

2012/2013

UNIVERSIDADE DE COIMBRA

FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
COIMBRA, SETEMBRO 2013

Desenvolvimento de um sensor de determinação da vitalidade dentária

MARIANA GOMES CERQUEIRA





Área de Medicina Dentária
Faculdade de Medicina da Universidade de
Coimbra



Instituto Biomédico
de investigação da Luz e Imagem

Desenvolvimento de um sensor de determinação da vitalidade dentária

Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, orientada pelo
Doutor Francisco Caramelo e pelo Doutor Manuel Marques Ferreira,
apresentada ao Departamento de Física da Faculdade de Ciências e
Tecnologia da Universidade de Coimbra.

Índice Geral

Resumo	IX
Abstract.....	X
Agradecimentos	XI
Acrónimos e Definições	XIII
Introdução.....	1
1. A vitalidade dentária: Importância e diagnóstico.....	3
2. Contextualização e Abordagem da Oximetria de Pulso.....	15
2.1. O Oxigénio – Origem e Propriedades.....	15
2.2. A Hemoglobina.....	16
2.3. História da Oximetria de Pulso	18
2.4. O Princípio de Funcionamento do Oxímetro de Pulso	21
2.4.1. Lei de Beer-Lambert.....	21
2.4.2. Os Coeficientes de Atenuação da Hemoglobina	23
2.4.3. Espectro de Absorção da Hb vs. Escolha dos Comprimentos de Onda ...	23
2.4.4. O Carácter Pulsátil do Fluxo Sanguíneo.....	26
2.5. Oxímetro de Pulso – O <i>Hardware</i>	28
2.5.1. Tipos de Sondas.....	29
2.6. Medições com o Oxímetro de Pulso: O Raciocínio Físico e a Implementação do Algoritmo.....	30
2.6.1. Calibração.....	34
2.7. A Oximetria de Pulso e a Vitalidade Pulpar	35
3. Um Sensor para Avaliação da Vitalidade Pulpar	37
3.1. O <i>Design</i> do Sensor	37
3.2. A Electrónica e a Programação Associadas ao Aparelho	42
3.2.1. A Aquisição do Sinal.....	44
3.3. A Solução.....	50
4. O Desempenho do Sensor	55
4.1. As condições de funcionamento	55

4.2. Uso de misturas coloidais como Teste Experimental	61
4.3. Diagnóstico da vitalidade dentária em doentes.....	66
Conclusão.....	73
Bibliografia.....	79
Anexo 1 – Dimensões do protótipo	85
Anexo 2 – LED's.....	86
Anexo 3 – Módulo de Aquisição.....	91
Anexo 4 – Driver de Potência.....	93
Anexo 5 – Regulador de Tensão	94
Anexo 6 – Amplificador Diferencial	95

Índice de Figuras

Figura 1: Coeficientes de atenuação da Hb e da HbO ₂	24
Figura 2: Coeficientes de atenuação para as várias espécies de hemoglobina	25
Figura 3: Quantidade de luz absorvida num tecido vivo em função do tempo.	27
Figura 4: Modo Transmissão vs. Modo de Reflexão.....	30
Figura 5: Gráfico da intensidade de luz transmitida convertida em voltagem.	33
Figura 6: Duas perspectivas da percentagem da Saturação em Oxigénio	35
Figura 7: Protótipo do sensor desenhado à mão	38
Figura 8: Sensor com design craveira aplicado a incisivo frontal.....	40
Figura 9: Sensor com design craveira aplicado a incisivo	40
Figura 10: Sensor com design craveira (com suporte) aplicado a incisivo frontal.....	40
Figura 11: Sensor com design craveira (sem suporte) aplicado a incisivo frontal	40
Figura 12: Várias perspectivas do sensor com design craveira (com suporte).....	40
Figura 13: Sensor com design pinça aplicado a incisivo.....	41
Figura 14: Sensor com design Pinça.....	42
Figura 15: Driver de Potência e respectivas ligações	45
Figura 16: Electrónica íntreca ao sensor	47
Figura 17: Interface intuitiva para uso do utilizador	48
Figura 18: Diagrama temporal do funcionamento dos LED's e fotodíodo	49
Figura 19: O molde que alberga o elemento sensor	50
Figura 20: Placa de circuito impresso criada para a finalidade	50

Figura 21: Módulo de aquisição de sinal exterior ao molde do sensor	51
Figura 22: Molde do sensor equipado com os componentes.....	51
Figura 23: Local de ligação dos fotodíodos e LED's na pinça com especial atenção no fotodíodo.....	52
Figura 24: Local de ligação do fotodíodo e LED's na pinça, com especial atenção nos LED's	52
Figura 25: Sistema Sensor Completo	53
Figura 26: Setup Experimental	65
Figura 27: Numeração dos dentes segundo a posição que ocupam na cavidade oral	66
Figura 28: Procedimento Experimental.....	66
Figura 29: A) Sinal sem filtragem. É observável ruído de alta frequência que pode dificultar a análise posterior. B) O mesmo sinal filtrado por aplicação de uma média móvel de período 7. C) Exemplo de um caso em que o sinal não corresponde ao esperado.	68

Índice de Gráficos

Gráfico 1: Resposta do fotodíodo à ausência de luz.....	56
Gráfico 2: Resposta do fotodíodo ao vermelho.....	57
Gráfico 3: Resposta do fotodíodo ao infravermelho.	57
Gráfico 4: Resposta do fotodíodo ao verde.	58
Gráfico 5: Resposta do fotodíodo ao vermelho.....	59
Gráfico 6: Resposta do fotodíodo ao infravermelho	59
Gráfico 7: Resposta do fotodíodo ao verde	59
Gráfico 8: Resposta do sinal vermelho à variação da concentração.....	64
Gráfico 9: Resposta do sinal infravermelho à variação da concentração.....	64
Gráfico 10: Resposta do sinal verde à variação da concentração.....	64
Gráfico 11: Dispersão das Razões para dentes vitais e não vitais.....	70

Índice de Tabelas

Tabela 1: Estudo da repetibilidade no escuro.....	56
Tabela 2: Estudo da repetibilidade do sinal vermelho.....	57
Tabela 3: Estudo da repetibilidade do sinal infravermelho.	58
Tabela 4: Estudo da repetibilidade do sinal verde.....	58

Tabela 5: Sinal médio dos três comprimentos de onda.	60
Tabela 6: Estudo em misturas coloidais com diferentes concentrações.....	62
Tabela 7: Teste de linearidade. Soluções preparadas.	63
Tabela 8: Testes experimentais em doentes.	67
Tabela 9: Sinais médios e respectivo desvio padrão para amostra.....	70
Tabela 10: Cálculo das razões para a amostra seleccionada	70

Resumo

Apesar da diferente morfologia, os dentes partilham uma estrutura fisiológica semelhante. Todos apresentam coroa, raíz e uma cavidade pulpar no interior da qual se encontra um tecido condutor altamente vascularizado e innervado – a polpa dentária. Existem diversos factores que ameaçam a vitalidade pulpar, provocando numa primeira fase a inflamação da polpa — pulpíte — e numa fase posterior a sua morte — necrose.

Neste contexto, esta tese de mestrado tem por objetivo desenvolver um sensor capaz de auxiliar no diagnóstico da patologia pulpar, permitindo orientar o procedimento terapêutico destinado a combater a infecção, que poderá estimular a inflamação nos tecidos envolventes e o desenvolvimento de lesões periapicais como abscessos, granulomas e quistos.

Actualmente, os métodos de diagnóstico de vitalidade dentária mais comuns são os testes de sensibilidade térmicos e eléctricos, contudo, para além de serem dolorosos, são também alvo de alguma subjectividade. O objectivo de desenvolver um sensor pretende ultrapassar as dificuldades referidas de modo a fornecer resultados mais fidedignos. O seu funcionamento encontra-se, por isso, assente na técnica de oximetria de pulso, permitindo inferir resultados mensuráveis da vascularização da polpa dentária e, desta forma, prever o seu estado de degeneração.

Palavras-chave: Vitalidade Pulpar Dentária, Oximetria de Pulso, Métodos de Diagnóstico da doença Pulpar.

Abstract

Despite different morphological features, teeth share a very similar physiological structure. All have crown, root and pulp cavity. Filling the pulp cavity there is a very innervated and vascularized tissue – the dental pulp. There are many threats to the pulp vitality, causing in a first stage the inflammation of the tissue – pulpitis – and in a second stage its death – necrosis.

In this context, this master's thesis aims to develop a sensor which will be helpful to the diagnosis of pulp disease and on the choice of the best therapeutical procedure to combat the infection and necrotic factors, which may stimulate the inflammation of the surrounding tissues developing in turn periapical lesions such as dental abscess, dental granuloma or cysts.

Nowadays the most common diagnostic methods of dental pulp vitality are based on sensorial response. However, besides being painful they are also less precise. The propose sensor aims to solve these problems giving more reliable results. Its operation method is based on pulse oximetry which allows achieving measurable results of pulp vascularization to determine its degeneration status.

KEYWORDS: Dental Pulp Vitality, Pulse Oximetry, Diagnosis Methods of Pulp Disease

Agradecimentos

A elaboração deste estudo não se deve unicamente a mim. Em primeiro lugar, pela orientação com que me privilegiaram, deve ser aqui declarada uma sentida palavra de agradecimento ao Professor Doutor Francisco Caramelo e ao Professor Doutor Manuel Marques Ferreira.

Aos meus amigos, o reconhecimento da nossa amizade.

Ao meu irmão Acácio, pela infinita disponibilidade e eterna preocupação.

Às minhas irmãs, Ângela e Lúcia, pelo exemplo.

Às minhas sobrinhas Alexandra e Raquel, pelos sorrisos.

E por fim, aqueles a quem devo o que tenho e sou: aos meus pais Acácio e Glória. Pelo amor, dedicação, ensinamentos e todas as oportunidades, agradeço-lhes dedicando-lhes este trabalho.

Acrónimos e Definições

2,3-DPG	2,3 – Difosfoglicerato
3D	Três Dimensões
A	Àmpere
AC	Corrente Alternada
ADC	Conversor Analógico-Digital
A δ	Fibras nervosas desmielinizadas δ
CAD	Computer Aided Design
CFC	Clorofluorcarboneto
CO ₂	Dióxido de Carbono
DC	Corrente Contínua
H ⁺	Ião de Hidrogénio
Hb	Hemoglobina reduzida (Desoxi-hemoglobina)
HbCO	Carboxi-Hemoglobina
HbO ₂	Hemoglobina oxidada (Oxi-hemoglobina)
IV	Infravermelho
LDF	Fluxometria Laser Doppler
LED	Díodo Emissor de Luz
MetHb	Meta-hemoglobina
O ₂	Oxigénio
P _a O ₂	Pressão parcial do oxigénio
S _a O ₂	Saturação absoluta de oxigénio no sangue
S _p O ₂	Saturação parcial de oxigénio no sangue
TLL	Luz Laser Transmitida
UV	Ultra-Violeta
V	Volts

Introdução

Para uma saúde oral vigorosa é recomendado a um individuo que visite frequentemente o seu médico dentista. Porém, é do conhecimento geral que existe algum preconceito em relação à dor na mentalidade de muitos daqueles que receiam ir ao dentista.

Numa altura em que a importância da medicina dentária é inequívoca, o desenvolvimento de equipamentos médicos de auxílio nesta área torna-se fundamental. Mas a característica chave ao desenvolvimento de novas potencialidades de diagnóstico é, sem dúvida, que estas não causem qualquer desconforto ao sujeito a rastrear.

Existe na medicina dentária uma limitação e é neste sentido que surge a necessidade desta tese de mestrado. Determinar, eficientemente, de forma não invasiva a vitalidade dentária é ainda hoje impossível. Ao dizer eficientemente, queremos expressar a nossa opinião de que não é possível determinar com certeza se um dente está vivo ou não sem recorrer a cortes histológicos da polpa dentária. Deste modo, os dentistas praticam testes de sensibilidade. Todavia, para além de serem subjectivos, estes procedimentos são dolorosos. Torna-se então pertinente desenvolver uma ferramenta que supere estas dificuldades.

A questão que surge é a seguinte: em vez dos testes de sensibilidade que estimulam as fibras nervosas, não será possível encontrar uma outra variável? Tendo em conta que os testes de sensibilidade se dirigem à polpa, a solução foi encontrada ao constatar que esta não é somente inervada, mas também vascularizada. Mas como é possível, a partir da vascularização da polpa, retirar informação acerca da vitalidade dentária? A oximetria de pulso dá a resposta.

Determinada a variável a examinar e definida a estratégia a seguir, decidimos, então, construir um sensor de avaliação da vitalidade dentária. Assim, os capítulos que dão seguimento a esta introdução começam por contextualizar o problema e observar as



DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR DE DETERMINAÇÃO DA VITALIDADE DENTÁRIA

soluções que existem para o resolver. Após essa reflexão, é abordada a oximetria de pulso convencional, para que no terceiro capítulo se estabeleça a analogia entre esta técnica e as ideias adoptadas para a nossa invenção. É no quarto capítulo que se pode, finalmente, observar o funcionamento do aparelho desenvolvido, pois é aqui que é encontrada toda a informação dos testes experimentais que foram levados a cabo. Por fim, analisam-se os resultados obtidos, aos quais se pretende atribuir um significado, uma razão, sem esquecer de enumerar algumas sugestões ao protótipo desenvolvido, que só puderam ser ponderadas após a utilização do sensor em ambiente clínico.

Capítulo I

1. A vitalidade dentária: Importância e diagnóstico

O nosso dia-a-dia está marcado pela evolução da tecnologia. A questão de conjugar os esforços humanos, com as potencialidades desta evolução, traz inúmeras vantagens à qualidade de vida. Com a constante procura de conforto e sensação de bem-estar, emerge no campo da medicina uma preocupação em superar expectativas com o intuito de garantir a todos as mesmas possibilidades. O pacto estabelecido entre diferentes áreas interdisciplinares oferece soluções a esta preocupação. Presentemente, a engenharia e a medicina estão cada vez mais unidas na procura de um bem comum – a saúde.

De forma mais ou menos consciente, a saúde é alvo de grande preocupação. Reflexo disso é a sensação de dor que, ao surgir, logo se pretende afastar. Segundo a Organização Mundial de Saúde, 90% da população mundial sofre de doenças da cavidade oral, que podem ser dolorosas [1]. Dada a presente situação, o impacto da saúde oral na sociedade tem vindo a intensificar-se e a medicina dentária a evoluir. Neste âmbito, a presente tese de mestrado tem por objetivo desenvolver um equipamento médico concreto, que auxiliará no diagnóstico da patologia pulpar. O sensor que se pretende desenvolver para avaliar a vitalidade da polpa dentária será por isso, uma ferramenta útil em medicina dentária, nomeadamente, em endodontia - especialidade que tem como objectivo a preservação do dente através do controlo das doenças da polpa e dos tecidos periapicais [2].

A importância de uma avaliação da vitalidade pulpar correcta só será bem compreendida após uma breve explicação da anatomia e fisiologia do dente. Mas antes é essencial evidenciar os motivos pelos quais é importante determinar a vitalidade pulpar. Segundo várias perspectivas, a saúde do órgão dentário e dos tecidos perirradiculares, está dependente da vitalidade e da saúde do tecido pulpar. Do ponto de vista clínico, o tratamento endodôntico não visa preservar a polpa caso esta esteja a ameaçar o complexo do dente, mas sim a eliminá-la, no caso de se encontrar necrótica ou com infecção, que

poderão estimular uma inflamação nos tecidos periapicais envolventes e assim levar ao desenvolvimento de lesões periapicais como abscessos, granulomas e quistos. Além da sua importância a um nível clínico, a polpa dentária é também alvo de estudo científico. A sua localização no interior de uma estrutura relativamente rígida, com paredes inflexíveis – dentina, cemento e esmalte - acrescentada ao facto de ter uma irrigação vascular característica e um conteúdo celular dinâmico, tem despertado curiosidade no que concerne à sua resposta a infecções bacterianas e lesões, uma vez que, tendo conhecimento da reacção da polpa a estas situações, é possível inferir sobre o diagnóstico e cuidados a ter em doenças relacionadas [3].

Mas afinal quais são os factores que comprometem a vitalidade pulpar? Na maior parte dos dentes com cáries profundas, existem bactérias que desencadeiam uma inflamação pulpar, inicialmente assintomática. Porém, a interacção entre estas bactérias e a polpa vai estimular a libertação de mediadores químicos que provocam um aumento da pressão, devido ao aumento do fluxo sanguíneo nos capilares, e da sua permeabilidade despoletando, assim, os sintomas dolorosos. Além destas lesões podem surgir também outros danos, secundários, resultantes de patologias no meio envolvente do tecido em questão. A este tipo de patologias que deixam a polpa inflamada, dá-se o nome de pulpíte. Quando há a intensificação de uma lesão segundo uma forma traumática, ocorre necrose pulpar. Mas estes traumatismos não têm a sua origem, somente, no decorrer da intensificação das lesões anteriormente referidas. A sua razão de ser pode estar, também, em tratamentos dentários antecedentes que, acidentalmente, fizeram com que alguma porção da polpa ficasse exposta, tornando-se vulnerável [4, 5, 6].

Sabendo agora qual a importância da vitalidade pulpar e quais as suas ameaças, é necessário dissertar um pouco sobre a anatomia e fisiologia do sistema estomatognático, para uma melhor compreensão do que já foi abordado e para uma posterior discussão relativa aos métodos de diagnóstico. É sabido que durante a infância uma criança possui vinte dentes de leite que, com o seu desenvolvimento, vão ser substituídos por vinte dos trinta e dois dentes permanentes de um adulto. Estes trinta e dois dentes localizam-se nos alvéolos dentários da mandíbula (osso inferior) e da maxila (osso superior) e as suas diferentes morfologias são responsáveis pela atribuição dos seus epítetos. Tanto na maxila como na mandíbula existem quatro dentes incisivos, dois dentes caninos, quatro pré-molares e seis molares. Apesar de diferentes na forma, os dentes partilham uma estrutura

fisiológica semelhante, já que, todos apresentam coroa, raiz e cavidade pulpar. A cavidade pulpar é circundada por um tecido de conexão, avascular e mineralizado, que constitui o volume do dente – a dentina. A recobrir a dentina, encontra-se o esmalte, que reveste a coroa, e o cimento, que envolve as raízes, assegurando o suporte estrutural e a sua união ao osso através do ligamento periodontal. Num dente a dentina reveste um tecido altamente vascularizado e inervado – a polpa dentária. Uma vez que, a dentina e a polpa derivam da papila dental, e permanecem associadas durante o desenvolvimento e no decorrer da vida de um dente adulto, são conhecidas por formarem um complexo designado dentino-pulpar [7, 8].

É no contexto do complexo dentino-pulpar que a questão da neurofisiologia se torna relevante. A dentina é um tecido heterogéneo que apresenta inúmeros túbulos. No interior desses túbulos existe o fluído dentinário que pode interferir com a polpa. Por sua vez, sabe-se que a inervação dos dentes é efectuada pelas ramificações do quinto par de nervos cranianos – o trigémio – e, é na cavidade pulpar que os axónios aferentes dos neurónios sensoriais trigeminais se encontram. Os prolongamentos destes neurónios, agrupam-se formando as fibras nervosas, fazendo com que no interior da polpa, coexistam os vários tipos de fibras nervosas sensoriais responsáveis pela transmissão dos impulsos de dor. Estas fibras podem ser mielinizadas - A (δ e β) - ou desmielinizadas - C. As fibras A δ têm um pequeno diâmetro e, por isso, uma velocidade de condução menor que os outros tipos de fibras A mas, ainda assim, superam as fibras C em velocidade. Assim sendo, as fibras A são responsáveis por transmitir a dor directamente ao tálamo, gerando uma dor rápida e localizada, a qual é facilmente detectada. Já as fibras C sofrem a influência de vários interneurónios antes de alcançarem o tálamo, o que faz com que a propagação dos estímulos resulte numa dor lenta e caracterizada por ser bastante dolorosa [9].

Desde os finais dos anos 70 até ao início dos anos 90, foram desenvolvidos inúmeros testes de diagnóstico para a avaliação do estado de vitalidade da polpa. Uns métodos tiveram mais sucesso que outros, porém, até hoje, ainda não foi encontrado um método ideal com essa finalidade, o que faz com que a sua procura ainda não tenha cessado. Na realidade, a forma mais eficaz de avaliar o estado da polpa consiste em examinar cortes histológicos da amostra de tecido para esclarecer o seu estado de inflamação ou necrose e, dessa maneira, avaliar a saúde da polpa. Infelizmente, em cenário clínico, este tipo de confirmação é impraticável, sendo por isso necessários testes alternativos [10].

Muitos dos actuais métodos de diagnóstico do estado da polpa, recorrem à estimulação das fibras nervosas A δ , na face externa do dente, dando informação relativa ao funcionamento das fibras nervosas, mas não da vascularização. Porém, sabendo que quando não há vascularização as fibras nervosas entram em anóxia, pondo fim à sua função estes métodos são admissíveis e designados por testes de sensibilidade. A sensibilidade é definida pela capacidade de resposta a um estímulo e, por isso, é o termo apropriado para designar os testes da polpa mais comuns. Os principais objectivos destes testes de sensibilidade concentram-se no: (i) diagnóstico e plano de tratamento, antes de um procedimento operatório do dente; (ii) seguimento e monitorização da polpa após um traumatismo no dente; (iii) diagnóstico diferencial [10, 11, 12, 13].

Mas como é que o estímulo gerado por estes testes provoca dor? A teoria hidrodinâmica de Brännström dá resposta a isso. Esta teoria propõe que um estímulo induz uma diferença ou perturbação na pressão do fluído que preenche os túbulos da dentina. O movimento do fluído nos túbulos abertos é, de seguida, transmitido às fibras nervosas A δ que se tornarão activas provocando dor. Sabe-se que as sensações de calor, frio, ar e pressão podem causar este movimento de fluído e é por isso que, muitos dos actuais métodos de diagnóstico, se baseiam nestes princípios [14].

Muito embora estes testes de sensibilidade sejam frequentemente utilizados, os seus resultados são considerados subjectivos por serem adquiridos a partir de algo que não é mensurável – a dor. Então, dependendo da resposta ao estímulo, o estado da polpa pode classificar-se como (i) saudável, se a resposta ao estímulo não é pronunciada/exagerada e não é demorada; (ii) pulpíte, se a resposta for exagerada e gerar dor. A pulpíte pode ainda ser considerada reversível ou irreversível, consoante a severidade e a duração da dor. Normalmente, uma dor ligeira de curta duração, indica uma pulpíte reversível, enquanto em circunstâncias opostas, assume-se a presença de pulpíte irreversível; (iii) necrose pulpar, se houver ausência de resposta aos testes efectuados [10].

Os testes de sensibilidade térmicos de que iremos falar em seguida consistem na aplicação de agentes que alteram a temperatura do dente e, através disso, induzem respostas que são semelhantes às supra citadas. Estes testes térmicos podem funcionar através da transmissão da sensação de frio ou de calor. Pensa-se que os testes com o frio provocam a contracção do fluído no interior dos túbulos da dentina, seguida do seu rápido efluxo

que activará as fibras nervosas A δ , que conseqüentemente provocam a sensação de dor manifestada durante a aplicação do teste [10, 15].

Durante muito tempo, e na actualidade, o gás refrigerante cloreto de etilo e o gelo, foram alvo de grande destaque. A justificação da utilização de gelo, concentra-se no facto de ser a maneira mais fácil de aplicar um estímulo frio ao dente. Basta colocar uma porção de gelo numa gaze molhada e aplicá-la junto à superfície bucal, ou produzir um stick de gelo, congelando água num tubo de plástico na posição vertical. O teste é em seguida aplicado ao dente, que se deve encontrar devidamente isolado, para que o gelo derretido não atinja a gengiva e os dentes envolventes e dê resultados falsos. Tendo em conta estes aspectos, pode concluir-se que o seu uso é fácil e económico, porém, o seu difícil manuseamento em meio clínico bem como a sua aplicação e quantificação podem constituir adversidades à sua implementação. Por sua vez, o cloreto de etilo, com um ponto de ebulição de -4°C , pode ser pulverizado numa porção de algodão que induzirá a formação de cristais de gelo numa fase anterior à sua aplicação ao dente isolado. Assim que aplicado é transferido ao ambiente, deixando somente o dente frio [10, 11, 15].

Muito embora os testes com o frio referidos até então tenham tido a sua importância na altura da sua descoberta, aqueles que demonstraram ser mais eficazes são o aerossol diclorodifluormetano e o gás CO_2 , normalmente designado “ CO_2 snow”. O diclorodifluormetano é um *spray* refrigerante comprimido, utilizado de forma semelhante ao cloreto de etilo. Porém, o seu ponto de ebulição ronda os -50°C . O seu fácil armazenamento e aplicação, acrescentados ao seu baixo custo, tornou esta, uma das técnicas mais utilizadas em ambiente clínico. No entanto, por ser um C.F.C. (clorofluorcarboneto) fez com que a sua popularidade decrescesse e fossem desenvolvidos novos *sprays* aerossóis com o intuito de o substituir, de forma a preservar a camada do ozono. O “ CO_2 snow” (ponto de ebulição -72°C), também conhecido como gelo seco é, então, a última alternativa dos testes frios que se apresenta. Para conceber este teste é necessário que o CO_2 no estado líquido, seja forçado contra um orifício muito pequeno, de forma que quando este estiver em contacto com a pressão atmosférica, grande parte do líquido seja convertido em gelo seco. Actualmente, este teste está comercialmente disponível em *sticks* sólidos associados a aplicadores, para que possam ser colocados na face labial do dente. Quando se recorre a este teste, o dente deve estar devidamente isolado e os tecidos moles devidamente protegidos, para prevenir

queimaduras. Verificou-se que a maior vantagem da utilização deste meio de diagnóstico centra-se no facto de conseguir penetrar toda a área do dente e, induzir uma resposta pulpar graças à sua temperatura muito baixa [10, 11, 15].

Estudos revelaram que quanto mais frio for o teste, melhores os resultados obtidos. Este facto é baseado no efeito hidrodinâmico, onde o efluxo do fluído dentinário pela aplicação de frio, produz uma resposta mais intensa nas fibras A δ comparativamente ao efluxo do mesmo fluído aquando a aplicação de calor, e é comprovado pela escolha do dietildifluormetano e do “CO₂ snow” como métodos preferenciais em detrimento do cloreto de etilo. Porém, a aplicação repetida de frio reduz a taxa de deslocalização dos fluídos no interior dos túbulos da dentina, provocando uma menor dor por um menor período de tempo, fazendo com que o teste frio não seja muito confiável. Existem, então, métodos que recorrem à sensação de calor. Este tipo de testes térmicos ganham vantagem em situações em que a principal queixa do doente, é a dor de dentes após o contacto com algo quente. Tal como os testes frios, também a sensação de dor causada por este tipo de testes deriva da dinâmica de fluídos no complexo polpa-dentina [11].

Além dos testes com o frio, outro método muito utilizado é o teste com o calor. Pode ser usado com essa finalidade um *stick* de *guta-percha* que, deve ser aquecido com uma chama ou com um aquecedor eléctrico até se tornar suave e brilhante. Em seguida, é aplicado à face do dente sob investigação que deverá estar coberta de vaselina. A partir desta técnica, são conseguidas temperaturas muito elevadas porém, o seu uso pode ser dificultado nos dentes posteriores devido ao seu acesso limitado. Outra desvantagem de usar este tipo de teste, deriva do facto do sobreaquecimento poder danificar a polpa. Este sobreaquecimento resulta numa estimulação bifásica inicialmente das fibras A δ e posteriormente das fibras C, fazendo com que haja uma vasodilatação do fluído no interior da dentina, o que provoca uma dor prolongada e, por isso, os testes de calor devem ser aplicados durante um período de tempo inferior a 5 segundos. Por outro lado, um aquecimento inadequado do *stick* de *guta-percha* poderá resultar num estímulo demasiado fraco para inferir uma resposta acerca do estado da polpa [9, 11, 13].

Além do *stick* *guta percha* existem outros testes que implicam a transmissão de calor ao dente. Exemplos disso são: (i) o teste de calor friccional produzido pela rotação de um disco de borracha que é aplicado ao dente; (ii) a deposição de água quente, através de

uma seringa, no dente em estudo que deverá estar devidamente isolado; (iii) o método mais simples de provocar um estímulo de calor, através da deposição de ar quente na superfície do dente e aguardar até que seja obtida uma resposta por parte do doente e (iv) o aquecimento de um instrumento metálico [11, 15].

