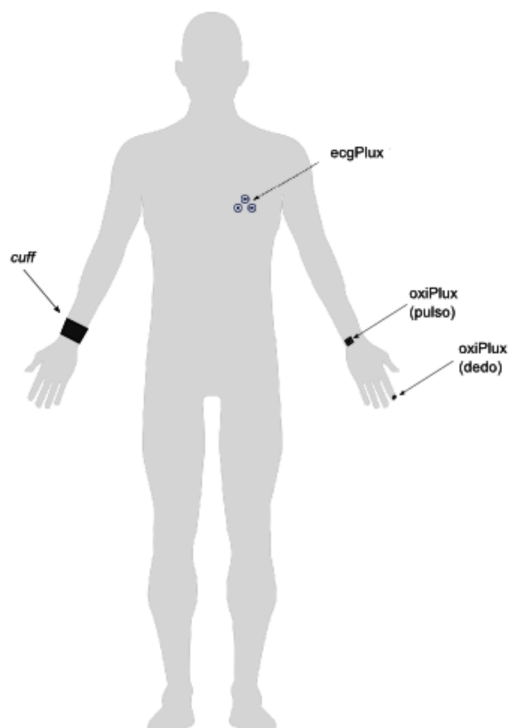
**Tabela 4.1:** Combinações de Sensores utilizadas para obter TP - Tempo de Pulso.

Sensor	TP
<i>ecgPlux</i> e <i>oxiPlux</i> no dedo	TP1
<i>ecgPlux</i> e <i>oxiPlux</i> no pulso	TP2
<i>oxiPlux</i> no dedo e <i>oxiPlux</i> no pulso	TP3

Os sensores utilizados foram conectados ao *bioPLUX research*.

O *ecgPLUX*, ilustrado na Figura 4.2, foi o sensor utilizado para obter o traçado de electrocardiografia. Este permite detectar os impulsos eléctricos das fibras musculares do coração [62]. O sinal de ECG foi obtido na derivação V2.

O sensor de oximetria que foi testado foi o *oxiPLUX*, cujas características e constituintes se encon-



**Figura 4.1:** Sensores utilizados para as aquisições e suas localizações.



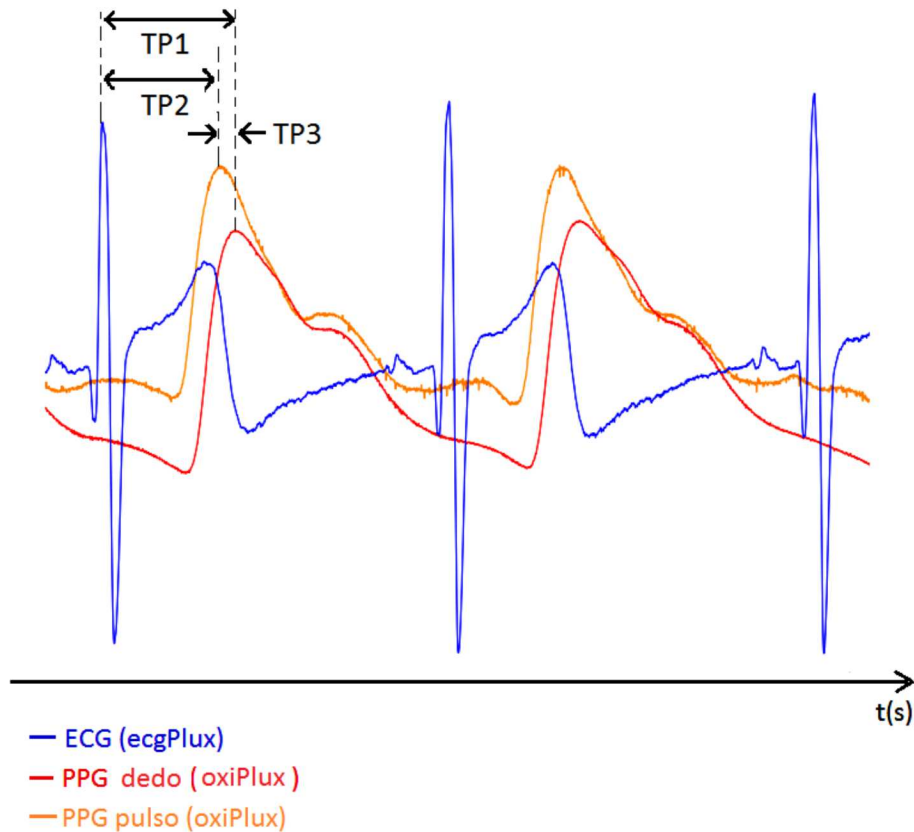
**Figura 4.2:** Sensor de ECG utilizado nas aquisições - ecgPLUX.

tram descritos na secção anterior. Este foi colocado no dedo, funcionando em modo de transmissão, e no pulso, funcionando em modo de reflexão.

## 4.2 Software

Na Figura 4.3 encontram-se ilustradas as formas de sinal típicas obtidas por cada um dos sensores utilizados nesta fase do trabalho, bem como os TPs a ser calculados a partir dos sinais dados como *input* ao sistema.

O intuito das aquisições realizadas foi obter o TP de diferentes formas e recorrendo a diferentes combinações de sinais e sensores para posteriormente ser possível concluir sobre qual das abordagens apresenta melhores resultados. Independentemente dos sinais a utilizar no cálculo do TP, a Equação 4.1 foi a fórmula geral utilizada para a obtenção deste parâmetro.



**Figura 4.3:** Formas de onda típicas dos PPGs e ECGs obtidos e representação dos TPs calculados pelo algoritmo.

$$TP = P_i - P_j, \quad (4.1)$$

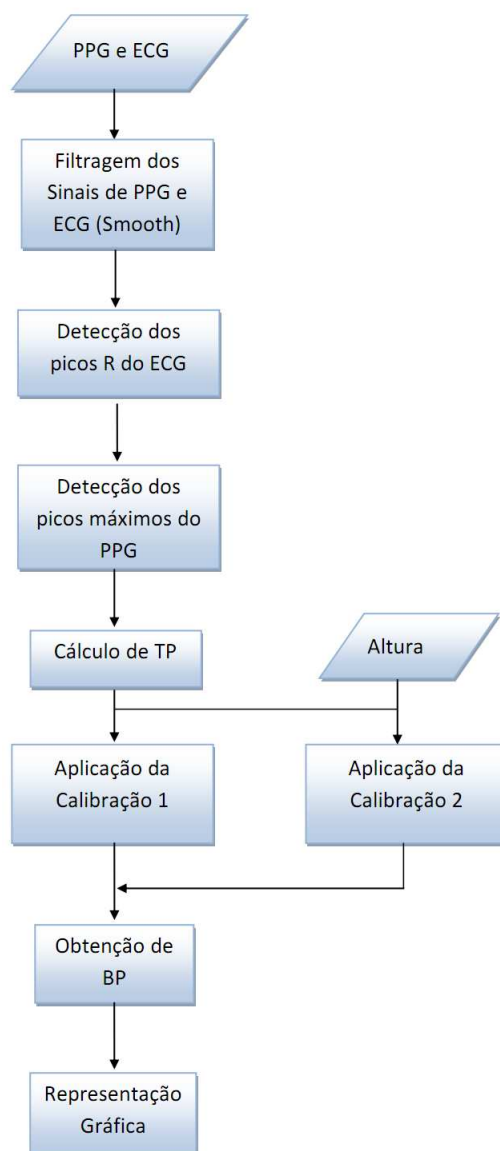
Em que  $P_i$  é a posição do pico do sinal da zona arterial a que o sangue demora mais tempo a chegar e  $P_j$  é a posição do pico do sinal da zona arterial onde o sangue chega mais rápido.

O algoritmo desenvolvido para a obtenção do TP1 e TP2 e PA (a partir desses) pode ser resumido em 4 etapas:

- Detecção dos picos R do ECG [63];
- Detecção dos picos máximos do PPG (dedo ou pulso) [60];
- Obtenção de TP segundo a Equação 4.1.
- Cálculo da PA através de TP.

Para obtenção do TP3, o primeiro ponto do algoritmo é substituído por: Detecção dos Picos máximos de PPG [60] (dedo).

Na Figura 4.4 pode observar-se, de forma simplificada, o algoritmo utilizado para o cálculo do TP e para a obtenção da PA.



**Figura 4.4:** Diagrama de Blocos geral do algoritmo implementado em *Python* para obtenção do TP e da PA.

Note-se que no diagrama de blocos do algoritmo são referidas duas rectas de calibração. Na secção seguinte referir-se-ão as diferenças entre estas, bem como as possíveis vantagens ou desvantagens na utilização das mesmas.

### 4.3 Métodos de Calibração

A calibração do sensor para medição da PA através do TP foi efectuada através de comparação com o método *standard*, o esfigmomanómetro.

Foram realizadas várias aquisições, com as combinações de sensores acima mencionadas, de forma a averiguar qual a melhor forma de obter a PA tendo o valor do TP. Partiu-se da permissa de que o TP e a PA têm uma relação linear, pelo que as curvas de calibração foram obtidas através de

### 4.3. MÉTODOS DE CALIBRAÇÃO

regressões lineares. As experiências realizadas foram relativas a duas formas de calibração diferentes: Calibração 1 e Calibração 2.

#### **Calibração 1 - Sem parâmetros de entrada**

A primeira calibração realizada não tinha qualquer parâmetro de entrada, à excepção dos sinais necessários ao cálculo do TP. Após ter sido obtido este parâmetro realizou-se uma calibração que visava ser individual, ou seja, a cada aquisição/indivíduo fez-se corresponder uma recta de calibração. A Equação 4.2 representa a forma geral das equações obtidas na Calibração 1.

$$PA = m * TP + b, \quad (4.2)$$

As variáveis  $m$  e  $b$  são as constantes obtidas de cada uma das regressões lineares efectuadas.

Assim, dada uma recta de calibração para cada indivíduo, a obtenção da PA através do TP irá depender de uma calibração inicial ou intermitente do sensor, criando a recta que dá a correspondência entre o TP e a PA para cada sujeito.

Note-se que fazendo uma aquisição em que não são inseridos quaisquer dados acerca do indivíduo, como a altura ou a distância a que se encontram colocados os sensores utilizados para a obtenção do TP, se forem testadas duas pessoas cujo tamanho do braço é diferente, o TP não é o mesmo para as duas, ainda que ambas tenham a mesma PA.

Como tal, se nenhuma informação acerca do indivíduo, como proporções corporais ou altura, for dada, a utilização de outro sensor, como o esfigmomanómetro, é essencial na medida em que permite ter a informação necessária de base para poder fazer corresponder o valor de TP com o de PA.

Foi então testada uma segunda forma de calibração na qual é inserido um parâmetro que dá informação acerca do indivíduo.

