



BR0645211

BR0645211



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO DA FLUXOMETRIA *LASER* DOPPLER COMO
TESTE DE VITALIDADE PULPAR**

FLÁVIA TAVARES DE OLIVEIRA DE PAULA EDUARDO

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Materiais.

Orientador:
Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

São Paulo
2004

314.18:

a



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

302

**AVALIAÇÃO DA FLUXOMETRIA *LASER* DOPPLER COMO TESTE DE
VITALIDADE PULPAR**

FLÁVIA TAVARES DE OLIVEIRA DE PAULA EDUARDO

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear – Materiais

Orientador:
Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

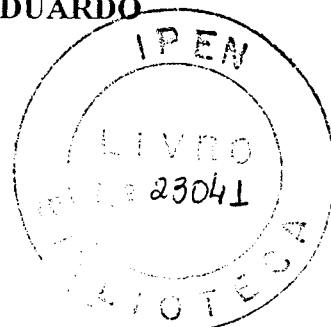
**SÃO PAULO
2004**



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

AVALIAÇÃO DA FLUXOMETRIA *LASER* DOPPLER COMO TESTE DE
VITALIDADE PULPAR

FLÁVIA TAVARES DE OLIVEIRA DE PAULA EDUARDO



Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear – Materiais

Orientador:
Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

SÃO PAULO
2004

Ao Ricardo, amor da minha vida. Amor sem palavras, amor sem medida.

Ao Luís, nosso filho, fruto deste amor. Minha razão de viver.

*Aos meus pais, Wilson e Maryte, base sólida da minha existência.
Meus exemplos de integridade e pureza. Até hoje meu porto seguro. Meu amor sincero.*

Aos meus irmãos, Silvia e Júnior, pela eterna amizade. Por todo o bem querer.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. José Luiz Lage-Marques , meu agradecimento especial, não somente pelas discussões que originaram este trabalho, como pelas valiosas orientações acerca da metodologia.

Ao Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira, por toda a dedicação, incentivo e atenção em relação ao nosso trabalho e à minha pessoa. Pela sua presença constante. Minha grande admiração.

Ao meu pai Wilson, que me fez seguir seus passos. Pai como nenhum outro, meu mestre, companheiro e, sobretudo, meu grande amigo.

Ao Ricardo, pela paciência infinita, pelas horas despendidas a me ajudar, sempre me incentivando a crescer. Pelo companheirismo, em todas as horas.

À Karen, pela amizade e pelas horas em que passamos juntas durante este mestrado.

À Ana Lúcia Farnezi Nogueira e Márcia Turolla Wanderley, pelo trabalho em equipe, pela troca de idéias e pela cooperação.

À funcionária do LELO, Liliane, pela boa vontade e dedicação aos trabalhos realizados nesta clínica.

À FAPESP , pelo apoio financeiro que possibilitou a realização deste trabalho.

AVALIAÇÃO DA FLUXOMETRIA *LASER* DOPPLER COMO TESTE DE VITALIDADE PULPAR

Flávia Tavares de Oliveira de Paula Eduardo

RESUMO

Os Testes da Vitalidade Pulpar (TVPs) mais freqüentemente usados são os térmicos (quente e frio) e o estímulo elétrico. Mas estes testes são subjetivos, dependem do limiar de sensibilidade de cada indivíduo e falham principalmente quando efetuados logo após um trauma ou em dentes imaturos.

A fluxometria *laser* Doppler (FLD) tem sido sugerida como TVP, avaliando o fluxo pulpar (F) medido. Mas a quantidade F medida, usada para discriminar dentes saudáveis e desvitalizados, é sensível a fatores dificilmente controláveis ou previsíveis, tais como as variações nas respostas dos FLDs e das sondas e as variações de fluxo entre indivíduos. Recentemente foi sugerido um novo discriminante, F(%), menos sensível a estes fatores. Mas ainda não eram conhecidas as performances de TVPs usando tanto F(%) como F como discriminantes.