Ao contrário da resposta a um teste frio, uma resposta exagerada a um teste de calor dita uma patologia pulpar e a ausência de resposta indica uma necrose pulpar. No entanto, para uma melhor conclusão dos resultados obtidos, estes testes térmicos, nomeadamente com o frio, devem ser combinados com um outro tipo de teste de sensibilidade – o eléctrico. Idealmente, os testes devem ser conjugados para que os resultados de um teste possam verificar os do outro [15].

O objectivo do teste eléctrico da polpa é estimular as fibras A δ intactas no complexo polpa-dentina. Para isso, é aplicado um estímulo eléctrico na superfície do dente, devidamente isolado, que provoca uma alteração iónica na membrana neuronal, induzindo um potencial de acção nos nódulos de Ranvier das fibras nervosas mielinizadas. O percurso da corrente eléctrica tem, então, origem no dispositivo do teste que emite o estímulo e prossegue ao longo do esmalte e dos tubúlos da dentina até à polpa. A par disto, o doente deve utilizar um “*clip labial*” ou tocar no suporte do elemento que emite o estímulo com a sua própria mão. Em alternativa, o médico dentista pode usar a sua mão sem luva para tocar na pele do doente. Assim que a tensão atinge o limite da dor, o doente sente um desconforto no dente em análise [11].

O *Analytic Technology pulp tester* e o *Vitality Scanner*, são dois exemplos de testes eléctricos muito utilizados. Ambos funcionam a partir de estímulos eléctricos pulsáteis, cuja intensidade se inicia a um valor muito baixo de forma a prevenir uma sensação de desconforto ou uma estimulação desnecessária. Posteriormente, a intensidade vai aumentando segundo uma taxa pré-seleccionada. A leitura dos resultados obtidos não é uma medida quantitativa, mas sim qualitativa, por se tratar de um teste de sensibilidade, o que faz com que não haja uma consistência nos valores de excitação limite para os quais um dente é saudável. É, portanto, muito difícil distinguir uma polpa saudável daquela que apresenta pulpíte, já que a resposta a este teste somente tem em consideração se as fibras A δ se encontram suficientemente saudáveis para funcionar [10, 11].

Com o intuito de melhorar o desempenho dos testes eléctricos, os dentes a analisar devem estar suficientemente secos de forma a evitar condução eléctrica no meio envolvente e dentes adjacentes, muito embora não se julgue que a intensidade de corrente induzida seja suficiente para fazer com que tal aconteça. Além disso, deve ser aplicado à parte do dispositivo que fica em contacto com o dente, um meio condutor que garanta a passagem de uma corrente máxima à superfície do dente. Acrescentado a este facto, deve assegurar-se uma imobilização do dispositivo no dente, para que seja possível uma maximização da área de contacto e uma redução do valor do limite [11].

Foi comprovado que, em alguns casos, os resultados dos testes de sensibilidade vão ao encontro dos resultados dos testes mais fidedignos – os histológicos. No entanto, da sua utilização surgem resultados, por vezes, inconsistentes em virtude da sua aquisição ser subjectiva. Por isso, todos os testes mencionados, apresentam uma limitação muito significativa, dado que ao serem qualitativos, as respostas não são exactas. Pois, ao avaliar o estado da polpa, mediante a dor que se sente, entra-se num campo de ambiguidades de grande dimensão. Primeiro, porque a dor é percebida de maneira diferente por cada ser humano. Segundo, o facto de produzirem desconforto no doente, pois, muito embora, a dor seja reversível assim que se remove o estímulo, há sempre uma sensação desagradável. E, finalmente, em terceiro lugar, a questão dos falsos positivos e dos falsos negativos que, por muitas vezes, actua como um impedimento ao sucesso destes métodos [9, 10, 11, 16].

Um falso positivo acontece quando um dente não vital responde positivamente a um teste. A sua razão de ser pode derivar da ansiedade dos doentes; do contacto com restaurações metálicas nos dentes e da presença de tecido vital que ainda existe num sistema parcialmente necrótico. Por sua vez, os falsos negativos relatam casos de dentes vitais que respondem negativamente a um teste e, podem ter origem no desenvolvimento incompleto da raíz; em dentes recém-traumatizados onde há fluxo sanguíneo na polpa, mas as fibras nervosas não estão funcionáveis; na esclerose dos canais ou ainda em pacientes com distúrbios psicológicos. É no caso dos falsos negativos que existe uma perda da função sensorial do dente, muito embora, a sua vascularização esteja intacta. Devido a estes problemas mencionados, a procura por um método ideal de avaliação de vitalidade pulpar é ainda alvo de investigação pertinente [9, 11].

A melhor aproximação do estado da realidade pulpar, são os testes fisiométricos. Este tipo de teste não se preocupa directamente com a inervação dos dentes, mas antes, com a sua vascularização. Assim sendo, os resultados fornecidos são mensuráveis, deixando de lado a subjectividade inerente à dor, estimulada nos testes de sensibilidade.

Um dos exemplos mais em voga, destes testes fisiométricos, é a fluxometria laser doppler (LDF). Esta prática constitui um dos principais métodos de diagnóstico não invasivos. Utilizada com o objectivo de averiguar o fluxo sanguíneo na polpa dentária, tem demonstrado ter um grande potencial. Para a aquisição do diagnóstico, há a emissão de luz num comprimento de onda na faixa dos infravermelhos, na direcção da polpa dentária. Para isso é necessário que uma sonda seja posicionada na superfície do dente. A luz laser que é, então, transmitida à polpa, é formada por dois feixes de igual intensidade que resultam da separação de um único feixe. Os feixes de luz são dispersos pelo movimento das hemácias, no sangue da polpa, que faz com que haja uma alteração na sua frequência. Por sua vez, nas células estáticas a frequência da luz incidente permanece inalterável. Esta luz, cuja frequência não foi alvo de mudança regressa à sonda emissora onde, também, se encontra o receptor – fotodetector - e, a partir da sua detecção é produzido o sinal. Apesar de ser um método eficaz e que não provoca dor, trata-se de um aparelho bastante dispendioso para o fim a que se destina [16, 17, 18, 19].

A Luz Laser Transmitida (TLL), é um teste experimental que surgiu no seguimento do teste LDF. Este método consiste numa modificação do aparelho LDF, com o objectivo de eliminar sinais que não são provenientes da polpa. Desta forma, o teste TLL faz uso do equipamento do teste LDF, porém o receptor e o emissor encontram-se separados. O seu funcionamento consiste na transmissão da luz laser e faz-se através do lado labial do dente para o seu lado lingual, onde se encontra o receptor. Embora seja um aperfeiçoamento de um método já existente, esta técnica padece das mesmas limitações que todos os lasers, verificando-se por isso que há interferência da estrutura do interior do dente nos resultados obtidos. Além disso, continua a ser uma prática pouco económica [10, 20, 21].

Tendo em conta as desvantagens que são intrínsecas aos testes LDF e TLL, foram estudadas alternativas. Detectar a presença de oxi-hemoglobina e desoxi-hemoglobina no sangue, é uma delas. A hemoglobina é, como se sabe, a proteína que transporta o oxigénio no sangue que ao exercer a sua função toma a forma de oxi-hemoglobina e, quando liberta

o oxigénio, assume a forma de desoxi-hemoglobina. Ao ter conhecimento da sua presença, é então possível detectar a percentagem de oxigénio. E, é esta a medida que permite saber em concreto se a polpa está saudável ou necrótica, partindo do princípio que numa polpa saudável, é esperada uma grande percentagem de oxigénio [19].

O principal equipamento baseado nesse princípio é o oxímetro de pulso. O oxímetro de pulso é um dispositivo não invasivo, muito usado em medicina para controlar os níveis de saturação em oxigénio durante a administração de anestesia. Este aparelho é um equipamento padrão em ambiente clínico e isso deve-se à sua eficácia e à sua capacidade de dar informações vitais do estado dos doentes. A sua base física assenta no princípio de Beer-Lambert que relaciona a absorção de um soluto, à sua concentração e propriedades ópticas num determinado comprimento de onda [19]. O aparelho consiste num sensor dividido num emissor, que emite luz de dois comprimentos de onda distintos (vermelho e infravermelho), e num receptor que abriga um fotodetector que está colocado na face oposta. Os resultados obtidos do seu uso são objectivos e fiáveis. Além disso existe a possibilidade do sensor ser pequeno e económico [22, 23, 24, 25, 26].

Porém, ainda não são comercializáveis sensores que sejam específicos à anatomia de todos os dentes, sendo necessário recorrer a oxímetros que são para uso no dedo. E, apesar de cada vez mais, surgirem oxímetros de dedo mais pequenos, os valores registados por este tipo de oxímetro no dente são inferiores aos detectados no dedo, necessitando estes aparelhos de serem adaptados e reestrurados com esta finalidade. Além disso, apesar de existirem vários estudos que apoiam esta técnica, e tentam superar as dificuldades que dela podem advir, ainda é algo que se encontra numa fase inicial [22, 23, 24, 25, 26].

Do oxímetro de pulso, deriva a fotoplestígrafia. A detecção do fluxo sanguíneo no interior da polpa, é possível pela reflexão de luz através do dente, onde parte da luz será absorvida pela hemoglobina, enquanto a parte restante é reflectida do dente, sendo detectada por um receptor. Da ponderação da intensidade de luz emitida e daquela que é efectivamente detectada, infere-se uma resposta acerca da vitalidade da polpa. Por ser um método não invasivo que consiste na análise das propriedades ópticas da polpa, foi desenvolvido com o intuito de melhorar o oxímetro de pulso. Num estudo para cumprir esse objectivo, foi então adicionada uma luz com um comprimento de onda mais reduzido

ao equipamento que lhe serve de base. Os resultados adquiridos para além de promissores, parecem não deixar margem para dúvidas [10].

A espectrofotometria de dois comprimentos de onda, também, surgiu como um dos métodos experimentais, que tal como o oxímetro de pulso, testam a vitalidade da polpa através de um aparelho portátil, não invasivo que, determina a saturação em oxigénio do sangue presente na polpa, recorrendo a uma fonte luminosa de dois comprimentos de onda distintos. Pensa-se que este teste seja útil na distinção de um estado pulpar necrótico de um estado inflamado [10, 17, 25].

A avaliação da temperatura superficial dos dentes constitui também uma abordagem aos testes fisiométricos. Num estudo levado a cabo, na reprodução deste tipo de teste, foram usados cristais líquidos que ao serem aquecidos, exibiram cores diferentes. Os resultados por si obtidos apoiam-se no princípio de que um dente com uma irrigação sanguínea pulpar normal, tem uma superfície mais quente, comparada àquela dos dentes que não têm suprimento sanguíneo [10, 11, 25].

Um outro teste experimental, não invasivo, também referido na literatura é a transiluminação. A transiluminação faz uso de uma fonte luminosa forte que permite identificar mudanças de cor que indicam patologias na polpa. Esta técnica pode não ser prática para retirar informação dos dentes posteriores, maiores, bem como de dentes com grandes restaurações. Porém, constitui uma ferramenta útil aos testes de diagnóstico convencionais, sendo usado em conjunto com outros testes para a confirmação de resultados, para além de poder auxiliar no diagnóstico de fraturas coronárias [9, 10].

A fotografia a luz UV é outra alternativa, experimental, aos métodos anteriores. O seu objectivo concentra-se em dar resposta ao estado da polpa tendo em conta a sua vascularização. Esta fotografia permite examinar padrões fluorescentes diferentes que garantem um melhor contraste. Este contraste seria difícil de observar em situações no espectro do visível. Os resultados adquiridos podem não ser fidedignos, por isso, tal como os testes de transiluminação, este teste é usado para complementar outros testes de diagnóstico convencionais [10].

Tanto os métodos que recorrem à inervação, como aqueles que se preocupam com a vascularização da polpa, e que foram até então abordados, são de carácter não invasivo.

Existem outros como a dessaturação em hidrogénio, a eliminação de um radioisótopo e a marcação de microesferas, que são invasivos. Mas, devido às limitações do uso de isótopos em humanos, estes métodos são somente experimentais e parecem não ser vantajosos em relação às restantes práticas [27, 28].

Levando em consideração as informações encontradas na literatura e reflectindo acerca dos métodos abordados até então, a decisão de escolher a técnica de oximetria de pulso para retirar informações relativas ao estado da polpa, parece ser aquela que reunirá os requisitos de um método considerado ideal: não invasivo, não doloroso, objectivo, reproduzível, eficaz e mais económico [27]. Nesse sentido, o sensor que iremos procurar desenvolver terá por base o oxímetro de pulso. A dimensão do sensor; os dentes testados; a idade do paciente; as restaurações e calcificações na polpa entre outros aspectos, serão critérios a levar em consideração no processo do seu desenvolvimento e de aplicação clínica.

Capítulo II

2. Contextualização e Abordagem da Oximetria de Pulso

“For life, nothing is more important than oxygen supply. Thus one might argue that nothing is more important to monitor during the care of the unconscious or disabled patient than the color of the arterial saturation [29].”

As propriedades ópticas de um tecido podem fornecer-nos informação importante relativamente ao estado desse próprio tecido. Para isso, basta fazer-se uso de um meio de diagnóstico adequado. O oxímetro de pulso surge neste contexto como uma opção viável. Essencial na prática de emergência médica, como foi anteriormente referido, é um dispositivo não invasivo, actualmente usado no controlo dos níveis de saturação em oxigénio. Este equipamento faz uso da iluminação dos tecidos que, consoante a presença de determinados componentes com diferentes capacidades de absorção, permite inferir uma resposta relativamente à sua viabilidade. No decorrer deste capítulo iremos abordar aspectos relevantes à sua compreensão, bem como, do seu funcionamento.

2.1. O Oxigénio – Origem e Propriedades

O oxigénio é o elemento em torno do qual gira a técnica da oximetria e que é indispensável à vida dos seres humanos. Sem ele, os processos de respiração e metabolismo dos organismos aeróbios, estariam comprometidos [30].

O oxigénio é um elemento não metálico localizado no segundo período e grupo dezasseis da tabela periódica. À temperatura e pressão ambiente encontra-se no estado gasoso sob a forma de moléculas diatómicas, O_2 , não apresentando cor, cheiro nem sabor. Por ser pouco solúvel em água, surge muitas vezes na natureza combinado com outros elementos formando óxidos que participam em inúmeras reacções. Por sua vez, parte do oxigénio atmosférico ou dissolvido em água (na forma de O_2) é captado pelos seres vivos para ser utilizado na respiração, sendo posteriormente convertido em dióxido de carbono (CO_2), que conjuntamente com a água, participa no processo de obtenção de energia por parte

das plantas – a fotossíntese. Neste processo, a presença seguida da ausência de luz, regenera o oxigénio indispensável à sobrevivência do ser humano [30, 31].

Como se sabe o O_2 presente no organismo dos seres vivos, nomeadamente, na circulação sanguínea surge através de uma etapa no processo de respiração - a inspiração. Após a inspiração, é nos capilares alveolares, que se dá a sua difusão para o sangue face a uma diferença de pressão. Mas, o oxigénio, tal como os restantes gases no organismo, não é muito solúvel no sangue, cuja composição é maioritariamente água, assim sendo, o seu transporte é mediado por um transportador secundário – a hemoglobina [32].

2.2. A Hemoglobina

Os eritrócitos humanos, que estão presentes no sangue têm a forma de pequenos discos bicôncavos que derivam de um precursor de células estaminais denominado hemocitoblasto. Durante o processo de diferenciação, estas células estaminais dão origem a células filhas que formam aglomerados de hemoglobina, perdendo, posteriormente, os seus organelos celulares como o núcleo, as mitocôndrias e o retículo endoplasmático. Dado a isso, diz-se que os eritrócitos constituem células incompletas, vestigiais que são incapazes de se multiplicar e estão destinadas a viver somente 120 dias. A sua função primordial é, portanto, transportar a hemoglobina que se encontra dissolvida no seu citoplasma em concentrações muito elevadas [33].

A hemoglobina é uma proteína de estrutura quaternária, com múltiplas subunidades e locais de ligação ao O_2 , considerado o transportador preferencial de oxigénio no sangue. É composta por quatro cadeias de aminoácidos, sendo que em cada uma delas existe um grupo heme, que é responsável pela cor da proteína e, conseqüentemente, do sangue. Neste grupo heme, existe um átomo de ferro que se liga a quatro átomos de azoto e pode ainda ligar-se ao oxigénio. Convém realçar o facto que o átomo de ferro se encontra normalmente no estado de oxidação ferroso (+2) ou no férrico (+3), sendo que as formas da hemoglobina correspondentes são a ferro-hemoglobina e a ferri-hemoglobina, respectivamente. No entanto, somente a ferro-hemoglobina tem a capacidade de se ligar ao oxigénio. Importante é também referir, que cada molécula de hemoglobina tem somente a capacidade de transportar quatro moléculas de oxigénio, uma por cada grupo heme. Porém, além do oxigénio, a hemoglobina também transporta o ião de hidrogénio (H^+) e a molécula de dióxido de carbono (CO_2) [33, 34].

Importante é, também, esclarecer a ligação do O_2 à hemoglobina. Esta ligação é mediada: (i) pela pressão parcial do oxigénio, que por nos capilares pulmonares ser elevada promove a ligação da hemoglobina ao O_2 , enquanto, nos capilares dos tecidos, por assumir um baixo valor, promove a dissociação de ambas as partes; (ii) pela afinidade da hemoglobina ao oxigénio, uma vez que, uma ligação forte favorece o transporte do oxigénio, enquanto uma ligação mais fraca, tende a favorecer a separação entre a hemoglobina e o O_2 . Sendo que, a dissociação está dependente de factores como a temperatura, o pH e a concentração do ácido 2,3-difosfoglicerato (2,3 – DPG) [35].

Face ao comportamento alostérico da hemoglobina, as ligações aos compostos químicos ocorrem de forma não covalente. Além disso, a ligação responsável pelo transporte de O_2 promove a ligação de mais moléculas iguais, à mesma molécula de hemoglobina, afirmando-se, por isso, que ocorre uma ligação por cooperação do oxigénio à hemoglobina. Mas, como também já foi referido, a afinidade desta proteína ao O_2 está dependente das condições de pH e da concentração de CO_2 no tecido. Assim sendo, a acidez provocada pela presença de iões H^+ , bem como, de moléculas de CO_2 nos tecidos, irá traçar a necessidade de fornecimento de oxigénio ao tecido em questão. Por sua vez, e seguindo esta lógica, uma vez que a hemoglobina não transporta unicamente O_2 , face a maiores quantidades de oxigénio num tecido irá, desta vez, promover a libertação de H^+ e CO_2 , nesse mesmo tecido [34].

Atendendo às distintas condições de transporte constatadas, a hemoglobina toma diferentes formas. Quando transporta oxigénio, encontra-se no estado oxidado e tem o nome de oxi-hemoglobina (HbO_2), quando o liberta fica reduzida e denomina-se desoxi-hemoglobina (Hb). Consequentemente a hemoglobina e também o sangue, sofrem mudanças de cor. Na presença de oxigénio, o sangue apresenta-se sob a forma de um vermelho vivo, assim que o oxigénio é libertado, assume um tom vermelho escuro. A cor vermelha surge porque, no grupo heme, cada átomo de ferro está circunscrito por um anel de átomos chamados porfirinas, sendo a forma desta estrutura que define a cor. O sangue é portanto mais vermelho ou mais desmaiado consoante a quantidade de oxigénio presente na hemoglobina. Na presença de oxigénio a forma da porfirina é alterada, dando às células vermelhas do sangue uma cor mais viva [36]. Esta modificação de cor é o

princípio que está na base da aplicação das medições da saturação em oxigénio através da oximetria.

A oximetria define-se por ser a medição da saturação percentual da hemoglobina oxigenada no sangue. Por ser um método simples, fiável e não invasivo é hoje considerado de extrema utilidade para avaliar a função respiratória de um doente. Mas a técnica não estagnou desde o seu aparecimento, foi alvo de evolução que ainda hoje não se dá por terminada.

2.3. História da Oximetria de Pulso

A saturação do oxigénio no sangue é uma informação importante para que o médico possa decidir a estratégia a adoptar na conduta a seguir. Nos tempos mais primordiais, obter esta informação era somente possível através de um método chamado gasometria, que era invasivo e doloroso. Com a evolução da tecnologia, surgiu um método não invasivo, contínuo e indolor, denominado oximetria de pulso. É da evolução desta técnica que iremos falar [37].

O desenvolvimento do oxímetro de pulso baseou-se em mais de cem anos de investigação. Em 1864, Stokes reconheceu que o oxigénio no sangue era transportado por um constituinte que apresentava cor – a hemoglobina. Este componente foi isolado por Hoppes e Seyler, um ano mais tarde, que descobriram que ao agitá-lo no ar, o seu padrão de absorção de luz se modificava. Nas décadas seguintes o espectro óptico da hemoglobina oxidada e da hemoglobina reduzida foi estudado mais aprofundadamente. Chegou-se à conclusão que a hemoglobina oxidada apresentava uma cor distinta da reduzida e que por isso, estas absorviam quantidades não semelhantes de luz com diferentes comprimentos de onda [23].

Neste contexto surgiram as primeiras medições através de testes recorrendo à oximetria, quando na década de 1930, investigadores alemães fizeram uso de espectrofotómetros para estudar a transmissão de luz através da pele em humanos. Assim sendo, os primeiros oxímetros serviam-se do fenómeno de transmissão de luz para medir a oxigenação do sangue porém, apresentavam uma desvantagem muito significativa, o facto de serem invasivos. Foi em 1934 que, nestas condições, um investigador afirmou medir a saturação

do oxigénio no sangue que circulava nas veias de um animal, pela primeira vez. Mas tal como esperado, seria preferível uma técnica alternativa, não invasiva, que afastasse a hipótese de infecção e contaminação [19].

Foram Matthes e Millikan que conseguiram, em 1935, apurar os primeiros resultados da saturação em oxigénio, através de um aparelho não invasivo. Todavia, o aparelho apresentava limitações já que era de difícil calibração e não eram obtidos valores absolutos. Mais tarde, em 1939, investigadores alemães anunciavam um *ear oxygen meter*¹, que fazia uso da luz vermelha e infravermelha. Porém, foi Glen Millikan que introduziu o termo “oximetria” em 1942. Millikan, usou dois comprimentos de onda na concepção de um *ear oxygen meter* prático e leve, tendo-lhe atribuído o nome de oxímetro. A partir da sua invenção, verificou que a transmissão de luz através de um filtro vermelho, era sensível à saturação em oxigénio, enquanto a mesma luz ao atravessar um filtro verde era independente desta variável. Mais tarde veio a concluir-se que afinal os sinais insensíveis à presença de oxigénio não eram devidos à luz verde, mas sim, à luz infravermelha [19, 38].

Numa primeira fase o oxímetro foi utilizado na aviação militar no decorrer da Segunda Guerra Mundial, face à necessidade existente de avaliar a oxigenação dos pilotos a elevadas altitudes. Tendo sofrido diversas alterações, o método começou, posteriormente, a difundir-se para outros fins. Destaca-se a área da medicina [38].

Em 1964, um cirurgião norte-americano desenvolveu um oxímetro da orelha com 8 comprimentos de onda (dos 650 aos 1050 nm) que tinha a capacidade de se auto-calibrar. A *Hewlett Packard*® encarregou-se da sua comercialização, em 1970. Este novo aparelho compensou os efeitos de pigmentação da pele, da espessura da parede da orelha e da deslocação da sonda na orelha, ao apresentar a capacidade de auto-calibração, vascularização da orelha através da condução de calor, e fixando um percurso. Este novo oxímetro, veio por isso, solucionar problemas que os seus antecedentes partilhavam [39]. Este sistema foi usado em ambientes clínicos porém, apresentava grandes dimensões e era pouco prático. Aliada a estas desvantagens estava outra, muito importante, a questão de ser um equipamento muito dispendioso [23]. Por isso, apesar de se julgar ser o *gold*

¹ Ear oxygen meter: oxímetro para uso na orelha

standard dos oxímetros, investigações posteriores, em situações de baixas saturações, revelaram o funcionamento instável do aparelho [39]. Não obstante, foi através deste equipamento que se tornou possível a monitorização contínua da oxigenação do sangue, de forma não invasiva, pela primeira vez [23].

O maior avanço surgiu com o reconhecimento que a natureza pulsátil do sangue poderia, também, ser importante na oximetria. A técnica começou por isso, a fazer uso da actividade fisiológica do pulso cardíaco como a base do sistema para a determinação da saturação do oxigénio no sangue. A ideia de usar o ritmo cardíaco como um filtro nas medições *in vivo* foi, pela primeira vez, executada no Japão, no início dos anos 70, por Takuo Aoyagi, um bioengenheiro. O seu novo conceito tornou-se comercializável, constituindo o primeiro oxímetro de pulso produzido e comercializado [39].

O seu desempenho foi próximo do aceitável em ambiente clínico, pois exibiu alguns problemas no que diz respeito a artefactos, já que, a medição era interrompida assim que a ponta do dedo alterava a sua posição. De facto, tal como na oximetria clássica, os primeiros oxímetros de pulso tiveram, também, de lidar com as limitações inerentes ao *hardware* [39].

O *boom* no crescimento do aparelho verificou-se nos anos 80 quando este se espalhou por diversas áreas da medicina [23]. O primeiro oxímetro de pulso de nova geração a alcançar sucesso foi o *Biox(II)* da *Ohmeda*, tendo marcado o início de uma nova geração. O *Biox(II)* continha um microprocessador, e apresentava características desejadas. Era mais pequeno e económico, sendo detentor de uma precisão que lhe permitiu aceitação clínica. O grande interesse pela oximetria de pulso nos Estados Unidos surgiu com William New (*Nellcor*), que verificou a vantagem da monitorização da oxigenação do sangue durante a anestesia. O aparelho foi optimizado: adquiriu pequenas dimensões e constituintes electrónicos económicos, o que permitiu o desenvolvimento de sensores descartáveis [39].

Actualmente, a técnica é essencial para finalidades clínicas graças aos meios tecnológicos que constituem os seus alicerces. Mas, apesar da sua aceitação e dos seus aclamados benefícios, hoje em dia, continua a ser alvo de modificações, com uma constante procura por uma redução no tamanho e custo do aparelho, mas, principalmente, na descoberta de

um equipamento aplicável a várias partes do corpo, que não as convencionais – orelha e dedo [40].

Assim, a primeira experiência que relata o uso da técnica de oximetria de pulso em medicina dentária é datada de 1991 tendo sido desenvolvida por Schmitt. O objectivo era determinar a viabilidade da polpa dentária, tendo em conta a saturação em oxigénio do sangue que a preenchia. Com esta nova aplicação, a distinção entre uma polpa saudável, inflamada ou necrótica, tornou-se possível. No entanto, face à estrutura demasiado peculiar dos dentes, bem como ao seu difícil acesso, até aos dias de hoje, ainda não foi desenvolvido um aparelho comercializável para este fim [41].

2.4. O Princípio de Funcionamento do Oxímetro de Pulso

Como já referimos, a oximetria é a medida da percentagem de saturação do oxigénio no sangue. Esta medida está directamente correlacionada com a pressão parcial do oxigénio na hemoglobina (P_aO_2). A pressão parcial do oxigénio na hemoglobina determina quão eficientemente o oxigénio é libertado nas células teciduais. Assim, se o oxigénio não for entregue devidamente, os tecidos ficarão danificados. No mesmo contexto, a percentagem da saturação em oxigénio permite identificar se o oxigénio está a ser distribuído devidamente pelos tecidos. O conceito base da oximetria é, por isso, a transmissão de luz através de uma amostra de sangue, sendo que esse sangue absorve uma determinada quantidade de luz, consoante a concentração da hemoglobina oxigenada e desoxigenada que consta na sua constituição. Na aquisição de medidas com o aparelho, supõe-se que o sangue é composto somente por hemoglobina no estado oxidado e no reduzido, onde a transmissão da luz através da hemoglobina é determinada pela lei de Beer-Lambert. Esta lei permite obter uma estimativa do valor da saturação em oxigénio no sangue; uma aproximação à saturação em O_2 que realmente existe [42].