#### **Calibração 2 - Com parâmetro de entrada: Altura**

Dando como *input* a altura do sujeito que vai utilizar o sensor, pode calcular-se um coeficiente de correlação corporal  $f$  [64]. A Equação 4.3 foi a utilizada para obter os resultados da Calibração 2.

$$PA = m * (TP/f) + b, \quad (4.3)$$

Em que as variáveis  $m$  e  $b$  são as constantes obtidas de cada uma das regressões lineares efectuadas e  $f$  é o coeficiente de correlação utilizado, dependente da altura de cada sujeito.

Assim, para esta calibração, em vez de ser utilizado o TP, foi utilizado o quociente entre o TP e  $f$ , de forma a obter uma regressão linear a ser utilizada como calibração para a população em geral.

Ambas as abordagens foram testadas com o objectivo de possuir um sensor miniaturizado e com

## CAPÍTULO 4. DESENVOLVIMENTO DO SENSOR DE MEDIÇÃO DE PRESSÃO ARTERIAL

múltiplas funções: medição de HR através de sinais de BVP, medição de Oximetria e Pressão Arterial, sendo a PA medida sem recurso a um esfigmomanómetro.

## Capítulo 5

# Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos, a sua análise e discussão. Para chegar a estes, foram realizados diferentes testes, aplicando protocolos que serão referidos em cada uma das secções correspondentes.

Serão apresentados resultados comparativos entre a resposta dos sinais dos sensores utilizados, BVP e ECG em termos de detecção de picos (correspondentes a sísoles). É também feita uma comparação entre a obtenção da frequência cardíaca por BVP e por ECG. Finalmente são expostos e discutidos os resultados relativos à calibração de ambos os sensores desenvolvidos (Oxímetro de Pulso e Pressão Arterial) e feita uma comparação com sensores comercializados para a medição dos respectivos parâmetros ( $S_pO_2$  e PA).

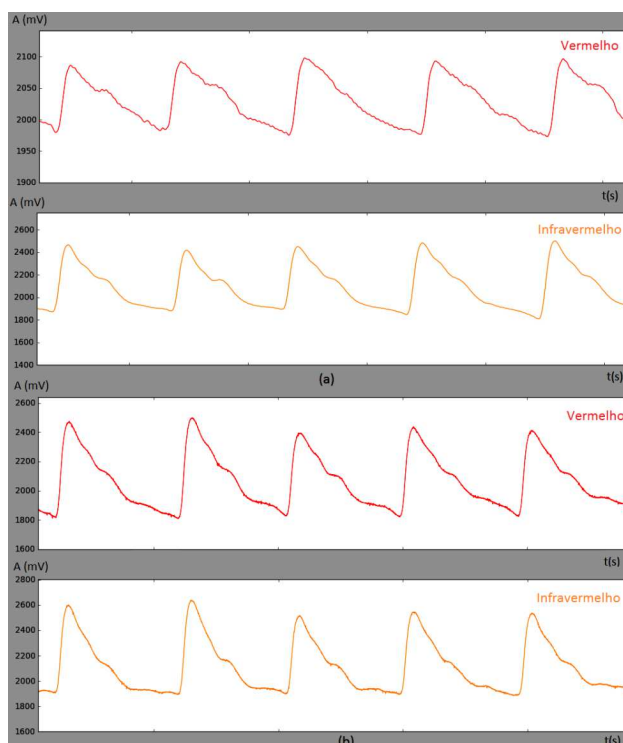
### 5.1 Resposta dos sensores de BVP (oxiPlux) e ECG (ecgPlux)

A análise da resposta dos sensores de BVP e ECG utilizados foi feita de forma quantitativa e tendo como objectivo verificar se a detecção de picos, tanto nos sinais de PPG como de ECG, eram coincidentes. Foi também comparada, entre os sensores utilizados, os valores de HR obtidos.

Para tal, foram adquiridos sinais de PPG por transmissão no dedo indicador direito (oxiPlux), PPG por reflexão no pulso direito (oxiPlux), colocado na zona da artéria ulnar, zona anterior do pulso, e ECG (ecgPlux) na derivação V2, em 6 voluntários, com idades entre 22 e 27 anos. Estas aquisições foram realizadas em repouso, para que artefactos de movimento nos sinais fossem minimizados.

Na Figura 5.1 são apresentadas as formas de sinal típicas de PPG obtidas nestas aquisições: no modo de transmissão com o sensor localizado no dedo (a) e no modo de reflexão com o sensor localizado no pulso (b).

Foram contabilizados, com os algoritmos utilizados (desenvolvidos na *PLUX wireless biosignals* e que fazem parte da base de algoritmos da mesma - *Opensignals*), os picos máximos de cada um



**Figura 5.1:** Formas de sinal de PPG típicas obtidas com o *oxiPlux*: (a) no dedo e em modo de transmissão; (b) no pulso e em modo de reflexão.

dos sinais de PPG e os picos R dos sinais de ECG. Foi considerado o sinal de ECG como sendo a referência e compararam-se as detecções de picos de PPG (para o sensor localizado no dedo e no pulso) relativamente às detecções de picos de ECG. Assim, foi calculada a percentagem de picos detectados para cada uma das localizações do sensor de oximetria, tendo com referência (100%) as detecções obtidas do sinal de ECG.

Os resultados apresentam-se na Tabela 5.1.

**Tabela 5.1:** Comparação de detecção de picos obtidos pelos 3 sensores utilizados: *ecgPlux*, *oxiPlux* dedo e pulso.

Sensor	Percentagem (%)
<i>oxiPlux</i> dedo	99,8
<i>oxiPlux</i> pulso	99,7

É possível verificar, a partir da Tabela 5.1 que a percentagem de detecção de picos dos sinais obtidos pelo sensor *oxiPlux* apresenta valores elevados. A detecção de picos nos sinais, correspondentes a sístoles, apresenta, no pior caso, 0,3% de picos não detectados quando comparados com a referência (ECG).

As médias da HR e desvio-padrão ( $\sigma$ ) obtidos através da utilização dos algoritmos aplicados a cada um dos sinais estudados, encontram-se disponibilizadas na Tabela 5.2.

Analisando a Tabela 5.2 é possível observar que os valores para HR obtidos com os diferentes

## 5.2. OXÍMETRO DE PULSO

**Tabela 5.2:** Comparação dos valores de HR (*bpm*) obtidos com cada um dos sensores utilizados (ecgPlux, oxiPlux no dedo e oxiPLux no pulso)

Aquisição	ecgPlux ( <i>bpm</i> ± $\sigma$ )	oxiPlux no dedo ( <i>bpm</i> ± $\sigma$ )	oxiPLux no pulso ( <i>bpm</i> ± $\sigma$ )
1	74,5±3,81	74,1±6,0	74,6±6,0
2	96,9±4,2	96,8±4,4	96,9±4,7
3	63,3±4,2	63,3±4,3	63,3±4,3
4	86,5±9,5	86,6±9,7	86,6±10,8
5	63,8±6,8	63,8±6,8	64,7±7,2
6	66,5±6,4	66,5±6,3	66,5±6,4

sensores se encontram em concordância entre si. Através dos valores de desvio-padrão apresentados pode verificar-se que as médias de HR obtidas (através dos sinais de BVP) se encontram sempre dentro do intervalo  $HR \pm \sigma$  obtido dos sinais de ECG. Note-se que as diferenças entre os resultados obtidos para a média de HR são sempre ao nível das décimas de *bpm*, nunca chegando a 1 *bpm* a diferença entre a HR obtida pelo ECG e pelo BVP (tanto no dedo como no pulso).

Pode, portanto, concluir-se que os resultados obtidos para a HR calculada a partir de sinais de BVP é consistente com os resultados obtidos a partir de sinais de ECG.

## 5.2 Oxímetro de Pulso

Nesta secção serão apresentados resultados referentes à obtenção da Saturação de Oxigénio ( $S_pO_2$ ) com o sensor desenvolvido. Serão referidas as calibrações realizadas para o mesmo e serão apresentados resultados de comparação com um sensor de mercado (Nonin).

Foram feitos estudos com o *oxiPlux* colocado no dedo e no pulso. Os resultados obtidos com o oxímetro colocado no dedo revelaram-se inconclusivos e, por isso, não são apresentados.

### 5.2.1 *oxiPlux* localizado no pulso

Para o *oxiPlux* localizado no pulso, foi obtida uma nova recta de calibração, cujo valor de  $R^2$  obtido foi de 75%. Na Tabela 5.3 encontram-se os resultados da comparação entre os valores de  $S_pO_2$  obtidos pelo *oxiPlux* e pelo Nonin, numa situação de normóxia. São apresentados a média de  $S_pO_2$  e o desvio-padrão obtidos para cada um dos sensores.

Relativamente aos resultados obtidos para o *oxiPlux* colocado no pulso (Tabela 5.3), pode concluir-se que valores de  $S_pO_2$  obtidos se encontram no intervalo de valores obtidos pelo Nonin. A precisão do Nonin é  $\pm 2\%$  [32], pelo que se for obtida  $S_pO_2$  de 97% por este dispositivo, é possível que o valor real de  $S_pO_2$  seja de  $97\% \pm 1,94$ . Calculando esse erro para os valores de saturação de oxigénio obtidos para o Nonin, conforme o que se encontra apresentado na Tabela 5.4, e comparando-os com os resultados do *oxiPlux*, é possível verificar que os valores de  $S_pO_2$  obtidos pelo dispositivo desen-

**Tabela 5.3:** Comparação de resultados de  $S_pO_2$  obtidos com *oxiPlux* (no pulso) e com Nonin - em Normóxia.

Sujeito	oxiPlux pulso: $S_pO_2(\%) \pm \sigma$	Nonin: $S_pO_2(\%) \pm \sigma$
1	97,41 $\pm$ 0,14	97,29 $\pm$ 0,76
2	96,87 $\pm$ 0,16	96,38 $\pm$ 0,52
3	96,19 $\pm$ 0,16	96,13 $\pm$ 0,64
4	96,97 $\pm$ 0,29	97,13 $\pm$ 0,64
5	98,17 $\pm$ 0,41	97,31 $\pm$ 0,21
6	98,33 $\pm$ 0,52	98,54 $\pm$ 0,36

volvido estão, para todos os sujeitos, dentro do intervalo de valores que é garantido pelo Nonin.

