



FMUC FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

EndoSensor na Avaliação da Vitalidade Pulpar

Teresa Maria Palmeirão Carrilho

Mestrado Integrado de Medicina Dentária

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Orientador: Professor Doutor Manuel Marques Ferreira

Co-Orientador: Professor Doutor Francisco Caramelo

Coimbra, 2015

EndoSensor na Avaliação da Vitalidade Pulpar

Carrilho, T,¹ Ferreira, M.M²

¹Aluna do 5º ano do Mestrado Integrado em Medicina Dentária na Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

² Professor Auxiliar com Agregação da FMUC

Área da Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Av. Bissaya Barreto, Bloco de Celas

3000-075 Coimbra

Portugal

Tel: +351239484183

Fax: +351239402910

e-mail: teresapalmeirãocarrilho@gmail.com

ÍNDICE GERAL

RESUMO	7
ABSTRACT	8
1. INTRODUÇÃO	9
2. MATERIAIS E MÉTODOS	14
3. RESULTADOS	17
4. DISCUSSÃO	22
5. CONCLUSÃO	31
6. AGRADECIMENTOS	32
7. BIBLIOGRAFIA	33

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Constituição do sensor.....	15
Figura 2: Parte emissora e receptora do dispositivo.....	16

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Distribuição dos dentes segundo a sua posição e diagnóstico pulpar.....	17
Gráfico 2: Modelo logístico de probabilidade em dentes anteriores.....	19
Gráfico 3: Modelo logístico de probabilidade em dentes posteriores.....	19
Gráfico 4: Curva ROC de dentes anteriores.....	20
Gráfico 5: Curva ROC de dentes posteriores.....	21

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela I: Distribuição dos dentes obtidos na amostra, segundo a sua posição e diagnóstico pulpar.....	17
Tabela II: Divisão da amostra em dentes posteriores e dentes anteriores.....	17
Tabela III: Valores de média e desvio padrão para cada parâmetro quantitativo medido.....	18
Tabela IV: Coeficientes obtidos através do modelo logístico em dentes anteriores.....	18
Tabela V: Coeficientes obtidos através do modelo logístico em dentes posteriores.....	19
Tabela VI: Matriz de confusão de dentes anteriores.....	20
Tabela VII: Matriz de confusão de dentes posteriores.....	21

RESUMO

Introdução: 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. Na prática clínica diária, os testes mais frequentemente utilizados são os de sensibilidade e os exames radiográficos para se realizar o diagnóstico pulpar e periapical. Contudo, por vezes, são insuficientes e poderão levar a erros de diagnóstico para a correta abordagem terapêutica.

Objectivo: Este trabalho tem como objectivo utilizar um sensor de detecção de vitalidade pulpar baseado na oximetria de pulso, como auxílio no diagnóstico da patologia pulpar. Com este equipamento pretendemos avaliar a vitalidade pulpar e ultrapassar algumas dificuldades não só dos testes de sensibilidade, que apenas avaliam o estado sensorial da polpa e não o estado vascular, mas também algumas dificuldades dos dispositivos atuais de detecção de vitalidade, cuja principal desvantagem é o custo monetário.

Materiais e Métodos: Obteve-se uma amostra por conveniência na clinica da Área de Medicina Dentária. Pediu-se a doentes, alunos, funcionários e docentes a sua participação voluntária depois de ser ter explicado em que consistia o procedimento. Tendo em conta os critérios de inclusão e exclusão definidos seleccionaram-se 38 doentes que resultaram em 72 medidas efectuadas com o sensor, depois de ter sido feita a avaliação da sensibilidade dos dentes por um clínico. Desta amostra resultou um grupo com 42 dentes posteriores e 30 anteriores. Na avaliação da capacidade de generalização do modelo de classificação, dividiram-se os casos num grupo de treino com 70% e um grupo de teste, 30% dos casos.

Resultados: Sobre o grupo de treino realizou-se uma análise inferencial por intermédio de uma regressão logística de forma a obter uma função de classificação dos dentes. No grupo teste, constituído por 24 casos, obteve-se uma precisão de 87,5%, sensibilidade de 100% e especificidade de 75%, relativamente aos dentes anteriores, e uma precisão de 83,3%, sensibilidade de 83,3% e especificidade de 83,3% relativamente aos dentes posteriores.

Conclusão: Apesar da leitura do sensor apresentar valores estatisticamente significativos de sensibilidade, especificidade e precisão, são necessários mais estudos, um maior aperfeiçoamento deste sensor e do seu modo de aplicação.

Palavras-chave: Vitalidade Pulpar, Oximetria de Pulso, Inflamação, Necrose pulpar, Pulpite

ABSTRACT

Introduction: Despite different morphology, teeth share a similar physiological structure. All feature a crown, root and pulp cavity within an highly innervated and vascularized tissue conductor - the pulp. In daily clinical practice, the most frequent tests that are used are sensitivity and radiographic examinations to complete the pulp and periapical diagnosis. However, sometimes they are insufficient and may lead to misdiagnosis and an incorrect therapeutic approach.

Objective: This study aims to use a sensor of pulp vitality detection based on pulse oximetry, as an aid in the diagnosis of pulp pathology. With this equipment we intend to assess pulp vitality and overcome some difficulties, not only of sensitivity testing, which only evaluates the sensory state of the pulp and not its vascular status, but also some difficulties of the current vitality detection devices, whose main disadvantage is the monetary cost.

Materials and Methods: A convenience sample was obtained in the clinic of dentistry of the Faculty of Medicine, University of Coimbra. Patients, students, staff and teachers were asked for their voluntary participation after it was explained what the procedure constituted. Taking into account the criteria for inclusion and exclusion, 38 patients were selected, resulting in 72 measurements with the sensor. The sensitivity of the teeth was evaluated beforehand by the clinician. This sample was constituted by two groups, with 42 posterior teeth and 30 anterior. In assessing the ability of generalization of the classification model, the cases were divided into a training group (70%) and a testing group (30%).

Results: On the training set an inferential analysis was applied through a logistic regression to obtain a classification function of the teeth. In the test group, in which we had 24 patients, accuracy of 87.5%, a sensitivity of 100% and specificity of 75% was obtained in the anterior teeth. In the posterior teeth the accuracy was 83.3%, the sensitivity 83.3% and the specificity 83.3%.

Conclusion: Despite the sensor providing statistically significant values of sensitivity, specificity and accuracy, more studies are needed for further refinement of this sensor and its application mode.

Keywords: Pulp vitality, Pulse Oximetry, inflammation, Pulp Necrosis, Pulpitis

1. INTRODUÇÃO

A Endodontia é uma das áreas da Medicina Dentária que mais tem evoluído ao longo dos últimos anos, sendo crucial que o médico dentista valorize o campo de trabalho alargadíssimo desta. Esta ciência dedica-se à prevenção, ao estudo da etiopatogenia, diagnóstico e tratamento das doenças pulpares e dos tecidos periapicais e as possíveis repercussões destes. Com esse objectivo, torna-se evidente que para uma correta abordagem terapêutica, o diagnóstico adequado e precoce é fulcral em Endodontia, assim como em todas as ciências médicas¹. Neste sentido, é importante elucidar e explicar a fisiologia da polpa dentária assim como as diferentes formas de diagnóstico de patologia desta.

O tecido pulpar está exposto a uma série de irritantes nocivos para a sua saúde, prejudicando as funções pulpares. Alguns são irritantes constantes enquanto que outros são eventos específicos que interferem com o suprimento vascular. Podemos então designá-los de irritantes de curto prazo, longo prazo ou traumáticos. Cada tipo de lesão irritante tem um efeito diferente sobre a polpa que em geral, serão a inflamação aguda, inflamação crónica ou necrose pulpar².

Agentes irritantes de curto prazo geralmente causam inflamação aguda em que pode haver um processo reversível. Em contraste, os típicos agentes irritantes de longo prazo são a lesão de cárie, a fractura da restauração, erosão e as substâncias químicas que podem levar a perda de estrutura. Estes podem desencadear uma inflamação crónica do tecido pulpar, que poderá evoluir para necrose pulpar caso esta inflamação se prolongue no tempo, evoluindo assim para um estado infeccioso com um livre acesso das bactérias à estrutura canalar².

Contudo, de todas estas etiologias, a cárie é sem dúvida a causa mais frequentemente associada a dor e a patologia pulpar, sendo esta considerada pela OMS como um grave problema de Saúde Pública que afecta pessoas de todas as idades³.