2.4.1. Lei de Beer-Lambert

A lei de Beer-Lambert relaciona a absorção de um soluto com a sua concentração e propriedades ópticas num determinado comprimento de onda [43]. Desta forma, descreve a atenuação da luz que atravessa um meio uniforme contendo uma substância absorvente [19]. Se um feixe monocromático de luz incide num meio com uma intensidade I_0 , parte dele atravessará o meio, enquanto a restante parte será absorvida. A intensidade do feixe

de luz que atravessa o meio decresce exponencialmente de acordo com a distância por si percorrida. A fórmula que traduz a lei, é [43]:

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad 2.1$$

Onde $\varepsilon(\lambda)$ é o coeficiente de atenuação da substância absorvente a um comprimento de onda específico, c ($mmol/L$) retrata a concentração da substância absorvente, constante no meio, e d ($L/mmol/cm$) a distância do percurso óptico percorrida no meio pelo feixe de luz. Importante será dizer que, esta lei somente tem em atenção a importância da luz que é absorvida e da luz que é transmitida, assumindo, assim, que a luz incidente iguala a soma da luz absorvida com a luz transmitida. Como se sabe, existem mais fenómenos para além da absorção e da reflexão, quando um feixe incide num meio. Porém, esta lei não os tem em consideração, negligenciando, na verdade, a fracção de luz que é reflectida e aquela que é dispersa no meio, o que poderá ser uma provável fonte de erro. Mas, seguindo a fórmula da lei anteriormente enunciada, pode deduzir-se que a luz transmitida através do meio em estudo, é dada por [43]:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad 2.2$$

Enquanto a absorvância (tendo em conta que não há dispersão), é dada por [43]:

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)cd \quad 2.3$$

No caso de existirem múltiplas substâncias absorventes no meio que a luz se dispõe a atravessar, a fórmula da absorvância estende-se, para a seguinte [43]:

$$A_t = \sum \varepsilon_i(\lambda)c_i d_i \quad 2.4$$

Onde ε_i e c_i representam o coeficiente de atenuação e a concentração da substância i , respectivamente, e d_i é o percurso óptico percorrido através da substância absorvente [43].

2.4.2. Os Coeficientes de Atenuação da Hemoglobina

Como já foi anteriormente mencionado, na oximetria, assume-se que a hemoglobina é somente composta por duas formas, hemoglobina oxigenada (HbO_2) e hemoglobina reduzida (Hb). Mas, apesar destes dois elementos absorverem a maior parte da luz que atravessa o sangue, não representam todas as espécies de hemoglobina presentes no sangue, como deixámos subentendido no ponto 2.2, quando falamos desta proteína. Aqui, referimos os diferentes tipos de hemoglobina existentes: (i) funcional (ii) disfuncional, que não transporta oxigénio aos tecidos; (iii) metahemoglobina, quando na sua constituição está um ião de $Fe(+3)$; (iv) carboxi-hemoglobina, quando se encontra ligada ao monóxido de carbono; (v) sulfahemoglobina e carboxisulfahemoglobina [43].

Para a oximetria somente a hemoglobina funcional é tida em conta, sendo as outras formas parcialmente esquecidas. Esta variável da proteína é capaz de ligar-se ao oxigénio de forma reversível constituindo a maior parte das hemoglobinas num indivíduo adulto saudável. Assim sendo, a saturação funcional em oxigénio é medida em percentagem comparando a quantidade de hemoglobina oxigenada (HbO_2) com a soma das quantidades da hemoglobina oxidada (HbO_2) com a reduzida (Hb). Outra forma de definir esta medida é através da concentração destas mesmas variáveis. Abaixo, podemos ver como é calculada, afinal, esta medida de saturação [43]:

$$SO_2 \text{ funcional} = \frac{HbO_2}{Hb + HbO_2} * 100 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{Hb} + c_{HbO_2}} * 100\% \quad 2.5$$

2.4.3. Espectro de Absorção da Hb vs. Escolha dos Comprimentos de Onda

Para que se possam retirar medidas através da espectrofotometria *in vitro* é necessário cumprir-se os seguintes requisitos: (i) o tecido deve ser razoavelmente transparente aos comprimentos de onda a serem considerados para a medição; (ii) as características de absorção devem ser diferentes entre espécies diferentes para o comprimento de onda considerado; (iii) o número mínimo de comprimentos de onda discretos requeridos deve ser igual ao número de substâncias absorventes significativas que estão presentes [39].

O primeiro critério limita, de imediato, a gama de comprimentos de onda a utilizar como fonte luminosa, às regiões vermelha e próxima do infravermelho, no espectro. Em

primeiro lugar, porque o tecido e a pigmentação da pele absorvem os comprimentos de onda que dizem respeito ao azul, ao verde e ao amarelo (inferiores aos 600 nm), enquanto, a água, por sua vez, tende a absorver o infravermelho, quanto maior for o seu comprimento de onda [39].

Quando existe a ligação química de diferentes espécies à hemoglobina, esta proteína sofre alterações físicas, que a tornarão mais ou menos transparente, à luz incidente. Na Figura 1 podem ser observados os coeficientes de atenuação da oxi-hemoglobina e da hemoglobina reduzida. Verifica-se que a absorção da luz visível na região do vermelho, é muito superior para a hemoglobina reduzida quando comparada com a absorção para o mesmo comprimento de onda na oxi-hemoglobina. Por sua vez, a hemoglobina reduzida é mais transparente à luz da região IV que a oxi-hemoglobina. Pode então concluir-se que, a hemoglobina e a oxi-hemoglobina variam substancialmente, relativamente uma à outra, nas regiões dos 600 aos 1000 nm, o que vai de encontro ao segundo critério [39, 43].

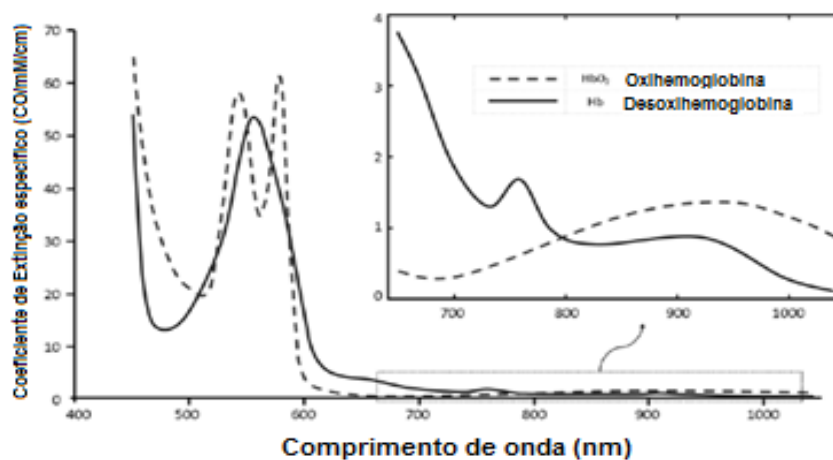


Figura 1: Coeficientes de atenuação da Hb e da HbO₂. Adaptado de [44]

A diferença acentuada verificada nos coeficientes de atenuação da hemoglobina reduzida e da hemoglobina oxidada alteram a absorção de luz significativamente, mesmo quando a saturação em oxigénio sofre alterações pouco significativas. Assim sendo, uma boa escolha para comprimento de onda na região do vermelho serão os 660 nm, devido à maior diferença verificada entre os coeficientes de extinção das duas espécies. Seguindo a mesma ordem de ideias, o comprimento de onda na zona do infravermelho que garantirá melhores resultados, será aquele em que a diferença entre os coeficientes de atenuação

das duas espécies se distancia mais pronunciadamente. Assume-se como um bom valor, os 940 nm [43].

O último critério, é o mais complexo. Obviamente, existem outros absorventes para além da Hb e da HbO₂ no sangue, como referimos anteriormente. Felizmente, por norma, a hemoglobina reduzida e oxidada, bem como, a meta-hemoglobina e a carboxi-hemoglobina, são os únicos absorventes significativos encontrados no sangue. É possível verificar-se (Figura 2) que a 660 nm, a MetHb e a Hb têm coeficientes de atenuação semelhantes, assim como a HbCO e a HbO₂ a 940 nm. Por isso, se, somente, forem usados dois comprimentos de onda pode ocorrer a combinação de MetHb com Hb e da HbCO com a HbO₂ [39]. Seria então esperado, segundo a lei de Beer-Lambert, que para determinar estas quatro variáveis fossem necessários quatro comprimentos de onda distintos [45]. Porém, se a MetHb for vista como Hb, não terá efeito clínico significativo, uma vez que, esta espécie por não transportar oxigénio irá manter o valor da saturação em oxigénio correcto. Por sua vez, HbCO representa um problema, uma vez que será contado como uma forma transportadora de O₂ e, isto faz com que o valor da saturação em oxigénio medido seja superior ao que realmente existe [39]. Contudo, caso se suspeite que um doente tem elevadas concentrações de carboxi-hemoglobina e meta-hemoglobina no seu sangue, é recomendado o uso de um oxímetro especial, denominado *CO-oximeter*; um método *in vitro* que usa quatro comprimentos de onda, para que se possam detectar todas as variantes desta proteína [46].

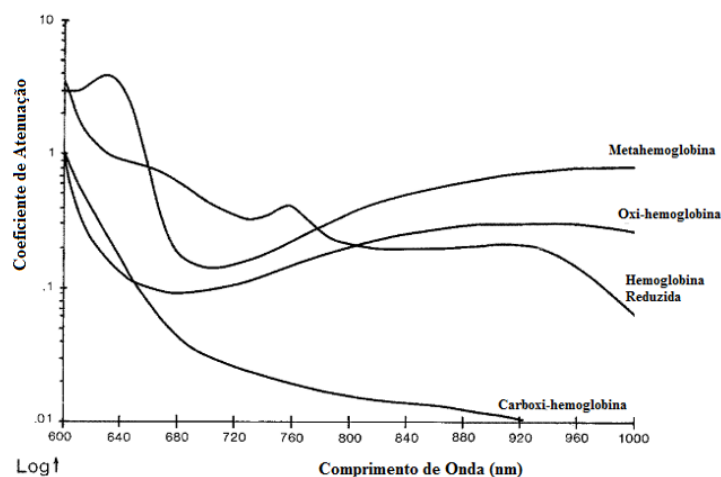


Figura 2: Coeficientes de atenuação para as várias espécies de hemoglobina adaptado de [39].

Como já foi referido, no sangue dos seres humanos, são as hemoglobinas funcionais que existem em maior quantidade. Assim sendo, são elas que nos permitem determinar a

saturação em oxigénio, como também já se evidenciou. Então, recorrendo à lei de Beer é possível formular matematicamente a situação. Porém esta lei deve ser readaptada, uma vez que: (i) não considera os fenómenos de reflexão e dispersão da luz; (ii) não tem em conta as variações de volume e, conseqüentemente, da espessura da área alvo, devido à pulsatilidade do sangue, como iremos abordar em seguida [43].

2.4.4. O Carácter Pulsátil do Fluxo Sanguíneo

A pulsatilidade do sangue deve-se à circulação sanguínea e, por conseguinte, ao ciclo cardíaco. Como se sabe, ao longo do seu percurso pelo organismo, o sangue sofre transformações. Do lado esquerdo do coração em direcção à artéria aorta, circula o sangue arterial, rico em oxigénio que se dirige das artérias para as arteríolas até que chega aos capilares sanguíneos, onde liberta o oxigénio, tornando-se sangue venoso. Este tipo de sangue migra em direcção às vénulas para, posteriormente, regressar ao coração através das veias cavas. O sangue venoso quando chega ao lado direito do coração, é bombeado para a artéria pulmonar, efectuando-se assim a circulação pulmonar, onde o sangue venoso viaja em direcção aos pulmões onde é oxigenado e se dirige, posteriormente, às veias pulmonares, do lado esquerdo do coração, onde, já sob a forma de sangue arterial volta a realizar a circulação sistémica.

A circulação sanguínea é comandado por um órgão propulsor – o coração – o qual comanda um ciclo dividido em três fases. A primeira fase a ser referida corresponde à fase de grande silêncio, a diástole, onde há um grande relaxamento para que o sangue entre no coração, esta etapa tem a duração de cerca de 0,4 segundos. A segunda fase, denomina-se sístole auricular, dura cerca de 0,1 segundos e diz respeito à passagem do sangue das aurículas para os ventrículos, no coração, através de uma contracção. Diz-se que ocorre o primeiro ruído, pois é nesta fase que se dá o encerramento das válvulas bicúspide e tricúspide. Ocorre em seguida um pequeno silêncio que corresponde ao preenchimento dos ventrículos. Por fim, decorre a sístole ventricular, com uma duração de 0,3 segundos, nesta fase, o sangue é impulsionado dos ventrículos para as artérias devido a uma contracção cardíaca, ocorrendo o fecho das válvulas semilunares e, por conseguinte, o segundo ruído. Após esta fase, dá-se novamente a diástole, iniciando-se um novo ciclo. Ao longo dos ciclos as artérias, que transportam o sangue arterial, vão variando o seu diâmetro face às contracções e dilatações, característica que lhes confere

um carácter pulsátil. É importante ter esta noção da pulsatilidade do sangue uma vez que, esta afecta a absorção de luz, e ter consciência disso, permite obter melhores resultados com o oxímetro.

A luz ao atravessar um tecido biológico é absorvida por diferentes substâncias. Os absorventes primários da luz na região do vermelho e infravermelho, são a pele e a sua pigmentação, os ossos e o sangue. Os oxímetros de pulso tiram vantagem do seu conhecimento da pulsatilidade do sangue arterial, tal como será explicado de seguida [43].

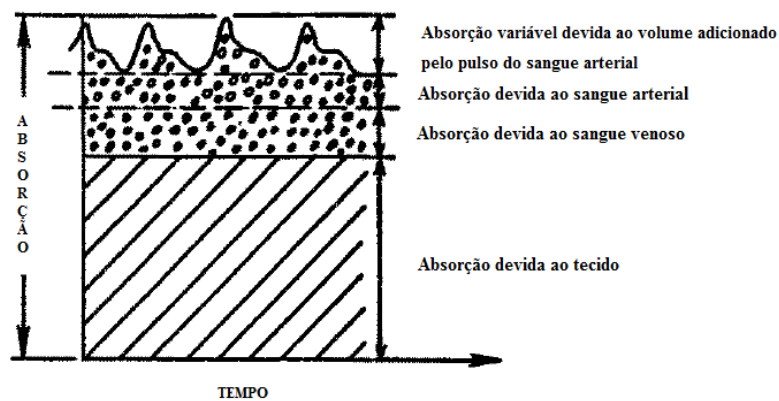


Figura 3: Quantidade de luz absorvida num tecido vivo em função do tempo. Adaptado de [42]

Na Figura 3, pode verificar-se uma absorção variável devida ao sangue arterial. Durante a sístole verifica-se que as artérias contêm mais sangue do que na diástole, tal como seria de esperar. Pois, a cada contração do coração, dá-se uma alteração no volume das artérias, desta forma, o diâmetro destes vasos aumenta, resultado da sua dilatação face ao aumento da pressão [39, 43]. Devido à sua elasticidade, este fenómeno ocorre nas artérias, e nunca nas veias. A absorção de luz pelos tecidos com artérias aumenta, por isso, no decorrer da sístole, porque para além de existir uma grande quantidade de substâncias absorventes, nomeadamente hemoglobina, existe ainda a agravante da distância óptica percorrida, d , aumentar nas artérias. Esta porção dinâmica da absorção total permite fazer a distinção entre a absorção devida ao sangue venoso, a uma quantidade constante de sangue arterial e outros componentes não variáveis, tais como a pigmentação da pele (componente DC da absorção total), da absorção devida à componente pulsátil do sangue que circula nas artérias (componente AC). A porção de luz absorvida pelo tecido vivo que alterna, ou varia, normalmente não é superior a 1-2% da absorção constante dos componentes DC [43].

O sinal que chega ao detector após a transmissão de luz é, por isso, observado como uma onda (com picos que retratam cada batimento cardíaco e baixos declives entre cada batimento) [46]. Para um sistema ser funcional, os sinais provenientes do sangue arterial devem ser isolados daqueles que representam a componente DC [39]. A solução passa então por subtrair a absorção de luz entre os picos, que inclui os componentes DC, ao pico de absorção de luz. Assim, o resultado serão as características de absorção devidas, somente, ao volume de sangue adicionado, o que corresponde ao sangue arterial. Uma vez que os picos ocorrem a cada batimento ou pulso, surge então a denominação de oxímetro de pulso [46].

2.5. Oxímetro de Pulso – O *Hardware*

Para que um aparelho como o oxímetro de pulso possa cumprir a tarefa para a qual foi concebido, necessita de um conjunto de elementos na sua constituição. Como se pode prever, uma fonte luminosa e um detector são indispensáveis para que a validade da aplicação da lei de Beer-Lambert, possa ser verificada.

Desta forma, diz-se que um oxímetro de pulso está dividido em duas partes principais: a emissora e a receptora. Na parte emissora, como o próprio nome indica, encontram-se as fontes luminosas. Como já foi referido, estas fontes terão comprimentos de onda na região do vermelho e infravermelho. Usualmente na montagem do oxímetro, recorre-se ao uso de LED's (díodos emissores de luz) que, devido ao seu pequeno tamanho, às suas excelentes características de condução e ao seu elevado *output* de luz face a uma largura de banda muito estreita, parecem ser a escolha ideal para a aplicação em questão [47].

A parte receptora, por sua vez, deve ser sensível a dois comprimentos de onda distintos. Além disso, deve permitir a aquisição de um sinal *output* linear. A acrescentar a estas evidências, espera-se que o fotodetector seja detentor de alta sensibilidade e tenha um tamanho adequado para a sua finalidade. Existem várias alternativas na hora da escolha do componente de eleição, são exemplos as fotocélulas e os foto-transistóres. Porém, os fotodíodos de junção *p-n* ou *p-i-n*, parecem ser a melhor opção por apresentarem uma largura de banda desejável e possuírem uma capacidade de resposta rápida. Ainda assim, os fotodíodos necessitam estar associados a amplificadores de sinal, uma vez que o sinal por si captado, é por vezes de baixa amplitude [48].

Após o cumprimento das etapas que concernem à emissão e recepção do sinal, espera-se, agora, adquiri-lo como medida da percentagem de S_pO_2 . Desta forma é importante a existência de uma terceira parte, aquela que tem como função o processamento do sinal. Esta terceira parte é essencialmente constituída por um microprocessador, o qual deve ter em consideração o pulso sanguíneo. Porém, em oxímetros de pulso em que o tamanho é uma característica fundamental, um microcontrolador parece ser a escolha de eleição. O motivo pelo qual se torna uma boa escolha, deve-se ao facto deste componente ser mais compacto (armazenar um microprocessador, memória adicional, portas e controlos) [49].

2.5.1. Tipos de Sondas

Existem dois tipos de oxímetros de pulso. Aqueles que fazem uso de sondas de transmissão e os que assentam no modo de reflexão [50].

As sondas de transmissão, assim como o seu nome sugere, fazem uso da luz transmitida para medir a saturação em oxigénio do sangue. O seu sistema de funcionamento consiste numa associação de dois LED's de comprimentos de onda distintos, um vermelho e o outro, infravermelho. Estes LED's são activados alternadamente de forma a que a luz de um determinado comprimento de onda passe através do tecido e seja detectada pelo fotodíodo. Como se sabe, a luz que atravessa o tecido sofre atenuação, situação que se reflectirá no feixe de luz emergente. A atenuação é devida à quantidade de sangue presente no tecido a analisar e pode variar consoante a composição do mesmo. Tal como é esperado, o coeficiente de absorção da oxi-hemoglobina é diferente do coeficiente de absorção da desoxi-hemoglobina para diferentes comprimentos de onda. Assim, diferença na quantidade de luz absorvida pelo sangue a dois comprimentos de onda distintos permite inferir acerca da saturação em oxigénio do sangue [50].

Nas sondas de transmissão (Figura 4), existe um fotodíodo que tem como função detectar a luz transmitida através do tecido. Por este motivo, este componente deve ser colocado numa superfície paralelamente oposta à posição dos LED's. A proximidade entre a fonte emissora de luz e o receptor, terá de ser a maior possível. Este posicionamento irá maximizar a quantidade de luz transmitida detectada [50].

Por sua vez, as sondas de reflexão (Figura 4), são habitualmente utilizadas numa técnica denominada fotoplestígrafia. Nesta técnica é medida a saturação em oxigénio do

sangue a partir da intensidade da luz reflectida. Os comprimentos de onda aos quais se recorre são os mesmos referidos anteriormente. Brinkman e Zijlstra (1949) mostraram que a saturação em O_2 poderia ser monitorizada medindo a quantidade de luz reflectida a partir do tecido. Esta conclusão permitiu um grande avanço no que diz respeito à monitorização, de forma não invasiva, da saturação em oxigénio de qualquer ponto imaginário na superfície da pele, muito embora se verificassem problemas na calibração do dispositivo e uma limitação na sua eficácia [50].

O princípio de funcionamento destas sondas consiste no posicionamento dos LED's e do fotodíodo no mesmo lado da superfície a examinar. Porém este método impõe alguns requisitos. O mais importante é determinar a distância ideal entre os LED's e o fotodíodo, de forma a que o sinal detectado seja o mais fidedigno possível, partindo do princípio que, a probabilidade dos fótons alcançarem o fotodetector diminui à medida que esta distância de separação aumenta. Contudo, se o posicionamento dos LED's e do fotodíodo for muito próximo poderá ocorrer a saturação deste último. Uma solução para cumprir este requisito dos fotoplestíogramas, passaria por utilizar mais que um fotodíodo, sendo desta forma possível, os raios de luz reflectidos serem detectados com maior eficácia. Uma outra resolução do problema, passaria pela utilização de um fotodíodo com uma área superior [50].

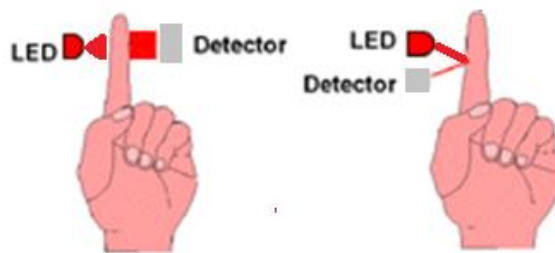


Figura 4: Modo Transmissão vs. Modo de Reflexão [51]

2.6. Medições com o Oxímetro de Pulso: O Raciocínio Físico e a Implementação do Algoritmo

Um algoritmo computacional consiste num programa de procedimentos que tem como objectivo resolver um problema. Por isso, para adquirir resultados com o oxímetro de pulso é necessário preparar um algoritmo que comande a sua actividade. A lei de Beer-

Lambert é o princípio físico a adoptar. Começemos então por contextualiza-la à situação a que se destina.

A leitura efectuada com o oxímetro de pulso define-se por S_pO_2 e trata-se de uma estimativa da saturação de oxigénio no sangue arterial, S_aO_2 . A razão de ser uma estimativa reside nos factores enumerados anteriormente: (i) a presença de mais espécies absorventes do que os comprimentos de onda utilizados; (ii) a negligência de outros fenómenos que não a transmissão de luz [43].

Para se iniciar o raciocínio físico, parte-se então do princípio que o corpo humano possui somente um único componente com uma concentração c a um coeficiente de atenuação $\varepsilon(\lambda)$, sendo a intensidade da luz transmitida não só dependente do conjunto dos elementos fixos (osso, tecido, pele e cabelo) mas também dos elementos variáveis (sangue). Procedede-se, então, à combinação de $\varepsilon(\lambda)$ e c num único termo $\alpha(\lambda)$, em função do comprimento de onda [52]:

$$\alpha(\lambda) = \varepsilon(\lambda) * c \quad 2.6$$

Aplica-se, de seguida, a lei de Beer, assumindo que quando o feixe de luz incide na superfície vascularizada, a intensidade do feixe decresce exponencialmente, segundo a seguinte forma [52]:

$$I_1 = I_0 e^{-\alpha_1(\lambda)d} \quad 2.7$$

Onde I_1 é o feixe emergente, I_0 o feixe de luz inicial que incide numa superfície pulsátil, com espessura d . O feixe I_1 , é agora visto como o novo feixe incidente, pois vai abandonar a área alvo, para que posteriormente se possa detectar a intensidade da luz que atravessa o alvo, na chegada ao detector. [52]

$$I_2 = I_1 e^{-\alpha_2(\lambda)\Delta d} = I_0 e^{-(\alpha_1(\lambda)d + \alpha_2(\lambda)\Delta d)} \quad 2.8$$

As flutuações na espessura, devidas à pulsatilidade do sangue, que foram anteriormente abordadas, podem ser vistas como uma variação na distância d , na equação de Beer-Lambert. Δd representa, por isso, essa variação da espessura da superfície pulsátil. Tendo

em conta a equação 2.2, é agora possível deduzir a expressão da transmitância para a situação em estudo [52]:

$$T = \frac{I_2}{I_1} = \frac{I_0 e^{-(\alpha_1(\lambda)d + \alpha_2(\lambda)\Delta d)}}{I_0 e^{-\alpha_1(\lambda)d}} = e^{-\alpha_2(\lambda)\Delta d} \quad 2.9$$

Com a equação 2.9 (acima) torna-se viável eliminar das variáveis, a intensidade da luz incidente, no entanto, a equação encontra-se ainda em função de Δd , cujo valor não é mensurável. De forma a simplificar a equação, é aplicado um logaritmo natural a ambos os lados da equação, tal como pode ser observado abaixo [52]:

$$\ln(T) = \ln e^{-\alpha_2(\lambda)\Delta d} = -\alpha_2(\lambda)\Delta d \quad 2.10$$

Porém, continua ainda presente o factor Δd mas, torna-se possível, estimar o logaritmo da transmitância para os diferentes comprimentos de onda que participam neste sistema, vermelho(λ_R) e infravermelho(λ_{IR}) [52]:

$$\ln T_R = -\alpha_2(\lambda_R)\Delta d \quad 2.11$$

$$\ln T_{IR} = -\alpha_2(\lambda_{IR})\Delta d \quad 2.12$$

Assumindo que as duas fontes se encontram posicionadas à mesma distância do detector, o factor Δd assume o mesmo valor tanto para a equação 2.11 (acima) como para equação 2.12 (acima). Nesse caso, se as relacionarmos, poderemos eliminar este factor cujo valor não é mensurável [52].

$$\frac{\ln T_R}{\ln T_{IR}} = \frac{-\alpha_2(\lambda_R)\Delta d}{-\alpha_2(\lambda_{IR})\Delta d} = \frac{\alpha_2(\lambda_R)}{\alpha_2(\lambda_{IR})} \quad 2.13$$

A equação 2.13 é independente do termo Δd , porém, não fornece informação eficaz relativamente à saturação em oxigénio do sangue. É por isso igualada à razão, R [52]:

$$R = \frac{\ln T_R}{\ln T_{IR}} = \frac{\alpha_2(\lambda_R)}{\alpha_2(\lambda_{IR})} \quad 2.14$$

Esta razão permanece insuficiente para a determinação da saturação do sangue em oxigénio. É neste contexto que a mudança de absorção da luz em função da pulsação é invocada para o cálculo da S_pO_2 . Nos oxímetros de pulso, a absorção devida à componente

pulsátil é considerada proveniente do sangue arterial. Assim, a absorção dos dois componentes (DC e AC) nos dois comprimentos de onda permite estabelecer uma razão empiricamente correlacionada com a saturação [53].

Sendo assim, resta a alternativa de medir o mínimo e o máximo da intensidade da luz emergente que chega ao fotodetector (RL – mínimo vermelho, $I_2(\lambda_R)$; RH – máximo vermelho, $I_1(\lambda_R)$; IRL – mínimo infravermelho, $I_2(\lambda_{IR})$; IRH – máximo infravermelho, $I_1(\lambda_{IR})$ na Figura 5). Desta forma, o valor da relação R pode ser computadorizado, sendo posteriormente utilizadas curvas de calibração teóricas obtidas empiricamente, para obter o valor da saturação em O_2 [52].

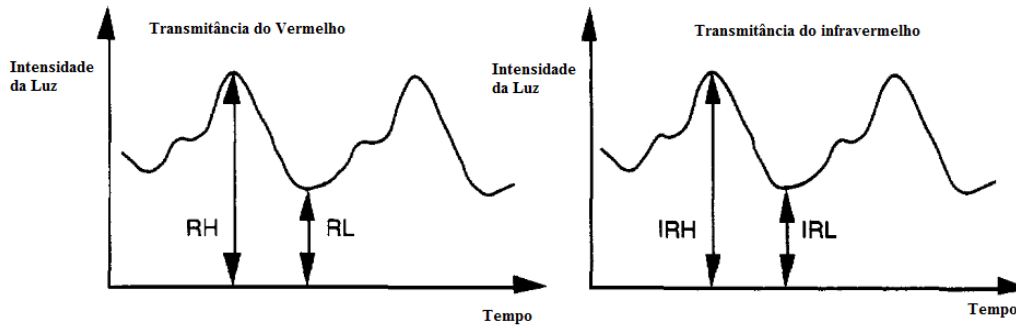


Figura 5: Gráfico da intensidade de luz transmitida convertida em voltagem. Sinais máximos (H) e mínimos (L) da luz vermelha (R) e infravermelha (IR) através do dedo em função do tempo. Adaptado de [52]

Face a estas considerações, o problema é agora abordado de outra forma, recuando à equação 2.2, a transmitância do comprimento de onda vermelho é dada pela relação entre $I_1(\lambda_R)$ e $I_2(\lambda_R)$, onde $I_1(\lambda_R)$ representa a intensidade do feixe de luz vermelho incidente, enquanto, $I_2(\lambda_R)$, é a intensidade do feixe de luz vermelho que emerge [52]:

$$T_R = \frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)} \quad 2.15$$

O mesmo raciocínio é seguido para calcular o valor da transmitância correspondente ao feixe de luz infravermelho [52]:

$$T_{IR} = \frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})} \quad 2.16$$

Onde $I_1(\lambda_{IR})$, corresponde ao feixe de luz infravermelho que imerge na área alvo, enquanto $I_2(\lambda_{IR})$ é o feixe emergente relativo ao mesmo comprimento de onda [52].