**Tabela 5.4:** Erro do Nonin para cada uma das aquisições dada a precisão do sensor.

Sujeito	Nonin $S_pO_2(\%)$	Erro: $\pm 2\%$
1	97,29	1,95
2	96,38	1,93
3	96,13	1,92
4	97,13	1,94
5	97,31	1,95
6	98,54	1,97

Note-se que o *oxiPlux* permite a aquisição de sinais contínua, a uma frequência de amostragem de 1 kHz, ou seja, permite detectar as variações que ocorram num sinal em intervalos de 1 ms. Os resultados obtidos pelo dispositivo de referência (Nonin) foram registados com intervalos de 10 s, pelo que variações nos valores de saturação de oxigénio que tenham ocorrido nesse intervalo de tempo são integradas no valor reportado. Tal facto permite dizer que, ainda que tenham sido feitas médias de 10 em 10 s para a  $S_pO_2$  obtida do *oxiPlux*, este pode ter detectado variações na saturação de oxigénio não registadas para o método de referência. Assim, as pequenas discrepâncias nos resultados obtidos para a  $S_pO_2$  obtida através do *oxiPlux* localizado no pulso podem ter origem neste facto.

### 5.3 Pressão Arterial através do Tempo de Pulso

Para o estudo relativo à obtenção da Pressão Arterial - Sistólica (PAS) e Diastólica (PAD) - a partir do Tempo de Pulso (TP), foram testadas duas formas de calibração (Calibração 1 e Calibração 2), recorrendo a 3 diferentes combinações de sensores para ambas. São apresentados, na presente secção, os resultados relativos a ambas as calibrações e sua comparação com o método *standard* (esfismo-manómetro).

As aquisições realizadas para a obtenção destes resultados contaram com a participação de 6 voluntários, com idades compreendidas entre os 22 e 27 anos, alturas entre 1,55 m e 1,97 m, sem qualquer condição clínica relevante para o estudo conhecida. O método de referência utilizado para

### 5.3. PRESSÃO ARTERIAL ATRAVÉS DO TEMPO DE PULSO

comparação dos resultados foi o esfigmomanómetro (Elta - Model: BM101 (HL168B)), colocado no pulso direito.

#### 5.3.1 Calibração do Sensor

##### Calibração 1

São apresentados na Tabela 5.5 os intervalos do coeficiente de determinação ( $R^2$ ) das rectas de calibração (Calibração 1) obtidas para estimar PAS e PAD a partir dos TPs:

- TP1 - ECG e *oxiPlux* no dedo;
- TP2 - ECG e *oxiPlux* no pulso;
- TP3 - *oxiPlux* no pulso e *oxiPlux* no dedo.

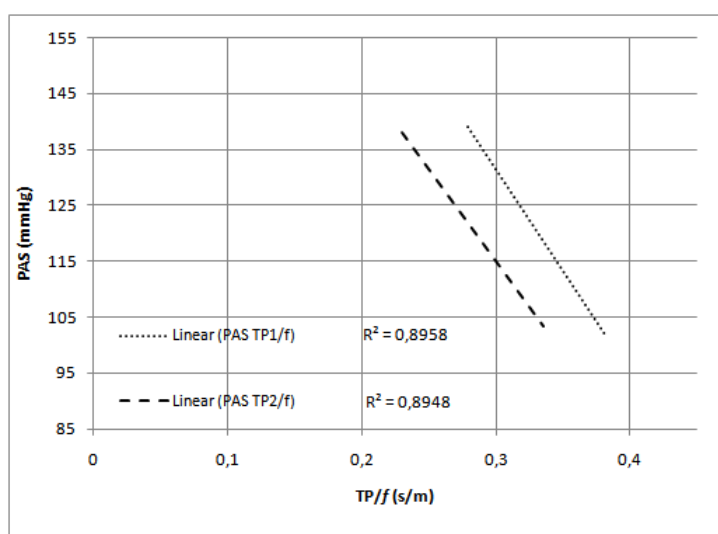
São apresentados os valores máximos e mínimos de  $R^2$  obtidos para cada um dos TPs nas calibrações individuais.

**Tabela 5.5:** Intervalos dos coeficientes de determinação ( $R^2$ ) obtidos para os valores de PAS e PAD estimados a partir de diferentes TP - Calibração 1.

TP	$R^2$ para PAS:	$R^2$ para PAD:
TP1	0.14 - 0.95	0.10 - 0.79
TP2	0.73 - 0.90	0.18 - 0.41
TP3	0.40 - 0.99	0.22 - 0.99

##### Calibração 2

Para a Calibração 2, calibração geral, as curvas de calibração obtidas para o TP1 e TP2, para estimar a PAS, encontram-se apresentadas na Figura 5.2.



**Figura 5.2:** Curvas de Calibração para PAS para TP1 e TP2 - Calibração 2.

Relativamente ao TP3, os resultados para a Calibração 2 apresentam um valor baixo de  $R^2$ , pelo que estes resultados não foram considerados para o restante estudo, dado não serem conclusivos. Este baixo valor pode dever-se ao factor de correlação corporal utilizado ( $f$ ). A relação utilizada pode não ser a indicada para a localização de sensores considerada para o TP3, pelo que o estudo de uma calibração geral com um factor de correlação diferente poderia originar melhores resultados de PA quando estimada pelo TP3. Para além deste facto, há também que referir que a dificuldade em obter um sinal de PPG com elevada qualidade (essencialmente em termos de magnitude) para o sensor localizado no pulso, para alguns dos indivíduos testados, pode também contribuir para o baixo valor de  $R^2$  obtido para este parâmetro. Dada a proximidade dos sensores, os valores de TP3 obtidos serão sempre muito baixos, pelo que qualquer erro na detecção de picos (provocada por uma menor qualidade de sinal) poderá facilmente conduzir a um TP negativo, e consequentemente a um erro ao estimar a PA.

Observando a Figura 5.2 pode concluir-se que os valores de  $R^2$  para o TP1 e para o TP2 são maiores que 0,85, o que demonstra haver uma boa relação entre estes parâmetros e a PAS estimada.

Os resultados das rectas de calibração obtidas para estimar a PAD revelam valores mais baixos de  $R^2$  (em média 0,10) não revelando uma boa relação entre os TPs obtidos e o PAD. Este facto está de acordo com o que se encontra descrito na literatura [38,43], referindo que a correlação entre o TP e a PAD é mais baixa do que a correlação entre o TP e a PAS. Sabendo desta limitação, os resultados obtidos para a PAD serão também apresentados na secção seguinte.

### 5.3.2 Comparação com esfigmomanómetro

Após terem sido obtidas as curvas de calibração (Calibração 1 e Calibração 2), cujos resultados se encontram acima referidos, foram aplicados os algoritmos desenvolvidos para estimar a PAS e a PAD a partir do TP.

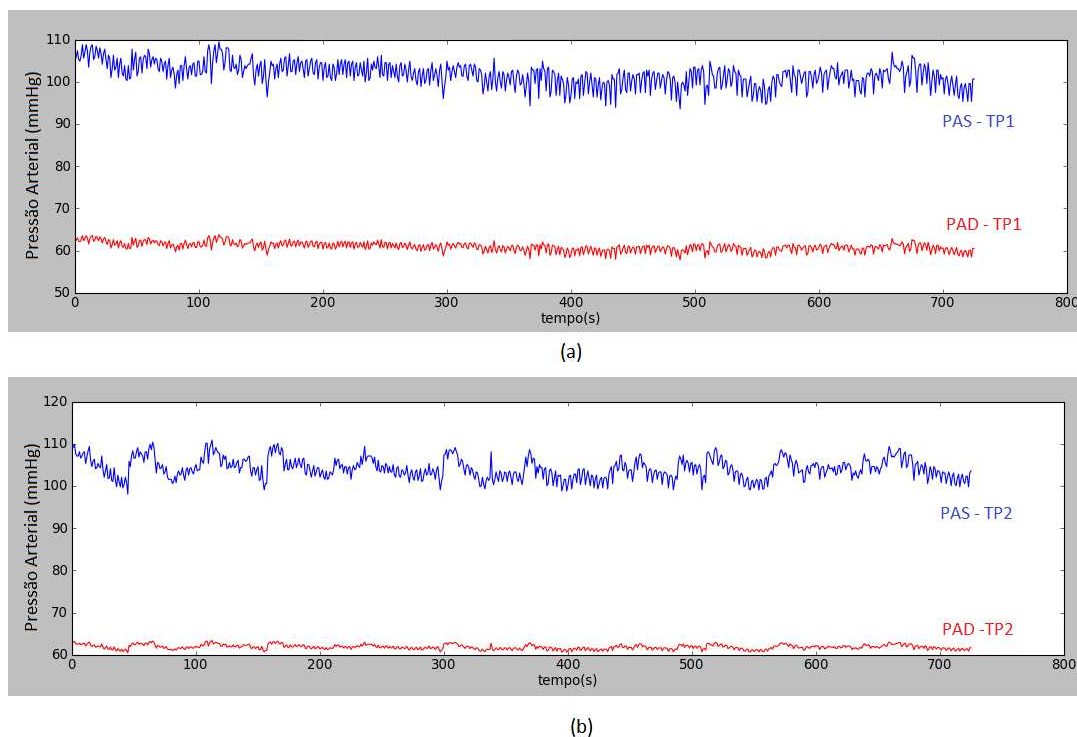
Na Figura 5.3, encontra-se um exemplo da obtenção da PAS e da PAD através do TP1 (a) e TP2 (b), recorrendo à forma de Calibração 1, para um dos voluntários deste estudo.

Os resultados obtidos para ambas as calibrações e a comparação com os resultados do método de referência, encontram-se expostos nas Tabela 5.6, para PAS, e Tabela 5.7, para PAD.

Analisando as Tabelas 5.6 e 5.7, pode verificar-se que os valores obtidos para a PAS e PAD se encontram, na maioria dos casos, significativamente relacionadas com os resultados obtidos através do método de referência. Pode observar-se que, especialmente no que diz respeito à Calibração 1, os valores médios obtidos para a PA estimada estão dentro do intervalo  $PA \pm \sigma$  obtido do método de referência.

É também possível observar que alguns dos valores de PA estimados não se encontram totalmente

### 5.3. PRESSÃO ARTERIAL ATRAVÉS DO TEMPO DE PULSO



**Figura 5.3:** Sinais de PAS e PAD estimados através do TP1 (a) e do TP2 (b), aplicando a Calibração 1, para o Sujeito 6.

**Tabela 5.6:** Comparação entre PAS estimado através da aplicação da Calibração 1 (Cal 1), Calibração 2 (Cal 2) e esfigmomanómetro (*Cuff*).