O presente estudo teve o objetivo de avaliar as performances de TVPs usando as quantidades F(%) e F(dif), ambos derivados de F, e compará-las qualitativamente e quantitativamente à obtida usando o parâmetro F. As quantidades F(%) e F(dif) são variações percentuais e diferença de fluxo, respectivamente, entre o dente interrogado e seu homólogo saudável, sendo F(dif) um novo parâmetro discriminante proposto.

Os intervalos de confiança das áreas sob as curvas ROC (com significâncias de 95%) foram entre 0,964 a 1,000 para F(%), entre 0,959 a 1,000 para F(dif) e entre 0,584 a 0,951 para F, demonstrando que os discriminantes F(%) e F(dif) são mais confiáveis que F.

LASER DOPPLER FLOWMETRY EVALUATION AS A PULPAL VITALITY TEST

Flávia Tavares de Oliveira de Paula Eduardo

ABSTRACT

The more frequently used pulp vitality tests (PVTs) are the thermal (cold and heat) and the electrical stimulus. These tests are, however, subjective, depending on the sensitivity threshold of each individual, and usually fail when immature or recently traumatized teeth are tested.

The laser Doppler flowmetry (LDF) have been suggested as a PVT, by evaluating the pulp measured flow (F). The measured quantity F, used to discriminate healthy and non-vital teeth, is sensitive to factors hardly controlled or predictable, such as the LDFs and probe response differences, and the flow variations among individuals. It was suggested recently a new discriminator, F(%), less sensitive to such factors. The PVTs performances for F (%) and F as discriminators, however, were not known.

The present study aimed to evaluate the PVTs' performances using the quantities F(%) and F (dif) as discriminators, both derived from F, and to compare, qualitatively and quantitatively, their performances to that obtained by using F. The quantities F(%) and F(dif) are, respectively, the ratio and the difference of the flow from the interrogated tooth and its healthy homologous, being F(dif) a proposed new discriminator.

The obtained confidence intervals (95% of significance) of the areas under ROC curves were from 0,964 to 1,000 for F (%); from 0,959 to 1,000 for F

(dif) and; from 0,584 to 0,951 for F; showing that F(%) and F (dif) are more reliable discriminators than F.

SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
LISTA DE TABELAS	
LISTA DE FIGURAS	
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	4
3. TESTES CORRENTES DA VITALIDADE PULPAR.....	5
3.1. Vascularização da polpa.....	6
3.2. Causas e conseqüências da redução do fluxo pulpar.....	8
3.3. Testes da vitalidade pulpar.....	10
4. FLUXOMETRIA LASER DOPPLER.....	15
4.1. Teste da vitalidade pulpar via FLD.....	18
5. SUJEITOS, MATERIAL E MÉTODOS.....	24
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	29
6.1. Descrição dos resultados.....	31
6.2. Comparações entre os grupos.....	34
6.3. Análise da performance dos testes.....	35
7. CONCLUSÃO.....	49
APÊNDICE A.....	50
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54

LISTA DE TABELAS

TAB. 1: Valores de fluxo, de variação percentual de fluxo e das diferenças de fluxos do grupo saudável.	32
TAB. 2: Valores de fluxo, de variação percentual de fluxo e das diferenças de fluxos do grupo desvitalizado.	33
TAB. 3: Sensibilidade e Especificidade resultantes do parâmetro F.....	39
TAB. 4: Sensibilidade e Especificidade resultantes do parâmetro F(%).	40
TAB. 5: Sensibilidade e Especificidade resultantes do parâmetro F(dif).	42
TAB. 6: Áreas verdadeiras sob curvas ROC, valor de probabilidade (p) e intervalo de confiança (IC) dos testes avaliados usando os parâmetros F, F(%) e F(dif).....	44
TAB. 7: Intervalos de confiança dos valores de S e E verdadeiros com significância de 95% (IC= 95%). (S+E)/2 é a média aritmética de S e E: acurácia.....	51