Desta forma, aplicando o logaritmo natural ao lado da equação onde consta a transmitância e também ao outro lado, e estabelecendo uma relação semelhante à verificada em 2.13, podemos obter finalmente a relação, R , conhecida como “*Ratio of Ratios*” [52]:

$$R = \frac{\ln(T_R)}{\ln(T_{IR})} = \frac{\ln\left(\frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)}\right)}{\ln\left(\frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})}\right)} = \frac{\ln\left(\frac{AC_R}{DC_R}\right)}{\ln\left(\frac{AC_{IR}}{DC_{IR}}\right)} \quad 2.17$$

É nestas circunstâncias que a “*Ratio of Ratios*” permite calcular os níveis de saturação em oxigénio [52]. O cálculo desta razão é útil para estabelecer uma correção à lei de Beer-Lambert em circunstâncias clínicas, nas quais não existe a possibilidade de medir todas as variáveis que são determinantes para uma medição assertiva da saturação em oxigénio [53].

2.6.1. Calibração

Os primeiros oxímetros de pulso recorriam à equação 2.5 para computadorizar os valores de S_aO_2 . No entanto, a lei de Beer-Lambert não pondera os fenómenos de dispersão múltipla da luz pelas células vermelhas do sangue. A equação 2.5 é por isso uma simplificação.

Na Figura 6 é mostrada a relação assente na lei de Beer-Lambert e uma outra assente em dados empíricos (tendo em conta a razão R e a saturação em oxigénio do doente). Desta comparação surge a conclusão de que os instrumentos baseados na lei de Beer-Lambert tendem a fornecer estimativas inexactas do valor real da saturação em oxigénio (especialmente em valores de S_aO_2 abaixo dos 85%). Existiram, por isso, várias tentativas para modificar a teoria para que esta tivesse em consideração o efeito da dispersão. Assim, grande parte dos oxímetros actualmente existentes recorrem a tabelas obtidas em estudos de calibração em voluntários saudáveis, cuja medição da saturação em oxigénio foi também medida de forma invasiva, para estimar o valor de S_pO_2 [54].

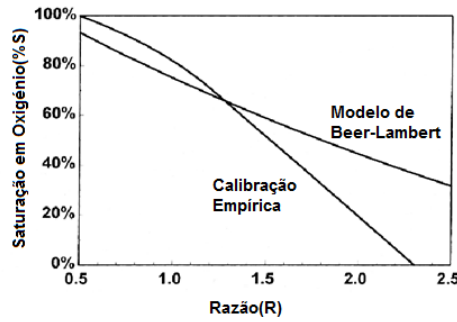


Figura 6: Duas perspectivas da percentagem da Saturação em Oxigénio de um doente. Calibração empírica vs. Modelo de Beer-Lambert inalterado. Adaptado de [54]

Portanto, após o módulo de processamento receber o sinal e integrar e analisar os dados de forma a calcular a relação R , precisa estar preparado com um algoritmo de calibração [55, 56]. Na prática, é usada uma fórmula empírica clássica para o cálculo da percentagem de S_pO_2 [56, 38, 56]:

$$S = a - bR \tag{2.18}$$

Onde a e b são parâmetros calculados assim que o aparelho é calibrado. Mas, para que possam ser determinados, é necessário ter conhecimentos de medições anteriormente efectuadas com métodos teste (através de um *CO-oximeter* ou um oxímetro já calibrado). Tendo conhecimento desta informação é, finalmente, possível obter os valores dos coeficientes a e b , através das equações abaixo [56]:

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n S_i \sum_{i=1}^n R_i^2 - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n R_i S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \tag{2.19}$$

$$b = \frac{\sum_{i=1}^n R_i S_i - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \tag{2.20}$$

Onde S_i é o valor de S_pO_2 conhecido através dos métodos teste, R_i , é a relação R correspondente a S_i e n é o número de medidas efectuadas. Obtendo estas medidas, é possível estabelecer, finalmente, uma correspondência entre a relação R e a S_pO_2 [56].

2.7. A Oximetria de Pulso e a Vitalidade Pulpar

A polpa dentária, tal como o lóbulo da orelha ou o dedo encontra-se vascularizada. Determinar, por isso, o seu estado de degeneração a partir de uma técnica como a oximetria de pulso não será de todo despropositado. Assim como Schmitt, o pioneiro

neste tipo de estudos, outros investigadores têm vindo a debruçar-se sobre esta questão. Afinal, a procura por um método de diagnóstico da vitalidade pulpar não invasivo, não doloroso, objectivo, reproduzível, eficaz e mais económico ainda não se deu por terminada. Mas para isso acontecer é importante ter conhecimentos sólidos da técnica de oximetria de forma a reestruturá-la segundo o objectivo a alcançar.

No próximo capítulo será descrita a nossa proposta, referindo não só os conceitos de oximetria de pulso que lhe serviram de base mas também as modificações executadas com o intuito de conceber um sensor para determinação da vitalidade pulpar dentária de maior eficiência.

Capítulo III

3. Um Sensor para Avaliação da Vitalidade Pulpar

“Depending upon the particular application, the design, fabrication, testing, and eventual use of the sensors requires a wide variety of both technical and nontechnical expertise. As a result, sensors have become an emerging technology that prevails in the world in which we live [57].”

O capítulo anterior consistiu na abordagem da técnica de oximetria de pulso sendo, por isso, a chave da secção que agora se inicia. Com a teoria exposta, torna-se oportuno fazer alusão à solução desenvolvida para resolver o problema que deu origem a esta tese de mestrado: o desenvolvimento de um sensor que determine a vitalidade da polpa dentária. Este capítulo visa acompanhar o processo de execução do sensor. Todas as hipóteses ponderadas, bem como a sua razão de ser, serão aqui descritas para que se possa relatar o processo gradual do desenvolvimento do sensor.

3.1. O *Design* do Sensor

Antes de descrevermos o elemento sensor, propriamente dito, começamos por dissertar sobre a primeira etapa do seu desenvolvimento. Esta fase, tinha como objectivo criar um protótipo mecânico do sistema que acomodaria o elemento sensor. A primeira questão que se levantou foi a localização dos dentes. Tal como se sabe, estes situam-se na cavidade oral, o que os torna de difícil acesso quando comparados a outras áreas do corpo humano, como o dedo ou o lóbulo da orelha, locais onde geralmente se retiram medidas com o oxímetro de pulso.

Mas não é só a sua localização que surge como desvantagem à projecção do desenho do protótipo. A morfologia variada e os traços anatómicos dos diferentes grupos de dentes constituem, também, uma adversidade, e foi neste contexto que surgiu a segunda questão. Para além de variarem entre si, os dentes, variam de pessoa para pessoa, e as suas pequenas dimensões parecem tornar impossível o desenvolvimento de um sensor universal - que possa ser aplicável tanto a dentes molares, pré-molares, caninos ou

incisivos. Face a estas condições garantir um posicionamento firme do sensor para a aquisição de medidas mais precisas parecia, também, uma hipótese muito remota.

Levando em consideração estas dificuldades emergentes não seria de todo desapropriado optar por uma sonda de reflexão. Mas essa não pareceu uma opção viável; o modo de transmissão foi o escolhido. Os motivos pelos quais se deve essa escolha são: (i) por se tratar da irradiação de uma zona alvo de pequenas dimensões (o dente mais pequeno – incisivo central inferior - tem aproximadamente 9 mm de comprimento e menos de 6 mm de largura) , garantir uma disposição lateral dos LED's (parte emissora) e do fotodíodo (parte receptora) que garantisse resultados fidedignos envolveria cálculos complicados; (ii) o facto da quantidade de luz reflectida ser muito inferior àquela que é transmitida. E se a área vascularizada do dente é muito inferior àquela que se pode verificar no dedo, o resultado seria uma leitura pouco perceptível e uma consequente preocupação agravada com o processamento do sinal; (iii) incerteza relativamente à proveniência da luz que chega ao fotodíodo pois, nestas circunstâncias, é difícil ter a certeza se a luz reflectida será realmente oriunda da cavidade pulpar ou se poderá, por exemplo, ter sido reflectida no periodonto.

Afastada a hipótese do modo de reflexão permaneceram, então, as dificuldades relatadas acima por resolver. Na verdade, não foi fácil encontrar uma solução eficaz para uso de uma sonda no modo de transmissão. Uma adaptação ao *design* de um oxímetro de pulso normal, era essencial.

No processo gradual de desenvolvimento do protótipo, surgiram várias hipóteses até, finalmente, se ter alcançado a solução que nos pareceu ser a óptima. O afastamento dessas hipóteses como solução ideal deveu-se a alguns factores que se consideraram fraquezas à optimização do funcionamento do aparelho. A dificuldade na garantia de um posicionamento firme e a certeza de que a parte emissora e a parte receptora estariam dispostas paralelamente (de forma a assegurar um modo de transmissão eficaz) foram as características mais comuns às conjecturas e que conduziram à sua desvalorização.

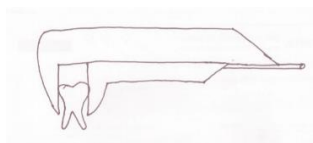


Figura 7: Protótipo do sensor desenhado à mão

O *design* do protótipo foi pensado por analogia a uma craveira (Figura 7). Esta última é, tal como se sabe, um instrumento que permite medir a distância entre dois lados simetricamente opostos num objecto. Tendo em conta que duas características desejadas para o sensor a desenvolver seriam: (i) o posicionamento firme do sensor no dente para obter medidas o mais exactas possível; (ii) a garantia de que a parte emissora e a parte receptora estariam dispostas paralelamente. A hipótese do *design* do sensor ser semelhante à forma de uma craveira, tendo em atenção as dimensões dos dentes, surge como plausível. Ao ter em conta as dimensões dos dentes, assume-se que os LED's e o fotodíodo ocupam um espaço a si destinado no sensor, com o intuito de que este último, ao ser colocado num dente para o examinar, retire medidas desse dente e não da sua vizinhança.

Após definido o protótipo do sensor a desenvolver, passou-se do papel para o computador. Tal como já foi referido, o sensor deve ser composto por uma parte emissora e outra receptora. Por isso pensou-se que, de um lado do dente situar-se-ia a parte receptora que alberga o fotodíodo. Esta parte do sensor ficaria imóvel durante as medições, enquanto, diametralmente oposta a si, exactamente com as mesmas dimensões (excepto no suporte), estaria colocada a parte emissora. Esta divisão do sensor seria móvel. Sendo o seu suporte oco, deslizaria sobre o suporte da parte receptora fixando o sensor no dente, independentemente da sua textura e tamanho. Assim sendo, a coesão do sensor ao dente ficaria assegurada e a disposição paralela de ambas as partes seria uma certeza (o material seria rijo, não permitindo deformações).

Além disso, a escolha deste *design* apresentava uma vantagem decisiva. Consoante o manuseamento do aparelho, o médico dentista poderia atingir os dentes da mandíbula, assim como, os dentes da maxila. Bastando para isso, rodar 180° o sensor. Consoante o posicionamento do aparelho, o médico dentista poderia ainda retirar medidas de dentes que se encontram numa posição mais difícil – os molares. Nestes casos ocorreria uma inversão na posição da parte emissora e por conseguinte da receptora. A realçar fica o facto da colocação dos LED's e do fotodíodo no aparelho acontecer de forma arbitrária. Inicialmente julgou-se que a luz ambiente poderia contaminar as leituras e que por isso o fotodíodo deveria estar colocado numa posição mais resguardada. Esta hipótese foi posta de lado, pois parecia mais pertinente isolar o aparelho no seu todo para que dessa forma se evitasse todo o tipo de perturbações exteriores ao sistema. Assim sendo, e de acordo

com a lei de Beer-Lambert, a disposição dos LED's e do fotodíodo de forma arbitrária não iria afectar as medições. Nas figuras que se seguem pode observar-se a proposta da estrutura do sensor e a sua aplicação a um incisivo (Figura 8 a Figura 12).

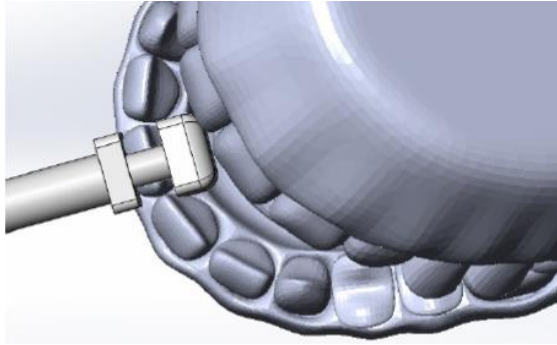


Figura 8: Sensor com design craveira aplicado a incisivo frontal

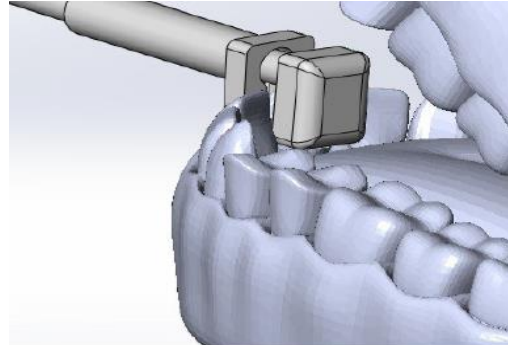


Figura 9: Sensor com design craveira aplicado a incisivo

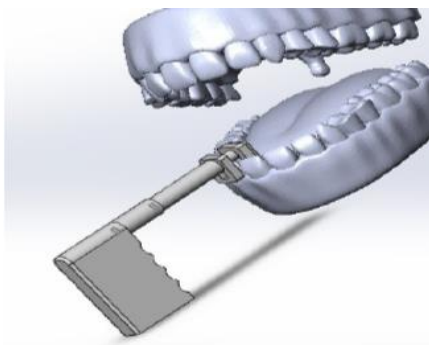


Figura 10: Sensor com design craveira (com suporte) aplicado a incisivo frontal

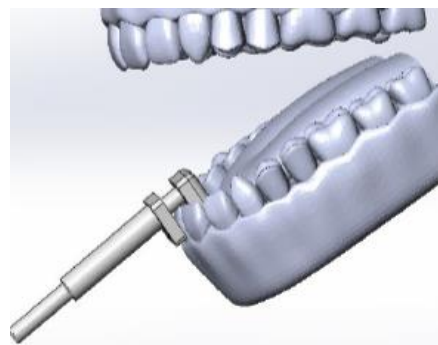


Figura 11: Sensor com design craveira (sem suporte) aplicado a incisivo frontal

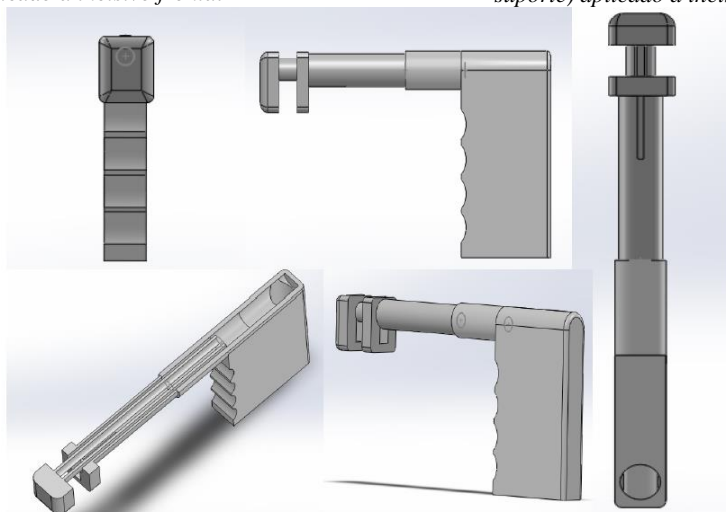


Figura 12: Várias perspectivas do sensor com design craveira (com suporte)

As figuras foram desenvolvidas em *Solidworks*®, um *software* CAD, que permite a criação de formas 3D a partir de formas geométricas elementares. O modelo anatómico da cavidade oral foi disponibilizado podendo somente ser utilizado para finalidades académicas.

Recorrendo a este *software*, foi então possível prosseguir com a impressão numa impressora 3D, das peças que constituem o sensor. Perante as suas pequenas dimensões, a sua impressão tornou-se inviável e, mesmo tentando redimensioná-las seria impossível reproduzir o sensor com o efeito pretendido. Desta forma, embora se julgasse que esta fosse a solução ideal, facto que viemos a constatar pelos estudos de Ciobanu et al. [58] ao fazerem uso de um aparelho com um *design* muito semelhante, existiu a necessidade de repensar o *design* do sensor.

Foi neste contexto que surgiu a ideia de readaptar um instrumento usualmente utilizado na prática clínica, por médicos dentistas, à nossa finalidade. O instrumento eleito foi uma pinça. O motivo reside no facto desta poder ser aplicada a qualquer dente, simplesmente apertando os dois “braços”, que a constituem, um contra o outro.

De forma a colocar uma pinça adaptável à nossa situação recorreremos, uma vez mais, ao *software Solidworks*. Procedemos por isso, à projecção de espaços na pinça destinados à localização da parte emissora e receptora, sem esquecer que estas deveriam estar colocadas paralelamente opostas, uma em cada lado do dente e que o seu posicionamento deveria ser firme. O resultado final pode ser verificado nas figuras abaixo e informações relativas às suas dimensões podem ser encontradas no Anexo 1.



Figura 13: Sensor com *design* pinça aplicado a incisivo

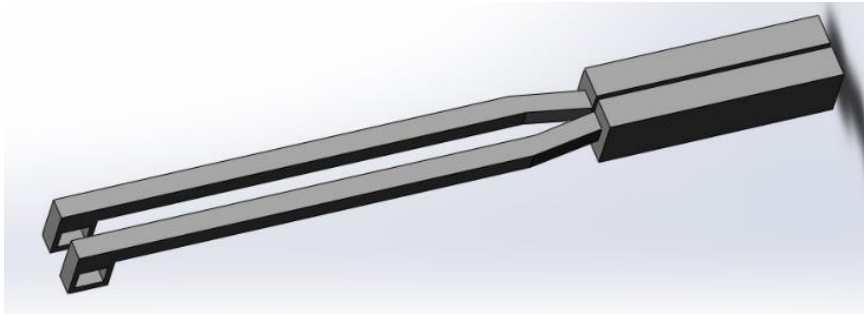


Figura 14: Sensor com design Pinça

Tal como o *design* da craveira, anteriormente pensado, este também permite retirar medições de todos os dentes, assegurando um posicionamento firme e uma disposição paralela entre as partes receptora e emissora.

O aparelho foi pensado para ser reutilizado e reposicionado em diversos doentes. Para isso, a esterilização do mesmo ou a aplicação de protecções descartáveis às partes do aparelho em contacto directo com o doente, são procedimentos indispensáveis.

Mas não é só o *design* de um oxímetro de pulso normal que tem de ser adaptado para que se possa usar a técnica nos dentes. Em seguida, falaremos da electrónica do sensor mais pormenorizadamente, tendo em conta que se pretende que o aparelho a desenvolver seja reproduzível, eficaz e económico.

3.2. A Electrónica e a Programação Associadas ao Aparelho

Tal como referido no capítulo anterior, a escolha dos LED's e de um fotodíodo acaba por ser a base electrónica da solução a desenvolver. Tendo sido esclarecido, nesse capítulo, o motivo pelo qual os LED's e o fotodíodo são escolhidos para a constituição do sensor, é agora oportuno começar por referir quais são, afinal, os LED's a utilizar.

Quando se discutiu a hemoglobina, enumerando as suas variantes para uma posterior reflexão do seu espectro de absorção, chegou-se à conclusão de que os comprimentos de onda a escolher deveriam corresponder à zona do vermelho e do infravermelho. Por conseguinte, os LED's a escolher seriam de 660 nm (vermelho) e 940 nm (infravermelho). Segundo o espectro de absorção das espécies da hemoglobina e a literatura, o LED infravermelho seria idealmente na ordem dos 940 nm, porém o LED que utilizamos na nossa experiência, tem um comprimento de onda superior ao acima referido (950nm). Este facto, não deverá causar grandes problemas, uma vez que, tal como se pode verificar

na Figura 1, a variação do coeficiente de atenuação de ambas as espécies a testar não sofre alterações acentuadas, motivo pelo qual a intensidade de luz absorvida deverá ser muito próxima para estes comprimentos de onda.

Mas, no caso dos dentes, talvez estes dois comprimentos de onda não sejam suficientes. Esta questão surge perante conclusões opostas de diferentes investigadores no que diz respeito à eficiência do uso do oxímetro de pulso para o diagnóstico da vitalidade pulpar. Schnettler e Wallace denunciaram uma correlação entre o diagnóstico clínico e o histológico da vitalidade pulpar utilizando o oxímetro, o que, posteriormente, os fez declarar o seu uso como teste determinante da vitalidade pulpar. No entanto, por sua vez, Schmitt et al. concluíram que o oxímetro de pulso convencional não poderia determinar de forma eficiente a saturação em oxigénio [22].

Estando nós a desenvolver um aparelho experimental, será prudente ter em atenção aspectos que outros investigadores realçaram e solucionaram adoptando-os para o nosso trabalho. Schmitt mediu a saturação em oxigénio recorrendo a uma sonda de transmissão, também ela revestida para que ficasse protegida da luz ambiente. Este investigador teve em consideração as dimensões da cavidade pulpar e as camadas da dentina e do esmalte que envolvem a polpa. Segundo ele, estas camadas criam um *shunt* óptico, deixando que alguma luz dos LED's seja transmitida ao fotodíodo sem que passe pelo sangue. Face a isto, Schmitt sugeriu serem necessários três comprimentos de onda para isolar os coeficientes do sangue. Adicionou, por isso, aos comprimentos de onda já conhecidos em oximetria, um outro, na gama dos 540-570 nm, já que os coeficientes de extinção do esmalte e da dentina neste comprimento de onda são semelhantes aos verificados na região vermelha e infravermelha.

Adoptando os conhecimentos de Schmitt, na constituição do nosso emissor não constam dois LED's, mas sim três (Anexo 2). Todavia, a escolha de um terceiro LED viria a ser mais um obstáculo à minimização das dimensões do sensor. O esqueleto dos três LED's ocuparia, de facto, muito espaço no nosso emissor já que, o espaço por si ocupado no emissor seria superior às dimensões de qualquer dente (na ordem do 2x2cm), o que constituiria um problema. Para a sua resolução, escolheram-se LED's de pequenas dimensões e assegurou-se o seu posicionamento fora do “molde” do sensor, utilizando guias de luz, de forma a conduzir a sua luz até ao “molde” e daí ao dente.

Após a selecção dos LED's para o emissor, restou a necessidade de dar ênfase à área do sensor destinada ao efeito de receptor. Nesta encontra-se colocado o fotodíodo que deve ser capaz de detectar a luz verde, vermelha e infravermelha. Considera-se, que é na parte receptora que consta o verdadeiro elemento sensor. Na verdade, o fotodíodo é um medidor de sensibilidade; capaz de detectar ou reagir a estímulos físicos fornecendo um outro tipo de estímulo correspondente. É, por isso, o elemento de maior preocupação para a aquisição do sinal, etapa de que agora falaremos.

3.2.1. A Aquisição do Sinal

Pode dizer-se que a aquisição de sinal é uma das etapas cruciais. No desenvolvimento de um oxímetro de pulso *stand-alone*, seria importante o uso de um microprocessador ou de um microcontrolador para assegurar o desempenho do oxímetro. No contexto em que nos inserimos o uso desse tipo de electrónica, pode ser dispensada. Em vez disso, para adquirir sinal, fizemos uso do módulo de aquisição de dados UD128A8D da B&B Electronics® que, apresenta diferentes canais analógicos e digitais que tanto podem ser de *input* como de *output* e cuja informação detalhada se encontra no anexo 3.

Este módulo estabelece a ligação ao computador a partir da porta USB 2.0, permitindo estabelecer uma interface entre o computador e o circuito eléctrico. A razão da sua utilização baseia-se, por isso, na necessidade de converter o sinal analógico do fotodíodo num sinal digital, objectivo este, que só é possível graças ao conversor analógico-digital de 12 bits (4095 pontos) na constituição do módulo. É disponibilizada conjuntamente com o módulo, uma biblioteca dinâmica (.dll) para desenvolvimento de aplicações no *software Microsoft Visual Basic®*.

Vincada a importância da presença do módulo de aquisição de dados, passamos agora a pormenorizar o papel por si desempenhado na nossa aplicação. Como se sabe, um dos principais objectivos passava por ligar os LED's. Esperava-se que estes fossem ligados e desligados consecutivamente de forma alternada, durante um intervalo definido de tempo. O motivo desta ligação descontinuada da luz dos LED's, concentra-se na ideia de se aproveitar a máxima energia radiante que estes nos podem fornecer durante um intervalo de tempo. Assim, num ciclo de tempo predeterminado, é possível retirar de cada um dos LED's a máxima potência sem os danificar, assegurando-lhes, alternadamente, períodos

de repouso e arrefecimento para que nesse sentido a sua função não cesse. Ao usufruir do máximo desempenho dos LED's a luz que viaja na guia de luz até ao nosso “molde”, espera-se que seja a maior possível, de forma a maximizar o sinal.

Para ir de encontro à finalidade pretendida, foi necessária a utilização de um driver de potência com o intuito de poder ser usada uma fonte de energia com maior potência do que a conseguida nas saídas digitais do módulo de aquisição (<500mW). Portanto, tornou-se indispensável a presença de um circuito que garantisse a potência adequada a cada LED e que fosse regulada pelos canais digitais do módulo.

De entre os drivers existentes fez-se uso do ULN2003A. A sua arquitectura é baseada em transístores *Darlington*². O driver possui 7 entradas que permitem controlar até 7 saídas. Tendo em conta a sua constituição, o componente permite fornecer em cada saída, correntes na ordem dos 500mA. Na figura seguinte pode ser encontrado o esquemático do componente descrito e, no anexo 4, as respectivas ligações e características.

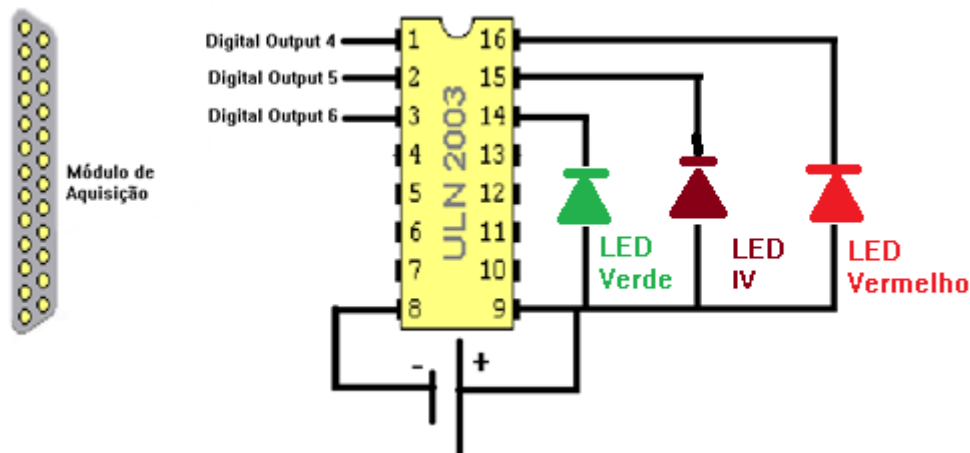


Figura 15: Driver de Potência e respectivas ligações ao módulo de aquisição e aos LED's. Adaptado de [59]

Na figura, para além do componente em si, podem verificar-se algumas das suas ligações, nomeadamente aos LED's (vermelho, infravermelho, verde) e ao módulo de aquisição.