Sujeito	PAS (mmHg) <i>Cuff</i>	PAS (mmHg) por TP1: Cal 1: PAS $\pm\sigma$ Cal 2: PAS $\pm\sigma$	PAS (mmHg) por TP2: Cal 1: PAS $\pm\sigma$ Cal 2: PAS $\pm\sigma$	PAS (mmHg) por TP3: Cal 1: PAS $\pm\sigma$
1	130.86 $\pm$ 6.33	135.91 $\pm$ 3.33 133.13 $\pm$ 1.90	136.12 $\pm$ 4.10 137.39 $\pm$ 3.14	138.81 $\pm$ 17.03
2	116.67 $\pm$ 3.88	109.75 $\pm$ 11.18 135.50 $\pm$ 3.94	114.81 $\pm$ 0.83 148.39 $\pm$ 2.58	121.09 $\pm$ 3.02
3	132.00 $\pm$ 7.18	131.47 $\pm$ 11.13 136.93 $\pm$ 1.56	138.97 $\pm$ 12.93 137.93 $\pm$ 1.88	141.42 $\pm$ 11.53
4	131.8 $\pm$ 6.61	123.87 $\pm$ 6.39 121.53 $\pm$ 5.07	132.57 $\pm$ 1.98 127.29 $\pm$ 3.22	139.55 $\pm$ 6.41
5	120.33 $\pm$ 2.16	119.21 $\pm$ 1.17 118.70 $\pm$ 2.74	120.31 $\pm$ 1.94 120.43 $\pm$ 3.53	120.62 $\pm$ 2.37
6	104.83 $\pm$ 2.71	104.20 $\pm$ 2.86 108.11 $\pm$ 17.88	103.82 $\pm$ 2.63 107.62 $\pm$ 22.58	102.25 $\pm$ 4.50

de acordo com os obtidos pelo esfigmomanómetro, como é o exemplo do valor estimado de PAS, dado pela calibração 2, para o Sujeito 2. Ainda assim, o pior resultado estimado (para a PAS Calibração 2, Sujeito 2) tem uma diferença relativa ao método de referência de 32 mmHg. Sabendo que se a manga de insuflação (*cuff*) utilizada for muito pequena, ou se esta se encontrar colocada sobre a roupa, a variação provocada na PA lida por um esfigmomanómetro pode variar entre 10 mmHg e 40 mmHg relativamente ao valor real [65], pode dizer-se que pior erro obtido pelo método apresentado

**Tabela 5.7:** Comparação entre PAD estimado através da aplicação da Calibração 1 (Cal 1), Calibração 2 (Cal 2) e esfigmomanómetro (*Cuff*).

Sujeito	PAD (mmHg) <i>Cuff</i>	PAD (mmHg) por TP1: Cal 1: PAD $\pm\sigma$ Cal 2: PAD $\pm\sigma$	PAD (mmHg) por TP2: Cal 1: PAD $\pm\sigma$ Cal 2: PAD $\pm\sigma$	PAD (mmHg) por TP3: Cal 1: PAD $\pm\sigma$
1	68.00 $\pm$ 4.76	69.53 $\pm$ 1.39 70.67 $\pm$ 0.31	69.53 $\pm$ 1.57 71.70 $\pm$ 0.53	67.61 $\pm$ 7.68
2	70.83 $\pm$ 2.99	74.05 $\pm$ 1.71 71.07 $\pm$ 0.66	71.01 $\pm$ 0.92 73.57 $\pm$ 0.43	77.24 $\pm$ 2.71
3	69.00 $\pm$ 5.06	69.25 $\pm$ 5.63 71.30 $\pm$ 0.26	67.75 $\pm$ 0.92 71.79 $\pm$ 0.32	74.58 $\pm$ 3.87
4	72.67 $\pm$ 4.97	70.33 $\pm$ 3.73 68.74 $\pm$ 0.84	77.83 $\pm$ 5.04 69.99 $\pm$ 0.54	72.88 $\pm$ 4.72
5	68.60 $\pm$ 1.95	68.30 $\pm$ 1.70 68.27 $\pm$ 0.45	68.20 $\pm$ 1.29 69.17 $\pm$ 2.62	67.05 $\pm$ 2.08
6	61.60 $\pm$ 1.14	61.77 $\pm$ 1.08 66.51 $\pm$ 2.98	61.75 $\pm$ 0.61 66.65 $\pm$ 3.83	62.16 $\pm$ 0.97

se encontra neste intervalo. Assim sendo, o valor estimado pelo método apresentado dá, no pior caso, um erro que se encontra contido no intervalo de variabilidade de PA obtido caso se tenha um esfigmomanómetro mal colocado.

Outra possível explicação para as variações entre os valores estimados e os de referência, é a necessidade de ajuste do factor de correlação corporal utilizado. Foi testado apenas um factor de correlação corporal (que tem em conta a altura do sujeito), mas o teste da aplicação de outros factores de correlação pode ter interesse com vista a obter valores de coeficiente de determinação mais próximos da unidade e assim resultados mais precisos. Note-se que o pior resultado obtido foi para o Sujeito 2 (altura de 1,97 m) e para a Calibração 2. Tratando-se de um dos extremos de altura testados, é possível que para este, o factor de correlação aplicado neste estudo não seja o mais indicado e que este não traduza a proporção correcta que se pretende dar como *input* ao sensor para estimar a PA dado o TP.

Há que referir, no entanto, que as diferenças obtidas na maioria dos casos podem ser explicadas pelo baixo valor de  $R^2$  de algumas curvas de calibração, especialmente no que diz respeito a PAD, para a Calibração 2.

O estudo realizado permitiu concluir que os resultados obtidos com calibração individual (Calibração 1) são melhores que os seus homólogos aquando da utilização da calibração geral (Calibração 2). Tal já era esperado, pois a aplicação de uma calibração geral mostra-se mais complicada dada a variabilidade de factores a ter em conta quando se altera o sujeito de teste. Contudo, a introdução do parâmetro de entrada escolhido (altura) para a Calibração 2, mostrou-se uma hipótese viável para reduzir essa variabilidade introduzida ao variar o sujeito. Ainda assim, pode assumir-se que foi possível estimar a PAS e a PAD recorrendo ao Tempo de Pulso.

## Capítulo 6

# Conclusões

### 6.1 Resultados Gerais

Os principais objectivos do presente trabalho foram o desenvolvimento de um sensor de oximetria e o estudo da técnica de Tempo de Pulso para medição de pressão arterial. Para o primeiro foram desenvolvidos o oxímetro de pulso, baseado na técnica de fotopletismografia, protótipos para a aquisição de sinal no pulso e foram implementados algoritmos *offline* que permitissem a obtenção da saturação de oxigénio no sangue. Quanto ao segundo objectivo, o estudo recaiu essencialmente na escolha da melhor combinação de sensores a utilizar, na implementação de algoritmos e no tratamento de dados.

O sensor de oximetria desenvolvido (*oxiPlux*), permitiu recolher sinais e obter valores de Saturação de oxigénio, quando aplicado no dedo, e funcionando no modo de transmissão, e quando aplicado no pulso (zona da artéria ulnar), funcionando em modo de reflexão.

Quanto à calibração efectuada para a colocação do *oxiPlux* no pulso, a mesma apresentou uma recta de calibração geral com um  $R^2$  de 0,75. Ainda que esta calibração tenha sido efectuada sem recorrer a estados de hipóxia induzida, os resultados obtidos em normóxia são já bastante elucidativos quanto ao funcionamento do sensor desenvolvido.

O *oxiPlux* provou já detectar variações na concentração de oxigénio no sangue, quando comparado com um oxímetro de mercado. Ainda assim, uma calibração mais definitiva para este sensor, será necessária para obter resultados de elevada fiabilidade e qualidade.

Relativamente aos protótipos desenvolvidos para a obtenção de sinais de PPG no pulso, em modo de reflexão, estes mostraram ter a forma indicada para a aplicação desejada (como localização e distância entre detector e emissores). Recorrendo a formas de prototipagem automáticas, os sensores para colocação no pulso tornar-se-iam mais pequenos e compactos, levando também a um maior conforto para o utilizador.

No que diz respeito ao sensor de medição da PA recorrendo ao TP, os resultados obtidos mos-

traram ser mais coerentes com os do sistema de comparação para o método de calibração efectuado individualmente (Calibração 1), do que para uma calibração geral (Calibração 2). Ainda assim, os resultados obtidos com recurso à calibração geral, na qual a altura era um parâmetro de entrada, mostraram-se significativamente relacionados com o método *standard*. Conforme era esperado, segundo o que fora revisto na literatura, a PAS relaciona-se melhor com o TP do que a PAD, dando a primeira valores de coeficiente de determinação melhores para as rectas obtidas.

Para o estudo efectuado na Calibração 2, foi utilizado apenas um coeficiente de correlação corporal ( $f$ ), relacionado com a altura, o que pode justificar o facto de para determinados sujeitos o resultado de PA estimada não ser tão próximo do resultado do esfigmomanómetro. Note-se que, ainda que utilizando um factor de correlação que tenta relacionar a distância a que se encontram os sensores com a altura do sujeito, este pode não ser o mais adequado para todos os sujeitos, pois pode não descrever realmente esta relação para todos os indivíduos.

Uma boa forma de solucionar este caso seria aplicar, por exemplo, dois sensores de PPG a distância conhecida (que não varie de indivíduo para indivíduo) e assim ficaria excluída a necessidade da introdução de um factor relacionado com a altura, necessitando-se apenas do TP, pois sabe-se que a distância percorrida pelo sangue é a mesma.

Neste estudo (PA) não foi considerado, em nenhum dos casos, a influência do PEP, pelo que não é possível saber se este influenciou, nalgum dos casos, a baixa relação obtida entre o TP e a PA.

Dados os resultados para a obtenção da PA a partir do TP, pode concluir-se que foi possível estimar a Pressão Arterial Sistólica e a Pressão Arterial Diastólica recorrendo ao Tempo de Pulso.

## 6.2 Trabalho Futuro

Do trabalho a desenvolver no futuro com respeito ao sensor de oximetria desenvolvido, pode referir-se uma calibração mais efectiva do oxímetro de pulso, recorrendo à obtenção de mais sinais em situação de hipóxia, tanto para o sensor localizado no dedo como no pulso e a transição de software offline para aplicações em tempo-real. O desenvolvimento de novos protótipos, com recurso a prototipagens automáticas, para aplicação do sensor no pulso é também um estudo a efectuar, de modo a permitir a obtenção de sinais de boa qualidade mais facilmente.

A calibração efectuada para o *oxiPlux* localizado no dedo, resultou na obtenção de coeficientes de determinação baixos, levando a resultados inconclusivos que, por isso, não foram apresentados. Neste caso, novas aquisições, recorrendo de igual modo à indução de estados de hipóxia, será uma necessidade para a obtenção de resultados mais conclusivos.

No que diz respeito ao estudo de obtenção de PA através do TP, as abordagens utilizadas neste estudo são todas com recurso a calibrações lineares, mas o teste de relações não-lineares será também

## 6.2. TRABALHO FUTURO

uma mais valia para o estudo da relação entre estes parâmetros.