LISTA DE FIGURAS

FIG. 1: Sensibilidade e especificidade, em percentagem, de TVPs comuns	13
FIG. 2: Registros de (F), (C) e (V) de um incisivo central saudável.....	20
FIG. 3: Fluxômetro laser Doppler e sonda.....	25
FIG. 4: Computador portátil acoplado ao sistema.....	25
FIG. 5: Sonda e molde de silicone para sua fixação.....	26
FIG. 6: Moldagem inferior.....	27
FIG. 7: Perfuração do molde.....	27
FIG. 8: Marcações realizadas com sonda milimetrada.....	28
FIG. 9: Registros de (F), (C) e (V) de um dente saudável e desvitalizado	28
FIG. 10: Curvas ROC para valores arbitrários, variação percentual e diferença entre fluxos.....	44
FIG. 11: Curvas máxima e mínima ROC verdadeira de F(%) com IC-95%.....	52

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVL:	Amplitude das variações lentas de fluxo
C:	Concentração de hemácias
D:	Dentes desvitalizados
E:	Especificidade
F:	Fluxo sanguíneo médio corte, pois nem sempre é médio
F(%):	Variação percentual de fluxo
F(dif):	Diferença entre fluxos
F _a :	Fluxo sanguíneo médio dos dentes saudáveis, cujos homólogos são também saudáveis
F _b :	Fluxo sanguíneo médio dos homólogos dos dentes saudáveis
F _c :	Fluxo sanguíneo médio dos dentes homólogos desvitalizados
F _d :	Fluxo sanguíneo médio dos dentes saudáveis, cujos homólogos são desvitalizados
FD(%):	Variação percentual de fluxo entre um dente desvitalizado e um saudável
FD(dif):	Diferença de fluxo entre um dente desvitalizado e um saudável
FLD:	Fluxômetro laser Doppler
FN:	Falso negativo
FNP:	Fluxo não pulpar
FP:	Falso positivo
FV(%):	Variação percentual de fluxo entre um dente vitalizado e um saudável
FV(dif):	Diferença de fluxo entre um dente vitalizado e um saudável
Hz:	Hertz
IC:	Intervalo de confiança
kHz:	Quilo hertz
LASER:	Light Amplification by Stimulated Emission Radiation
µm:	Micrometro
mm:	Milímetro
mm ³ :	Milímetro cúbico
mW:	Miliwatt
NC:	Negativo correto
nm:	Nanômetro
PC:	Positivo correto
R:	Razão entre o fluxo medido do dente vitalizado e homólogo desvitalizado
ROC:	<i>Receiving operating characteristic curves</i>
S:	Sensibilidade
TVP:	Testes de vitalidade pulpar
UA:	Unidades arbitrárias
V _L :	Velocidade média das hemácias
V:	Dentes vitalizados
VL:	Variações lentas
VPP:	Valor de predição positiva
VR:	Variações rápidas
W:	Watt

1. INTRODUÇÃO

A necrose pulpar pode ser decorrente de uma pulpite irreversível não tratada, uma injúria traumática, problemas oclusivos ou qualquer evento que cause a interrupção do suprimento sangüíneo na polpa. Em casos de necrose, o procedimento a ser instituído é o tratamento endodôntico. Quando isto não ocorre, complicações podem surgir, tais como reabsorção radicular, desenvolvimento de lesões apicais e, em casos extremos, perda do elemento dental.

A avaliação da vitalidade pulpar é dificultada pelo fato de a polpa estar envolvida por tecidos duros e opacos. Assim, os métodos de avaliação da vitalidade pulpar são indiretos. Caso a avaliação seja equivocada, polpas saudáveis são extraídas, podendo resultar desde o escurecimento do dente até a perda precoce do elemento dental. Em conseqüência disto, o correto diagnóstico da vitalidade pulpar é altamente desejável.

Os métodos mais comuns que auxiliam o diagnóstico são os estímulos térmicos (frio e calor) e elétricos. Estes testes são sensitivos, subjetivos (dependem do limiar de sensibilidade de cada indivíduo), e falham principalmente após um trauma, quando o dente perde a sua sensibilidade por um período variável. Outros métodos de avaliação da vitalidade pulpar, não sensitivos, tais como a avaliação da coloração da coroa, reabsorção da raiz e radiolucência periapical, são pouco confiáveis e, geralmente, respondem apenas em estados tardios da necrose.