Associada ao driver de potência, deve encontrar-se uma fonte de alimentação externa, cuja ligação se estabelece nos pinos 8 e 9, tal como se poderá verificar adiante. A sua escolha deve ser compatível com o funcionamento dos LED's, devendo ter-se em atenção

² Transistor *Darlington*: composição de dois transístores bipolares (BJT),cuja combinação permite a amplificação da corrente pelo primeiro transístor, seguida da sua amplificação pelo segundo.

que uma tensão demasiado elevada poderá danificar os mesmos. Como a fonte de tensão de 5V que aplicámos inicialmente não parecia ser suficiente para provocar o máximo desempenho dos LED's, fizemos uso de uma pilha de 9V associada a um regulador de tensão (MCT805 *Motorola*®), de forma a não comprometer os componentes. Desta forma, e seguindo o *datasheet* que pode ser encontrado no anexo 5, dois dos seus pinos estão ligados a uma pilha de 9V, garantindo no pino de output uma saída de 5V (relativamente à terra). Assim sendo, a associação do regulador de tensão ao driver de potência, tem a capacidade de gerar uma intensidade de corrente na ordem de 1A que permite maximizar a potência dos LED's.

Os LED's foram ligados ao driver de potência, e daí ao módulo, cada um numa saída digital. Foram controlados, tal como foi referido, para executarem funções alternadamente durante um intervalo de tempo. Este “comportamento” dos LED's, tinha como objectivo tornar possível a aquisição do sinal no lado do receptor, onde se encontra o fotodíodo. Assim sendo, para que fosse exequível, o fotodíodo foi, também, ligado ao módulo de aquisição de dados através de uma entrada analógica depois de um andar de amplificação.

Na oximetria de pulso convencional, geralmente, associada ao fotodíodo é utilizada a configuração de transimpedância³ para a amplificação do sinal. Contudo, optámos por utilizar o amplificador diferencial AD626 da *Analog Devices*® (cujo *datasheet* se encontra no anexo 6) e uma resistência de carga adequada.

O amplificador diferencial escolhido foi concebido para que pequenos sinais diferenciais possam ser amplificados de forma eficiente e ao mesmo tempo filtrados quando se verificam tensões elevadas do modo comum, sem que para isso sejam utilizados outros componentes. Face a esta capacidade de amplificação do sinal associada à sua filtragem, este reúne características aparentemente úteis para a aquisição do sinal que chega ao fotodíodo proveniente das diferentes fontes emissoras.

Na Figura 16 é apresentado o esquema electrónico do oxímetro construído. Para um funcionamento adequado, este precisou ser programado com o auxílio da biblioteca

³ Configuração de transimpedância: amplificadores que convertem uma corrente de *input* numa tensão *output*. Em oximetria, isto traduz-se na corrente gerada pelo fotodíodo ser convertida em tensão.

disponibilizada conjuntamente com o módulo de aquisição UD128A8D da *B&B Electronics*®.

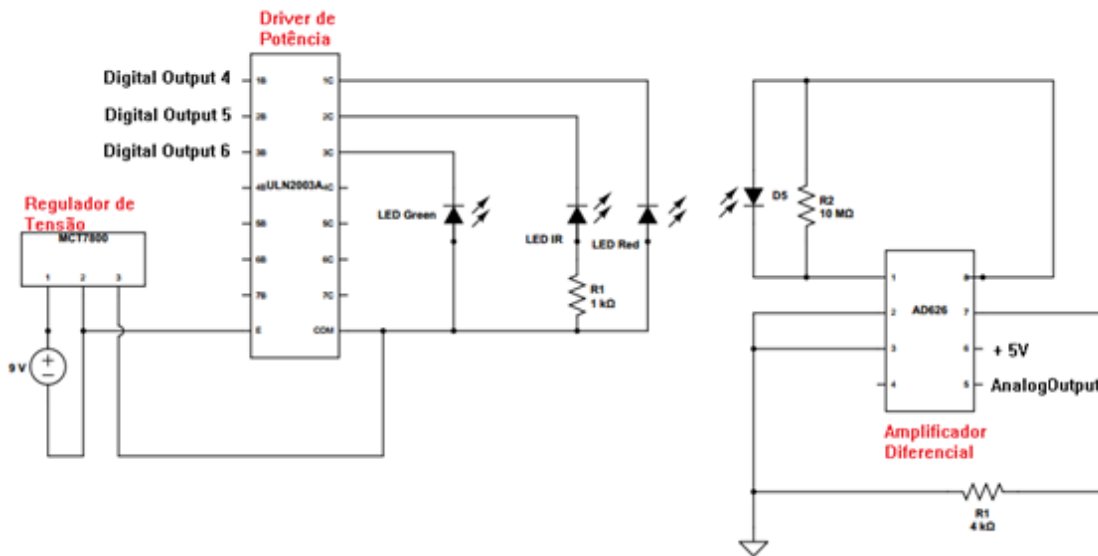


Figura 16: Electrónica intrínseca ao sensor

Como se pode verificar na figura, na parte emissora o regulador de tensão está ligado a uma pilha de 9V, fornecendo 5V ao driver de potência que está directamente ligado aos LED's verde e vermelho e, associado a uma resistência na ligação ao infravermelho (este não suporta potências tão elevadas como os outros dois LED's). As saídas 1B, 2B e 3B estabelecem a ligação ao módulo de aquisição de dados.

Por sua vez, na parte receptora o fotodíodo encontra-se associado ao amplificador diferencial com ganho ajustável. A resistência R1 foi colocada para aumentar a gama dinâmica do sinal, ajustando assim o ganho do *ampop* para esta finalidade. A saída 5 estabelece ligação ao módulo de aquisição de dados.

Após definida a electrónica, a biblioteca dinâmica (.dll) permite comunicar com o módulo de aquisição e desta forma auxiliar o controlo. Foi implementada uma interface gráfica para o efeito usando o *Microsoft Visual Basic*®. Mas para desenvolver a interface gráfica útil para o nosso contexto, foi essencial definir bem o problema. Isto é, foi necessário definir como queríamos receber os dados de forma a que estes respondessem às nossas necessidades. Como se sabe, o módulo de aquisição de dados possui um conversor analógico-digital de 12 bits (4095 pontos) e, é a partir dele, que o sinal analógico que chega ao fotodíodo através da irradiação do mesmo com os três comprimentos de onda

escolhidos, é convertido, tal como o seu próprio nome indica, em sinal digital. Os sinais digitais adquiridos são exibidos no computador ao fazer a leitura, bastando para isso, dar uma instrução numa interface gráfica intuitiva, criada a partir do *software* acima referido.

De forma a manter todos os dados para posterior análise, optámos por fazer uma leitura demodulada dos três comprimentos de onda que incidem no fotodíodo. Assim, a partir das alterações verificadas em diferentes dentes, poderíamos inferir uma resposta relativamente à sua vitalidade. Sendo assim, o procedimento tornou-se simplificado e o *screen* da aplicação desenvolvida, pode ser encontrado na Figura 17.

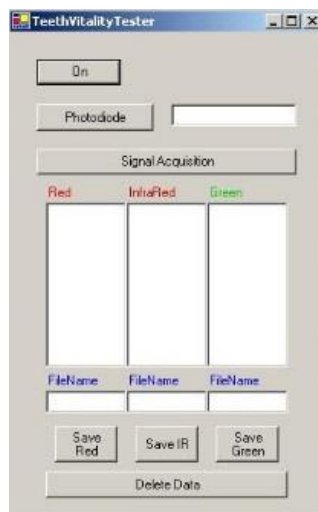


Figura 17: Interface intuitiva para uso do utilizador

Seguidamente faz-se uma síntese do funcionamento da aplicação desenvolvida:

Na janela “*TeethVitalityTester*”, ao premir o botão “*On*”, o utilizador estabelece a ligação ao módulo de aquisição de dados. Caso não o faça, o programa não está preparado para realizar a tarefa que lhe irá ser imposta. Assim que o utilizador acciona o botão “*On*”, este toma a forma de “*Off*” e basta premi-lo para que a ligação ao módulo seja interrompida. Mas, caso o botão “*Off*” não seja pressionado, considera-se ser este o momento em que a aplicação está apta para proceder à aquisição do sinal. Assim que o utilizador o entender, deve iniciar a aquisição de sinal, accionando o botão “*Signal Acquisition*”. Os quadros cujo título é “*Red*”, “*InfraRed*” e “*Green*”, passarão a ser preenchidos enquanto os LED’s estão acesos. Assim que os LED’s cessarem a sua actividade, na respectiva tabela,

deverão constar os sinais digitais correspondentes aos feixes de luz vermelho, infravermelho e verde, respectivamente, apurados no decorrer da medição. Estes sinais devem ser guardados num ficheiro *.txt*, para posterior análise. Assim, o utilizador deve atribuir um título ao ficheiro, preenchendo o campo “*Filename*” antes de o salvar, no botão reservado para esse efeito. Os dados de cada tabela são guardados num ficheiro *.txt* diferente e são posteriormente processados para que se possam inferir respostas. Após gravados os dados das tabelas, estes devem ser eliminados, pressionando o botão “*Delete Data*”, para que se possam repetir as medições. O botão “*Photodiode*”, está presente para que anteriormente ao teste, o utilizador, se assim o entender, possa medir o sinal de “fundo”, isto é, o sinal que o fotodíodo detecta quando não está a ser iluminado.

A aplicação encontra-se definida para que a partir do momento em que o utilizador começa a adquirir o sinal, o teste demore cerca de 10 segundos, período no qual os LED’s piscam permanecendo acesos nunca ao mesmo tempo, e durante 150 milissegundos (conforme pode ser encontrado no diagrama da Figura 18).

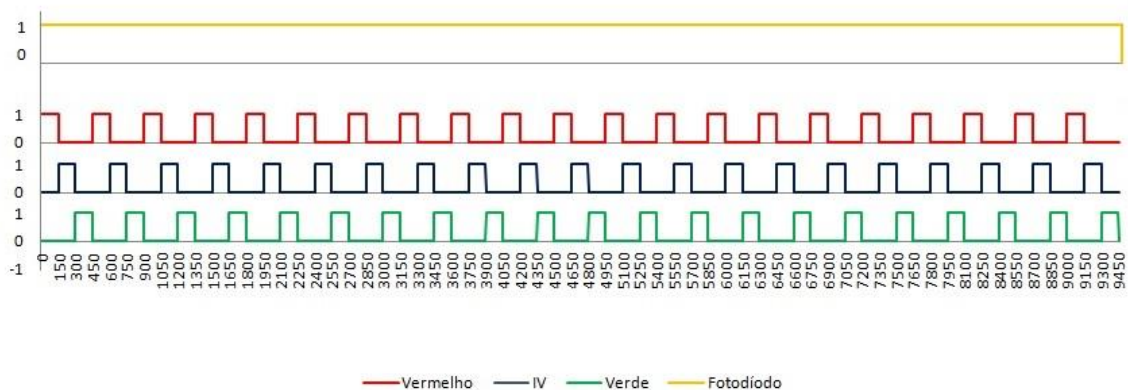


Figura 18: Diagrama temporal do funcionamento dos LED’s e fotodíodo. Para os LED’s o valor “1” corresponde a ligado e “0” a desligado enquanto para o fotodíodo “1” significa a aquisição do sinal e por conseguinte o “0” a ausência de aquisição.

Durante esses 150 milissegundos, são executadas 21 medições, no final do teste são apuradas 441 medidas para cada um dos comprimentos de onda. Os resultados das medições podem variar de 0 a 4095, estes são os números possíveis devidos aos 12 bits do módulo. Quando não está a adquirir sinal de nenhum dos LED’s o fotodíodo dá um

sinal abaixo de 100 enquanto, ao ser iluminado, devolve valores, por vezes, acima dos 3000.

3.3. A Solução

Tendo já sido abordados as temáticas respeitantes à mecânica, electrónica e programação intrínsecas ao desenvolvimento do nosso sensor, nesta secção aproveitamos para mostrar os resultados obtidos. Torna-se assim possível observar e compreender o sensor através da sequência de figuras que segue.

A primeira figura (Figura 19) a ser exibida diz respeito ao molde do sensor. Este molde estava preparado, somente, para sustentar os LED's e fotodíodo, tal como se pode observar.



Figura 19: O molde que alberga o elemento sensor

O motivo pelo qual o molde só se destina ao “encaixe” dos LED's e do fotodíodo, reside no facto de se pretender que este seja o mais pequeno possível, situação que vê a sua origem nas pequenas dimensões do alvo a examinar – o dente. Deste modo, toda a electrónica acima referida tem de ocupar um espaço exterior ao molde.

Na Figura 20 pode observar-se a placa de circuito impresso, perfurada por pontos, criada segundo o esquemático presente na Figura 16.

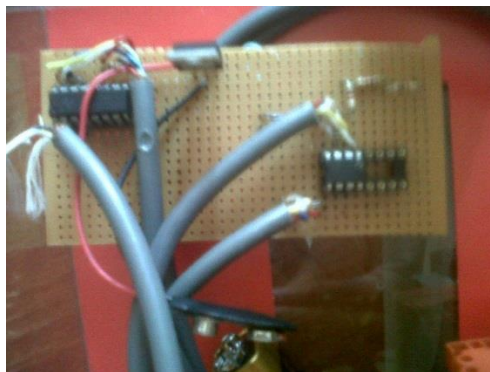


Figura 20: Placa de circuito impresso criada para a finalidade

Como se deduz, esta placa efectua uma interface entre o módulo de aquisição de sinal, que pode ser observado na Figura 21 e o computador.



Figura 21: Módulo de aquisição de sinal exterior ao molde do sensor

Após a visualização da electrónica exterior ao molde do sensor, é agora oportuno exhibir o molde construído. As figuras que se seguem estão reservadas para esse efeito (Figura 22 - Figura 24).



Figura 22: Molde do sensor equipado com os componentes

Os cabos de ligação migram da placa de circuito impresso até ao molde, um cabo diz respeito ao fotodíodo enquanto o outro estabelece ligação com a parte emissora. Estes cabos estão unidos por intermédio de braçadeiras de serrilha até ao molde, no entanto, neste último cada cabo toma duma direcção diferente. Um é fixado no braço da pinça que se destina ao receptor e o outro fixa-se no braço correspondente ao receptor. Em cada

braço, os cabos estão suspensos pela aplicação de fita adesiva, com o intuito de ao entrar na boca do doente não lhe provoque desconforto.



Figura 23: Local de ligação dos fotodíodos e LED's na pinça com especial atenção no fotodíodo



Figura 24: Local de ligação do fotodíodo e LED's na pinça, com especial atenção nos LED's

Nas figuras está pormenorizadamente detalhada a ligação dos LED's e do fotodíodo nos locais da pinça a si destinados. O fotodíodo entra no orifício facilmente. Este encontra-se ligado a uma mini placa de circuito impresso, fixada no molde com a cola depositada a partir de uma pistola de cola quente. Por sua vez, os LED's não entram no orifício a si destinado. Ficam de fora, também ligados a uma mini placa de circuito impresso colada da mesma forma que o fotodíodo. Existem, por isso, três guias de luz, ligadas uma a cada LED, que entram no orifício ficando paralelamente opostas ao fotodíodo. A incidência da luz do LED a partir da guia de luz é desejada, uma vez, que esta última tem cerca de 2 mm de diâmetro, o que faz com que a luz incida directamente no dente sem dispersar para a sua vizinhança.

Convém realçar que o acoplamento emissor-receptor não foi fácil, isto é, a disposição frente-a-frente das guias de luz e do fotodíodo, de forma a assegurar a maior eficácia de aquisição do sinal por parte deste último, não era uma garantia.

Importante será referir que os materiais utilizados isolam completamente os cabos eléctricos, pelo que não há risco de afectar a integridade dos doentes. A montagem completa do sistema sensor pode, finalmente, ser visualizada na figura que se segue.



Figura 25: Sistema Sensor Completo

Concluído o sensor, ficou por saber se ele se comporta conforme o esperado. Para tal, foram necessários testes experimentais que pudessem verificar que é possível tirar partido deste sensor para a determinação da vitalidade dentária. O próximo capítulo relata, por isso, as experiências realizadas com o intuito de comprovar a viabilidade do sensor desenvolvido e, ainda, faz referência a investigações levadas a cabo em dentes de doentes reais.



DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR DE DETERMINAÇÃO DA VITALIDADE DENTÁRIA

Capítulo IV

4. O Desempenho do Sensor

O capítulo que agora se inicia, destina-se à abordagem das técnicas utilizadas para comprovar o correcto funcionamento do instrumento desenvolvido. Após a descrição e discussão do porquê dos testes experimentais realizados e dos seus resultados, é referido o funcionamento do sensor no contexto para o qual foi criado. Para tal, realizaram-se testes de vitalidade dentária em dentes de um determinado grupo de indivíduos. Os pormenores destes testes serão abordados no decorrer do capítulo. Mas, em primeiro lugar começamos por traçar o comportamento do sensor em condições de funcionamento que definimos como padrão.

4.1. As condições de funcionamento

Traçar as condições de funcionamento do sensor de acordo com certos parâmetros é essencial para que posteriormente se possa verificar o seu desempenho. Nesta secção preocupámo-nos em analisar o comportamento do fotodíodo em diferentes circunstâncias. Estas circunstâncias não são mais que uma análise demodulada dos três comprimentos de onda utilizados no sensor. Mas para que se tenha a percepção do funcionamento do fotodíodo, este deve também ser testado em condições opostas, onde se verifica a ausência de luz.

Como já foi anteriormente mencionado, a aplicação desenvolvida retira 441 medições que podem variar entre 0 e 4095 pontos. Para confirmar a coerência das medições com o fotodíodo, a aplicação foi executada três vezes, assumindo-se que o sensor dava uma resposta plausível se se verificasse uma repetibilidade, nas diferentes experiências realizadas nas mesmas circunstâncias.

Assim sendo, a primeira medição efectuada decorreu no escuro. Definir o comportamento do fotodíodo quando este não é iluminado por nenhum LED é, tal como foi dito, importante para análises comparativas posteriores. O Gráfico 1 ilustra esse comportamento, tendo em atenção o número de pontos em função da amostra recolhida.

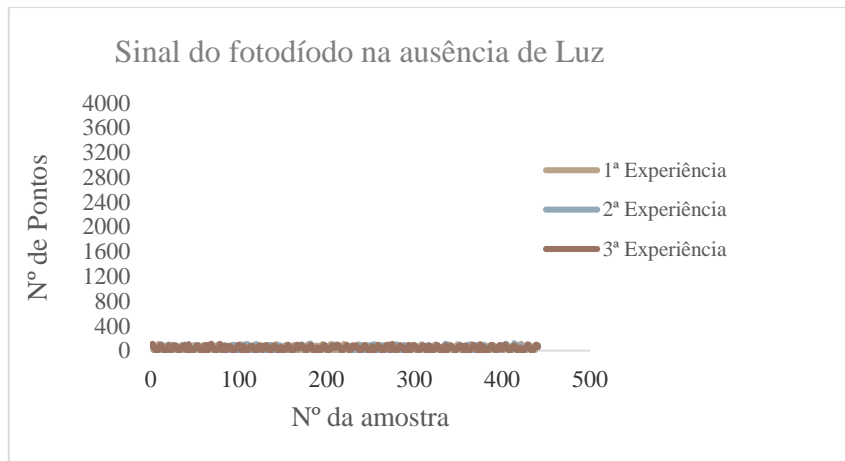


Gráfico 1: Resposta do fotodíodo à ausência de luz

Do gráfico conclui-se que nas 441 medições impostas pelo programa, o sinal do fotodíodo é aproximadamente constante em todas as experiências, verificando-se que em todas elas o valor do sinal médio é aproximadamente igual (Tabela 1), o que confirma a repetibilidade do instrumento.

Tabela 1: Estudo da repetibilidade no escuro. Valor do sinal médio em cada experiência

	1ª Experiência	2ª Experiência	3ª Experiência
Sinal médio no Escuro	47±33	47±32	46±32

Sucessivamente, seguimos o mesmo raciocínio para o estudo do sinal dos três comprimentos de onda distintos. Porém, para estes tivemos em especial atenção um pormenor: a distância entre os dois braços da pinça que constituem o molde do sensor. Como seria de esperar, as primeiras medidas retiradas, ocorreram quando a distância entre os dois braços é nula, isto é, os LED's e o fotodíodo estão em contacto. Perante esta situação, procedemos à aquisição do sinal demodulado nos três comprimentos de onda utilizados.

A resposta do fotodíodo ao sinal vermelho pode ser encontrada no Gráfico 2.

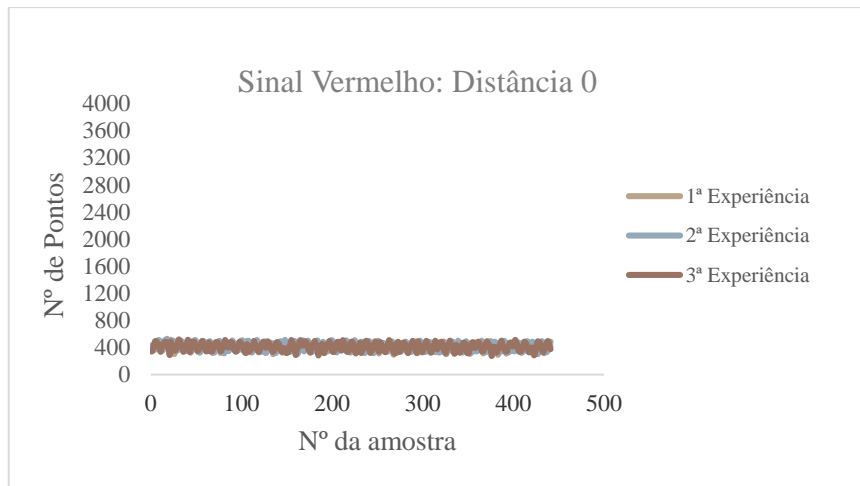


Gráfico 2: Resposta do fotodíodo ao vermelho quando os braços do molde estão em contacto.

Ao interpretar o gráfico concluímos que o sensor apresenta uma resposta aproximadamente constante, não existindo grande discrepância entre os valores de amostra para amostra na mesma experiência, facto que é apoiado pela Tabela 2.

Tabela 2: Estudo da repetibilidade do sinal vermelho. Valor do sinal médio em cada experiência

	1ª Experiência	2ª Experiência	3ª Experiência
Sinal Vermelho Médio à distância 0	410±53	417±56	412±56

Relativamente à luz infravermelha o estudo repetiu-se e está retratado tanto no Gráfico 3 como na Tabela 3.

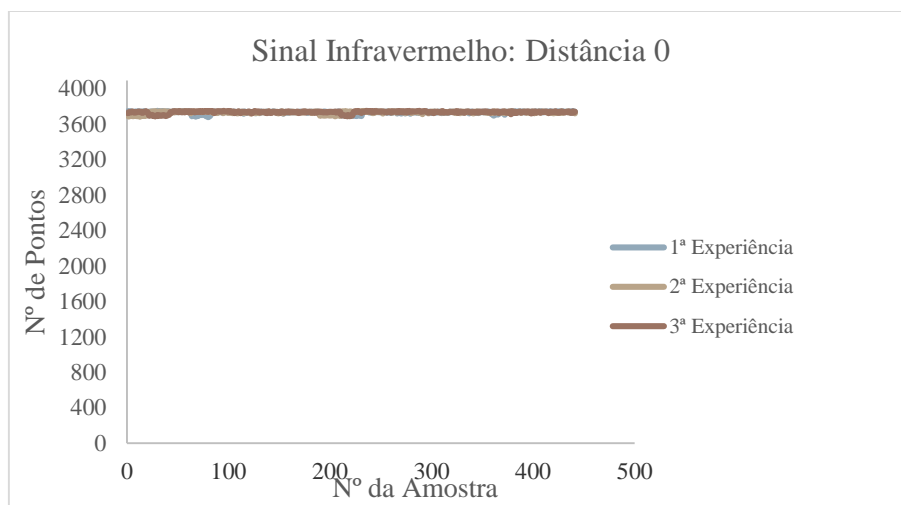


Gráfico 3: Resposta do fotodíodo ao infravermelho quando os braços do molde estão em contacto.

Tabela 3: Estudo da repetibilidade do sinal infravermelho. Valor do sinal médio em cada experiência

	1ª Experiência	2ª Experiência	3ª Experiência
Sinal Infravermelho Médio à distância 0	3734±13	3733±13	3735±12

Por fim, não fugindo à regra foi também estudado o comportamento da luz verde que se encontra evidenciado no Gráfico 4 e na Tabela 4.

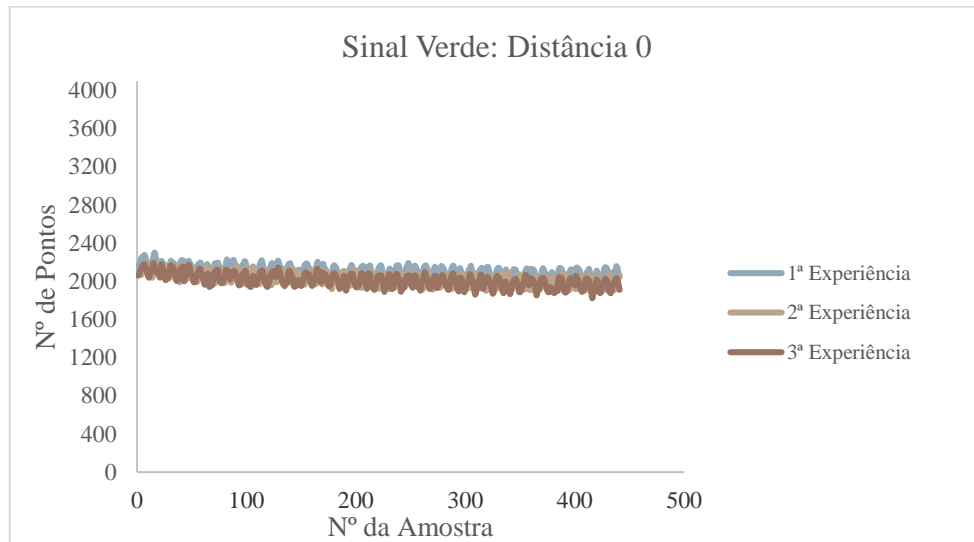


Gráfico 4: Resposta do fotodíodo ao verde quando os braços do molde estão em contacto.

Tabela 4: Estudo da repetibilidade do sinal verde. Valor do sinal médio em cada experiência

	1ª Experiência	2ª Experiência	3ª Experiência
Sinal Verde Médio à distância 0	2103±61	2027±67	2007±71

Perante a análise dos gráficos e das tabelas para os três sinais verifica-se que o fotodíodo apresenta uma excelente repetibilidade e que, realmente, existe uma variação do sinal muito acentuada no caso da luz verde e da infravermelha quando comparado com o sinal no escuro. Porém, a luz vermelha, apresenta valores um pouco abaixo da média, pelo que se pode supor que esta não deverá ser a distância ideal para o funcionamento do sensor.

De acordo com esta suposição, efectuámos novas medições, procedendo como nos testes anteriores, alterando, somente, a distância entre os dois braços do molde para aproximadamente 3mm. Os gráficos que se seguem ilustram o comportamento da luz neste contexto.