A lesão de cárie é uma doença bacteriana localizada, destrutiva em que se verifica um estado infeccioso e inflamatório progressivo dos tecidos dentários. Estas são desencadeadas por bactérias específicas que promovem a desmineralização do esmalte através da produção de compostos ácidos que induzem um decréscimo do pH da cavidade oral, proporcionando, assim, um ambiente favorável à desmineralização e desenvolvimento do biofilme cariogénico. Só quando o padrão de desmineralização é mais extenso e o esmalte fractura é que as bactérias vão colonizar esta estrutura agora mais fragilizada⁴. Contudo, há quem defenda que uma lesão precoce no esmalte pode ser o suficiente para desencadear alterações odontoblásticas e sinais de inflamação pulpar⁵.

Num processo inflamatório pulpar, a microcirculação e a atividade nervosa sensorial encontram-se sempre lado a lado. Lesões pulpares podem ativar nervos sensoriais, levando à libertação de neuropeptídeos, com alterações da microcirculação. A resposta da estrutura nervosa ao estímulo depende da severidade da lesão e dos estádios da inflamação. Nos primeiros minutos da lesão, ocorre destruição e ruptura das fibras nervosas na dentina afectada e na polpa, seguida de hipersensibilidade da estrutura nervosa remanescente e libertação de neuropeptídeos para a polpa. Estes causam vasodilatação e aumento da permeabilidade vascular, e da consequente componente edematosa. Com o avançar do estado inflamatório, verifica-se uma diminuição do aporte sanguíneo e um aumento da resistência deste nas veias, com consequente hipóxia e isquémia, conduzindo à necrose pulpar.²

A dor está presente enquanto a polpa se encontra num estado inflamatório inicial e não depois deste. Os mediadores inflamatórios diminuem o limiar dos nervos sensoriais. O aumento da pressão tecidual atua diretamente nos receptores nervosos e o aumento do aporte sanguíneo causa a excitação das fibras A².

Na polpa existem, dois tipos de fibras, as mielinizadas A (δ e β) e as não mielinizadas, as fibras C. Estas consistem em prolongamentos de neurónios, que se agrupam em fibras nervosas no interior da polpa, permitindo a transmissão de impulsos de dor. As fibras A estão localizadas essencialmente na junção polpa-dentina, na zona coronária e cornos pulpares. Já as fibras C estão localizadas no centro da polpa. 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 ao tálamo, gerando a dor rápida e localizada, que é facilmente detetada. 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 dolorosa².

A teoria hidrodinâmica de Brannstrom explica que após um estímulo, calor, frio, ar e pressão, há uma alteração da pressão do fluido dentinário. Essa alteração de pressão faz com que o fluido ative as fibras nervosas A δ , deformando as extremidades nervosas, provocando uma sensação dolorosa^{2;3}.

O diagnóstico é a arte e a ciência de detetar desvios do estado de saúde e a causa e natureza dos mesmos⁷. Os métodos mais utilizados na prática clínica para determinar o estado pulpar e avaliar as estruturas radiculares, são exames indiretos, cuja resposta depende da reação do doente ao estímulo⁸. Normalmente este exame é complementado com o radiográfico. Apesar de ser o método de eleição e um dado importante para a

conclusão do diagnóstico, não nos revela o estado histológico da polpa. Tem uma maior especificidade do que sensibilidade, com mais fiabilidade no diagnóstico de dentes sem patologia periapical ^{2;8}. O exame radiográfico depende, também, da interpretação do examinador e estas podem divergir entre examinadores quando se diagnosticam quistos periapicais, granulomas e se avalia o desenvolvimento radicular, numa escala temporal ⁸.

Na realidade, um diagnóstico verdadeiramente fiável só é possível através da análise histológica, não sendo viável clinicamente.

Os testes de sensibilidade avaliam a resposta sensorial, nervosa da polpa e não o seu aporte vascular ⁹. Não são exames mensuráveis e são subjetivos, uma vez que, uma vasta diversidade de informação afectiva e cognitiva pode moldar substancialmente a sensação dolorosa ¹⁰.

O teste eléctrico atua induzindo um potencial de ação nos nódulos de Ranvier das fibras nervosas mielinizadas, estimulando as fibras A-delta e não as fibras C, devido ao seu elevado limiar de ação. Na aplicação deste teste é necessário que haja uma interface que conduza o impulso eléctrico até ao dente. Este não deverá ser líquido, pois poderá dar origem a um falso positivo, caso haja contacto com os tecidos gengivais ou a saliva. O eléctrodo por sua vez, deverá ser colocado no terço cervical da face vestibular e o material condutor deverá ser um gel ou pasta dentífrica. Assim, o teste eléctrico dá-nos uma resposta nervosa, mas não nos dá informação sobre a saúde e a integridade pulpar ^{3;11}.

Os testes térmicos são baseados na aplicação de um estímulo frio ou quente. O teste pelo calor, poderá ser feito pela deposição de água quente, por rotação de um disco de borracha colocado no dente, pela aplicação de um instrumento metálico previamente aquecido, ou por guta-percha aquecida, aplicada no terço coronário do dente. Este teste permite-nos avaliar a resposta das fibras C, produzindo uma dor que pode permanecer latente. Contudo, como já foi abordado anteriormente, as fibras C conseguem sobreviver em situações de anóxia podendo induzir falsos positivos.

Na aplicação do teste pelo frio, é necessário que o dente esteja devidamente isolado e os tecidos moles protegidos para prevenir queimaduras ou respostas alteradas.¹¹ Os métodos mais usados são os “ice sticks” a 0°C, o cloreto de etilo, os “sticks” a -78°C, o spray de diclorodifluormetano e o gás CO₂. Tanto o estímulo ao calor como pelo frio causam movimento do fluído dentinário nos túbulos dentinários, resultando numa sensação dolorosa, quando a polpa não se encontra necrosada. Esta resposta é devida a uma rápida mudança de temperatura que causa uma brusca alteração de pressão do fluído, deformando as terminações nervosas. Contudo, uma mudança gradual de temperatura não causaria uma

resposta dolorosa imediata, aguda, uma vez que são as fibras C estimuladas e não as A-delta¹¹.

Por isso, os testes de vitalidade são mais fiáveis uma vez que avaliam o estado vascular do tecido pulpar e são exames mensuráveis que indicam verdadeiramente a vitalidade pulpar¹¹.

O teste de vitalidade mais referido é o fisiométrico por fluxometria laser doppler (FLD). Este método de diagnóstico é não invasivo, e usa um díodo para projetar um feixe de luz da gama infra vermelho através da coroa e da câmara pulpar. Os princípios de Doppler referem que um feixe de luz altera a sua frequência enquanto atravessa glóbulos vermelhos em movimento e que esta frequência se mantém quando passa por tecido estático. Estudos de *V.Abbott, A.Abd-Elmeguid et Al*^{9;11} afirmam que a FLD é um método fiável. Contudo, além de economicamente dispendiosa, a tecnologia ainda não é avançada e simples, para que seja utilizada de forma rotineira na prática clínica.

A oximetria de pulso consiste na monitorização não invasiva da saturação sanguínea de oxigénio. É um método não invasivo, indolor e que permite avaliar a concentração de oxigénio e consequentemente a vitalidade dos tecidos, uma vez que quanto maior for esta, maior é a taxa de absorção da luz. Neste método são transmitidos dois comprimentos de onda de luz vermelha e infravermelha, através de uma zona translúcida, como por exemplo, o dente. Alguma desta luz é absorvida à medida que passa através do tecido, sendo que a quantidade de absorção depende da razão oxi-hemoglobina/desoxi-hemoglobina no sangue. No lado oposto deste tecido, encontra-se um sensor que detecta a quantidade de luz absorvida. A diferença entre a luz emitida e a luz recebida é feita por um microprocessador que calcula a taxa e a concentração de oxigénio no sangue. A transmissão de luz para o sensor requer que não haja nenhuma obstrução pela presença de restaurações, o que por vezes pode limitar a utilização da oximetria de pulso. Esta tecnologia é baseada numa modificação dos princípios Beer Lambert, que referem que a absorção de luz por um soluto depende da sua concentração e propriedades ópticas num determinado comprimento de onda^{9;12}.

A oximetria de pulso é considerado um método objectivo e confiável na determinação da vitalidade pulpar, especialmente em situações de traumatismo dentário¹³. 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 aparelho, nos dentes são inferiores aos detectados no dedo, necessitando estes de serem adaptados e reestruturados com esta finalidade. Apesar de existirem vários estudos que

apoiam esta técnica, e tentam superar as dificuldades que dela podem advir, ainda se considera estarem numa fase inicial^{13;14}.