A avaliação do fluxo pulpar, medido via fluxometria *laser* Doppler, tem sido sugerida como uma técnica alternativa que auxilia o diagnóstico da vitalidade pulpar, principalmente por ser uma técnica não invasiva e por não oferecer riscos ao paciente.

O fluxômetro *laser* Doppler (FLD) mede uma quantidade proporcional ao fluxo sanguíneo pulpar, denominada Fluxo (F). Os Testes da Vitalidade Pulpar (TVP) via fluxômetro *laser* Doppler (FLD) conhecidos na literatura são baseados na análise da quantidade fluxo (F) para distinguir dentes saudáveis e desvitalizados, pelo fato de não existir fluxo sanguíneo na polpa de dentes desvitalizados. Mas a quantidade F (fluxo medido) nem sempre é nula em dentes desvitalizados, uma vez que a radiação *laser* é espalhada por toda região circunvizinha à polpa, e conjectura-se que os fluxos gengival e da região peridental contaminam a medição do fluxo proveniente da polpa. Assim, a quantidade F proveniente de dentes, tanto saudáveis como desvitalizados, ocupa uma faixa contínua de valores, e nem sempre é possível saber, avaliando o valor de F, de que tipo de dente derivam. Em adição, a posição do sensor do FLD no dente, a calibragem do instrumento, as características do instrumento e da sonda, entre outros fatores, alteram o valor de F medido, degradando a performance do teste. Assim, todos os critérios de diagnóstico via FLD conhecidos na literatura podem ser válidos para o equipamento usado e para o grupo experimental ensaiado, mas podem falhar quando um dos fatores acima for alterado.

Recentemente foi proposto um novo teste via FLD usando uma quantidade denominada variação percentual de fluxo, $F(\%)$, definida como a razão entre os fluxos F medidos no dente interrogado e no seu homólogo saudável¹. Este método é fundamentado na expectativa de que a variação

percentual de fluxo seja menos sensível às variações fisiológicas de fluxo entre indivíduos, à calibragem do instrumento e da sonda sensora e à diferenças de características entre instrumentos semelhantes. No entanto, ainda não foi efetuada uma avaliação comparativa da performance deste novo método em relação aos demais conhecidos.

2. OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi avaliar qualitativamente e quantitativamente as performances de Testes da Vitalidade Pulpar usando os parâmetros hemodinâmicos discriminantes $F(\%)$ e $F(\text{dif})$: variações percentuais e diferença de F , respectivamente, entre o dente interrogado e seu homólogo saudável, e compará-las à do método corrente que usa a quantidade F como discriminante.

3. TESTES CORRENTES DA VITALIDADE PULPAR

Quando há a suspeita de necrose na polpa dentária, o desejável seria ou descartar ou confirmar este estado, em um intervalo de tempo o menor possível, pois, ao ser constatada a necrose, um procedimento adequado pode ser estabelecido antes que ocorram lesões nos tecidos adjacentes. Porém, a avaliação do estado da polpa intacta ainda é um problema não resolvido. Este fato decorre da dificuldade de acesso à polpa. Assim, é comum o uso de testes indiretos da vitalidade pulpar. Deve ser considerado, também, que além dos dois estados possíveis da polpa, saudável e necrosada, o estado possa ser outro, além dos dois citados.

Os testes indiretos da vitalidade pulpar mais comuns podem ser divididos em duas classes: sensitivos e não sensitivos. Antes de qualquer comparação entre esses testes, neste momento, consideremos apenas que um teste falha, ou não, ao classificar um dos dois seguintes estados possíveis de um dente: vitalizado ou desvitalizado. Geralmente os testes não sensitivos somente respondem em um estado tardio da necrose. Os testes sensitivos, por sua vez, falham principalmente quando aplicado logo após um trauma ou em dentes imaturos. Este capítulo apresenta uma breve discussão sobre estes fatos, justificando a relevância de um teste diferente dos demais, que mede o fluxo pulpar usando a fluxometria *laser* Doppler, apresentado mais adiante. Antes, porém, este capítulo aponta brevemente alguns fatores que dificultam a avaliação dos possíveis estados funcionais da polpa quando sua normalidade está alterada,

mas com possíveis condições de recuperação. Como exemplos podemos citar dentes luxados e polpas inflamadas, que podem se mostrar com um suprimento sangüíneo reduzido. Para este propósito, este capítulo apresenta uma breve explanação sobre a microcirculação pulpar, sobre as principais causas que resultam em alterações de fluxo pulpar e sensibilidade, e necrose.