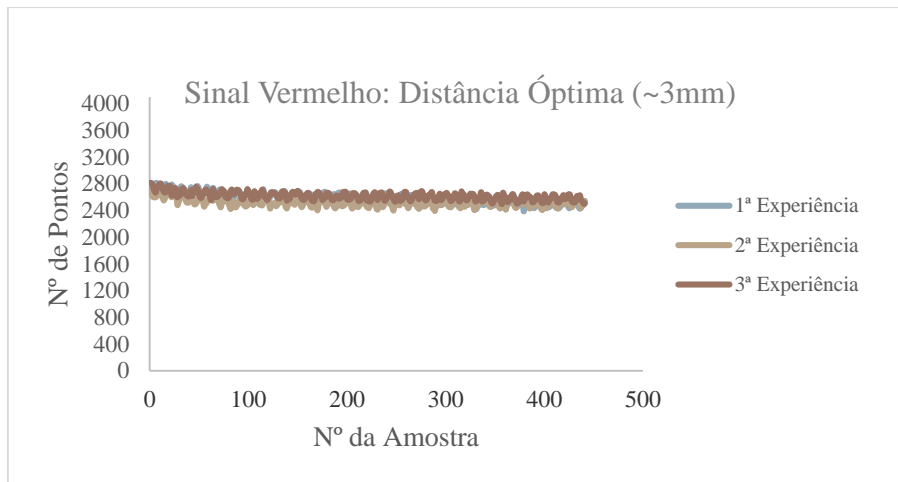


Gráfico 5: Resposta do fotodíodo ao vermelho quando os braços do molde estão separados a uma distância ótima

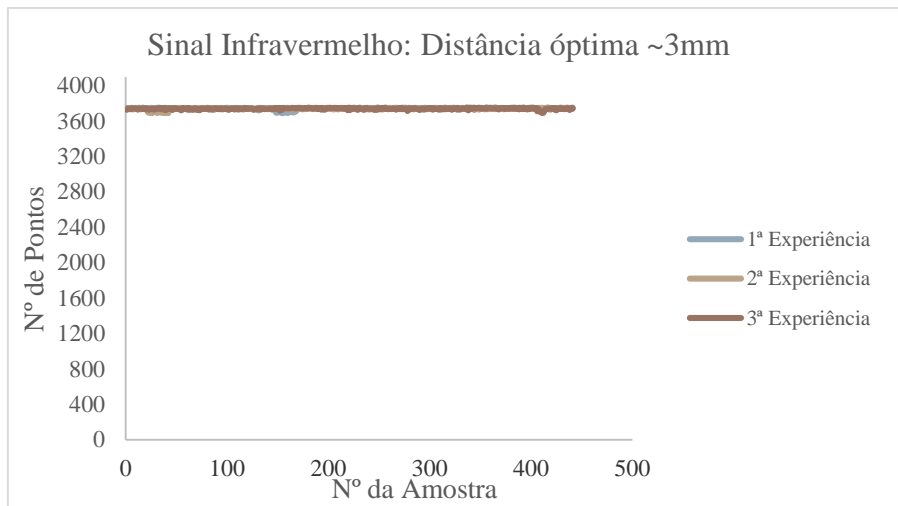


Gráfico 6: Resposta do fotodíodo ao infravermelho quando os braços do molde estão separados a uma distância ótima

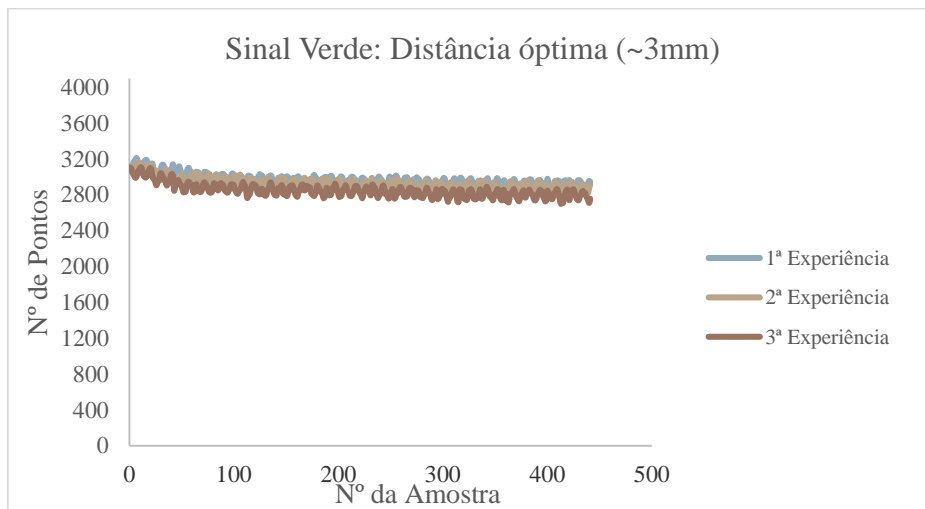


Gráfico 7: Resposta do fotodíodo ao verde quando os braços do molde estão separados a uma distância ótima

Dos gráficos, conclui-se que a esta distância, o sinal captado, supera o valor do sinal medido para todos os comprimentos de onda a uma distância nula. Mas, é no comprimento de onda que diz respeito à luz vermelha que se verifica a alteração mais acentuada quando é estabelecida esta separação de 3 mm entre os dois braços. Assim sendo, a esta distância os valores médios do sinal podem ser observados na Tabela 5.

Tabela 5: Sinal médio dos três comprimentos de onda quando os braços do molde do sensor estão a uma distância de 3mm, por analogia ao sinal médio no escuro.

	1ª Experiência	2ª Experiência	3ª Experiência
Sinal médio no escuro	47	47	46
Sinal Vermelho médio (~3mm)	2588±82	2517±56	2616±58
Sinal Infravermelho médio (~3mm)	3738±10	3737±10	3738±8
Sinal Verde médio (~3mm)	2956±73	2926±66	2846±76

Na realidade, seria de esperar que a aquisição do sinal por parte do fotodíodo fosse máxima quando a luz e este último se encontrassem em contacto. No entanto, na impressão do molde do sensor, este acabou por deformar ligeiramente, o que impossibilitou os dois braços de ficarem totalmente paralelos, tal como se esperava (dificuldade de acoplamento emissor-receptor). Por conseguinte, procuramos encontrar a posição que nos pareceu ótima, os 3 mm. Diz-se ser a distância ótima já que nestas circunstâncias estamos a usufruir de uma gama dinâmica bastante alargada, que nos permite medições mais rigorosas. O facto da distância ótima ser diferente de zero acaba por beneficiar o nosso sensor, uma vez que entre o emissor e o receptor, existirá um dente, com uma determinada espessura, próxima dos 3mm e assim, nos testes realizados a esse dente, estamos a usufruir de uma vasta gama dinâmica, onde se verifica uma variação que vai, em média, dos 46 aos 3738.

Verificando-se a repetibilidade do instrumento, bem como, a sua resposta de funcionamento, prosseguimos a uma segunda fase de testes experimentais. Desta vez, com misturas coloidais; o objectivo era confirmar uma diferença na absorção dos comprimentos de onda face a uma alteração na concentração das substâncias a analisar. É da essência destes testes que falaremos na próxima secção.

4.2. Uso de misturas coloidais como Teste Experimental

A lei de Beer-Lambert encontra-se descrita pormenorizadamente no capítulo dois, mas para que possamos dar início à explicação dos testes experimentais que iremos em seguida abordar, precisamos invocar a expressão matemática que sustenta a lei.

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad 4.1$$

A equação expressa diz que um feixe emergente numa superfície, resulta da atenuação de um feixe em si incidente. Esta atenuação ocorre de forma exponencial em função do coeficiente de atenuação do meio que o feixe atravessa, bem como, da espessura desse meio e a sua concentração.

Tendo em conta que o sensor desenvolvido se apoia, na técnica da oximetria de pulso, verificar a validade da lei de Beer-Lambert seria ideal para confirmar a utilidade do nosso instrumento. No entanto, para verificarmos esta lei, seria útil utilizar substâncias com as quais os comprimentos de onda utilizados interagissem. A solução passou por recorrer a misturas coloidais. As suspensões coloidais foram escolhidas já que, para além da sua capacidade de absorção, estas são suficientemente grandes para serem vistas a olho nu, apresentando a capacidade tanto de reflectir como de dispersar a luz – efeito de *Tyndall*. Consequentemente, as substâncias escolhidas provocam sempre a dispersão da radiação, o que se traduz numa quantidade de luz inferior que chega ao detector, quando comparada à incidente.

Desta forma, foram escolhidas três misturas coloidais distintas: leite, *ketchup* e ovo. Estas misturas foram preparadas em concentrações diferentes. Existiam, portanto, as soluções de leite, *ketchup* e ovo 100% concentrados que foram comparadas com as soluções diluídas das mesmas substâncias. Os resultados obtidos podem ser encontrados na tabela que se segue.

Tabela 6: Estudo em misturas coloidais com diferentes concentrações

	1ª Experiência			2ª Experiência			3ª Experiência		
	Vermelho	IV	Verde	Vermelho	IV	Verde	Vermelho	IV	Verde
Sinal Médio Recipiente Vazio	844 ± 25	1078 ± 22	560 ± 24	851 ± 25	1085 ± 23	558 ± 24	848 ± 22	1082 ± 19	551 ± 21
Sinal Médio Leite Concentrado	222 ± 54	202 ± 54	119 ± 53	219 ± 59	199 ± 58	115 ± 57	198 ± 56	198 ± 56	116 ± 56
Sinal Médio Leite Diluído	510 ± 48	808 ± 46	307 ± 47	513 ± 52	805 ± 49	307 ± 50	517 ± 43	802 ± 43	303 ± 43
Sinal Médio Ketchup Concentrado	272 ± 63	416 ± 61	96 ± 58	273 ± 63	415 ± 62	95 ± 60	275 ± 61	413 ± 62	94 ± 59
Sinal Médio Ketchup Diluído Desvio Padrão	602 ± 55	819 ± 53	207 ± 53	602 ± 50	799 ± 50	201 ± 50	604 ± 52	797 ± 52	200 ± 52
Sinal Médio Ovo Concentrado	249 ± 60	258 ± 59	136 ± 58	248 ± 60	255 ± 58	133 ± 58	249 ± 60	256 ± 61	134 ± 59
Sinal Médio Ovo Diluído	660 ± 25	768 ± 24	320 ± 23	662 ± 25	766 ± 24	318 ± 24	667 ± 22	767 ± 21	319 ± 20

Os testes realizados a cada uma das soluções decorreram seguindo o mesmo raciocínio dos testes anteriormente realizados. A aplicação foi executada três vezes e para cada uma delas calculou-se o sinal médio de cada comprimento de onda. O objectivo, era uma vez mais confirmar a repetibilidade do sensor.

Em primeiro lugar, realizou-se o teste no recipiente onde seriam colocadas as soluções. Verificou-se que este limita o sinal médio dos comprimentos de onda vermelho, infravermelho e verde a um máximo de 851, 1085 e 560, respectivamente. Tendo em conta esta situação, era de esperar que o recipiente ao ser preenchido com uma solução diminuísse o sinal médio máximo para cada um dos comprimentos de onda, conforme ditam a lei de Beer e o efeito *Tyndall*. Efectivamente, o esperado verificou-se. Nas soluções de ovo, *ketchup* e leite concentrado os sinais médios para cada comprimento de onda, encontram-se abaixo dos obtidos quando o recipiente está vazio. Esta perda de sinal por parte do fotodíodo deve-se à dispersão da luz ou à sua absorção.

Ao diminuir a concentração destas suspensões coloidais adicionando água às soluções, seria de esperar, segundo a lei de Beer-Lambert, que para cada solução o sinal médio

máximo de todos os comprimentos de onda aumentasse relativamente às soluções mais concentradas. Ao diminuir a concentração da mistura, a luz é menos dispersa, sendo o sinal captado pelo fotodíodo superior. Desta forma, o sinal adquirido pelo fotodíodo quando a luz atravessa um meio diluído é superior àquele que atravessa um meio mais concentrado.

A Tabela 6 permite comprovar o raciocínio. A título de exemplo, fazendo uma comparação entre, o leite diluído e o leite concentrado, repara-se que os sinais captados pelo fotodíodo, correspondentes aos três comprimentos de onda, apresentam um valor médio superior no primeiro caso. O fotodíodo lê um sinal médio de 199 quando é emitida a luz infravermelha no leite concentrado, subindo significativamente para 805 quando o mesmo comprimento de onda incide no leite diluído. Este exemplo dado é representativo da realidade da aquisição do sinal que acontece em todas as experiências quando comparada uma solução diluída com uma mais concentrada.

Para além da repetibilidade do sensor, existe uma outra característica fundamental: a linearidade. Ficou, por isso, pendente a necessidade de investigar se o sensor apresenta uma resposta linear ou não. Com o objectivo de levar avante esse estudo, realizámos um outro tipo de experiência. Mais uma vez, foi utilizada uma mistura coloidal, a polpa de tomate. Esta mistura deu origem a quatro soluções distintas que se encontram listadas segundo as suas proporções, na tabela que se segue.

Tabela 7: Teste de linearidade. Soluções preparadas.

	Polpa de Tomate (medida)	Água (medida)
Solução 1	1	1
Solução 2	1	2
Solução 3	1	3
Solução 4	1	4

Para cada solução, tal como na experiência anterior, realizaram-se os testes com o sensor três vezes. Os resultados obtidos encontram-se nos gráficos que se seguem, onde cada um exhibe a resposta, segundo uma escala logarítmica, de cada sinal (vermelho, infravermelho e verde) para cada concentração das soluções testadas.

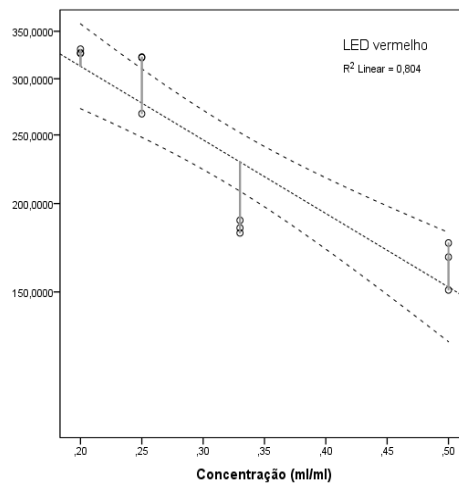


Gráfico 8: Resposta do sinal vermelho à variação da concentração.

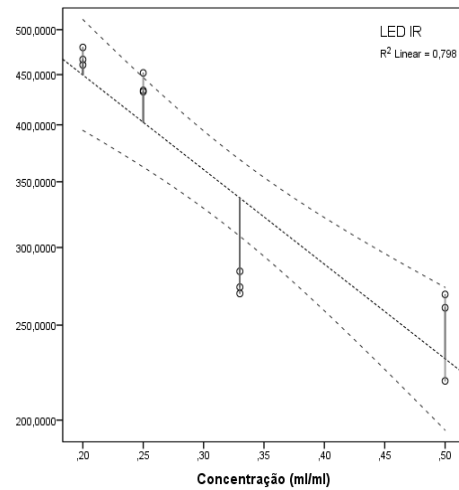


Gráfico 9: Resposta do sinal infravermelho à variação da concentração.

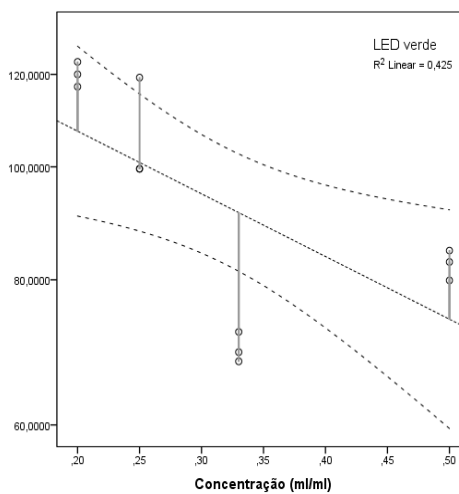


Gráfico 10: Resposta do sinal verde à variação da concentração.

Da análise dos gráficos 8 a 10, pode verificar-se a linearidade da resposta visualmente, mas também pelo resultado obtido por regressão linear. Assim, para o LED vermelho verifica-se que o modelo linear indica uma explicação por parte da concentração testada de aproximadamente 75% da variação do sinal medido ($\text{adj. } R^2 = 0.752$) e que o modelo é estatisticamente significativo ($F(1,10) = 34.296$; $p < 0.001$). Para o LED infravermelho verifica-se que o modelo linear indica uma explicação por parte da concentração testada de aproximadamente 78% da variação do sinal medido ($\text{adj. } R^2 = 0.784$) e que o modelo é estatisticamente significativo ($F(1,10) = 36.283$; $p < 0.001$). E, por fim, para o LED verde verifica-se que o modelo linear indica uma explicação por parte da concentração testada de aproximadamente 41% da variação do sinal medido ($\text{adj. } R^2 = 0.412$) e que o modelo é estatisticamente significativo ($F(1,10) = 8.720$; $p = 0.014$).

Confirmado que o sensor desenvolvido é capaz de reagir de forma diferente a circunstâncias diferentes, mas na mesma situação dar resultados aproximadamente iguais, com uma resposta que se pode considerar linear tornou-se, por fim, viável utilizá-lo para dar resposta à necessidade que lhe deu origem: testar a vitalidade dentária. A próxima secção aborda os testes realizados em doentes e os parâmetros adoptados. Para terminar a presente secção deixámos uma figura ilustrativa de parte do *setup* experimental das experiências até então referidas.

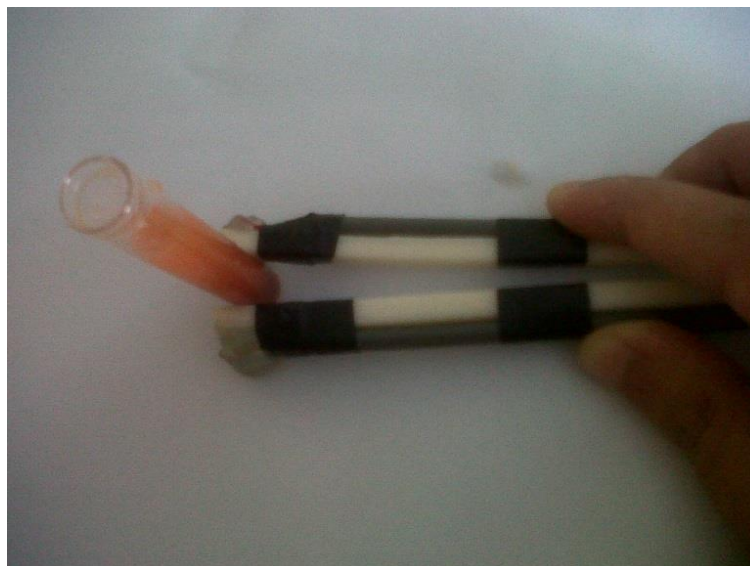


Figura 26: Setup Experimental

4.3. Diagnóstico da vitalidade dentária em doentes

Após testada a resposta linear e a repetibilidade do sensor foram conduzidos os testes em doentes. A idade do paciente; o tipo de dente examinado e a presença de doenças cardiovasculares, foram os critérios tidos em conta.

Para se dar início à descrição dos testes levados a cabo, é necessário definir alguns aspectos. O posicionamento de cada dente na cavidade oral é um deles. Esta parte do corpo encontra-se dividida em quatro quadrantes, dois superiores e dois inferiores e em cada quadrante estão posicionados oito dentes: dois incisivos, um canino, dois pré-molares e três molares. Para que se possa compreender melhor a sua distribuição é exibida a Figura 27.

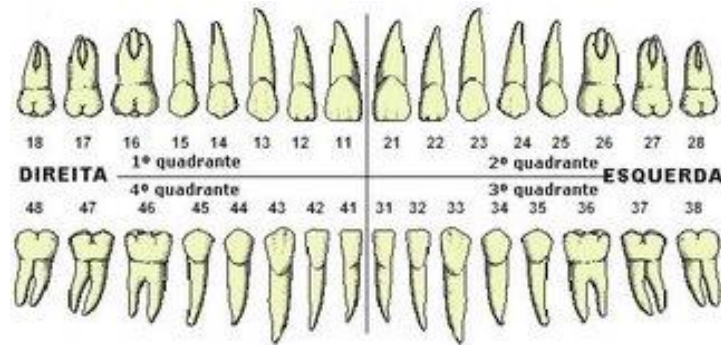


Figura 27: Numeração dos dentes segundo a posição que ocupam na cavidade oral [60].

Para testar o oxímetro desenvolvido em ambiente clínico realizámos um total de 29 ensaios em 4 pacientes, testando diferentes dentes em cada um. Os testes foram conduzidos por um médico dentista que também avaliou a vitalidade pulpar de cada dente, conforme ilustrado na Figura 28.



Figura 28: Procedimento Experimental.

Na Tabela 8 constam os testes realizados em dentes vitais e não vitais, de quatro pacientes distintos, com idades compreendidas entre os 12 e os 34 anos e sem doenças cardiovasculares. Para cada teste foi calculada a média e o respectivo desvio padrão do sinal vermelho, infravermelho e verde que é captado pelo fotodíodo.

Tabela 8: Testes experimentais em doentes.

	Idade	Doença	Dente examinado			Sinal Médio			Desvio Padrão			Vitalidade
			Designação	Quadrante	Número	Vermelho	IV	Verde	Vermelho	IV	Verde	
Paciente 1	27	Não	Canino	3	3	2043	2315	2195	266	261	280	Vital
			Canino	4	3	2292	1938	1350	385	388	402	Vital
			Canino	1	3	1835	2804	2841	331	445	458	Vital
			Canino	2	3	2802	2857	2729	761	757	771	Vital
			Incisivo	1	1	3175	3187	3217	880	863	862	Vital
			Incisivo	2	1	1948	2030	1664	330	328	338	Vital
			Molar	4	6	155	195	949	70	71	81	Não Vital
			Pré Molar	3	4	1211	1522	1104	619	647	628	Vital
			Pré Molar	2	4	926	949	926	66	69	66	Não Vital
Paciente 2	34	Não	Molar	3	6	225	247	198	107	106	108	Vital
			Molar	1	6	181	228	155	133	152	123	Vital
			Molar	2	6	258	304	219	162	167	156	Vital
			Pré Molar	3	4	503	788	406	206	209	204	Vital
			Pré Molar	3	5	470	601	403	154	155	157	Vital
			Pré Molar	1	5	298	470	254	232	295	209	Vital
			Pré Molar	2	5	397	658	464	89	88	89	Vital
Paciente 3	12	Não	Incisivo	2	1	3105	3224	3010	127	121	131	Vital
			Incisivo	2	2	2512	3265	3105	111	92	127	Vital
Paciente 4	33	Não	Canino	3	3	2017	2064	1930	127	127	128	Vital
			Canino	4	3	1382	1382	1306	171	169	169	Vital
			Canino	1	3	2091	2119	2022	310	308	310	Vital
			Canino	2	3	1194	1233	1078	113	116	113	Vital
			Incisivo	1	1	3764	3751	3705	130	129	136	Vital
			Incisivo	2	1	3598	3609	3526	110	109	110	Vital
			Pré Molar	3	4	1564	1607	1475	161	164	162	Vital
			Pré Molar	3	5	802	799	720	141	139	136	Vital
			Pré Molar	4	4	1638	1630	1546	300	300	299	Vital
			Pré Molar	4	5	1196	1215	1123	248	249	252	Vital
Pré Molar	1	5	679	701	644	115	113	113	Não Vital			

Da tabela verificámos que estes dados foram numa primeira fase inconclusivos para a distinção de um dente vital de um não vital. Por isso, os dados obtidos dos testes realizados a pacientes foram inicialmente avaliados visualmente através de gráficos bidimensionais (Figura 29). Da análise detalhada dos gráficos obtidos concluiu-se que o sinal era afectado por ruído de frequência elevada e que, nalguns casos, os resultados não correspondiam ao esperado. Um outro aspecto relevante para toda a análise reside no facto de apenas 3 dentes não vitais terem sido testados. Tendo em conta os aspectos descritos optámos, então, por: (i) prescindir dos resultados que não tínhamos confiança; (ii) usar uma média móvel de período 7 para eliminação do ruído de alta frequência; (iii) na análise de um eventual classificador algorítmico, considerar apenas os dentes do

mesmo tipo. A título de justificação das opções tomadas mostram-se seguidamente um exemplo dos gráficos referidos anteriormente.

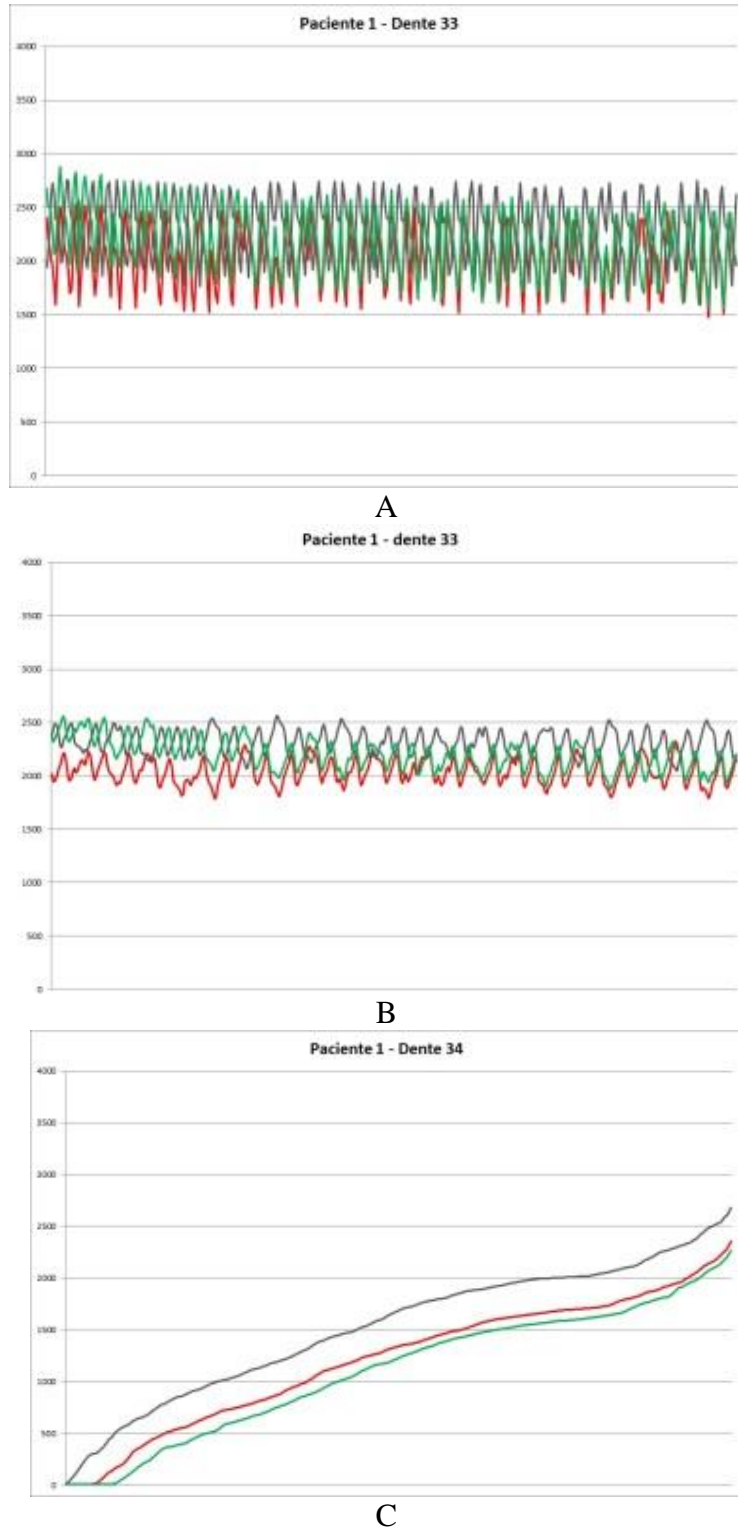


Figura 29: A) Sinal sem filtragem. É observável ruído de alta frequência que pode dificultar a análise posterior. B) O mesmo sinal filtrado por aplicação de uma média móvel de período 7. C) Exemplo de um caso em que o sinal não corresponde ao esperado.

O efeito da média móvel aplicada pode visualizar-se no sinal representado em A e B da Figura 29. Já no caso C, é apresentada uma situação em que o sinal não corresponde ao esperado. Possíveis explicações para o sucedido, prendem-se com a existência de humidade no contacto entre o dente e o oxímetro. Já que, apesar de ter sido um aspecto ao qual dedicamos particular atenção, não está afastada a hipótese de ter ocorrido. Uma outra justificação pode ser encontrada na dificuldade de posicionamento do oxímetro.

Uma vez que o nosso objectivo passava pela classificação de um dente em vital ou não vital, foi necessário extrair do sinal medido, indicadores numéricos que permitissem o procedimento com o maior sucesso possível. Tendo ainda em conta que o sinal obtido assenta na interacção da radiação com a oxi-hemoglobina e no carácter pulsátil da circulação, é intuitivo o uso das componentes AC e DC do sinal. Aliás, recordando a Razão das Razões (Capítulo 2) torna-se quase evidente. Porém, no caso do nosso oxímetro foi usado um terceiro LED, para atender à atenuação da luz na dentina e no esmalte provocada pelas dimensões da cavidade pulpar. Assim, a Razão das Razões teria de ser alterada de maneira a ter em conta este dado ou, então, criar uma nova razão relativa ao sinal verde e efectuar uma análise multivariada. Matematicamente, podemos descrever a opção anterior da seguinte forma:

$$R = \frac{\ln(AC_R/DC_R)}{\ln(AC_{IR}/DC_{IR})} \quad 4.2$$

$$R_G = \ln(AC_G/DC_G) \quad 4.3$$

Como as expressões indicam, é necessário determinar as componentes AC e DC do sinal. Para o efeito, procedemos a uma simplificação para o seu cálculo. Assim, para a componente DC adoptámos a média, enquanto para a componente AC o desvio padrão. Esta simplificação é razoável em situações estacionárias onde não haja uma variação significativa ao longo do tempo, do nível de saturação de oxigénio no sangue. Assume-se, pois, que devido ao curto tempo de medida (menor que 10s) o estado estacionário é aceitável.