Neste sentido, o presente trabalho tem como objectivo verificar a sensibilidade, a especificidade e a precisão do Endosensor, desenvolvido para estudar e avaliar a vitalidade da polpa dentária.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A recolha da amostra foi realizada por conveniência na clinica da Área de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Coimbra. Pediu-se a doentes, alunos, funcionários e docentes a sua participação voluntária depois de ser ter explicado em que consistia o procedimento e o sensor. Tendo em conta os critérios de inclusão e exclusão definidos selecionaram-se 38 participantes que resultaram em 72 medidas efectuadas. Para o estudo, depois de ter sido feita a avaliação da sensibilidade térmica dos dentes, foi utilizado sensor, que foi ajustado às faces vestibular e lingual/palatina dos dentes a avaliar (Figuras 1 e 2). Desta amostra resultou um grupo com 42 dentes posteriores e 30 anteriores. Observou-se também um equilíbrio relativamente aos dentes considerados com polpa vital (34) e não vital (38).

Usaram-se como critérios de inclusão: doentes com idade compreendida no intervalo entre os 16-75 anos, dentes vitais e sem qualquer tipo de patologia, dentes com patologia pulpar, com o ápice encerrado. Usaram-se como critérios de exclusão: doentes cuja idade não estava compreendida no intervalo determinado; dentes cuja coroa se apresentava destruída e irrecuperável; dentes com lesões de cárie radicular extensas, mobilidade grau 3; dentes que apresentavam fractura radicular vertical e dentes reabilitados em prótese fixa com espigão e coroa.

Consideraram-se outras variáveis como: a temperatura, a posição do dente na arcada, qual o dente e cavidade pulpar respectiva, a luminosidade, a capacidade do sensor rodar 180°, a realização de um isolamento relativo adequado e idade dentária; Consideraram-se ainda: a postura do doente e a medicação deste.

As variáveis medidas descreveram-se inicialmente usando estatísticas de tendência central e de dispersão, bem como, gráficos associados. Para avaliação da capacidade de generalização do modelo de classificação gerado dividiram-se os casos num grupo de treino com 70% e um grupo de teste com 30% dos casos. Sobre o grupo de treino realizou-se uma regressão logística na qual se procurou a obtenção de uma função de classificação dos dentes em termos probabilísticos no respeitante à vitalidade dentária.

É expectável que a forma como a luz é atenuada no tecido dentário dependa não só do estado da polpa dentária mas também das estruturas adjacentes e da própria forma do dente. Por esta razão, optou-se por agrupar os dentes em duas classes diferentes. Assim agruparam-se os molares e pré-molares num grupo e os incisivos e caninos noutra.

Após o ajuste do modelo logístico no grupo de treino, efetuou-se uma análise ROC com vista a caracterizar o classificador e a escolher o ponto de corte que maximiza o índice de Youden. Por fim, usaram-se os valores do grupo de teste para caracterizar a

classificação obtida obtendo-se valores de precisão, de sensibilidade e especificidade. A análise realizou-se por recurso às plataformas estatísticas R 3.1 e SPSS v20, tendo-se adoptado como nível de significância o valor 0,05.

Em todos os doentes e respectivos dentes, aplicou-se o mesmo protocolo clínico. Este consistiu primariamente em aplicar testes de sensibilidade térmica. Neste sentido, o protocolo prendeu-se pelas seguintes etapas:

- Adequou-se a cadeira à altura do operador;
- Realizou-se observação oral com espelho intra-oral e luz;
- Avaliou-se a dor à percussão vertical e horizontal no dente contra-lateral e de seguida no dente que estaria a ser analisado;
- Colocou-se isolamento relativo e foi feito o teste térmico, com spray de cloreto de etilo, no dente contra-lateral e de seguida no dente que estaria a ser analisado;
- Afastou-se a luz da cavidade oral, sem a desligar;
- Removeu-se o isolamento relativo e colocado de novo;
- Secou-se muito bem a zona isolada, com ponta de ar/água;
- Após terem sido colocadas mangas de plástico na superfície receptora e na superfície emissora, ajustaram-se estas à face vestibular e outra à face palatina/lingual em toda a superfície coronária e feita a ligação do equipamento.



Figura 1. Constituição do sensor: Componente electrónica ligada por fios à componente emissora e receptora.



Figura 2. Componente emissora e componente receptora do sensor.

3. RESULTADOS

A amostra obtida foi constituída por 38 doentes, 27 (71,1%) do sexo feminino e 11 (28,9%) do sexo masculino. A idade média dos doentes foi de 37,8 anos com o desvio padrão igual a 17,5. O doente mais novo tem 16 e o mais velho 72 anos.

O gráfico e tabela seguintes mostram a distribuição dos dentes, obtidos na amostra, segundo a sua posição e seu diagnóstico pulpar, realizado com testes de sensibilidade.(positivo/negativo).

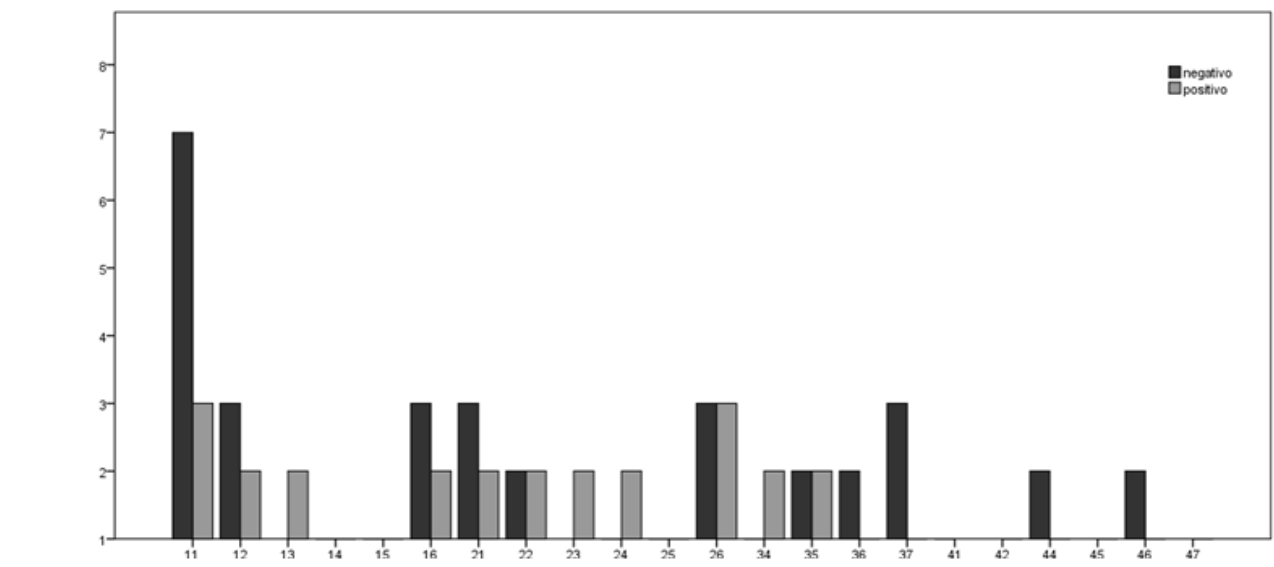


Gráfico n°1. Distribuição dos dentes segundo a sua posição e diagnóstico pulpar .

		Dente																				Total		
		11	12	13	14	15	16	21	22	23	24	25	26	34	35	36	37	41	42	44	45		46	47
Vitalidade	Negativo	7	3	0	1	1	3	3	2	0	1	1	3	1	2	2	3	1	0	2	0	2	0	38
	Positivo	3	2	2	1	1	2	2	2	2	2	1	3	2	2	1	1	0	1	1	1	1	1	34
Total		10	5	2	2	2	5	5	4	2	3	2	6	3	4	3	4	1	1	3	1	3	1	72

Tabela I. Distribuição dos dentes segundo a sua posição e diagnóstico pulpar

Dividindo a amostra em dentes posteriores e anteriores obtém-se um grupo equilibrado.

Cruzando esta divisão com a que advém da vitalidade observa-se um excelente equilíbrio, como demonstra a tabela II .

		anterior	posterior
		vitalidade	Negativo
Positivo	14		20

$$\chi^2(1) = 0,006; p = 0,936$$

Tabela II. Divisão da amostra em dentes posteriores e dentes anteriores.

Seguidamente mostram-se as estatísticas obtidas para a totalidade dos valores obtidos pelo sensor. A tabela III apresenta os valores de média (\bar{x}) e desvio padrão (s) para cada um dos parâmetros quantitativos medidos. Cada uma das tabelas encontra-se organizada segundo a classificação de vitalidade determinada.

	anteriores				posteriores				
	negativo		positivo		negativo		positivo		
	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	\bar{x}	s	
xr	328,01	290,64	120,28	39,13	xr	167,85	247,10	161,50	237,45
sr	44,30	74,59	16,46	11,52	sr	20,69	33,77	25,88	82,56
xir	391,08	323,32	157,61	56,07	xir	178,33	252,69	186,25	245,01
sir	35,74	54,18	24,64	17,13	sir	20,80	32,99	41,67	94,95
xg	314,32	297,26	84,13	32,80	xg	163,69	247,10	149,63	229,89
sg	45,89	79,62	14,59	12,30	sg	19,98	32,06	25,02	79,18
R	0,94	0,20	1,07	0,20	R	0,98	0,35	1,33	1,14
Rg	-2,49	1,08	-1,93	0,63	Rg	-2,13	0,98	-2,40	0,98

Tabela III. Valores de média e desvio padrão para cada parâmetro quantitativo medido.