Ainda relativamente ao sensor de PA, o estudo da aplicação de outros factores de correlação corporal, relacionados com a altura ou com outro parâmetro que se revele ter influência, pode também vir a ser útil no futuro para a obtenção de resultados mais precisos.

Note-se que os algoritmos aplicados foram desenvolvidos separadamente para cada um dos sensores, contudo a integração destes num só é uma possibilidade a desenvolver, que resultará na obtenção de dois parâmetros importantes como são a  $S_pO_2$  e a PA utilizando uma aplicação apenas.



# Bibliografia

- [1] R. G. Haahr, "Reflectance pulse oximetry sensor for the electronic patch," Master's thesis, Technical University of Denmark: MIC: Department of Micro and Nanotechnology, Denmark, 2006.
- [2] A. Sola *et al.*, "Pulse oximetry in neonatal care in 2005. A comprehensive state of the art review," in *Anales de Pediatría*, vol. 62, p. 266, 2005.
- [3] M. Wong, C. Poon, and Y. Zhang, "An evaluation of the cuffless blood pressure estimation based on pulse transit time technique: a half year study on normotensive subjects," *Cardiovascular Engineering*, vol. 9, no. 1, pp. 32–38, 2009.
- [4] WHO, "World health organization - the top 10 causes of death [online] - disponível em: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/index.html> [5 setembro 2011]," 2011.
- [5] PS, "Portal da saúde - ministério da saúde [online] disponível em: <http://www.portaldasaude.pt/> [5 setembro 2011]," 2011.
- [6] R. Stojanovic, D. Karadagic, K. Perakis, B. Lutovac, M. Haritou, and D. Koutsoris, "Led-led ppg-spo2 sensor-actuator," *The 3rd International Symposium of Biomedical Engineering*, 2008.
- [7] T. Mobley, J.; Vo-Dinh, *Optical Properties of Tissue - Biomedical Photonics Handbook*. CRC Press, 2003.
- [8] F. Schmidt, "Development of a time-resolved optical tomography system for neonatal brain imaging," *MEDICAL PHYSICS-LANCASTER PA-*, vol. 27, no. 6, pp. 1343–1343, 2000.
- [9] P. Shi, *Photoplethysmography in Noninvasive Cardiovascular Assessment*. PhD thesis, Loughborough University: Faculty of Engineering: Department of Electrical and Electronic Engineering, 2009.
- [10] P. Bothma, G. Joynt, J. Lipman, H. Hon, B. Mathala, J. Scribante, and J. Kromberg, "Accuracy of pulse oximetry in pigmented patients," *S Afr Med J*, vol. 86, no. 5 Suppl, pp. 594–6, 1996.
- [11] J. Feiner, J. Severinghaus, and P. Bickler, "Dark skin decreases the accuracy of pulse oximeters at low oxygen saturation: the effects of oximeter probe type and gender," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 105, no. 6S Suppl, p. S18, 2007.
- [12] R. M. Martins, "Densenvolvimento de um sensor de fotopletismografia para monitorização cardíaca para aplicação no pulso," Master's thesis, Universidade de Coimbra: Faculdade de Ciências e Tecnologia e PLUX, Wireless Biosignals, Coimbra, 2010.
- [13] E. Hecht, *Óptica*. Fundação Calouste Gulbenkian, 2 ed., 2002.
- [14] A. Reisner, P. Shaltis, D. McCombie, and H. Asada, "Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring," *Anesthesiology*, vol. 108, no. 5, p. 950, 2008.

- [15] J. Umbreit, "Methemoglobin—it's not just blue: a concise review," *American journal of hematology*, vol. 82, no. 2, pp. 134–144, 2007.
- [16] T. Rusch, R. Sankar, and J. Scharf, "Signal processing methods for pulse oximetry," *Computers in biology and medicine*, vol. 26, no. 2, pp. 143–159, 1996.
- [17] P. Cheang and P. Smith, "An overview of non-contact photoplethysmography," *Electronic systems and control division research*, 2003.
- [18] J. D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press LLC, 2000.
- [19] J. Moyle, *Pulse Oximetry*. BMJ Books, 2 ed., 2002.
- [20] I. Jeong, S. Jun, D. Um, J. Oh, and H. Yoon, "Non-invasive estimation of systolic blood pressure and diastolic blood pressure using photoplethysmograph components," *Yonsei Medical Journal*, vol. 51, no. 3, p. 345, 2010.
- [21] R. Smith, J. Argod, J. Pepin, and P. Levy, "Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications," *British Medical Journal*, vol. 54, no. 5, p. 452, 1999.
- [22] F. R. Daminani, "Proposta de protótipo de um oxímetro de pulso empregando tecnologia fpaa," Master's thesis, Universidade de São Paulo: Escola de Engenharia de São Carlos, São Paulo, 2010.
- [23] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological measurement*, vol. 28, p. R1, 2007.
- [24] J. Nijboer, J. Dorlas, and H. Mahieu, "Photoelectric plethysmography-some fundamental aspects of the reflection and transmission methods," *Clinical Physics and Physiological Measurement*, vol. 2, p. 205, 1981.
- [25] S. DeMeulenaere, "Pulse oximetry: uses and limitations," *The Journal for Nurse Practitioners*, vol. 3, no. 5, pp. 312–317, 2007.
- [26] J. Severinghaus, "Takuo aoyagi: discovery of pulse oximetry," *Anesthesia & Analgesia*, vol. 105, no. 6S Suppl, p. S1, 2007.
- [27] Y. Sterlin, "Specific problems in the development of pulse oximeters," *Biomedical Engineering*, vol. 27, no. 6, pp. 336–341, 1993.
- [28] G. Di, X. Tang, and W. Liu, "A reflectance pulse oximeter design using the msp430f149," *International Conference on Complex Medical Engineering*, pp. 1081–1084, 2007.
- [29] K. Reddy, B. George, N. Mohan, and V. Kumar, "A novel calibration-free method of measurement of oxygen saturation in arterial blood," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 58, no. 5, pp. 1699–1705, 2009.
- [30] S. Kastle, F. Noller, S. Falk, A. Bukta, E. Mayer, and D. Miller, "A new family of sensors for pulse oximetry," *Hewlett Packard Journal*, vol. 48, pp. 39–47, 1997.
- [31] A. Domingues, "Development of a stand-alone pulse oximeter," Master's thesis, Universidade de Coimbra: Faculdade de Ciências e Tecnologia, Coimbra, 2009.
- [32] Nonin, "Nonin - nonin medical inc. [online] disponível em: <http://www.nonin.com/> [5 setembro 2011]," 2011.
- [33] SPOmedical, "Spo medical - spo medical pulseox 6000 - <http://www.spomedical.com/> [online] - disponível em: <http://www.plux.info> [09 agosto 2011]," 2010.

## BIBLIOGRAFIA

- [34] C. Isik, *Blood Pressure Measurement - Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Ed. Hoboken John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [35] S. Kalsi *et al.*, “Design of arterial blood pressure, heart rate variability, and breathing rate monitoring device,” *EE 4BI6 Electrical Engineering Biomedical Capstones*, p. 7, 2009.
- [36] A. B. Noordin, “Cuff-less blood pressure meter system,” Master’s thesis, Universiti Teknologi Malaysia: Faculty of Electrical Engineering, Malaysia, 2009.
- [37] OMRON, “Omron healthcare - blood pressure monitors - <http://www.omron-healthcare.com/en/product> - disponível online em 25/07/2007.”
- [38] J. Padilla, E. Berjano, J. Sáiz, R. Rodriguez, and L. Fácila, “Pulse wave velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study on healthy volunteers,” *Cardiovascular Engineering*, vol. 9, no. 3, pp. 104–112, 2009.
- [39] N. Townsend, “Pulse transit time,” 2001.
- [40] J. Proença, J. Muehlsteff, X. Aubert, and P. Carvalho, “Is pulse transit time a good indicator of blood pressure changes during short physical exercise in a young population?,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 598–601, IEEE, 2010.
- [41] H. Gesche, D. Grosskurth, G. Kuchler, and A. Patzak, “Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method,” *European Journal of Applied Physiology*, pp. 1–7, 2011.
- [42] H. Sorvoja and R. Myllyla, “Noninvasive blood pressure measurement methods,” *Molecular and Quantum Acoustics*, vol. 27, pp. 239–264, 2006.
- [43] R. Payne, C. Symeonides, D. Webb, and S. Maxwell, “Pulse transit time measured from the ecg: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure,” *Journal of Applied Physiology*, vol. 100, no. 1, p. 136, 2006.
- [44] J. Proença, “Improved disease management of heart failure patients using the pulse wave velocity methodology,” Master’s thesis, University of Coimbra: Faculty of Sciences and Technology, Coimbra, 2010.
- [45] J. Naschitz, S. Bezobchuk, R. Mussafia-Priselac, S. Sundick, D. Dreyfuss, I. Khorshidi, A. Karidis, H. Manor, M. Nagar, E. Peck, *et al.*, “Pulse transit time by r-wave-gated infrared photoplethysmography: Review of the literature and personal experience,” *Journal of clinical monitoring and computing*, vol. 18, no. 5, pp. 333–342, 2004.
- [46] J. Pagani, M. Villa, G. Calcagnini, A. Alterio, R. Ambrosio, F. Censi, and R. Ronchetti, “Pulse transit time as a measure of inspiratory effort in children\*,” *Chest*, vol. 124, no. 4, p. 1487, 2003.
- [47] J. Baran, K. Chen, W. Stanford, M. Yarmarkovich, C. Green, and W. Block, “Pulse transit time measuring device,” *BME*, vol. 200, p. 300, 2006.
- [48] D. Linton and D. Gilon, “Advances in noninvasive cardiac output monitoring,” *Ann Card Anaesth*, vol. 5, pp. 141–8, 2002.
- [49] M. Nitzan, B. Khanokh, and Y. Slovik, “The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography,” *Physiological measurement*, vol. 23, p. 85, 2002.
- [50] A. Qasem and A. Avolio, “Determination of aortic pulse wave velocity from waveform decomposition of the central aortic pressure pulse,” *Hypertension*, vol. 51, no. 2, p. 188, 2008.