De seguida, na Tabela 9, são indicados os valores obtidos dos parâmetros descritos, nos casos julgados pertinentes (dentes pré-molar e molar). \bar{x}_R , \bar{x}_{IR} e \bar{x}_G representam a média do sinal vermelho, infravermelho e verde, respectivamente. Por sua vez, s_R , s_{IR} e s_G representam o desvio padrão do sinal vermelho, infravermelho e verde, por esta ordem.

Tabela 9: Sinais médios e respectivo desvio padrão para amostra de dentes selecionada.

Paciente	Idade	Vital	Dente	\bar{x}_R	S_R	\bar{x}_{IR}	S_{IR}	\bar{x}_G	S_G
1	27	não	24	945.91	63.89	949.22	61.41	926.22	57.87
1	27	não	46	155.26	68.67	195.6	69.15	949.22	61.41
4	33	sim	34	1564.75	65.61	1607.32	68.60	1475.65	64.60
4	33	sim	35	801.86	56.56	799.36	55.56	721.00	56.86
4	33	sim	44	1636.81	80.61	1630.79	81.60	1544.42	77.97
4	33	sim	45	1196.52	138.88	1216.86	138.37	1123.25	143.32
4	33	não	15	679.93	38.34	699.50	38.69	644.38	38.07

Apesar de terem sido recolhidas mais medidas, o número de dentes não vitais é um factor limitativo à análise. Seria preferível que as duas classes fossem mais homogéneas, motivo pelo qual, também, procuramos dentes do mesmo tipo, em pacientes com idade semelhante. A partir dos dados anteriores, encontrados na tabela 9, procedemos ao cálculo das razões determinadas pelas equações apresentadas anteriormente, tendo sido obtidos os resultados presentes na Tabela 10.

Tabela 10: Cálculo das razões para a amostra seleccionada

Vital	R	RG
não	0,984	-2,773
não	0,785	-2,738
sim	1,006	-3,129
sim	0,994	-2,540
sim	1,005	-2,986
sim	0,991	-2,059
não	0,993	-2,829

Obtidos os resultados listados na tabela acima, para os dentes vitais e não vitais, procedemos à elaboração de um gráfico de dispersão das razões, com a respectiva sinalização da vitalidade dos dentes e que pode ser encontrado de seguida.

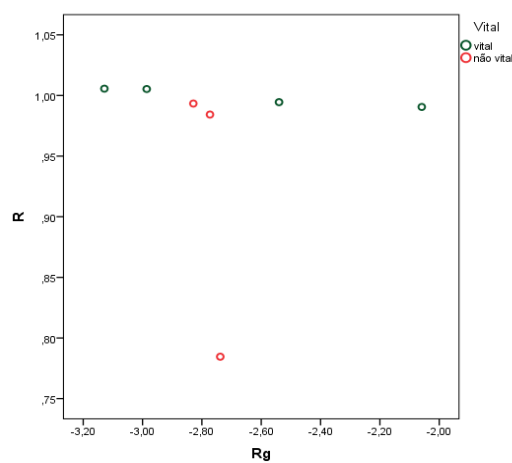


Gráfico 11: Dispersão das Razões para dentes vitais e não vitais

Como se pode observar no gráfico 11 é possível traçar uma recta que separa o grupo dos dentes vitais dos dentes considerados sem vitalidade. Esta constatação pode ser confirmada por uma regressão logística, a qual foi posteriormente realizada por intermédio do *SPSS v20*, usando o método *enter* onde a variável dependente era a classificação de vitalidade pulpar. Por sua vez, as variáveis predictoras utilizadas foram as razões anteriormente calculadas.

O modelo obtido apresenta um ajuste significativo (*Hosmer e Lemshow*, $\chi(4) = 0.00$; $p = 1.000$) e as variáveis predictoras explicam 100% da variável dependente (*Cox e Snell R2* = 0.745; *Nagelkerke R2*=1.000). Estes valores tão bons são devidos aos poucos casos (7) testados, o que tornou mais simples o ajuste de um modelo predictor.

A exactidão obtida foi de 100% que compara com o modelo nulo (se a classificação fosse aleatória) que é 57.1%. O modelo pode ser descrito analiticamente pela equação:

$$P = \frac{e^{4734.814 - 94.496 \times Rg - 5019.286 \times R}}{1 + e^{4734.814 - 94.496 \times Rg - 5019.286 \times R}} \quad 4.4$$

onde P indica a probabilidade do dente apresentar uma polpa não vital.

Apesar do número de casos ser diminuto, os resultados obtidos sugerem que é possível obter um classificador que possa ter em conta outras variáveis (e.g. idade, tipo de dente) e, com o qual se possa adquirir resultados fiáveis e robustos.



DESENVOLVIMENTO DE UM SENSOR DE DETERMINAÇÃO DA VITALIDADE DENTÁRIA

Conclusão

Nos capítulos antecedentes foi levantada uma questão: o diagnóstico da vitalidade dentária. Tal como se refere no primeiro capítulo, um teste de diagnóstico ideal está ainda por ser desenvolvido, já que os métodos actualmente existentes apresentam falhas de exactidão, confiança e repetibilidade. Também se constatou que têm sido os testes de sensibilidade os que têm procurado reconhecer a vitalidade dentária. Contudo, para além das falhas já descritas, estes são também conhecidos por provocarem uma sensação de desconforto no paciente. É neste contexto que emerge a necessidade de colmatar o problema, surgindo como solução a oximetria de pulso.

A oximetria de pulso é o tema abordado no segundo capítulo. Por se tratar de um método não invasivo e pouco dispendioso, parece ser a solução ideal quando se pensa no sensor a desenvolver. Uma razão que reforça mais acentuadamente a sua utilização reside no facto de a polpa dentária poder ter um sistema vascular a funcionar devidamente sem estar necessariamente inervada. Desta forma, a resposta a um teste fisiométrico, como o oxímetro de pulso, é mais fiável do que o resultado obtido a partir dos testes de sensibilidade. Além da sua maior eficiência, actualmente, desenvolver um sensor deste tipo é uma alternativa bastante económica e, tendo em conta que se trata de um instrumento não invasivo, não doloroso, objectivo, reproduzível e eficaz, esta foi a alternativa a adoptar.

Escolhida a estratégia a seguir, foi no terceiro capítulo que se testemunhou ao pormenor a construção do sensor. Esta construção, embora apoiada na teoria da oximetria, afastou-se do seu conceito padrão, tomando novos traços de forma a ir ao encontro da finalidade a desenvolver. Por conseguinte, o processo de desenvolvimento esteve alicerçado em três componentes distintas: a mecânica, a electrónica e a programação.

Comecemos, então, por fazer referência à parte mecânica. Esta componente foi talvez a mais complicada de desenvolver em virtude das constantes alterações que o *design* sofreu. Foram, por isso, várias as alternativas pensadas, embora somente duas delas se tenham

revelado exequíveis. Infelizmente, uma das opções foi inviabilizada pelas limitações da impressora 3D de que dispúnhamos. Assim sendo, o formato do sensor desenvolvido foi o da pinça, inspirado nos instrumentos aos quais se recorre na prática clínica. Segundo uma perspectiva teórica, as suas dimensões estavam ajustadas aos seguintes objectivos: (i) alcançar todos os dentes; (ii) permitir um posicionamento firme do sensor a cada dente; (iii) assegurar uma disposição paralela do emissor e do receptor. Na prática, foi constatado que seriam necessárias executar melhorias ao protótipo. Para obtermos um posicionamento firme seria recomendável que colocássemos as partes emissora e receptora frente a frente, mas não dispostas verticalmente; seria ideal que estas faces se mantivessem dispostas frente a frente, mas inclinadas em forma de “V” invertido, permitindo uma melhor coesão ao dente.

Uma outra questão a melhorar no protótipo corresponde ao aperfeiçoamento da articulação entre os cabos e a estrutura do aparelho. A hipótese mais aliciante sugere a introdução dos cabos no interior do molde do sensor, embora, por se tratar de um protótipo, esta proposta seja mais de carácter estético e não tanto prático, pois não interfere nos resultados obtidos, pelo que a referência que agora lhe fazemos constitui mais uma questão acessória e menos uma deficiência que se terá de corrigir a fim de se obter uma melhor legibilidade dos dados. Porém, uma adversidade crucial, que se verificou experimentalmente, foi o não completo isolamento da electrónica do sensor. O dente examinado tinha de ser previamente aspirado para que não se verificasse a interferência da humidade provocada pela saliva na boca nos resultados medidos pelo fotodíodo. Deste modo, enquanto nesta etapa a protecção dos cabos se trata de uma melhoria estética, o isolamento apropriado do sensor para que este tenha um funcionamento rigoroso deve ser reforçado e melhorado.

Para além dos pormenores referidos acerca do sensor e do seu isolamento, existiu em ambiente clínico um outro obstáculo à aquisição rigorosa: a exposição à luz ambiente. A luz presente no consultório médico é demasiado intensa e o isolamento que tínhamos preparado para o sistema emissor-receptor não foi suficiente no caso dos dentes mais exteriores, como os incisivos, nos quais o sinal foi afectado por um ruído muito acentuado. Como consequência, o fotodíodo tornou-se, por vezes, pouco sensível à variação de luz que se fazia sentir pelos três comprimentos de onda desejados, em detrimento do sinal que a ele chegava devido à luz ambiente. Um procedimento para

ultrapassar esta fraqueza seria o revestimento do espaço que separa os dois braços da pinça de forma a criar uma barreira à luz ambiente.

Torna-se agora oportuno fazer alusão à parte electrónica do instrumento. Como este aspecto se encontra intimamente ligado ao da programação do aparelho, conciliaremos ambos os assuntos. Na literatura são alguns os estudos que fazem referência à utilização de oxímetros de pulso clássicos aos quais se alterou somente o *design*. Grande parte desses estudos revelam resultados satisfatórios, motivo pelo qual insistir nesta técnica para resolver o problema que deu a origem a esta tese de mestrado se torna ainda mais aliciante. Contudo, são nítidas as diferenças entre um dedo e um dente. Enquanto num dedo os vasos sanguíneos estão revestidos por uma estrutura flexível, num dente a situação é díspar. A cavidade pulpar está revestida pela dentina e o esmalte que conferem ao dente uma estrutura rígida e inflexível.

Em função das especificidades próprias dos dentes e dos locais comuns de aplicação de um oxímetro, a técnica encontra-se ainda limitada para uso na cavidade oral. Na verdade, é normal o diagnóstico de pulpíte ou necrose parcial em dentes que ainda estão vitais. O motivo reside na ausência de uma correlação eficaz entre a saturação em oxigénio da perfusão sanguínea da polpa e a sua condição patológica. A explicação assenta porventura no facto de as condições de pulpíte alterarem a saturação em oxigénio do sangue no dente, pois tanto o aumento da acidez como o da actividade metabólica associada à inflamação podem contribuir para a desoxigenação da hemoglobina nas áreas da polpa afectada. Assim, as variações de pressão nas veias no lado arterial do sistema vascular podem ser transmitidas ao lado venoso; o resultado é uma medida retirada com o oxímetro, proveniente não só da leitura da saturação arterial, mas também da venosa, ocorrendo neste caso uma alteração nos valores de SO_2 de um dente intacto [61].

Levando em consideração estes aspectos, decidimos comprovar o conceito. Para tal afastámos a hipótese de utilização de um microcontrolador, uma vez que o nosso objectivo não consistia em desenvolver um protótipo *stand-alone*, mas sim um protótipo que comprovasse a eficiência do uso de um oxímetro adaptado aos dentes. A nossa ambição era a de fazer a distinção entre um dente vital e um não vital, esquecendo, nesta fase, a presença de pulpíte. Para tal foram usados, além dos dois LED's vermelho e infravermelho da oximetria convencional, um terceiro LED, o verde. Este último encontra

a necessidade da sua utilização no facto de a cavidade pulpar tomar diferentes dimensões nos diferentes tipos de dente, colocando mais uma variável que aconselha ao uso de um terceiro comprimento de onda, tal com refere Schmitt na sua experiência. Por conseguinte, os três LED's foram programados para ligarem um de cada vez em intervalos de tempo predeterminados. Tendo em conta que a luz de cada LED teria de atravessar um obstáculo – o dente –, era necessário otimizar a sua função. Com essa finalidade foram utilizados um regulador de tensão e um driver de potência na parte emissora. Para prevenir a dispersão da luz de cada LED no dente, prolongou-se uma guia de luz. Cada guia ocupou o espaço que lhe foi reservado no molde do sensor. No que concerne à parte receptora, esta foi constituída por um fotodíodo associado a um amplificador diferencial que, embora não seja o modo de amplificação mais comum em oximetria, pareceu ser uma opção viável para a resolução do nosso problema. Na verdade, com o uso deste amplificador de ganho ajustável, conseguimos uma gama dinâmica bastante promissora.

No entanto, ao posicionar a parte emissora e receptora nos locais reservados para esse efeito no molde, verificamos algumas dificuldades a nível mecânico, nomeadamente no acoplamento. Como consequência da disposição ocupada pelas guias de luz no molde, o fotodíodo tinha maior ou menor facilidade em captar o sinal que delas chegava. Esta situação não foi fácil resolver, pelo que tentamos posicionar as guias de luz de forma a maximizar o sinal detectado. Efectivamente, o verificado foi que a luz infravermelha é aquela que está melhor posicionada relativamente ao fotodíodo, facto comprovado pela maior aquisição de sinal para este comprimento de onda, seguida da luz verde e finalmente da vermelha. Apesar da dificuldade de acoplamento, encontrou-se por fim um posicionamento da luz relativamente ao fotodíodo que permitia detectar de forma eficiente os três comprimentos de onda e, quando a distância que afastava os braços do molde era cerca de 3 mm, optimizava a função do sensor.

Ultrapassado o problema mecânico que viu a sua origem na electrónica escolhida, falamos agora mais aprofundadamente da programação envolvida no sensor. A aplicação desenvolvida para aquisição dos dados relativos à absorção dos comprimentos de onda de interesse (vermelho, infravermelho, verde) foi, então, programada para separar em três colunas distintas os sinais que chegavam ao fotodíodo assim que cada LED estava aceso. Devido à intensidade de corrente que atravessava cada LED não poder ser muito elevada,

sob o risco de danificar esse componente, o tempo em que os LED's permaneciam continuamente acesos era de 150 ms. Embora este intervalo de tempo pareça muito curto, foi testado anteriormente à aplicação do sensor aos doentes e comprovado que o fotodíodo era capaz de dar respostas fidedignas face a essa variação de tempo tão curta, apurando 21 medições de cada vez que um LED estava ligado. Mas, na verdade, este intervalo de tempo pode ser muito curto para a realidade a que o sensor se destina. Quando o sensor é colocado na cavidade oral de um doente, existem inúmeros factores extrínsecos ao sistema (como o ruído devido à luz ambiente e à humidade) e, perante estas adversidades, a aquisição por parte do fotodíodo num período tão curto, como o programado, pode mesmo gerar dados inconclusivos ou pouco fidedignos. Porém, face ao material eléctrico de que dispúnhamos, preferimos assegurar a sua integridade a ir ao limite das suas capacidades. É aproveitada esta constatação para sugerir que, no âmbito das melhorias no desempenho do sensor, devem ser encontrados LED's com potência mais elevada para a optimização do intervalo de tempo em que estes estejam ligados.

Atendendo ao algoritmo de aquisição do sinal desenvolvido seguiram-se, tal como descrito no capítulo quatro, os testes em misturas coloidais que tinham por objectivo definir o comportamento do sensor. Estes verificaram o desempenho linear e a uniformidade dos resultados. Assim, para a mesma situação de estudo o sensor respondeu, aproximadamente, da mesma maneira e, numa situação divergente, forneceu, tal como era esperado, respostas distintas. Perante os resultados e sem nenhuns ajustes a realizar, findos estes testes, foi então possível avançar-se com o estudo em dentes.

A inflexibilidade intrínseca aos dentes impede o “pulso” cardíaco de se manifestar na cavidade pulpar tal como ocorre no dedo. E a utilização de um terceiro comprimento de onda, como a luz verde, exige que a “*Ratio of Ratios*” seja adaptada para o uso nos dentes. Com o objectivo de a ajustar ao nosso caso, os sinais adquiridos foram filtrados através da aplicação de uma média móvel de período 7, para que desta forma adquiríssemos indicadores numéricos que nos permitissem ter o maior sucesso possível na classificação. Optámos, então, por restringir o grupo de dentes vitais e não vitais a analisar a sete dentes (um molar e seis pré-molares) de dois indivíduos de idades muito próximas.

Neste contexto, o facto de inicialmente os LED's estarem acesos durante um curto espaço de tempo parecia ser um inconveniente à aquisição de sinal, pois o período do ciclo da

ligação de cada LED era muito inferior ao ciclo cardíaco. Porém, veio a tornar-se vantajoso, uma vez que verificámos estar em condições estacionárias, nas quais não há uma variação muito significativa do nível de saturação em oxigénio do sangue. Deste modo foi possível a associação da média ao sinal DC e do desvio padrão ao sinal AC, o que contribuiu para a simplificação do cálculo da *Ratio of Ratios* no nosso caso.

Tal como descrito no quarto capítulo, a nossa estratégia de modificação da *Ratio of Ratios* originou valores tão positivos que tornaram mais simples o ajuste de um modelo predictor. Desta forma foi possível determinar com 100% de exactidão a probabilidade de um dente apresentar uma polpa não vital. E, apesar do número de casos analisados ter sido relativamente reduzido, aparentemente é viável obter um classificador que possa ter em conta outras variáveis (como por exemplo a idade e o tipo de dente).

Por fim, o que podemos concluir é que é perfeitamente plausível considerar credível a técnica da oximetria de pulso como método de diagnóstico da vitalidade pulpar, pois, com base nos testes experimentais levados a cabo, foi possível conceber um modelo matemático que permite distinguir um dente vital de um cuja vitalidade está ausente. E, apesar de existirem muitos aspectos que podem ainda ser aperfeiçoados, o aparelho desenvolvido revelou ser objectivo e eficaz, podendo ser facilmente reproduzível e sem custos muito elevados.

Bibliografia

- [1] M. M. Ferreira, B. Albuquerque, P. Siri, A. Ginjeira e J. A. Capelas, “Glossário de Termos endodônticos,” *Revista Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária Cirurgia Maxilofacial*, vol. 48, pp. 247-255, 2007.
- [2] A. D. Association, “Find a Dentist: Specialty Definitions,” American Dental Association, [Online]. Available: <http://www.ada.org/2555.aspx#top>. [Acedido em 24 Dezembro 2012].
- [3] H. E. Goodis, “History of Pulp Biology,” em *Seltzer and Bender's Dental Pulp*, K. M. Hargreaves e H. E. Goodis, Edits., S./L., Quintessence Publishing Co, Inc, 2002.
- [4] A. B. Fuks, “Vital Pulp Therapy with New Materials for Primary Teeth: New Directions and Treatment Perspectives,” *Journal of Endodontics*, vol. 34, pp. 18-24, 2008.
- [5] L. Bjørndal, “The Caries Process and Its Effect on the Pulp: The Science Is Changing and So Is Our Understanding,” *Journal of Endodontics*, vol. 34, pp. 2-5, 2008.
- [6] D. Ricketts, “Management of the deep carious lesion and the vital pulp dentine complex,” *British Dental Journal*, vol. 191, pp. 606-610, 2001.
- [7] G. Pocock e C. D. Richards, *Fisiologia Humana - A Base da Medicina*, 2ª Edição ed., Guanabara Koogan.
- [8] R. D'Souza, “Development of the Pulpodentin Complex,” em *Seltzer and Bender's Dental Pulp*, K. M. Hargreaves e H. E. Goodis, Edits., Quintessence Publishing Co, Inc, 2002, p. 13.
- [9] A. Abd-Elmeguid e D. C. Yu, “Dental Pulp Neurophysiology: Part 1. Clinical and Diagnostic Implications,” *Journal of the Canadian Dental Association*, vol. 75, pp. 55-59, Fevereiro 2009.
- [10] E. Chen e P. V. Abbott, “Dental Pulp Testing: A Review,” *International Journal of Dentistry*, pp. 1-12, 2009.

- [11] T. R. P. Ford e S. Patel, “Technical equipment for assessment of dental pulp status,” *Endodontic Topics*, vol. 7, p. 2–13, 2004.
- [12] D. Amish, M. Jyoti, S. Dipal e A. Jitendra, “Assessment of Pulp Vitality in Children,” *Journal of Dental Sciences*, vol. 2, pp. 44-46, S./D..
- [13] N. Garg e A. Garg, “Diagnostic Procedures,” em *Textbook of Endodontics*, Jaypee Brothers Medical Publishers, S.D., pp. 64-67.
- [14] J.-A. Jones, “Dentin Hypersensitivity: Etiology, Risk Factors, and Prevention Strategies,” 7 Novembro 2011. [Online]. Available: <http://www.dentistrytoday.com/articles-hygiene/6454-dentin-hypersensitivity-etiology-risk-factors-and-prevention-strategies>. [Acedido em 15 Dezembro 2012].
- [15] V. Gopikrishna, G. Pradeep e N. Venkateshbabu, “Blackwell Publishing Ltd,” *International Journal of Paediatric Dentistry*, vol. 19, p. 3–15, 2009.
- [16] B. G. Nair e e. al, “A Review of Laser Doppler Flowmetry and Pulse Oximetry in Dental Pulp Vitality,” *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, vol. 5(4), pp. 903-905, 2011.
- [17] A. Abd-Elmeguid e D. C. Yu, “Dental Pulp Neurophysiology: Part 2. Current Diagnostic Tests to Assess Pulp Vitality,” *Journal of the Canadian Dental Association*, vol. 75, pp. 139-143, 2009.
- [18] H. Karayilmaz e Z. Kirzioglu, “Comparison on the reliability of laser Doppler flowmetry, pulse oximetry and electric pulp tester in assessing the pulp vitality of human teeth,” *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 38, pp. 340-347, 2011.
- [19] D. J. Vaghela e A. A. S. Sinha, “Pulse oximetry and laser Doppler flowmetry for diagnosis of pulpal vitality,” *Journal of Interdisciplinary Dentistry*, vol. 1, pp. 14-21, 2011.
- [20] T. Sasano, I. Nakajima, N. Shoji e e. al, “Possible application of transmitted laser light I for the assessment of human pulpal vitality,” *Endodontics & Dental Traumatology*, vol. 13, pp. 88-91, 1997.
- [21] T. Sasano, D. Onodera, K. Hashimoto e e. al, “Possible application of transmitted laser light for the assessment of human pulp vitality - part 2: increased laser power for enhanced detection of pulpal blood flow,” *Dental Traumatology*, vol. 21, pp. 37-41, 2005.



- [22] R. S. Kahan, K. Gulabivala, M. Snook e D. J. Setchell, "Evaluation of a Pulse Oximeter and Customized Probe for Pulp Vitality Testing," *Journal of Endodontics*, vol. 22, nº 3, pp. 105-109, 1996.
- [23] J. E. Sinex, "Pulse Oximetry: Principles and Limitations," *American Journal of Emergency Medicine*, vol. 17, pp. 59-66, 1999.
- [24] B. Charlotte, M. A. Luther, J. J. Nicholson, C. J. Fox e J. L. Hirsh, "Effect of Probe Design on Accuracy and Reliability of Pulse Oximetry in Pediatric Patients," *Journal of Clinical Anesthesia*, vol. 11, pp. 323-327, 1999.
- [25] R. Samraj, R. Indira e A. Kumar, "Recent advances in pulp vitality testing," *Endodontology*, vol. 15, pp. 14-19, 2003.
- [26] W. W. Schratz, "Pulse Oximetry: A Review, with Emphasis on Applications in Dentistry," *Anesthesia Progress*, vol. 34, pp. 100-101, 1987.
- [27] N. Dastmalchi, H. Jafarzadeh e S. Moradi, "Comparison of the Efficacy of Custom-made Pulse Oximeter Probe with Digital Electric Pulp Tester, Cold Spray and Rubber Cup Assessing Pulp Vitality," *Journal of Endodontics*, vol. 38, pp. 1182-1185, 2012.
- [28] M. M. Ferreira, M. F. Botelho, M. Abrantes, B. Oliveiros e E. V. Carrilho, "Quantitative Scintigraphic Analyses of Pulp Revascularization in Autotransplanted Teeth in Dogs," *Archive of Oral Biology*, vol. 11, pp. 825-829, 2010.
- [29] J. W. Severinghaus e P. B. Astrup, "History of blood gas analysis," *Int Anesthesiology Clinics*, vol. 25, 1987.
- [30] I. S. Técnico, "E-Escola," 11 Novembro 2009. [Online]. Available: <http://e-escola.ist.utl.pt/topico.asp?id=551>. [Acedido em 22 Abril 2013].
- [31] R. C. Brasted, "Encyclopaedia Britannica," [Online]. Available: <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/436806/oxygen-O>. [Acedido em 22 Abril 2013].
- [32] S. A. Clark, "Normal Oxygen Transport," em *Design of Pulse Oximeters*, J. G. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [33] D. L. Nelson e M. M. Cox, "Protein Function," em *Lehninger: Principles of Biochemistry*, New York, W.H. Freeman and Company, 2008, pp. 153-182.



- [34] P. Couto, R. Ferreira, P. Miranda e C. Mendes, “A minha proteína favorita: Hemoglobina,” 2006. [Online]. Available: <http://medicina.med.up.pt/bcm/trabalhos/2006/aminhaproteinafavorita/index.htm>. [Acedido em 23 Abril 2013].
- [35] S. I. Fox, *Human Physiology*, Ninth ed. ed., New York: McGraw-Hill, 2006.
- [36] “Login//Laboratório,” *Revista Expresso*, p. 14, 23 Março 2013.
- [37] C. M. Tirelo, *Projecto de Graduação: Oxímetro de Pulso*, Universidade Federal do Espírito Santo; Centro Tecnológico; Departamento de Engenharia Eléctrica, 2006.
- [38] T. Rusch, R. Sankar e J. Scharf, “Signal Processing Methods for Pulse Oximetry,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 26, pp. 143-159, 1996.
- [39] M. W. Wukitsch, M. T. Petterson, D. R. Tobler e J. Pologe, *Pulse Oximetry: Analysis of Theory, Technology and Practice*, Louisville: Little, Brown and Company, 1998.
- [40] “Oximetry.org,” 10 Setembro 2002. [Online]. Available: <http://www.oximetry.org/pulseox/history.htm>. [Acedido em 22 Abril 2013].
- [41] J. B. Ruchala, “Applications of Pulse Oximetry,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [42] J. Farmer, “Blood Oxygen Measurement,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [43] O. Wieben, “Light Absorbance Pulse Oximetry,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [44] M. Tisdall, *Non-invasive Near Infrared Spectroscopy: a tool for measuring cerebral oxygenation and metabolism in patients with traumatic brain injury*, MD Thesis: The Institute of Neurology University College London, 2009.
- [45] G. Cloete, *Non-Invasive Artificial Pulse Oximetry: Development and Testing*, MD Thesis: Department of Mechanical and Mechatronic Engineering, Stellenbosch University.
- [46] A. Elsharydah e R. Cork, “Blood Gas Measurements,” em *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, 2n Edition ed., vol. 1, J. Webster, Ed., John Wiley & Sons.