A amostra de valores foi então dividida num grupo de treino com 48 casos e num grupo de teste com 24 casos. Sobre o grupo de treino foi ajustado um modelo logístico o qual foi posteriormente testado no grupo de teste.

Ajustou-se uma regressão logística, pelo método *enter*, considerando a classificação de vitalidade como variável independente e todas as variáveis medidas ($xr, sr, xir, sir, xg, sg, R, Rg$) à exceção da variável R como variáveis predictoras.

Para o grupo de dentes anteriores, obteve-se um modelo logístico com significância estatística ($G^2(7) = 17,363; p = 0,015; \chi^2_{HL}(8) = 11,764; p = 0,162$) que explica aproximadamente 73% da variância observada ($R^2_{CS} = 0,546; R^2_N = 0,730$).

A precisão obtida pelo modelo foi de 86,4%. Os coeficientes obtidos para o modelo encontram-se descritos na tabela IV.

<i>const</i>	<i>xr</i>	<i>sr</i>	<i>xir</i>	<i>sir</i>	<i>xg</i>	<i>sg</i>	<i>R</i>	<i>Rg</i>
3,93	0,187	-0,331	-0,035	-0,015	-0,151	0,242	0,0	1,688

Tabela IV. Coeficientes obtidos através do modelo logístico em dentes anteriores

O gráfico 2 ilustra o modelo logístico de probabilidade obtido para o caso dos dentes anteriores:

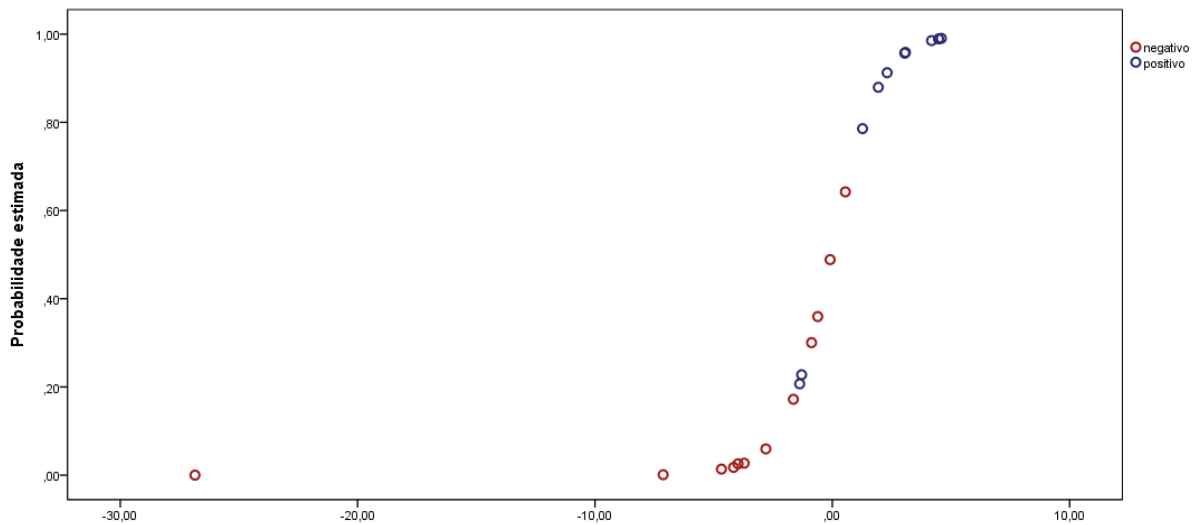


Gráfico 2. Modelo logístico de probabilidade em dentes anteriores.

Para o grupo de dentes posteriores, também se obteve um modelo logístico com significância estatística ($G^2(7) = 19,380; p = 0,007; \chi^2_{HLL}(7) = 3,156; p = 0,870$) que explica aproximadamente 70% da variância observada ($R^2_{CS} = 0,525; R^2_N = 0,702$).

A precisão obtida pelo modelo é de 84,6% e os coeficientes obtidos para o modelo encontram-se descritos na tabela V.

<i>const</i>	<i>xr</i>	<i>sr</i>	<i>xir</i>	<i>sir</i>	<i>xg</i>	<i>sg</i>	<i>R</i>	<i>Rg</i>
-17,322	0,218	-2,715	0,039	1,377	-0,271	1,330	0,00	-6,667

Tabela V. Coeficientes obtidos através do modelo logístico em dentes posteriores.

No gráfico 3, é ilustrado o modelo logístico de probabilidade obtido para o caso dos dentes posteriores:

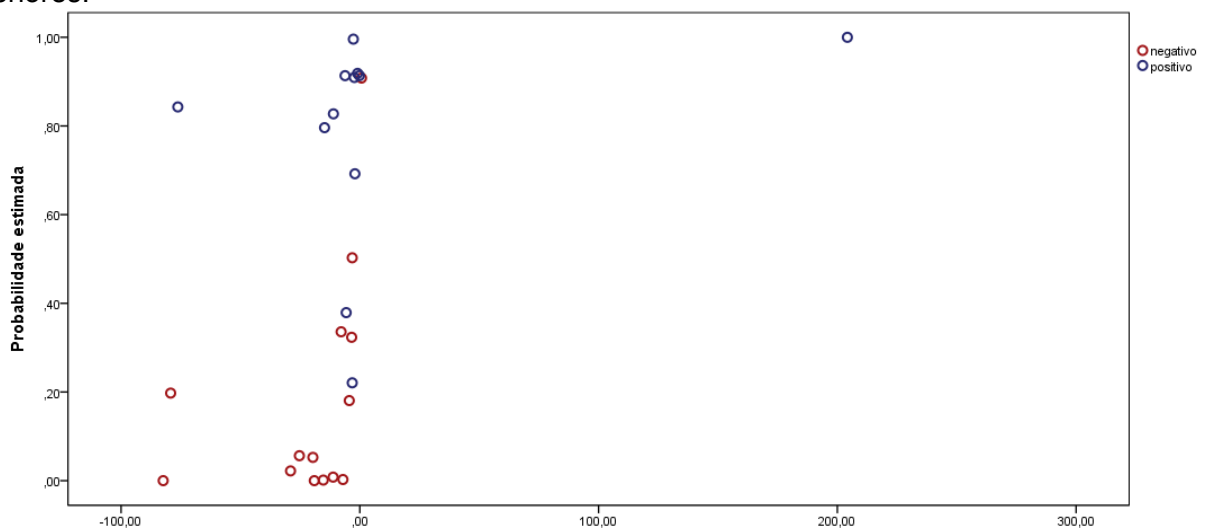


Gráfico 3. Modelo logístico de probabilidade em dentes posteriores.

Para avaliar o algoritmo de classificação obtido utilizaram-se os dados do grupo de teste sobre os quais se aplicou o modelo estimando o estado da polpa dentária. A partir dos valores estimados realizou-se uma análise ROC.

A curva ROC do gráfico 4 diz respeito ao grupo dos dentes anteriores.

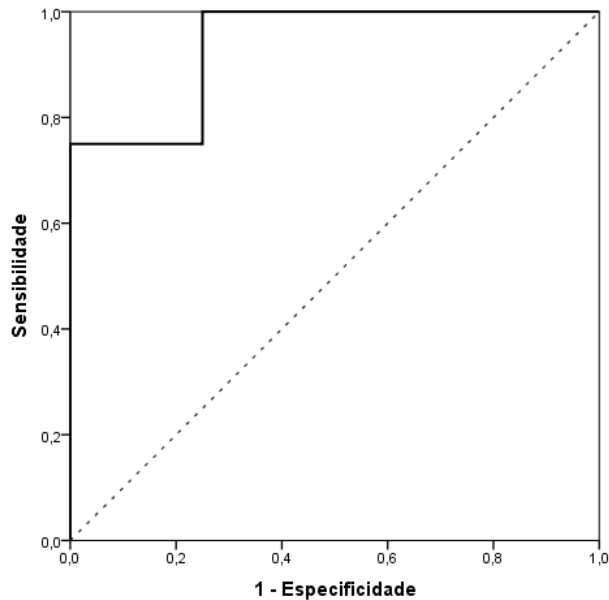


Gráfico 4. Curva ROC de dentes anteriores

A área abaixo da curva (AUC) é igual a 0,938 (IC95% = [0,762;1,000]) e considerando o valor de corte que maximiza o índice de Youden, a matriz de confusão que se obtém é a seguinte:

		estimado	
		negativo	positivo
Observado	negativo	3	1
	positivo	0	4

Tabela VI. Matriz de confusão de dentes anteriores

Neste contexto a precisão do classificador é de 87,5%, a sensibilidade é de 100% e a especificidade é 75%.