3.1. Vascularização da polpa

A polpa é um tecido conjuntivo altamente vascularizado, localizado em uma câmara rígida, o que impede a sua expansão. O tecido pulpar é uma substância gelatinosa que contém fibras colágenas, elementos celulares, fibras nervosas e vasos sangüíneos. Uma porção compacta da cavidade pulpar é formada pela associação de formação dentinária com células especializadas, denominadas de odontoblastos².

O sangue proveniente da artéria dental penetra no dente por arteríolas com diâmetros de 100 μm ou menos. Esses vasos atravessam o forâmen ou forâmens apicais junto com os feixes nervosos. Os vasos menores podem entrar na polpa pelos canais laterais ou acessórios. As arteríolas atravessam a porção central da polpa radicular e emitem ramificações que se espalham lateralmente na direção da camada de odontoblastos, sob a qual se dividem, formando um plexo capilar. As arteríolas passam para a polpa coronária, se abrem na direção da dentina, diminuindo de diâmetro, e formam uma rede capilar na região sub-

odontoblástica. Essa rede abastece os odontoblastos com uma fonte rica de metabólitos³.

O sangue passa do plexo capilar primeiro para as vênulas pós-capilares e, em seguida, para as vênulas maiores. As vênulas na polpa possuem paredes finas que podem facilitar o movimento do fluido dentro e fora do vaso. O revestimento muscular das vênulas é fino e descontínuo. As vênulas coletoras se tornam progressivamente mais largas à medida que se encaminham para a região central da polpa. As vênulas mais largas possuem um diâmetro que pode alcançar um máximo de 200 μm ; portanto, são consideravelmente mais largas do que as arteríolas da polpa³.

As anastomoses arteriovenosas podem estar presentes tanto na porção coronária quanto radicular da polpa, particularmente nesta última. As anastomoses arteriovenosas são vênulas relativamente pequenas, de diâmetro aproximado de 10 μm . Presume-se que estas anastomoses desempenhem um importante papel na regulação da circulação pulpar. Teoricamente, elas podem fornecer um mecanismo para afastar o sangue das áreas da injúria, onde o dano à microcirculação pode resultar em trombose e hemorragia³.

A inervação pulpar normalmente segue o curso dos vasos sanguíneos. Ela é dividida em dois tipos: nervos não-mielinizados, responsáveis pela vasoconstrição e vasodilatação, e mielinizados, que respondem ao estímulo da dor e são facilmente excitados².

3.2. Causas e conseqüências da redução do fluxo pulpar

Os danos à polpa dental podem apresentar diversas origens. Considera-se que a causa mais comum de dano pulpar é o efeito bacteriano e suas toxinas, que penetram pelos túbulos dentinários através de cavidades abertas e lesões de cárie².

O dano à cavidade pulpar pode levar a uma reação inflamatória no tecido pulpar. Esta reação pode ser irreversível ou reversível, dependendo da severidade do dano e da capacidade de reparação da polpa, caracterizando-se por sintomas agudos ou pulpíte crônica².

A circulação sangüínea em uma polpa inflamada envolve reações fisiopatológicas complexas que ainda não foram totalmente elucidadas. Uma característica singular da polpa é o seu confinamento no interior da dentina. Isso a coloca em um ambiente pouco favorável, muito semelhante ao cérebro, à medula óssea e à matriz da unha. Portanto, o tecido pulpar possui espaço limitado para expandir-se, fazendo com que a vasodilatação e a elevada permeabilidade vascular, suscitadas durante uma reação inflamatória, resultem em um aumento da pressão hidrostática pulpar³.