- [51] G. Sharwood-Smith, J. Bruce, and G. Drummond, "Assessment of pulse transit time to indicate cardiovascular changes during obstetric spinal anaesthesia," *British journal of anaesthesia*, vol. 96, no. 1, p. 100, 2006.
- [52] B. Galland, E. Tan, and B. Taylor, "Pulse transit time and blood pressure changes following auditory-evoked subcortical arousal and waking of infants," *Sleep*, vol. 30, no. 7, p. 891, 2007.
- [53] C. Poon and Y. Zhang, "Cuff-less and noninvasive measurements of arterial blood pressure by pulse transit time," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pp. 5877–5880, IEEE, 2005.
- [54] A. Trafto, "Wearable blood pressure sensor offers 24/7 continuous monitoring," 2009.
- [55] J. Millman, C. Halkias, and F. Terman, *Integrated electronics: analog digital circuits and systems*. McGraw-Hill, Inc. New York, NY, USA, 1972.
- [56] T. S. Araujo, "Desenvolvimento de um sensor de electroencefalografia localizado," Master's thesis, Universidade Nova de Lisboa: Faculdade de Ciências e Tecnologia e PLUX, Wireless Biosignals, Lisboa, 2010.
- [57] R. Mancini, *Op amps for everyone: design reference*. Texas Instruments Incorporate, 2003.
- [58] N. Townsend, "Pulse oximetry," 2001.
- [59] PLUX, "PLUX Wireless Biosignals - bioPLUX research manual [online] - Disponível em: <http://www.plux.info> [15 Agosto 2011]," 2011.
- [60] J. Medeiros, R. Martins, S. Palma, H. Gamboa, and M. Reis, "Blood volume pulse peak detector with a double adaptive threshold," in *6 International Conference on Technology and Medical Sciences*, 2010.
- [61] K. A. Reddy, *Novel Methods for Performance Enhancement of Pulse Oximeters*. PhD thesis, Indian Institute of Technology Madras: Department of Electrical Engineering, 2008.
- [62] PLUX, "PLUX Wireless Biosignals - Sensors PLUX manual ecgPLUX [online] - Disponível em: <http://www.plux.info> [20 Agosto 2011]," 2011.
- [63] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time qrs detection algorithm," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [64] P. Fung, G. Dumont, C. Ries, C. Mott, and M. Ansermino, "Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, vol. 1, pp. 738–741, IEEE, 2004.
- [65] WelchAllyn, "Welch allyn [online] disponível em: <http://www.welchallyn.com/>[5 setembro 2011]," 2011.

## Apêndice A

# Circuito de Oximetria

O presente apêndice é confidencial. Encontram-se apresentados nestes anexos a parte de Hardware do *oxiPlux*. Encontram-se expostos os circuitos desenvolvidos, as *PCBs* desenhadas, bem como a lista de componentes utilizados para a implementação do circuito. Note-se que a lista apresentada se refere aos componentes utilizados para a implementação em *PCB*, os componentes electrónicos utilizados para o desenvolvimento inicial, em *bread-board* foram os mesmos mas de tecnologia *DIP*.



## **Apêndice B**

### **Publicações**

No âmbito do trabalho desenvolvido, foi submetido e aceite para apresentação como "Short Paper" o artigo: "Development of a Pulse Oximeter and Blood Pressure Measurement Device ", para a conferência Biodevices, Biostec 2012.

**B.1 *Biodevices - Biostec 2012***

## DEVELOPMENT OF A PULSE OXIMETER AND BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE

Ana Fé<sup>1</sup>, Joana Sousa<sup>2</sup> and Hugo Gamboa<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Física - Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Monte da Caparica, Portugal

<sup>2</sup>PLUX Wireless biosignals, Lisboa, Portugal  
ana\_m\_fe@hotmail.com, {jsousa, hgamboa}@plux.info

Keywords: Pulse Oximeter, Oximetry, Blood Pressure, Pulse Transit Time

Abstract: The aim of this study was to develop a device that measures both oxygen saturation ( $S_pO_2$ ) and Blood Pressure (BP), non-invasively, continuously and without a cuff. The pulse oximeter was developed for transmission and reflection mode, for use in finger and wrist, respectively. The oxygen saturation results obtained with the developed device placed on the wrist revealed an high relation with an market device. For BP measurement there were tested 3 different combination of sensors localizations to obtain Pulse Transit Time (PTT): ECG and pulse oximeter on the finger, ECG and pulse oximeter on the wrist and pulse oximeter on the wrist and photoplethysmogram on finger, and two calibration modes: for each subject - without input parameters - and general - with one input parameter (height). The results revealed better correlation between the BP estimated with the first calibration and the reference method (cuff-based) than for the second calibration.

### 1 INTRODUCTION

The health condition of patient can be evaluated according to different parameters, including: heart rate (HR), Blood Pressure (BP), respiratory rate, temperature and Oxygen Saturation ( $S_pO_2$ ) (Haahr, 2006). These signals are considered as vital signs (Sola et al., 2005), since they allow to access the state of the heart and lungs functions (Haahr, 2006).

According to World Health Organization (WHO), cardiovascular diseases are the main cause of deaths (Wong et al., 2009) (WHO, 2011). In 2008, 7.3 million people died of ischemic heart disease (12.8% of global deaths) and 6.2 million died from stroke or other form of cerebrovascular disease (10.8% of deaths world) (WHO, 2011). In Portugal, cardiovascular diseases are the leading cause of death, accounted for about 40% of deaths in 2009 (PS, 2011).

Thus, there is an increasingly demand for non-invasive and continuous monitoring of important factors for assessing and preventing these and other diseases.

The oxygen saturation ( $S_pO_2$ ) is an efficiency indicator of gas exchange in the lungs and is quite important to determine deficiencies in respiratory system, diagnosis of diseases (such as cyanosis or hypoxemia), or anesthesia prescription (Daminani, 2010).

This parameter can be extracted from a Pulse oximeter. Pulse oximetry is an optical and non-invasive technique that allows to access the blood oxygen saturation, also know percentage of oxygen in blood (Rusch et al., 1996)(Sola et al., 2005). This technique measures the blood oxygen saturation during cardiac cycle by shining an infrared (IR) and red light-emission diode (LED) through the tissues.

This occurs because  $HbO_2$  and  $Hb$  have different absorption spectra, the absorption varies with the wavelength of incident light, except at a wavelength of 805 nm where both have the same absorption (isobestic point). So, for the red wavelength  $HbO_2$  transmits more and absorbs less, whereas for the wavelength of the infrared  $Hb$  transmits more and absorb less (Di et al., 2007).

Two important parameters influence in the estimation of  $S_pO_2$ : direct current (DC) and alternating current (AC)(Di et al., 2007). The DC component is due to continued absorption of bone, skin, tissue, venous and arterial non-pulsatile blood. The AC component is related with the absorption due to the pulsatile blood pressure (there is a variation of the optical path and the optical density due to changes in blood flow and the spatial orientation of erythrocytes during the cardiac cycle) (Reisner et al., 2008).

From these two components, the estimation of

$S_pO_2$  is made switching the red and infrared LEDs in a higher frequency than cardiac frequency. Thus,  $S_pO_2$  is obtained by applying Equation 1:

$$S_pO_2 = A - B * R, \text{ with} \quad (1)$$

$$R = (AC_{red} * DC_{IR}) / (AC_{IR} / DC_{red}) \quad (2)$$

A and B are constants extracted from a calibration curve.  $AC_{red}$  and  $DC_{red}$  represent the magnitudes of the pulsatile and DC parts of the red-PPG, respectively.  $AC_{infrared}$  and  $DC_{infrared}$  represent those magnitudes but from IR-PPG (Reddy et al., 2009).

$S_pO_2$  can be measured in two modes: transmission and reflection. In the first the probe is placed so that the LED and the photodetector stay on opposite sides of the tissue (finger for example) and is measured the light that is transmitted. In the second this two components are placed in the same side of the tissue and is measured the light that is reflected by the deeper structures (like bone) and returns to the surface (Reisner et al., 2008).

Most of the existing pulse oximeters work in transmission mode and the probe placed at finger. Although there are some marketed sensors that work in reflection mode, they are also for finger placement.

The combination of pulse oximeter with an ECG signal, allows to obtain another important parameter for patient clinical state evaluation, the Pulse Transit Time (PTT) that correlates with the BP (Naschitz et al., 2004). PTT refers to the time it takes a pulse wave to travel between two arterial sites (Naschitz et al., 2004).

One of the factors that have great influence on BP is the speed at which a blood pulse moves (velocity pulse propagation - VPP). This is proportional to BP (Naschitz et al., 2004). When there is an acute rise in BP, vascular tone increases, making the arterial wall becomes stiffer, which leads to a decrease in PTT (and increase the VPP). Conversely, when there is a sudden drop of BP, there is relaxation of vascular tone and PTT increases (and decrease the VPP) (Naschitz et al., 2004). So, PTT and BP are inversely proportional (Naschitz et al., 2004).

The measurement of this parameter implies the detection of an arterial pulse arrival at two different arterial sites. In typical measurement, this process depends on the acquisition of two different physiological signals: ECG and PPG. The first detects the ventricular depolarization by R wave. The second detects when the pulse wave arrives to an arterial extremity. However, measuring PTT can also be performed using two PPGs (Payne et al., 2006).

When ECG signal is used a slight delay must be considered, between the onset of cardiac electrical

activity and the beginning of mechanical ventricular ejection, the pre-ejection period (PEP) (Payne et al., 2006).

Although there are several approaches to how the BP and PTT are mathematically related (linearly (Noordin, 2009)(Wong et al., 2009)(Padilla et al., 2009), logarithmic (Proença et al., 2010) or polynomial (Noordin, 2009),(Fung et al., 2004)), the relationship between BP and the TP is described as *near-linear* (Payne et al., 2006).

There are several methods used to perform non-invasive measurement of BP, but the most widely used in clinical practice is the sphygmomanometer (cuff-based method). Although this gives results with good accuracy, the technique has the disadvantage of not detecting short-term changes, as so, not performing continuous monitoring of BP (Gesche et al., 2011). Furthermore, the use of the cuff can lead to disorders that takes to patient's blood pressure changes due to the cuff inflation (Gesche et al., 2011).

The main goal of the present work was to develop a finger and wrist oximeter and to study a new technique to measure and continuously monitoring BP, using the ECG and PPG signals.

## 2 METHODS

Two different studies were made in order to obtain Oximetry and Blood Pressure. The first includes the development of a pulse oximeter (called *oxiPlux*), calibrated using a data of a market oximeter (*Nonin Onyx II, Model 9550*). The second study refers to the analysis of the best method to obtain BP from PTT measurements by comparing with a cuff-based method (sphygmomanometer: *Elta - Model: BM101 (HL168B)*)).

All the measurements of the developed sensors were made with *bioPLUX Research*, with acquisition frequency of 1 kHz, which sends data via bluetooth and in real-time to PC. The algorithms used to obtain the desired parameters were implemented offline in *Python*.

### 2.1 Pulse Oximeter

#### 2.1.1 Sensor Description

It was developed a pulse oximeter with an automatic gain control (AGC), where the sensor has a feedback mechanism, the DC loop, that consists of a photodetector, a transimpedance amplifier, two sample-and-holds (S/H), two low pass filters, two AGC circuits and two led drive current circuits.

In the Figure 1 is shown the block diagram of the developed sensor.