O mesmo tipo de análise também foi realizado para o grupo de dentes posteriores(Figura 5).

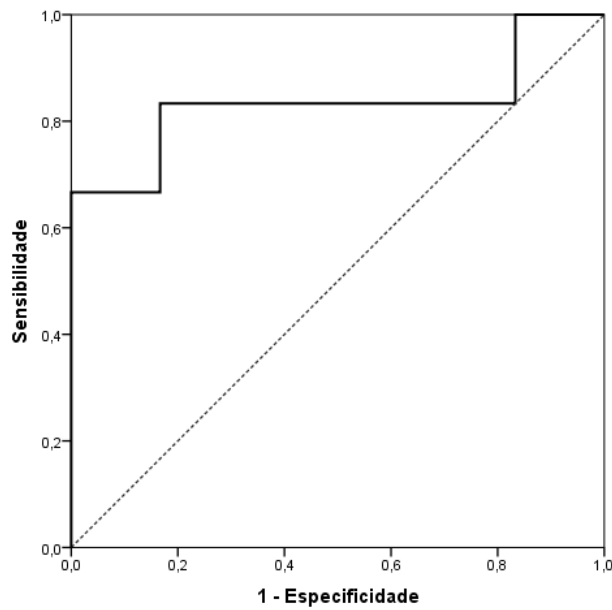


Gráfico 5. Curva ROC de dentes posteriores

A área abaixo da curva (AUC) é igual a 0,833 (IC95% = [0,570;1,000]) e considerando o valor de corte que maximiza o índice de Youden, a matriz de confusão que se obtém é a seguinte:

		estimado	
		negativo	positivo
Observado	negativo	5	1
	positivo	1	5

Tabela VII. Matriz de confusão de dentes posteriores.

Neste contexto a precisão do classificador é de 83,3%, a sensibilidade é de 83,3%, com a especificidade de 83,3%.

4.DISSCUSSÃO

A oximetria de pulso é uma técnica de avaliação da vitalidade pulpar baseada num conceito, não muito recente, de aplicação de luz no comprimento de onda vermelha e infra vermelho em tecidos que apresentam variações pulsáteis de sangue. Desta forma, pretende-se monitorizar a saturação de oxigénio arterial, sem ser necessário realizar uma calibração. Este método foi inventado em 1972 por Tkuo Aoyagi e aplicado em doentes a partir de 1975

15

Neste âmbito é relevante contextualizar que a hemoglobina é uma proteína de estrutura quaternária estabilizada por ligações não covalentes, com múltiplas subunidades e locais de ligação O_2 . No seu grupo heme, existe um átomo de ferro que se liga a quatro átomos de azoto e pode ainda ligar-se ao oxigénio. O átomo de ferro encontra-se normalmente no estado de oxidação ferroso (+2) ou no férrico (+3), com as formas da hemoglobina correspondentes, 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^{16;17}.

Esta proteína é considerada o transportador preferencial de oxigénio no sangue. Tem como função o transporte de oxigénio, do ião de hidrogénio (H^+) e da molécula de dióxido de carbono (CO_2). O monóxido de carbono (CO) compete para o mesmo local e ligação de oxigénio mas tem uma afinidade duzentas vezes maior para a Hemoglobina (Hb). Contudo, o CO combina-se mais lentamente com a Hb e a libertação do CO é também cerca de cento e quatro vezes mais lenta do que a libertação do oxigénio da oxi-hemoglobina - HbO_2 ¹⁷. E a ligação e afinidade da hemoglobina ao O_2 depende das condições de pH e da concentração do CO_2 . A afinidade da Hb para o oxigénio diminui com a diminuição do pH. Tal como já foi referido inicialmente, a hemoglobina pode tomar 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^{17;18}.

Consequentemente, o sangue, sofre mudanças de cor. Na presença de oxigénio, apresenta-se sob a forma de um vermelho vivo enquanto na ausência deste apresenta 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 ou menos vermelho 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^{17;18}. Esta modificação de cor é o princípio que está na base da aplicação das medições da saturação em oxigénio através da

oximetria. Avocámos assim que a oximetria de pulso é baseada na transmissão, absorção e dispersão da luz enquanto atravessa a desoxi-hemoglobina e a oxi-hemoglobina, que apresentam diferentes propriedades ópticas¹⁹.

Assim, apesar das vantagens já mencionadas, a oximetria de pulso apresenta algumas limitações. A primeira passa por assumirmos que a hemoglobina é apenas constituída por dois sub-tipos. Para além da hemoglobina oxidada e a hemoglobina reduzida, outras substâncias, outros tipos, podem ser incluídos tais como a metahemoglobina e a carboxihemoglobina. Há situações em que estas podem estar presentes e podem afectar algumas leituras. Desta forma, é importante que o clínico compreenda e atue de acordo com as limitações do sensor em estudo. Uma segunda limitação é a luz de fundo. Como a oximetria de pulso se baseia na transmissão de luz, o fotodíodo receptor é susceptível à luz ambiente ou luz solar. Para controlar esta variável, neste estudo clínico, em todas as leituras tentou-se evitar a luz da cadeira do consultório assim como a luz ambiente, afastando a luz proveniente da cadeira do médico dentista¹⁹. Esta limitação deve ser contemplada pelo médico dentista de forma a evitar diagnósticos errados. Igualmente, deve-se ter em conta que o sensor se deve encontrar estático e em posição fixa, durante toda a leitura²⁰.

Outra limitação encontra-se relacionada com o facto de que cada *LED (Light Emission Diode)* não emitir apenas num determinado comprimento de onda mas produzir uma gama de comprimentos de onda cuja banda é geralmente de +/- 15nm em torno do comprimento de onda específico¹⁹.

Neste contexto, é evidente que um dispositivo de oximetria de pulso necessita de um conjunto específico de elementos na sua constituição. Este encontra-se então dividido em duas partes, uma emissora e uma receptora (Figura 1). Como referido inicialmente, o oxímetro de pulso contém, frequentemente, dois diodos emissores de luz (*LEDs*) que são instalados em oposição ao fotodetector. A luz dos dois comprimentos de onda de 660 nm (vermelho) e 960 nm (infravermelho) é emitida, a partir dos LEDs, para passar através do tecido direccionado ao fotodetector²¹. Apesar de se assumir estes dois diodos como principais componentes deste tipo de dispositivos, no que diz respeito à cavidade oral este deve ser rectificado. Neste sentido, Schmitt, mediu a saturação em oxigénio recorrendo a uma sonda de transmissão tendo em conta as dimensões da cavidade pulpar e as camadas de dentina e do esmalte que envolvem a polpa. Segundo este autor, estas camadas criam um *shunt* óptico, deixando que alguma luz dos LED'S seja transmitida ao fotodíodo sem que passe pelo sangue. Assim, Schmitt incorporou um outro comprimento de onda, na gama dos 540-570nm, uma vez que os coeficientes de atenuação - o quão fortemente uma substância absorve radiação a uma determinada frequência - do esmalte e da dentina neste

comprimento de onda são semelhantes aos verificados na região vermelha e infravermelha. Assim, baseados nos estudos de Schmitt, também este último LED foi incorporado neste protótipo de Sensor²². (Figura 2)

A parte receptora, por sua vez, deve detectar três comprimentos de onda distintos e com sensibilidade aproximadamente igual. Também é necessário que o fotodetector tenha elevada sensibilidade e um tamanho adequado para a sua finalidade. Após a emissão de radiação, o sinal adquirido é tratado por um microprocessador, sendo essencialmente os sinais pulsáteis usados para calcular a saturação de oxigênio²³. O microprocessador é tipicamente constituído com memória, *input/output* dispositivos, circuitos de comunicação e dispositivos periféricos. Dependendo da aplicação e dos requisitos de processamento, por vezes o microprocessador é substituído por um microcontrolador. Este consiste num microprocessador, com memória adicional e mais compacto, o que acaba por ser vantajosa a sua aplicação neste tipo de sensor²⁴. A utilização do oxímetro de pulso é relativamente simples e a medição da saturação arterial de O₂ com este instrumento é praticamente independente da idade, da forma física e da pigmentação da pele do doente²¹.

Apesar da oximetria de pulso ser um método fidedigno de detecção de vitalidade e de diagnóstico, ainda não foram desenvolvidos sensores que sejam específicos à anatomia de todos os dentes, sendo necessário recorrer a sensores pequenos sim, mas que não estão destinados e adaptados às peças dentárias. Assim, o desenho do sensor desenvolvido, apresentou-se como um elevado desafio. Teria de se adaptar não só à anatomia padrão de um dente, mas também respeitar e aceitar que a anatomia variada de dente para dente. Este teve então que ser concebido para aplicação dentária e não no dedo, lóbulo da orelha, ou outros locais onde normalmente se retiram medidas com o oxímetro de pulso.