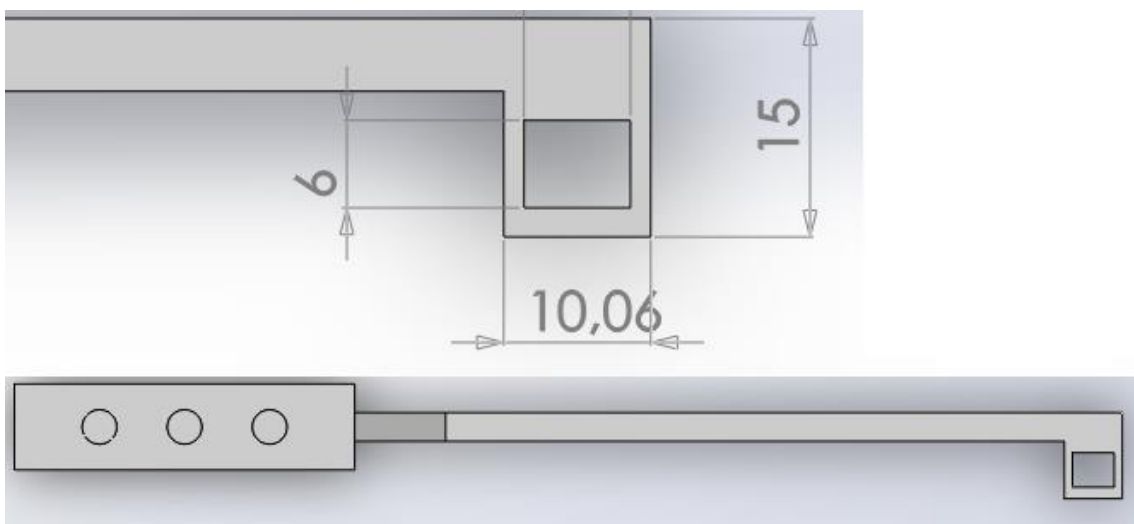
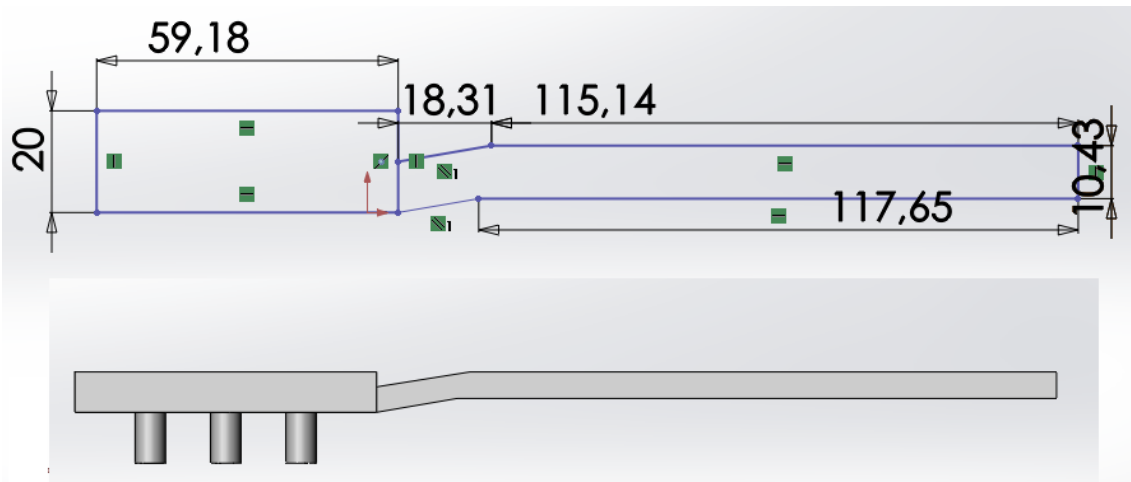
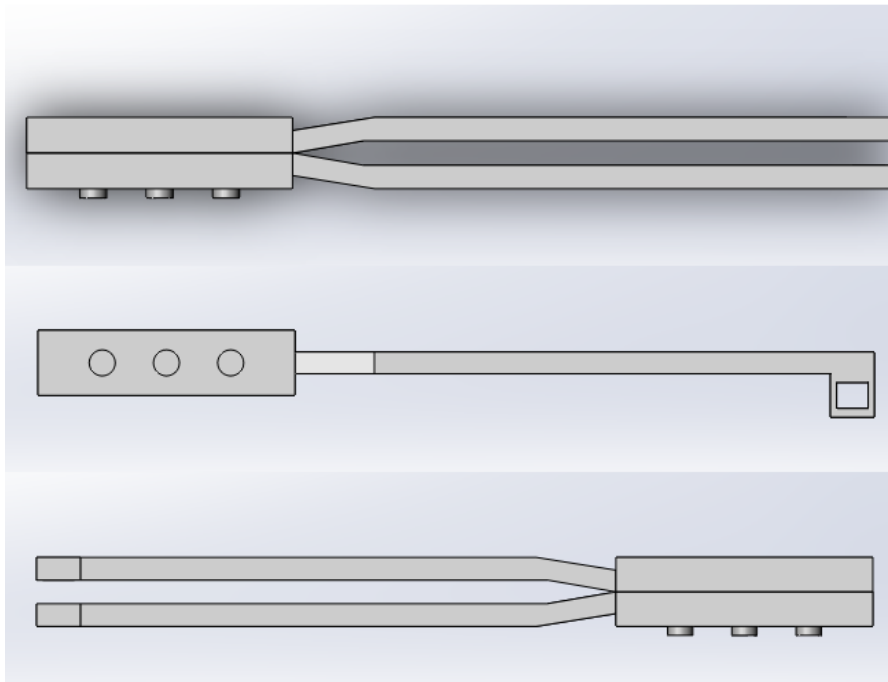
- [47] B. Bourgeois, “Light-Emitting Diodes and their Control,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [48] J. Schowalter, “Photodetectors and Amplifiers,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [49] K. Paranjape, “Chapter 8: Electronic Instrument Control,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [50] M. Reddy, “Chapter 7: Probes,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [51] O. Abdallah e A. Bolz, “Chapter 7: Adaptive Filtering by Non-Invasive Vital Signals Monitoring and Diseases Diagnosis,” em *Adaptive Filtering Applications*, L. Garcia, Ed., InTech, Chapters , 2011.
- [52] S. Palreddy, “Chapter 9: Signal Processing,” em *Design of Pulse Oximeters*, J. Webster, Ed., Medical Science Series, 1997.
- [53] W. Nunes e R. Terzi, “Oximetria de Pulso na Avaliação do Oxigênio em Pacientes Críticos,” *Rev.latino-am. enfermagem - Ribeirão Preto*, vol. 7, pp. 79-85, Abril 1999.
- [54] N. Townsend, *Pulse Oximetry*, Medical Electronics, Michaelmas Term 2001.
- [55] S. Matviyenko, *Pulse Oximeter - Standard*, Cypress Perform, 2010.
- [56] C. Junior e J. Moraes, “Calibração de Oxímetros de Pulso na Visão da Norma ISO 9919:2005,” em *METROSAÚDE 2005 – Simpósio de Metrologia na Área da Saúde*, São Paulo, 2005.
- [57] J. Vetelino e A. Reghu, “Introduction,” em *Introduction to Sensors*, United States of America, CRC Press Taylor & Francis Group, 2011, p. 1;25.
- [58] G. Ciobanu, I. Ion e L. Ungureanu, “Testing of Pulp Vitality by Pulsoximetry,” *Odontology*, vol. 2, nº 2 April, pp. 94-98, Junho 2012.
- [59] A. Messias, “P. Paralela,” © Copyright, 1999-2006. [Online]. Available: <http://www.rogercom.com/pparalela/IntroMotorPasso.htm>. [Acedido em 21 Agosto 2013].
- [60] M. Marcelino, “Apostila de Curso para Técnicas em Radiodiagnósticos Odontológicos,” COLÉGIO LOGOS, [Online]. Available:



<http://dc166.4shared.com/doc/peg4jfnk/preview.html>. [Acedido em 6 Setembro 2013].

- [61] J. M. Schmitt, R. Webber e E. Walker, “Optical Determination of Dental Pulp Vitality,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 4, pp. 346-352, 1991.

Anexo 1 – Dimensões do protótipo



(medidas em milímetros)

Kingbright

1.8mm SOLID STATE LAMP

L-2080HD BRIGHTRED

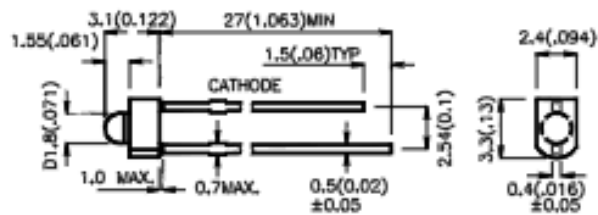
Features

- 1.8mm DIAMETER SMALL SIZE LED LAMP.
- ULTRA BRIGHTNESS IS AVAILABLE.
- VERSATILE MOUNTING ON P.C. BOARD OR PANEL.
- RELIABLE AND RUGGED.

Description

The Bright Red source color devices are made with Gallium Phosphide Red Light Emitting Diode.

Package Dimensions



Note:

1. All dimensions are in millimeters (inches).
2. Tolerance is ±0.25(0.01") unless otherwise noted.
3. Lead spacing is measured when in lead emerge package.
4. Specifications are subject to change without notice.

SPEC NO: DSAA9910
APPROVED: J.LU

REV NO: V.1
CHECKED:

DATE: MAR/14/2002
DRAWN: Q.Y.FU

PAGE: 1 OF 3

Kingbright

Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	Iv (mcd) (@ 10 mA)		Viewing Angle
			Min.	Typ.	2θ/2
L-2080HD	BRIGHT RED (GaP)	RED DIFFUSED	0.7	1.8	70°

Note:

1. 2θ/2 is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 the optical centerline value.

Electrical / Optical Characteristics at T_A=25°C

Symbol	Parameter	Device	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
λ _{peak}	Peak Wavelength	Bright Red	700		nm	I _F =20mA
λ _D	Dominant Wavelength	Bright Red	680		nm	I _F =20mA
Δλ _{1/2}	Spectral Line Halfwidth	Bright Red	45		nm	I _F =20mA
C	Capacitance	Bright Red	40		pF	V _F =0V, f=1MHz
V _F	Forward Voltage	Bright Red	2.25	2.5	V	I _F =20mA
I _R	Reverse Current	Bright Red		10	μA	V _R = 5V

Absolute Maximum Ratings at T_A=25°C

Parameter	Bright Red	Units
Power dissipation	120	mW
DC Forward Current	25	mA
Peak Forward Current [1]	120	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating/Storage Temperature	-40°C To +85°C	
Lead Solder Temperature [2]	260°C For 5 Seconds	

Notes:

1. 10% Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width.
2. 4mm below package base.

SPEC NO: DSAA0010
APPROVED: JLU

REVNO: V.1
CHECKED:

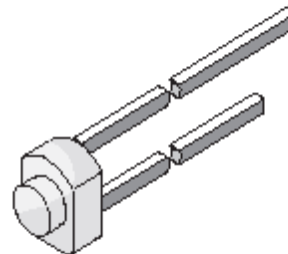
DATE: MAR/14/2002
DRAWN: Q.Y.FU

PAGE: 2 OF 3

**GaAs Infrared Emitting Diode in Miniature (T-3/4) Package****Description**

CQY37N is a standard GaAs infrared emitting diode in a miniature top view plastic package. Its clear lens provides a high radiant intensity without external optics.

The diode is case compatible to the BPW17N phototransistor, allowing the user to assemble his own optical interrupters.



94 8028

Features

- Suitable for pulse operation
- Standard T-3/4 lensed miniature package
- Angle of half intensity $\phi = \pm 12^\circ$
- Peak wavelength $\lambda_p = 950 \text{ nm}$
- Good spectral matching to Si photodetectors
- Lead-free component
- Component in accordance to RoHS 2002/95/EC and WEEE 2002/96/EC

Applications

Radiation source in near infrared range

Absolute Maximum Ratings

$T_{\text{amb}} = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Symbol	Value	Unit
Reverse Voltage		V_R	5	V
Forward current		I_F	100	mA
Surge Forward Current	$t_p \leq 100 \mu\text{s}$	I_{FSM}	2	A
Power Dissipation		P_V	170	mW
Junction Temperature		T_J	100	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range		T_{stg}	-25 to +100	$^\circ\text{C}$
Soldering Temperature	$t \leq 3 \text{ s}$	T_{sd}	245	$^\circ\text{C}$
Thermal Resistance Junction/Ambient		$R_{\theta JA}$	450	K/W

Electrical Characteristics

$T_{\text{amb}} = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise specified

Parameter	Test condition	Symbol	Min	Typ.	Max	Unit
Forward Voltage	$I_F = 50 \text{ mA}$, $t_p \leq 20 \text{ ms}$	V_F		1.3	1.6	V
Breakdown Voltage	$I_R = 100 \mu\text{A}$	$V_{(BR)}$	5			V
Junction capacitance	$V_R = 0 \text{ V}$, $f = 1 \text{ MHz}$, $E = 0$	C_J		50		pF

L-2080G2 GREEN

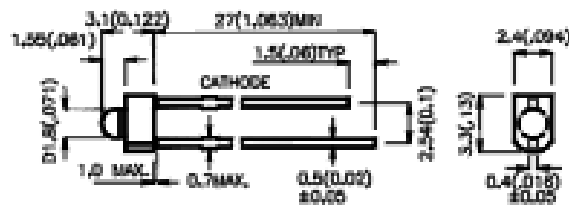
Features

- 1.8mm DIAMETER SMALL SIZE LED LAMP.
- ULTRA BRIGHTNESS IS AVAILABLE.
- VERSATILE MOUNTING ON P.C. BOARD OR PANEL.
- RELIABLE AND RUGGED.
- AVAILABLE IN DIFFUSED LENS.

Description

The Green source color devices are made with Gallium Phosphide Green Light Emitting Diode.

Package Dimensions



Notes:

1. All dimensions are in millimeters (inches).
2. Tolerance is ±0.25(0.01") unless otherwise noted.
3. Lead spacing is measured when the lead is in the package.
4. Specifications are subject to change without notice.

SPEC NO.: DS-AA5505
APPROVED: J. Lu

REV NO.: V.1
CHECKED:

DATE: NOV/12/2001
DRAWN: X.Q.ZHENG

PAGE: 1 OF 3

Kingbright

Selection Guide

Part No.	Dice	Lens Type	I _v (mcd) (@ 10 mA)		Viewing Angle
			Min.	Typ.	2θ/2
L-208 00D	GREEN (GaP)	GREEN DIFFUSED	5	10	70°

Notes:

1. θ/2 is the angle from optical centerline where the luminous intensity is 1/2 the optical centerline value.

Electrical / Optical Characteristics at T_A=25°C

Symbol	Parameter	Device	Typ.	Max.	Units	Test Conditions
λ _{peak}	Peak Wavelength	Green	565		nm	I _F =20mA
λ _D	Dominant Wavelength	Green	568		nm	I _F =20mA
Δλ/2	Spectral Line Halfwidth	Green	30		nm	I _F =20mA
C	Capacitance	Green	1.5		pF	V _F =0V, f=1MHz
V _F	Forward Voltage	Green	2.2	2.5	V	I _F =20mA
I _R	Reverse Current	Green		10	μA	V _R =5V

Absolute Maximum Ratings at T_A=25°C

Parameter	Green	Units
Power dissipation	105	mW
DC Forward Current	25	mA
Peak Forward Current [1]	140	mA
Reverse Voltage	5	V
Operating/Storage Temperature	-40°C To +85°C	
Lead Solder Temperature [2]	260°C For 5 Seconds	

Notes:

1. 1/10 Duty Cycle, 0.1ms Pulse Width.
2. 4mm below package base.

SPEC NO: DSA-A55 05
APPROVED : J. Lu

REV NO: V.1
CHECKED :

DATE: NOV 2/2001
DRAWN: X.Q.ZHENG

PAGE: 2 OF 3

Anexo 3 – Módulo de Aquisição

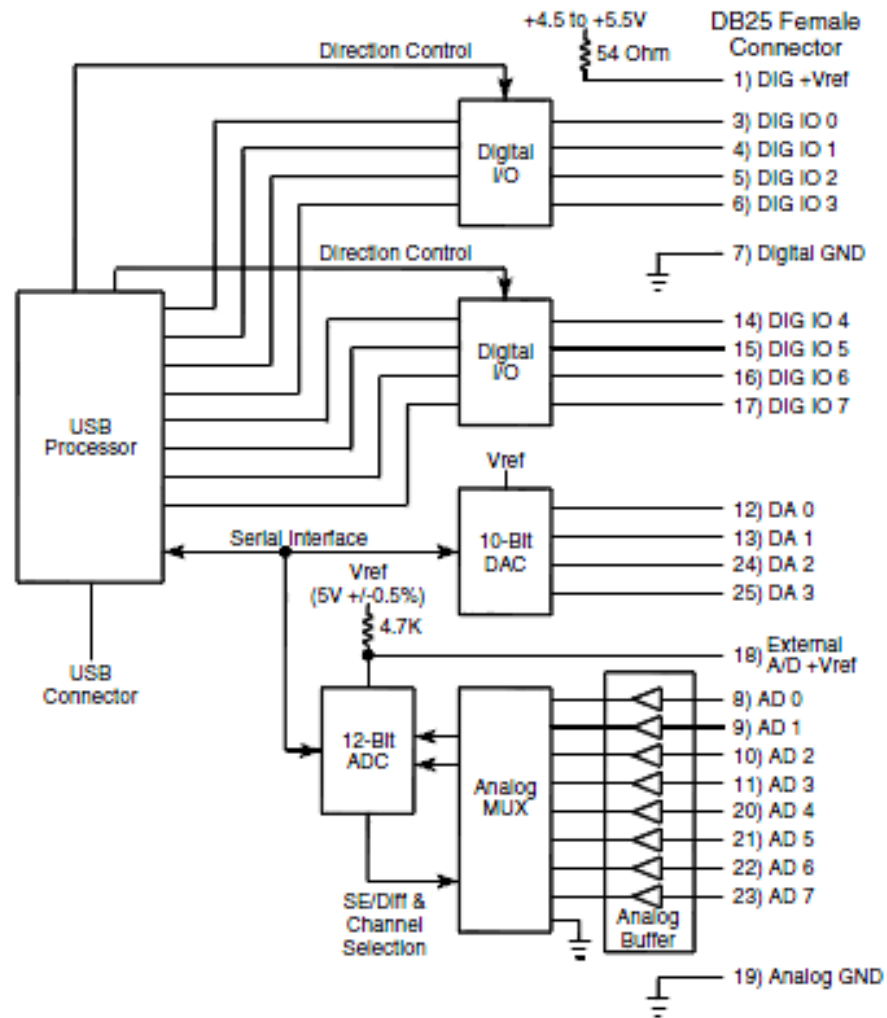


Fig. 1.1 - UD128A8D Block Diagram

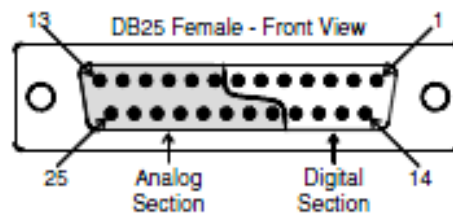


Fig. 1.2 – DB25F I/O Connector Pin Orientation

Description	Direction	Name	DB25F Pin #
+5V Pull-up Digital Vref	Output	DIG +Vref	1
Reserved	----	----	2
Digital I/O Ch0 – Group1	In/Out	DIG_IO_0	3
Digital I/O Ch1 – Group1	In/Out	DIG_IO_1	4
Digital I/O Ch2 – Group1	In/Out	DIG_IO_2	5
Digital I/O Ch3 – Group1	In/Out	DIG_IO_3	6
Digital Ground	---	DIG -GND	7
AD Input Ch0	Input	AD_0	8
AD Input Ch1	Input	AD_1	9
AD Input Ch2	Input	AD_2	10
AD Input Ch3	Input	AD_3	11
DA Output Ch0	Output	DA_0	12
DA Output Ch1	Output	DA_1	13
Digital I/O Ch4 – Group2	In/Out	DIG_IO_4	14
Digital I/O Ch5 – Group2	In/Out	DIG_IO_5	15
Digital I/O Ch6 – Group2	In/Out	DIG_IO_6	16
Digital I/O Ch7 – Group2	In/Out	DIG_IO_7	17
External AD +Vref	Output	ExtAD+Vref	18
Analog Ground	---	A-GND	19
AD Input Ch4	Input	AD_4	20
AD Input Ch5	Input	AD_5	21
AD Input Ch6	Input	AD_6	22
AD Input Ch7	Input	AD_7	23
DA Out Ch2	Output	DA_2	24
DA Out Ch3	Output	DA_3	25

Note: Digital I/O Group #1 or #2 is selectable for inputs or outputs.

Setting For Optional SDDRB4 4-Relay Buffer Board

UD128A8D Signal Name	DB25 Pin#	JP1:Position 12-15	Relay Channel#
DIG_IO_4	14	15	D
DIG_IO_5	15	14	C
DIG_IO_6	16	13	B
DIG_IO_7	17	12	A

Note: Only one SDDRB4 can be set to match outputs



ULN2002A, ULN2003A, ULN2003AI, ULN2004A
ULQ2003A, ULQ2004A

www.ti.com

SLRS027M – DECEMBER 1976 – REVISED FEBRUARY 2013

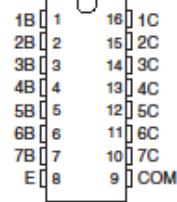
HIGH-VOLTAGE, HIGH-CURRENT DARLINGTON TRANSISTOR ARRAYS

Check for Samples: [ULN2002A](#), [ULN2003A](#), [ULN2003AI](#), [ULN2004A](#), [ULQ2003A](#), [ULQ2004A](#)

FEATURES

- 500-mA-Rated Collector Current (Single Output)
- High-Voltage Outputs: 50 V
- Output Clamp Diodes
- Inputs Compatible With Various Types of Logic
- Relay-Driver Applications

ULN2002A ... N PACKAGE
ULN2003A ... D, N, NS, OR PW PACKAGE
ULN2004A ... D, N, OR NS PACKAGE
ULQ2003A, ULQ2004A ... D OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



DESCRIPTION

The ULN2002A, ULN2003A, ULN2003AI, ULN2004A, ULQ2003A, and ULQ2004A are high-voltage high-current Darlington transistor arrays. Each consists of seven npn Darlington pairs that feature high-voltage outputs with common-cathode clamp diodes for switching inductive loads. The collector-current rating of a single Darlington pair is 500 mA. The Darlington pairs can be paralleled for higher current capability. Applications include relay drivers, hammer drivers, lamp drivers, display drivers (LED and gas discharge), line drivers, and logic buffers. For 100-V (otherwise interchangeable) versions of the ULN2003A and ULN2004A, see the [SN75468](#) and [SN75469](#), respectively.

The ULN2002A is designed specifically for use with 14-V to 25-V PMOS devices. Each input of this device has a Zener diode and resistor in series to control the input current to a safe limit. The ULN2003A and ULQ2003A have a 2.7-k Ω series base resistor for each Darlington pair for operation directly with TTL or 5-V CMOS devices. The ULN2004A and ULQ2004A have a 10.5-k Ω series base resistor to allow operation directly from CMOS devices that use supply voltages of 6 V to 15 V. The required input current of the ULN/ULQ2004A is below that of the ULN/ULQ2003A, and the required voltage is less than that required by the ULN2002A.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

PRODUCTION DATA information is current as of publication date.
Products conform to specifications per the terms of the Texas
Instruments standard warranty. Production processing does not
necessarily include testing of all parameters.

Copyright © 1976–2013, Texas Instruments Incorporated



Order this document by MCT7800/D

Three-Terminal Positive Voltage Regulators

These voltage regulators are monolithic integrated circuits designed as fixed-voltage regulators for a wide variety of applications including local, on-card regulation. These regulators employ internal current limiting, thermal shutdown, and safe-area compensation. With adequate heatsinking they can deliver output currents in excess of 1.0 A. Although designed primarily as fixed voltage regulators, these devices can be used with external components to obtain adjustable voltages and currents.

- Output Current in Excess of 1.0 A
- No External Components Required
- Internal Thermal Overload Protection
- Internal Short Circuit Current Limiting
- Output Transistor Safe-Area Compensation
- Output Voltage Offered with a 4% Tolerance
- Available in Surface Mount D²PAK and Standard 3-Lead Transistor Packages

This MCT-prefixed device is intended to be a possible replacement for the similar device with the MC-prefix. Because the MCT device originates from different source material, there may be subtle differences in typical parameter values or characteristic curves. Due to the diversity of potential applications, Motorola can not assure identical performance in all circuits. Motorola recommends that the customer qualify the MCT-prefixed device in each potential application.

DEVICE TYPE/NOMINAL OUTPUT VOLTAGE

MCT7805	5.0 V	MCT7812	12 V
MCT7806	6.0 V	MCT7815	15 V
MCT7808	8.0 V	MCT7818	18 V
MCT7809	9.0 V	MCT7824	24 V

ORDERING INFORMATION

Device	Output Voltage Tolerance	Tested Operating Temperature Range	Package
MCT78XXBD2T	4%	$T_J = -40^\circ \text{ to } +125^\circ \text{C}$	Surface Mount
MCT78XXBT			Insertion Mount
MCT78XXCD2T		$T_J = 0^\circ \text{ to } +125^\circ \text{C}$	Surface Mount
MCT78XXCT			Insertion Mount

XX Indicates nominal voltage.

MCT7800 Series

THREE-TERMINAL POSITIVE FIXED VOLTAGE REGULATORS

T SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 221A

Heatsink surface
connected to Pin 2.



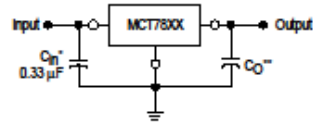
Pin 1. Input
2. Ground
3. Output

D2T SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 936
(D²PAK)



Heatsink surface (shown as terminal 4 in case outline drawing) is connected to Pin 2.

STANDARD APPLICATION



A common ground is required between the input and the output voltages. The input voltage must remain typically 2.0 V above the output voltage even during the low point on the input ripple voltage.

XX, these two digits of the type number indicate nominal voltage.

* C_{11} is required if regulator is located an appreciable distance from power supply filter.

** Some C_2 is recommended for stability; it does improve transient response. Values less than 0.1 μF could cause instability.

Anexo 6 – Amplificador Diferencial



Low Cost, Single-Supply Differential Amplifier

AD626

FEATURES

- Pin Selectable Gains of 10 and 100
- True Single-Supply Operation
- Single-Supply Range of +2.4 V to +10 V
- Dual-Supply Range of ± 1.2 V to ± 6 V
- Wide Output Voltage Range of 30 mV to 4.7 V
- Optional Low-Pass Filtering
- Excellent DC Performance
- Low Input Offset Voltage: 500 μ V Max
- Large Common-Mode Range: 0 V to +54 V
- Low Power: 1.2 mW ($V_S = +5$ V)
- Good CMR of 90 dB Typ
- AC Performance
- Fast Settling Time: 24 μ s (0.01%)
- Includes Input Protection
- Series Resistive Inputs ($R_{IN} = 200$ k Ω)
- RFI Filters Included
- Allows 50 V Continuous Overload

APPLICATIONS

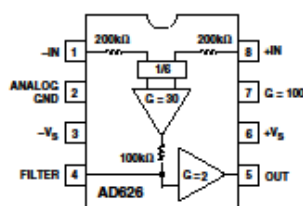
- Current Sensing
- Interface for Pressure Transducers, Position Indicators, Strain Gages, and Other Low Level Signal Sources

PRODUCT DESCRIPTION

The AD626 is a low cost, true single-supply differential amplifier designed for amplifying and low-pass filtering small differential voltages from sources having a large common-mode voltage.

The AD626 can operate from either a single supply of +2.4 V to +10 V, or dual supplies of ± 1.2 V to ± 6 V. The input common-mode

CONNECTION DIAGRAM 8-Lead Plastic Mini-DIP (N) and SOIC (R) Packages



range of this amplifier is equal to $6(+V_S - 1$ V) which provides a +24 V CMR while operating from a +5 V supply. Furthermore, the AD626 features a CMR of 90 dB typ.

The amplifier's inputs are protected against continuous overload of up to 50 V, and RFI filters are included in the attenuator network. The output range is +0.03 V to +4.9 V using a +5 V supply. The amplifier provides a preset gain of 10, but gains between 10 and 100 can be easily configured with an external resistor. Furthermore, a gain of 100 is available by connecting the G = 100 pin to analog ground. The AD626 also offers low-pass filter capability by connecting a capacitor between the filter pin and analog ground.

The AD626A and AD626B operate over the industrial temperature range of -40°C to $+85^\circ\text{C}$. The AD626 is available in two 8-lead packages: a plastic mini-DIP and SOIC.

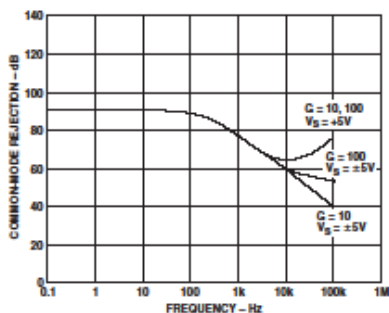


Figure 1. Common-Mode Rejection vs. Frequency

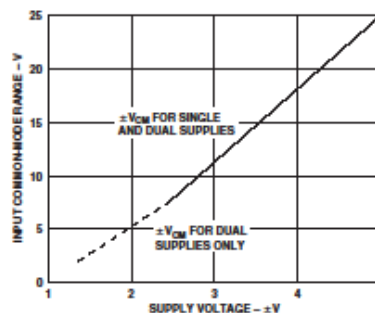


Figure 2. Input Common-Mode Range vs. Supply

REV. D

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective companies.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 www.analog.com
Fax: 781/326-8703 © 2003 Analog Devices, Inc. All rights reserved.