A primeira alteração vascular que ocorre em uma inflamação é a contração momentânea da microcirculação seguida quase que imediatamente pela dilatação. Ao mesmo tempo que os vasos sofrem dilatação, a circulação sangüínea torna-se mais lenta. As hemácias se movem para o centro do vaso e os leucócitos se deslocam para a periferia. A circulação nas vênulas pós-capilares se torna deficiente em razão da contração das células endoteliais sob a influência

da histamina, o que permite que o plasma flua para os espaços tissulares. Esta infiltração resulta em edema, causando o aumento da pressão tissular⁴.

Presumivelmente, qualquer elevação repentina na pressão intrapulpal seria distribuída igualmente dentro da área de aumento da pressão, incluindo os vasos sangüíneos. Teoricamente, se a pressão tissular aumenta, as vênulas de paredes finas são comprimidas, aumentando a resistência vascular e reduzindo o fluxo sangüíneo pulpar³. Outra causa comum da diminuição e até interrupção do fluxo pulpar é o trauma. O trauma dental pode ocorrer em todas as faixas de idade, mas afeta em especial os dentes permanentes nos jovens entre 8 e 12 anos⁵.

O trauma que resulta em luxação pode provocar a compressão dos vasos que irrigam a polpa. Pequenos deslocamentos provocam a estrangulação dos vasos e o fluxo é diminuído ou interrompido. Quando o deslocamento é pequeno o dente pode recuperar seu suprimento sangüíneo caso não tenha ocorrido danos aos vasos sangüíneos nem contaminação bacteriana das células pulpares apicais⁶. O trauma também pode resultar no rompimento de vasos sangüíneos. Em dentes permanentes jovens com ápice aberto, o restabelecimento da circulação é possível, e altamente desejável, não somente para manter a polpa livre de infecção, mas para permitir o desenvolvimento contínuo da estrutura dental^{5, 7}. A recuperação pode ser constatada indiretamente pela formação de um novo tecido duro ao longo da parede pulpar ou formação óssea no lúmen pulpar, e pela ausência de inflamação periapical ou reabsorção radicular externa⁸.

A necrose pulpar, no entanto, ocorre em grande parte dos casos de luxação, sobretudo em dentes permanentes jovens. A combinação de danos na

inserção devido ao acidente e à infecção do espaço pulpar resultam em complicações sérias e freqüente perda dental. Mesmo uma lesão de luxação que aparenta ser uma lesão mínima resulta em necrose pulpar em 12% a 20% dos casos. Nas luxações laterais ou extrusivas, mais da metade das polpas necrosam. As lesões intrusivas resultam em uma incidência extremamente alta de necrose⁹.

A perda de sensibilidade comum aos dentes que sofreram luxação pode ser causada tanto pela polpa desvitalizada como pela perda temporária de função sensorial em uma polpa que sobreviveu ao trauma⁵.

3.3. Testes da vitalidade pulpar

Por causa das dificuldades no diagnóstico do estado pulpar, é comum a utilização de testes da vitalidade pulpar, auxiliando o diagnóstico. Os testes mais comuns detectam apenas dois estados possíveis da polpa: saudável ou desvitalizada. Ainda assim, é comum encontrar na literatura o termo teste diagnóstico, embora realizem apenas a detecção. Usaremos no texto que segue o termo Teste da Vitalidade Pulpar (TVP) para denominar todos os testes que realizam a detecção da necrose pulpar.

Antes de avançar é necessário recorrer a algum critério objetivo para quantificar a confiabilidade de uma técnica de detecção. Embora não seja um critério suficiente, e esta afirmação estará clara mais adiante, é comum na literatura quantificar a confiabilidade de uma técnica de detecção recorrendo à sensibilidade e à especificidade de um teste quando aplicado a um grupo, significando uma amostra da população.