Após refutadas variadas hipóteses por parte dos investigadores, assumiu-se que o modelo do protótipo estaria definido e foi desenvolvido tendo por base a forma de uma craveira. Segundo Ashraf Abd- Elmegui, no que toca a oximetria de pulso associada ao tecido dentário, é aconselhado que o sensor se adapte à anatomia dentária e que a porção emissora e receptora se encontrem paralelas entre elas²⁵. Assim, os objectivos a alcançar com este desenho passariam por um posicionamento firme do sensor no dente, uma vez que a mobilidade durante as medições poderia influenciar o diagnóstico. Outro imperativo era de que a parte emissora e a parte receptora ficassem dispostas paralelamente. De um lado do dente situar-se-ia o terminal receptor que alberga o fotodíodo que permanecia imóvel durante as medições, enquanto, diametralmente oposto a si, exactamente com as mesmas dimensões, estaria colocado o terminal emissor constituída pelos LED's. Este parâmetro apresenta uma elevada importância para que a aquisição do sinal seja o mais

potenciada possível. Foi também objectivo dos investigadores desenvolver um desenho que possibilitasse ao médico dentista, realizar leituras e diagnósticos nos dentes tanto da mandíbula como da maxila, sendo que para tal seria apenas necessário rodar 180° considerando dentes do sector posterior, pré-molares e molares. Neste último parâmetro ocorreria uma inversão na posição da parte emissora e por conseguinte da receptora.

Até agora, temo-nos concentrado nas características e propriedades do sensor de oximetria de pulso com alguma generalidade, não focando que toda a sua interpretação e leitura é, na realidade, bastante mais complexa. Aquando da interpretação dos mais variados valores adquiridos, foi necessário criar um algoritmo que conduzisse este estudo a partir de padrões e regras. Neste contexto, a lei de Beer-Lambert foi o princípio físico a adoptar e que esteve na base da criação do algoritmo. Apesar de já mencionada, é relevante, neste contexto, abordá-la, uma vez que esta explica que há uma relação exponencial entre a transmissão de luz através de uma substância e a concentração da substância. Assim, o valor do coeficiente de absorção varia segundo os materiais absorventes e com o comprimento de onda para cada material, daí este ter de ser determinado experimentalmente. Assim, consultando a tabela 3, podemos constatar que apenas observando os valores médios e o desvio padrão da leitura do sinal, não conseguimos concluir qual o estado pulpar dos dentes. Criou-se então um modelo logístico que nos permitisse interpretar os diferentes valores.(tabela III; tabela IV) Obteve-se igualmente um modelo logístico de probabilidade para os dentes anteriores e posteriores que nos permite aferir qual a probabilidade esperada de uma polpa considerada “vital” – positivo - ser de facto vital, assim como “não vital “-negativo. Nestes podemos ainda verificar que, apesar do modelo logístico nos permitir concluir alguns diagnósticos e aferir corretamente algumas probabilidades, verificamos ainda erros. (Gráfico 2; Gráfico 3).

Como é possível concluir na análise estatística, após se determinar o modelo logístico a partir do grupo de treino, este foi aplicado no grupo teste. Assim, tratando-se de um estudo *data driven* podemos considerar que o facto de já sabermos de antemão o diagnóstico pulpar dos pacientes em questão, constituiu uma vantagem uma vez que nos permitiu caracterizar o modelo relativamente à exatidão, sensibilidade e especificidade.

Consultando a análise estatística obtida, podemos afirmar que os resultados alcançados no grupo teste apresentam uma elevada consistência.

Tratando-se de um estudo de um aparelho dedicado ao diagnóstico pulpar, os gráficos 4 e 5, que expõem as curvas ROC, quantificam a exatidão do teste de diagnóstico já que esta é proporcional à área sob a curva ROC isto é, é tanto maior quanto mais a curva se aproxima do canto superior esquerdo do diagrama. Assim quanto maior for a área sob a curva ROC

maior a sua exatidão. Relativamente aos dentes anteriores, a área abaixo da curva é igual a 0,938, já no que diz respeito aos dentes posteriores a área abaixo da curva é igual a 0,8333. São ambos resultados muito favoráveis, com elevada sensibilidade e especificidade.

Por outro lado, a matriz de confusão oferece, por norma, uma medida efetiva do modelo de classificação, ao mostrar o número de classificações corretas versus as classificações preditas para cada classe, sobre um conjunto de exemplos. De uma forma simplificada, este apresenta valores positivos que o sistema julgou positivos como verdadeiros positivos, valores positivos que o sistema classificou negativos como falso negativo, erro, valores negativos que o sistema julgou como negativos como verdadeiros negativos e valores negativos que o sistema classificou positivos como falso positivos, erro. A matriz de confusão de um classificador ideal possui todos os elementos fora da diagonal iguais a zero, verificando-se uma ausência de erros. Assim, relativamente ao grupo dos dentes anteriores, a precisão do sensor em estudo é de 87,5%, a sensibilidade é de 100% e a especificidade é 75%. Ou seja, podemos afirmar que este sensor revela uma considerável eficiência na detecção de vitalidade pulpar e da ausência desta, apesar de haver um falso positivo. Como forma de comparação, se o diagnóstico fosse feito ao acaso – com um classificador cuja probabilidade de acertar fosse 50% – a probabilidade deste classificador acertar em 7 ou 8 em 8 casos (o mesmo número que o classificado acerta) é de apenas 3.52%. (tabela 5)

Já na análise ROC do estudo dos dentes posteriores, a área abaixo da curva é de 0,833. Verificou-se tanto um falso positivo como um falso negativo. Observa-se ainda que a precisão do classificador é de 83,3%, a sensibilidade é de 83,3% e a especificidade é 83,3%. Ou seja, este sensor revela uma elevada eficiência na detecção de vitalidade pulpar e da ausência desta. Como forma de comparação, se o diagnóstico fosse feito ao acaso – com um classificador cuja probabilidade de acertar fosse 50% – a probabilidade deste classificador acertar em 10, 11 ou em 12 casos é de apenas 1,93%. (tabela 6)

Estes resultados permitem-nos afirmar que o nosso classificador/sensor, é bastante preciso. Contudo, como é possível constatar através destas mesmas tabelas anteriormente referenciadas, no grupo teste, o sensor erra 1 caso em 8, no caso dos dentes anteriores e 2 em 11 no caso dos dentes posteriores. Perante estes resultados, deve-se tentar compreender o porquê deste falso positivo e falso negativo. De facto, como já foi mencionado, a luz de fundo pode influenciar os resultados em causa, uma vez que o fotodíodo é sensível a essa mesma. Contudo, é relativamente fácil compreender que no ambiente em que foram realizadas as nossas leituras, foi impossível conseguirmos fazer a análise com ausência total de luz, sendo que, de forma a minimizar este efeito de fundo, foi tido sempre o cuidado de afastar o candeeiro próprio da cadeira do médico dentista.

Contudo, há zonas da clínica que são mais iluminadas em que os candeeiros se encontram a emitir luz diretamente sobre a cadeira, o que nos parece uma plausível explicação para o falso positivo do grupo dos dentes anteriores assim como para o falso positivo do grupo dos dentes posteriores. Voltando-nos agora para o falso negativo do dente posterior, este resultado poderá ser facilmente compreendido, uma vez que se tratava da leitura de um dente 15 que se apresentava com uma alteração do longo eixo para mesiovestibular, o que contribuiu para uma adaptação não exata do sensor em questão. Neste caso, tratando-se de um falso negativo, poderíamos pensar noutras justificações para este diagnóstico que não passam pelo funcionamento do sensor, como a própria fisiologia do tecido pulpar. Com o passar do tempo, verifica-se a aposição de tecido duro ao longo das paredes do canal radicular, que é um processo fisiológico normal e lento. Este tecido, denominado de dentina secundária, reduz gradualmente o tamanho da câmara pulpar e dos próprios canais radiculares. E também perante, alguns estímulos, tais como uma lesão de cárie, preparação de cavidades ou até tratamento ortodôntico, a deposição deste tecido duro pode ocorrer igualmente de forma lenta². Contudo, neste caso em particular, não parece viável assumir esta como uma explicação, uma vez que se trata de uma doente com 23 anos, sem qualquer tipo de parafunção ou qualquer tipo de lesão, presente ou passada, nesse mesmo dente. Para além de que a doente correspondeu sempre corretamente aos restantes testes de sensibilidade aplicados nos 13 dentes analisados, o que é importante uma vez que estes também se baseiam no estado cognitivo e experiências passadas e que neste caso são então uma constante.