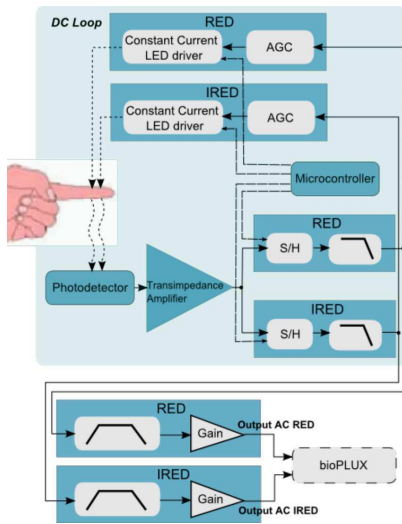


Figure 1: Block Diagram of the developed pulse oximeter.

The transimpedance amplifier has a high value resistor, and a low value capacitor. The first is used as a first gain stage and to control the noise occurring at the output. The second limits the circuit bandwidth.

The two sample-and-hold circuits are used for demultiplexing the red and infrared signals. The sampling frequency and the LEDs turn on/turn off are set by a microcontroller (ATtiny84). The time of sampling used is in the order of microseconds, what allows to sample the cardiac signal. Figure 2 shows the scheme used to switch the red and infrared LEDs and to obtain the samples. Note that both LEDs are never connected at same time.

The low pass filter that is used after the Sample and Hold circuits removes the higher frequencies.

After the low pass filters there is the AGC circuit. The AGC circuits are composed of error amplifiers that enable to compare the received voltage in a reference channel with the output and adjusts the output voltage accordingly. That means that DC voltage of red and infrared circuits become equal to a reference voltage. Since this part of the circuit is connected to the led current driver part (a voltage to current convert that controls the LED current), the intensity of both LEDs can be controlled based on the light that is received by the photodetector.

After the DC loop there is a high pass filter, which

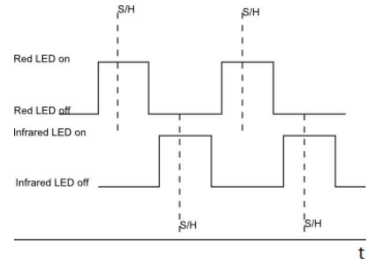


Figure 2: Switching scheme used for LEDs and Sample and Hold.

cutoff frequency only enables to pass frequencies above 0.4Hz (for photoplethysmograms the range of relevant frequencies are 0.5Hz to 5Hz). This step is followed by a Gain Stage and another Low Pass Filter (cutoff frequency 7Hz).

The output of the sensor is two AC signals: one from red and another from infrared absorption. Having a DC stabilized tension (for both wavelengths), the Equation 2 simplifies to:

$$R' = AC_{red} / AC_{infrared} \quad (3)$$

The AC signals were processed in order to obtain  $R'$  and, after calibration,  $S_pO_2$ . The developed algorithm can be divided in four steps:

- Detection of red and infrared PPG peaks positions;
- Application of Equation (3) in the peaks positions detected above, to obtain  $R'$ ;
- Average of five consecutive values of  $R'$ ;
- Application of calibration equation to obtain  $S_pO_2$ .

### 2.1.2 Data Acquisition and Calibration

It was studied the developed pulse oximeter working in reflection mode, placed on the wrist, in normoxia conditions.

A group of 6 volunteers, ages 22-27 participated in that study. The individuals were considered healthy, without any known disease. All the measurements were made in rest. The probe in wrist works in reflection mode and was placed over the ulnar arterie area and the results from that were compared with Nonin (*Nonin Onyx II, Model 9550*).

The pulse oximeter calibration was made by comparison. The data ( $R$ ) obtained with the developed device was fit to the data ( $S_pO_2$ ) obtained with Nonin, using a linear regression.

## 2.2 Blood Pressure by Pulse Transit Time

Table 1 and Figure 3 shows the PPTs obtained from different sensor combinations for the BP study.

Table 1: Different sensors combinations used to obtain PTT - Pulse Transit Time.

Sensors	PTT
ECG and oxiPlux in finger	PTT1
ECG and oxiPlux in wrist	PTT2
oxiPlux in wrist oxiPlux in finger	PTT3

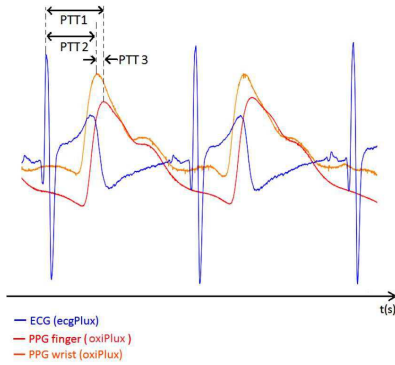


Figure 3: Typical PPG and ECG output signals and PTTs obtained by the developed algorithms.

In order to obtain BP from PTT, a group of acquisitions were made, with a 3-lead ECG sensor (ecg-PLUX) placed at chest (V2 derivation), oxiPLUX on right index finger, oxiPlux on right wrist and sphygmomanometer (Elta - Model: BM101 (HL168B)) in left wrist. From these were obtained PTT1, PTT2 and PTT3. For that, a group of 6 individuals, ages 22-27, height 1.55 m - 1.96 m, without any known disease, were volunteers.

All acquisitions were made during 10 minutes and the sphygmomanometer was connected every two minutes (approximately), in order to obtain BP, systolic (SBP) and diastolic (DBP), and also HR.

All the measurements were made at rest.

### 2.2.1 ECG and PPG

From ECG and PPG signals, the PTT (PTT1, PTT2) was calculated as the difference between the R wave

of ECG and the maximum point of red PPGs. The algorithm used for that calculation can be resumed in 3 points:

- Detection of ECG R peak positions;
- Detection of red PPG peak positions;
- Obtain the difference between the position of ECG peak and PPG peak - PTT;

With the PTT values, the BP was estimated by fitting the data obtained from the cuff-based method values and the PTT, applying a linear regression. That estimation was made using two different approaches:

- Calibration 1 - for each subject and without input parameters, as shown in Equation (4)
- Calibration 2 - general and with one input parameter, height, as shown in Equation (5).

$$BP = m * PTT + b \quad (4)$$

$$BP = m * (PTT / f) + b \quad (5)$$

The variables  $m$  and  $b$  are the fitting values and  $f$  is a body correlation factor related to height (Fung et al., 2004).

While the Calibration 1 (Cal 1) was made for each subject (individual curve calibration for each user), Calibration 2 (Cal 2) was made for the total of the acquisitions, meaning the same calibration curve for all users.

### 2.2.2 PPG and PPG

By using only PPG signals (on the finger and on the wrist), the developed study aims to obtain PTT (PTT3) and estimate the BP.

The resumed algorithm used to obtain that parameters is:

- Detection of finger PPG peak positions;
- Detection of wrist PPG peak positions;
- Obtain difference between the positions obtained above - PTT;

With PTT values PB was estimated in two, applying Calibration 1 (Equation 4) and Calibration 2 (Equation 5).

## 3 RESULTS

### 3.1 Oximetry Study

Figure 4 shows the typical output signal shapes obtained in the oximeter acquisitions (AC red an AC ired) on the finger (a) and on the wrist (b).

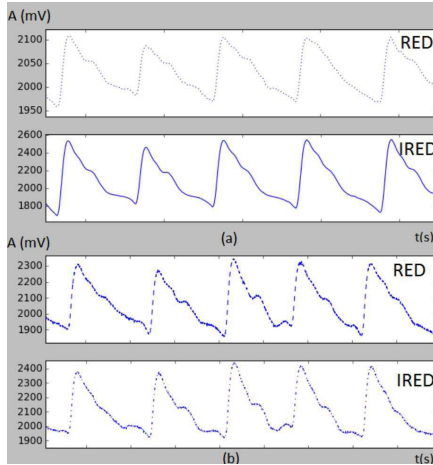


Figure 4: Typical oximeter (oxiPlux) outputs: AC RED and AC IRED for finger in transmission mode (a) and wrist in reflection mode (b).

The main objective of that study part was to obtain an instrument that gives quantitative measurements  $S_pO_2$ . Calibration was a crucial part of the whole process and so this was the first step of the study. It was obtained a calibration curve for this sensor, working in reflection and for wrist placemnet, witch have a  $R^2$  equal to 0.74.

The Table 2 presents presents a comparison between the  $S_pO_2$  results obtained with the oxiPlux probe placed at wrist, working in reflection mode, and Nonin. The mean and the standard deviation ( $\sigma$ ) of  $S_pO_2$  for both sensors were calculated.

Table 2:  $S_pO_2$  obtained with oxiPlux with wrist probe and Nonin: comparison results in normoxia.

Subject	oxiPlux wrist: $S_pO_2 \pm \sigma$	Nonin: $S_pO_2 \pm \sigma$
1	$97.41 \pm 0.14$	$97.29 \pm 0.76$
2	$96.87 \pm 0.16$	$96.38 \pm 0.52$
3	$96.19 \pm 0.16$	$96.13 \pm 0.64$
4	$96.97 \pm 0.29$	$97.13 \pm 0.64$
5	$98.17 \pm 0.41$	$97.31 \pm 0.21$
6	$98.33 \pm 0.52$	$98.54 \pm 0.36$

The results obtained from the oxiPlux placed on the wrist (Table 2) are in the range of values obtained from Nonin. The Nonin accuracy is  $\pm 2\%$  (Nonin, 2011), so for 97% oxygen saturation it is possible that the real oxygen saturation value is  $97\% \pm 1.94$ . Calculating that error for all the subjects is possible to verify

that the  $S_pO_2$  obtained from oxiPlux is always in that range of values obtained from Nonin.

The fact that oxiPlux uses a continuous acquisition, with a sampling frequency of 1 kHz, allows to detect all the changes in  $S_pO_2$  values, which occur at intervals of 1 ms. The results obtained from Nonin were collected at intervals of 10 s, so the  $S_pO_2$  variations that may have occurred between that interval were not detected. This may explain the small discrepancies in the results.

Despite the small differences between oxiPlux and Nonin, the outcomes show that oxiPlux can detect changes in  $S_pO_2$  when a reflection mode is used, with the probe placed on wrist.

### 3.2 Blood Pressure Study

In the BP study, calibration of the sensor is also an important part. The calibration results obtained are more accurate for SBP than for DBP. The coefficient of determination interval values for Calibration 1 are presented in Table 3, for SBP and DBP.

Table 3: Coefficient of determination interval values for estimation of SBP and DBP from different PTTs - Calibration 1.

PTT	SBP:	DBP:
PTT1	0.14 - 0.95	0.10 - 0.79
PTT2	0.73 - 0.90	0.18 - 0.41
PTT3	0.40 - 0.99	0.22 - 0.99

For Calibration 2 the obtained  $R^2$  results for SBP estimation (obtained from PTT1 and PTT2) are represented in Figure 5.