Para explicitar o significado de sensibilidade e especificidade, consideremos apenas os testes que resultam apenas dois estados possíveis: positivo e negativo, nos casos em que a anormalidade é interrogada. Quando a necrose é interrogada e o teste responde positivo e a necrose existe, a resposta é um positivo correto (PC). Quando o teste responde positivo e o dente é saudável, a resposta é um falso positivo (FP). Analogamente, a resposta pode ser um negativo correto (NC) ou um falso negativo (FN). Há, portanto, duas possíveis respostas corretas (PC e NC) e duas possíveis respostas erradas (FP e FN). Assim, consideremos duas populações: a de dentes necrosados e a de dentes saudáveis. Aplicando um teste à população, a sensibilidade (S) de um teste é a razão entre o número de positivos corretos e o número de dentes necrosados desta população. A especificidade (E) de um teste, por sua vez, é a razão entre negativos corretos e a população de dentes saudáveis. No caso de dentes, por razões óbvias, é inviável aplicar um teste a toda população de dentes. Assim, é comum usar dois grupos amostrais: um composto por "d" dentes desvitalizados e outro composto por "v" dentes vitalizados. Assim $PV+FN = d$ e $NV+FP = v$. Observa-se que tanto "S" como "E" podem resultar entre 0 e 1 ou, em percentagem, entre 0% e 100%.

Na literatura é comum denominar $S = PV/d$ e $E = NV/v$ como sensibilidade e especificidade, respectivamente. Mas note-se que os valores de "S" e "E" são relativos aos grupos amostrais (experimento). Mas é possível obter o valor esperado de "S" e "E" da população, usando inferências estatísticas.

Nogueira¹ fez uma revisão abrangente sobre as características favoráveis e sobre as limitações dos principais TVPs. Todavia, há uma escassez de informações objetivas na literatura relacionada acerca da performance de

TVPs em dentes traumatizados. Ou seja, há vasta literatura sobre TVPs em dentes traumatizados, mas quase sempre há uma ausência de critérios objetivos na avaliação da performance dos testes. Assim, embora a discussão que segue não exaure o estado atual do conhecimento, permite uma comparação objetiva entre os testes mais comuns.

Evans *et al.*⁸ compararam as performances dos seguintes testes correntes em dentes permanentes traumatizados: histórico da dor, presença de fístula alveolar, sensibilidade à percussão, descoloração da coroa (por luz direta e transiluminação), teste térmico (frio, com cloreto de etila), estímulo elétrico e radiografia (radiolucência periapical e reabsorção externa da raiz). O estudo foi realizado em 67 dentes traumatizados e 84 saudáveis (55 pacientes com dentes traumatizados, com idades entre 8 a 33,5 anos, idade média de 13,5 anos). Após remoção da polpa, o estado necrótico de 67 polpas foi confirmado (em 60 dentes toda a polpa estava necrosada enquanto as porções apicais de 7 polpas ainda estavam vitalizadas). As sensibilidades e especificidades (das amostras) dos TVPs avaliados são mostradas no histograma da FIG.1.

As especificidades dos testes não sensitivos avaliados são elevadas (97% ou superiores). Mas as sensibilidades desses mesmos testes são baixas (no máximo 49%, referente a transiluminação). Assim, apontaram os autores, é pouco provável que os testes não sensitivos classifiquem erroneamente dentes saudáveis, mas classificam erroneamente muitos dentes desvitalizados.

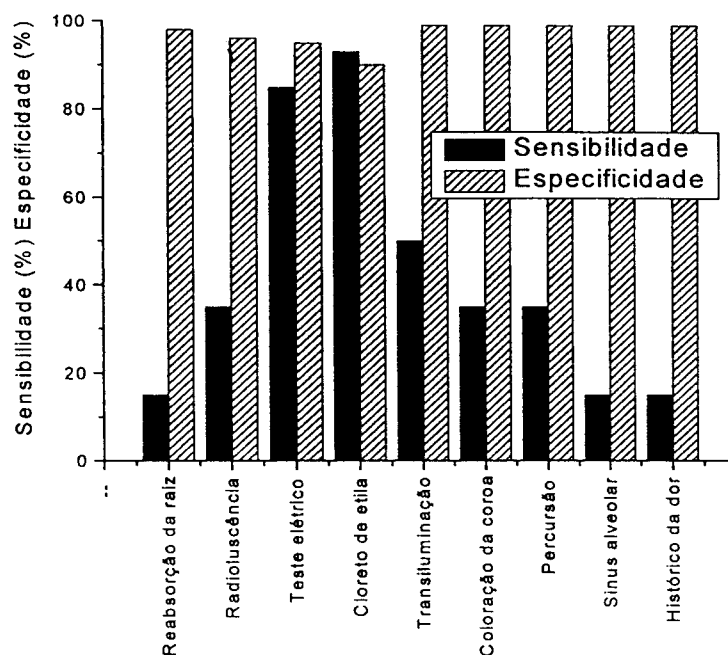


FIG.1 - Sensibilidade e especificidade, em percentagem, de TVPs comuns, extraído de Evans *et al.*⁸