Outra explicação plausível para estes resultados ligeiramente mais controversos, passa mesmo pelo facto do esmalte e da dentina serem dois tecidos com constituições diferentes e portanto com diferentes propriedades ópticas, o que poderá justificar esta pequena discrepância de resultados. Estudos demonstram que até hoje apenas algumas frequências na gama dos vermelhos e infravermelhos têm sido aplicadas para avaliar a vitalidade pulpar. E, apesar do método ser muito promissor, essas frequências não foram ainda optimizadas. Marion Hirmer, concluiu que os comprimentos de onda entre 650 e 1400 nm representam o espectro ideal para a deteção da vitalidade pulpar, uma vez que este é considerado a “janela de transmissão” para a estrutura dentária²⁶. Questiona-se também, uma vez que o esmalte e a dentina apresentam diferentes espessuras e propriedades ao longo da arcada dentária, se deveriam os comprimentos de onda ser adaptados para cada sector.

Sabemos hoje que o esmalte é uma estrutura extremamente dura, composta por 96% de hidroxiapatite e 4% de matéria orgânica e água²⁷. Este é formado por prismas em forma de bastões com diâmetro de 5µm, dispostos em ângulo reto em relação à junção amelodentinária. A única região em que os prismas estão perpendiculares em relação à

superfície dentária é nas extremidades das cúspides e nas faces proximais, não possuindo um trajeto reto da união amelodentinária até a superfície externa. Portanto, os grupos de prismas possuem uma direção sinuosa, sendo isso conhecido como faixas de Hunter-Schreger²⁸. Devido à mudança na orientação dos prismas, cria-se uma situação de menor transmissão de luz. A propriedade de reflexão e transmissão da luz inicia-se no esmalte e está dependente de sua porosidade e da orientação de seus prismas. Num esmalte mais mineralizado e menos poroso, como dentes mais velhos, obtemos uma menor translucidez e menor reflexão da luz. A luz refletida e refratada revela uma área de alta translucidez entre esmalte e dentina, conhecida como “camada de vidro” ou “camada de alta difusão”²⁹. Esta camada é visível nas seções iluminadas, por meio de um estereomicroscópio, na forma de uma linha branco azulada que pode ser identificada histologicamente como uma alta concentração de proteínas da matriz. Esta matriz formada, supostamente, por enamelinas ou amelogeninas degrada-se normalmente com o tempo, ainda que alguns dentes retenham características da alta refração e difusão da luz^{28;29;30}.

Já a dentina é um tecido duro com outro tipo de comportamento. É constituída por múltiplos túbulos dentinários que contem prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos, que outrora formaram a dentina e depois a mantiveram. Estas células encontram-se alinhadas ao longo do espaço interno da dentina, ao longo de uma camada de pré-dentina. Assim, a dentina é um tecido conjuntivo avascular, mineralizado constituída por material inorgânica(70%), material orgânico (20%) e água (10%). Esta também apresenta cristais de hidroxiapatite, na forma de pequenas placas.

A principal diferença deste tecido quando comparado com o esmalte é a sua porção orgânica. Esta é constituída essencialmente por fibras de colagénio. Principalmente tipo I e tipo III e V, dispostas em pequenos feixes, que por sua vez, são unidos por substâncias amorfas de natureza glicoproteíca, tais como, lípidos, glicosaminoglicanas e outros compostos não identificados de proteína²⁷. A estrutura da dentina tubular e o relativo número e o diâmetro são considerados a causa principal de difusão na dentina³⁰.

Os cristais de hidroxiapatite, com dimensões de 0,02um e 0,4 um são seletivos para diferentes comprimentos de onda que compõe a luz visível. Comprimentos de onda na região do vermelho e do laranja conseguem atravessar os cristalitos do esmalte, enquanto que ondas de menor comprimento de onda, como as na região do verde, violeta e azul, são reflectidas. Este facto resulta de uma propriedade importante, que deve ser referida, neste contexto, a opalescência. Esta traduz-se quando o feixe de luz se dispersa e refrata nos microcristais e substâncias orgânicas. Este efeito de opalescência é então dominante na região onde encontramos maior quantidade de esmalte³¹.

A opacidade é outra característica que deve ser mencionada permitindo uma melhor compreensão do comportamento que os diferentes feixes adoptam enquanto atravessam a estrutura dentária. Esta pode ser entendida como a capacidade que um corpo tem de se opor a passagem da luz, enquanto a translucidez permite a sua passagem. Sabemos hoje que a dentina é mais opaca do que o esmalte, mas também sabemos que apesar do esmalte se deixar atravessar mais facilmente pela luz, a sua espessura pode condicionar essa mesma transmissão³¹.

Em suma, seria de grande importância procurar especificar qual o grau de atenuação por parte da dentina e esmalte e a partir dos resultados avaliar qual a intensidade indicada de acordo com os diferentes tipos de espessura de esmalte e conseqüentemente com o tipo de dente, tendo em conta que a espessura de esmalte aumenta dos dentes anteriores para os dentes posteriores³².

É igualmente importante reconhecer algumas limitações que foram sendo encontradas aquando da aplicação prática do sensor. Este realiza a leitura da saturação funcional de oxigénio em 30 segundos, o que em termos clínicos se torna moroso para o doente e dificulta a manutenção de uma posição estática e precisa, tanto na face lingual e vestibular ao longo da leitura³³. Algumas dificuldades passam também pelo facto deste protótipo não apresentar um eixo de rotação. A inexistência deste eixo de rotação dificultou a análise de dentes com longo eixos alterados e com longos eixos com rotação para vestibular ou lingual/palatino – apinhamentos leves, moderados e graves. Em doentes com limitação de abertura bucal, em que a sua abertura bucal máxima é inferior a 40mm, também se verificou dificuldade em realizar leituras com o sensor, mais concretamente no sector posterior³⁴. Ainda outra dificuldade encontrada e que deve ser mencionada, prende-se pelo uso de mangas plásticas em ambas as partes do sensor, tanto na emissora como receptora. Estas foram utilizadas de forma a manter o ambiente o mais asséptico possível, prevenir a contaminação cruzada e a contaminação do sensor com a humidade, em cada doente. Contudo, as mangas dificultaram a adaptação do sensor ao dente e prejudicaram também o controlo visual por parte do operador e ainda a posição estática deste³⁵.

No que se refere ao conforto do doente, alguns referiram algum desconforto gengival durante a leitura da vitalidade, o que faz sugerir que o sensor deve ser optimizado no sentido de se tornar mais confortável para o doente, sendo o silicone um bom material para esse propósito. Contudo, este desconforto pode também ser explicado pelo facto de as dimensões deste serem um pouco maiores do que o necessário, fazendo com que o sensor contacte com a mucosa palatina, o vestibulo e pavimento, o que pode provocar alguma dor e isquémia, especialmente em dentes com coronas clinicas curtas.

Neste estudo, o protocolo clínico incluía o isolamento relativo, com recurso a rolos de algodão. Contudo, talvez alguns resultados não abonatórios possam ser explicados pela contaminação de saliva e indicadores da utilização de isolamento absoluto. Por outro lado, o recurso a este isolamento iria obrigar a que fosse necessário consumir mais tempo, recorrer a anestesia no dente em que seria colocado o clamp, assim como iria limitar o posicionamento do sensor e acabaria por influenciar a recepção do sinal ³³. Neste sentido, apesar de discutível, o uso de isolamento relativo apresentava maior número de vantagens perante o absoluto.

É ainda um factor a ter em conta, o facto da zona emissora e receptora estarem ligadas por fios à componente electrónica. Este limita o manuseamento do dispositivo sendo que ao longo das nossas leituras foi sempre pedido ou ao assistente ou ao próprio doente que segurasse no protótipo. Assim, o futuro deste deveria passar por uma ligação Bluetooth entre estes constituintes como o que já é feito entre computador e o sensor.

Por fim, o sensor é ainda incapaz de realizar um diagnóstico no momento exato da leitura, ao clínico. Esta limitação seria ultrapassada com a criação de um pequeno ecrã onde pudesse ser consultado no imediato se se trata de uma polpa vital ou não vital, ou até através de um sinal luminoso que diferenciasses e especificasse um diagnóstico do outro.

6. CONCLUSÃO

Tendo em conta as condições experimentais deste estudo piloto e tratando-se de uma amostragem não aleatória, podem ser retiradas as seguintes conclusões:

- Apesar do modelo logístico criado e aplicado permitir concluir com elevada sensibilidade e especificidade a presença e ausência de vitalidade numa percentagem considerável do grupo treino, este necessita de ser aperfeiçoado no sentido de ser 100% exato.
- Apesar da leitura do sensor apresentar valores estatisticamente significativos de sensibilidade, especificidade e precisão, estes permitem generalizar com a devida precaução devido ao tipo de amostragem seleccionada e também do seu tamanho.
- Uma vez que a espessura de esmalte e dentina varia entre sector anterior e posterior, a frequência/intensidade da emissão de radiação vermelha, infravermelha e verde, deve ser específica para cada sector, para assim potenciar a absorção de radiação por parte da hemoglobina.
- O sensor deve ser desenvolvido no sentido de se ultrapassar as limitações clínicas discutidas.
- O sensor deve ser desenvolvido no sentido de realizar um diagnóstico diferencial e não detectar apenas a vitalidade pulpar ou a ausência desta.