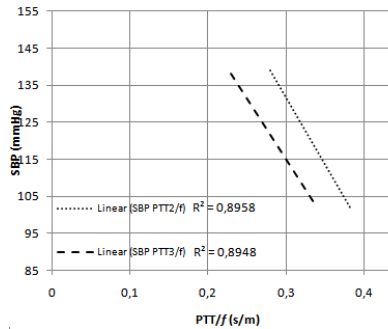


Figure 5: Calibration curves obtained from Calibration 2 for SBP.

Concerning PPT3, the results for Calibration 2 shows a low value of  $R^2$  so this results were not considered. This can be explained by the difficulty in to

find the best sensor placement on the wrist. This fact can influence the magnitude and the quality of the signal and, consequently, become hard to collect a good signal for detecting PPG peaks. As the sensors are so close, on finger and on wrist, the PTT values obtained are so low that the false or the lack detections in one of them can lead to wrong calculations of PTT values and so a low  $R^2$  for the calibration.

From the outcomes of Figure 5 it can be ascertained that for PTT1 and PTT2,  $R^2$  has a value higher than 85%, showing a great relationship between the position of the sensors and SBP. After obtaining the calibration curves (Calibration 1 and Calibration 2), the developed algorithm was applied. The results obtained for SBP and DBP and the comparison with the cuff results are exposed in Table 4 and Table 5, respectively.

Analysing Tables 4 and 5 is possible to verify that the values obtained for SBP and DBP are in most cases significantly related with the results obtained from cuff method. It is also possible to observe that some of the estimated BP are not in total concordance with the cuff ones, but the difference between the reference method and the estimated values are never above the 32 mmHg for SBP. It is known that if the cuff is too small or if the cuff is placed over clothing, the SBP can vary between 10 mmHg and 40 mmHg (WelchAllyn, 2011). Thus, given the worst value for the difference between the estimated and the reference SBP (32 mmHg), the presented method can give a better estimation than an sphygmomanometer misplaced because this value is in the range of 10 - 40 mmHg.

The difference obtained in most cases can be explained by the low  $R^2$  of some calibration Curves, specially for DBP in Calibration 2. Other possible explanation is the need for adjust the body correlation factor used,  $f$ . It was tested just one body correlation factor (related to height), but the test of other body correlation factors could be advantageous for future studies.

This BP study allowed us to conclude that the customized calibration (Calibration 1) provides better results than the general (Calibration 2) for the tests performed in this work. Still, it can be assumed that with both calibrations was possible to obtain the SBP and DBP.

## 4 CONCLUSIONS

The main goal of the present work was to develop a device that allows the measurement of both  $S_pO_2$  and BP without using a cuff, in a non-invasive, confort-

able and continuous mode.

The results show that the device works using both ECG and pulse oximeter, or using only an optical technique with the placement of two sensors, one in finger and other in wrist (with two pulse oximeters).

It was also concluded that for BP estimation, a calibration for each subject, as an initial calibration of sensor for each user, gives more accurate results than the BP estimated from a general calibration, even with an input parameter.

With the sensors used in this study (ECG and oximeter) its is also possible to obtain the HR (which was not done for not being the aim of the study), allowing to obtain more information about the operating status of the body without adding any additional device.

This study proved to be a starting point for the development of this device, that after some improvements, specially in signal processing, will conduct to a medical device.

## 5 FUTURE WORK

A more effective calibration of the pulse oximeter, with more subjects and with an induced hypoxic state, is an important improvement for the next step of the oxiPlux development. The transition from offline to real-time software is also a development that will be done for this sensor.

For the BP study, all the used approaches recourse to linear regressions to relate PTT with BP, but an alternative approach could be made using non-linear relations to relate that two parameters.

This study didn't considered the influence of PEP, as so, it is not possible to know if that factor contributes for the poor PTT-BP relation obtained in some cases.

The study and application of other body correlation factors, related to height, can be also usefull to obtain more accurate results.

Table 4: Comparison between SBP (mmHg) estimated with Cal 1 and Cal 2 and the cuff values.

Subject	Cuff	SBP from PTT1:		SBP from PTT2:		SBP from PTT3:
		Cal 1: SBP $\pm\sigma$	Cal 2: SBP $\pm\sigma$	Cal 1: SBP $\pm\sigma$	Cal 2: SBP $\pm\sigma$	Cal 1: SBP $\pm\sigma$
1	130.86 $\pm$ 6.33	135.91 $\pm$ 3.33 133.13 $\pm$ 1.90	136.12 $\pm$ 4.10 137.39 $\pm$ 3.14			138.81 $\pm$ 17.03
2	116.67 $\pm$ 3.88	109.75 $\pm$ 11.18 135.50 $\pm$ 3.94	114.81 $\pm$ 0.83 148.39 $\pm$ 2.58			121.09 $\pm$ 3.02
3	132.00 $\pm$ 7.18	131.47 $\pm$ 11.13 136.93 $\pm$ 1.56	138.97 $\pm$ 12.93 137.93 $\pm$ 1.88			141.42 $\pm$ 11.53
4	131.8 $\pm$ 6.61	123.87 $\pm$ 6.39 121.53 $\pm$ 5.07	132.57 $\pm$ 1.98 127.29 $\pm$ 3.22			139.55 $\pm$ 6.41
5	120.33 $\pm$ 2.16	119.21 $\pm$ 1.17 118.70 $\pm$ 2.74	120.31 $\pm$ 1.94 120.43 $\pm$ 3.53			120.62 $\pm$ 2.37
6	104.83 $\pm$ 2.71	104.20 $\pm$ 2.86 108.11 $\pm$ 17.88	103.82 $\pm$ 2.63 107.62 $\pm$ 22.58			102.25 $\pm$ 4.50

Table 5: Comparison between DBP (mmHg) estimated with Cal 1 and Cal 2 and the cuff values.

Subject	Cuff	DBP from PTT1:		DBP from PTT2:		DBP from PTT3:
		Cal 1: DBP $\pm\sigma$	Cal 2: DBP $\pm\sigma$	Cal 1: DBP $\pm\sigma$	Cal 2: DBP $\pm\sigma$	Cal 1: DBP $\pm\sigma$
1	68.00 $\pm$ 4.76	69.53 $\pm$ 1.39 70.67 $\pm$ 0.31	69.53 $\pm$ 1.57 71.70 $\pm$ 0.53			67.61 $\pm$ 7.68
2	70.83 $\pm$ 2.99	74.05 $\pm$ 1.71 71.07 $\pm$ 0.66	71.01 $\pm$ 0.92 73.57 $\pm$ 0.43			77.24 $\pm$ 2.71
3	69.00 $\pm$ 5.06	69.25 $\pm$ 5.63 71.30 $\pm$ 0.26	67.75 $\pm$ 0.92 71.79 $\pm$ 0.32			74.58 $\pm$ 3.87
4	72.67 $\pm$ 4.97	70.33 $\pm$ 3.73 68.74 $\pm$ 0.84	77.83 $\pm$ 5.04 69.99 $\pm$ 0.54			72.88 $\pm$ 4.72
5	68.60 $\pm$ 1.95	68.30 $\pm$ 1.70 68.27 $\pm$ 0.45	68.20 $\pm$ 1.29 69.17 $\pm$ 2.62			67.05 $\pm$ 2.08
6	61.60 $\pm$ 1.14	61.77 $\pm$ 1.08 66.51 $\pm$ 2.98	61.75 $\pm$ 0.61 66.65 $\pm$ 3.83			62.16 $\pm$ 0.97

## REFERENCES

- Daminani, F. R. (2010). Proposta de prototipo de um oxmetro de pulso empregando tecnologia FPAA.
- Di, G., Tang, X., and Liu, W. (2007). A Reflectance Pulse Oximeter Design Using the MSP430F149. *International Conference on Complex Medical Engineering*, pages 1081–1084.
- Fung, P., Dumont, G., Ries, C., Mott, C., and Ansermino, M. (2004). Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE*, volume 1, pages 738–741. IEEE.
- Gesche, H., Grosskurth, D., Kuchler, G., and Patzak, A. (2011). Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. *European Journal of Applied Physiology*, pages 1–7.
- Haahr, R. G. (2006). Reflectance Pulse Oximetry Sensor for the Electronic Patch.
- Naschitz, J., Bezobchuk, S., Mussafia-Priselac, R., Sundick, S., Dreyfuss, D., Khorshidi, I., Karidis, A., Manor, H., Nagar, M., Peck, E., et al. (2004). Pulse transit time by r-wave-gated infrared photoplethysmography: Review of the literature and personal experience. *Journal of clinical monitoring and computing*, 18(5):333–342.
- Nonin (2011). Nonin - nonin medical inc. [online] available at: <http://www.nonin.com/> [accessed 5 september 2011].
- Noordin, A. B. (2009). Cuff-less blood pressure meter system.
- Padilla, J., Berjano, E., Sáiz, J., Rodriguez, R., and Fácila, L. (2009). Pulse wave velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study on healthy volunteers. *Cardiovascular Engineering*, 9(3):104–112.
- Payne, R., Symeonides, C., Webb, D., and Maxwell, S. (2006). Pulse transit time measured from the ecg: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure. *Journal of Applied Physiology*, 100(1):136.
- Proença, J., Muehlsteff, J., Aubert, X., and Carvalho, P.

- (2010). Is pulse transit time a good indicator of blood pressure changes during short physical exercise in a young population? In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pages 598–601. IEEE.
- PS (2011). Portal da saude - ministerio da saude [online] available at: <http://www.portaldasauade.pt/> [accessed 5 september 2011].
- Reddy, K., George, B., Mohan, N., and Kumar, V. (2009). A Novel Calibration-Free Method of Measurement of Oxygen Saturation in Arterial Blood. *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, 58(5):1699–1705.
- Reisner, A., Shaltis, P., McCombie, D., and Asada, H. (2008). Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *Anesthesiology*, 108(5):950.
- Rusch, T., Sankar, R., and Scharf, J. (1996). Signal processing methods for pulse oximetry\* 1. *Computers in biology and medicine*, 26(2):143–159.
- Sola, A. et al. (2005). Pulse oximetry in neonatal care in 2005. A comprehensive state of the art review. In *Anales de Pediatria*, volume 62, page 266.
- WelchAllyn (2011). Welch allyn [online] available at: <http://www.welchallyn.com/> [accessed 5 september 2011].
- WHO (2011). World health organization - the top 10 causes of death [online] - available at: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/index.html> [accessed 5 september 2011].
- Wong, M., Poon, C., and Zhang, Y. (2009). An evaluation of the cuffless blood pressure estimation based on pulse transit time technique: a half year study on normotensive subjects. *Cardiovascular Engineering*, 9(1):32–38.