Neste sentido, é possível afirmar que apesar de promissor, são necessários mais estudos, um maior aperfeiçoamento deste sensor e do seu modo de aplicação.

7.AGRADECIMENTOS

Quero agradecer ao meu orientador, Professor Marques Ferreira, por todos os conselhos, ajuda, apoio em fases mais conturbadas e colaboração nesta etapa importante da minha vida académica. Agradeço ainda o exemplo e os ensinamentos que me transmitiu ao longo de todos os anos do curso.

Quero agradecer ao meu co-orientador, Professor Francisco Caramelo, por toda a paciência ao longo deste último ano, por ter estado sempre disponível para me auxiliar e esclarecer o que fosse necessário.

Agradeço ainda aos meus fieis colegas amigos que estiveram sempre disponíveis para me guiar e ocupar da melhor maneira todo o pouco tempo livre que fomos tendo. “Foi bom, enquanto durou.”

Quero agradecer também à minha colega, binómia e grande amiga Isabel por tudo o que foi vivido e partilhado, por todos os conselhos, confidências, por todo o carinho e enorme paciência em todos os momentos.

E, por fim, um agradecimento muito especial à minha família. Ao meu pai por me ter incentivado a querer saber sempre mais. À minha mãe, minha amiga e minha tutora, sempre pronta para me esclarecer todas as dúvidas. À minha irmã por me obrigar a perspectivar todos os cenários. E, como não poderia deixar de ser, ao meu irmão, o meu grande companheiro nas gargalhadas e nas maiores aventuras da vida.

8. BIBLIOGRAFIA

1. Edodontia: Na Vanguarda da Evolução. Saúde Oral, Revista Profissional de Estomatologia e Medicina Dentária. 2010 Nov;75
2. Yu C, Abbott P.V. An Overview of the Dental Pulp: Its Functions and Responses to Injury. Aust Dent J. 2007;52(1 Suppl):S4-S16
3. Abd-Elmeguid, DC. Yu, Dental pulp neurophysiology: Part 1. Clinical and Diagnostic Implications. J Can Dent Assoc. 2009 Feb;75(1):55-9.
4. Pitt Ford T.R. Pulp space Anatomy and Access Cavities. In: T.R.Pitt Ford. Harty's Endodontics in Clinical Practice. 5th ed. Wright. T. R. Pitt Ford. The Dental Pulp. In: In: T.R.Pitt Ford. Harty's Endodontics in Clinical Practice. 5th ed. Wright.
5. Ricketts D, Restorative dentistry: Management of the Deep Carious Lesion and the Vital Pulp Dentine Complex. British Dental Journal.2001;191: 606 – 610.
6. Bjørndal, L. The Caries Process and Its Effect on the Pulp: The Science Is Changing and So Is Our Understanding. Pediatric Dentistry, 2008, May-June. 30(3):192-196.
7. aae.org [Internet]. American Association of Endodontics, Inc. [atualizado 2014 Novembro 13; citado 2014 Dez. 23] Disponível em: www.aae.org.
8. Abu-Tahun, Rabah'ah A, Khraisat A. A Review of the Questions and Needs in Endodontic Diagnosis. Odontostomatol Trop. 2012 Dec;35(140):11-20.
9. Chen E, Abbott P.V. Dental Pulp Testing: A Review. International Journal of Dentistry.(2009), Article ID 365785.
10. Coghill, R.C, Individual Differences in the Subjective Experience of Pain: New Insights into Mechanisms and Model. Headache. Oct 2010;50(9):1531–1535.
11. Abd-Elmeguid, DC. Yu, Dental pulp neurophysiology: Part 2. Current Diagnostic Tests to Assess Pulp Vitality. J Can Dent Assoc. 2009 Feb;75(2):55-9.
12. Berman L.H and Hartwell G.R, Diagnosis. In: K.M Hargreaves, S.Cohen. Cohen's Pathways of The Pulp. 10th ed. Mosby Elsevier.

13. Setzer F,C et Al. Clinical diagnosis of Pulp Inflammation Based on Pulp Oxygenation rates Measured by Pulse Oximetry. J Endod. 2012 Jul;38(7):880-3.
14. Dastmalchi N. Comparison of the efficacy of a custom-made pulse oximeter probe with digital electric pulp tester, cold spray, and rubber cup for assessing pulp vitality. J Endod. 2012 Sep;38(9):1182-6.
15. Kamat V. Pulse Oximetry. 261. Indian J. Anaesth. 2002; 46 (4).
16. A.M Pinto A,M. Fisiopatologia do Sistema Hemapoietico. Em: J. Figueira, C. Rabaça. Fisiopatologia, Fundamentos e Aplicações. 1ª edição, 2007.
17. Nelson D.L, Cox M.M. Em: D.L Nelsom, M,M.Cox Bioenergética e Metabolismo. Lehninger Princípios de Bioquímica. 3ªedição, 2002.
18. Halpern M.J, Em: Alface J.I. Estrutura das Proteínas. Bioquímica – Ed. Revista. 1997, Lidel.
19. Rusch T.L Sankart R. J.E.Scharf. Signal Processing Methods For Pulse Oximetry. Comput Biol Med. 1996 Mar;26(2):143-59
20. Miyake M, Solange D. Interferência da coloração de esmaltes de unha e do tempo na oximetria de pulso em voluntários sadios. J. Pneumologia [online]. 2003,vol.29 no.6, pp.386-390. ISSN 1678-4642. <http://dx.doi.org/10.1590-35862003000600011>
21. Schratz, W.W. Pulse Oximetry: a Review With Emphasis On Applications in Dentistry. Anesth Prog. 1987 May-Jun; 34(3): 100–101
22. Schmitt J.M. Simple photon diffusion analysis of the effects of multiple scattering on pulse oximetry. IEEE Trans Biomed Eng. 1991 Dec;38(12):1194-203
23. Schowalter J. Photodetectors and Amplifiers. In: J. Schowalter. Design Of Pulse Oximeteres, J.Webster, Ed. Medical Science Series,1997.
24. Webster J,G. Design of Pulse Oximeters. In: K,S.Paranjape. Electronic Instrument Control. Medical Science Series.1997, p:98-120
25. Ciobanu G, Ion L, Ungurenu L. Testing of Pulp Vitality by Pulsoximetry. Odontology. April/June 2012 volume 2. issue 2,p:94-98

26. M, Villarroel M, Hirata R. A.M,Sousa.Avaliação Comparativa da translucidez do esmalte dentario de resinas compostas para esmalte. R Dental Press Estét - v. 2, n. 3, p. 22-34, jul./ago./set. 2005
 27. Nanci A. Ten Cate's Oral Histology. Development, structure and function. In: A, Nanci. Development of the tooth and its Supporting tissues. 2008, 7th Edition.
 28. Cattaruzza M. Odontoiatria Conservativa Restauri Adesivi Diretti Fondamenti Sul Colore e sue applicazioni. Italia: Promoden, 2002. p.112-189.
 29. Dietschi D.Layering concepts in anterior composite restorations.J Adhes Dent. 2001 Spring;3 (1):71-80.
 30. Turrioni S, et Al. Correlation between light transmission and permeability of human dentin. Lasers In medical Science. Springer London Ltd, 2012; v27, n1:191-196.
 31. Hirata R. Tips – Dicas em odontologia estética. Em: Hirata, R. Clareamento Dental: Conceitos e substâncias clareadoras. 1ªedição. 2010. Artes médicas
 32. Bayle P, Dean Mc. New ways to think about enamel and dentin thickness in thickness in longitudinal tooth sections. Proceedings of the 15th International Symposium on Dental Morphology, Newcastle upon Tyne, UK, 2011. Bull Int Assoc Paleodont. 2013; Volume 7, Number 1:
 33. Cerqueira M, Ferreira M,Caramelo. Development and initial testing of a pulse oximetry prototype for measuring dental pulp vitality. Journal of Physics: Conference Series 616 2015:
 34. Rodrigues L. Avaliação odontológica. In: BIANCHINI, E. M. G. (Org.). Articulação temporomandibular: implicações, limitações e possibilidades fonoaudiológicas. Fono, 2000:133-166
 35. Wilkins MC. Residual bacterial contamination on reusable pulse oximetry sensors. Respir Care. 1993 Nov;38(11):1155-60.
-