Além das baixas sensibilidades, os testes não sensitivos somente respondem em estados tardios de necrose. Embora os autores não tenham mencionado o tempo transcorrido entre os traumas e os testes, eles concordam que usaram pelo menos dois sinais de necrose para a pulpectomia, levando a um atraso no diagnóstico. Este atraso produz artificialmente o aumento das especificidades dos testes não sensitivos. As sensibilidades dos testes sensitivos são muito superiores às dos demais testes (87% para o cloreto de etila e 92% para o elétrico). E as suas especificidades, um pouco menores que as dos outros testes (89% para o cloreto de etila e 96% para o elétrico). Embora os autores não tenham avaliado as performances dos testes sensitivos em faixas etárias menores, eles admitem que a queda de sensibilidade nos testes sensitivos avaliados foi associada à perda de sensibilidade dos dentes imaturos. Assim,

tomando como base este estudo, conclui-se que os testes não sensitivos apresentam elevadas especificidades, mas somente respondem em um estágio tardio de necrose. Por outro lado, os testes sensitivos apresentam sensibilidades e especificidades elevadas, mas suas performances seriam menores caso fossem aplicados em dentes imaturos.

4. FLUXOMETRIA LASER DOPPLER

Os fluxômetros *laser* Doppler medem uma quantidade F proporcional ao fluxo microvascular, i. e., de pequenos vasos (capilares, arteríolas e vênulas) contidos num pequeno volume ao qual o instrumento é sensível. A técnica consiste em irradiar o tecido usando um *laser* que, normalmente, emite entre os comprimentos de onda 632 nm e 820 nm, com potências entre 1 a 3 mW, guiado por uma fibra óptica. Uma parcela da radiação, ao atingir o tecido interrogado, é transmitida. A parcela transmitida é espalhada tanto pelos tecidos estáticos como pelas células sanguíneas. A radiação espalhada, principalmente pelas hemácias contidas no volume irradiado, sofre um desvio em frequência (efeito Doppler), proporcional à velocidade das hemácias. Uma parcela da radiação retroespalhada, tanto pelas hemácias quanto pelos tecidos estáticos, é coletada por outra fibra óptica, próxima à que irradia, guiando a radiação retroespalhada até um detector no instrumento. Neste detector ocorre interferência entre as radiações, resultando em um sinal denominado fotocorrente^{10,11,12}. O sinal de fotocorrente contém uma parcela de corrente constante (CC), proporcional à intensidade da radiação retroespalhada, e uma parcela de corrente variante (CV), aqui denominado sinal Doppler, o qual contém informações sobre a microcirculação. Nos FLD comerciais, a fotocorrente é processada como segue:

$$F = k \cdot \frac{M_1}{(I_{IX})^a} - \text{ruído}$$

onde F é um sinal proporcional ao fluxo, k é uma constante que depende da resposta do instrumento (determinada experimentalmente) e M_1 é o primeiro momento do espectro da parcela CV da fotocorrente¹³.

O primeiro momento é calculado numa faixa de freqüências do sinal Doppler, entre $f_{\text{mínimo}}$ e $f_{\text{máximo}}$, delimitando a faixa de freqüências do espectro do sinal Doppler, relacionada com a faixa de fluxos mensuráveis. I_{DC} é a parcela CC da fotocorrente, e o fator (a) é determinado empiricamente, tendo como função corrigir as variações da intensidade da radiação retroespalhada, decorrentes de variações na intensidade do *laser*, de diferenças de cor de pele e de ângulos de irradiação (normalmente $a=2$). A freqüência $f_{\text{mínimo}}$ normalmente é fixada entre 20 e 250 Hz, e tem como finalidade minimizar as variações (não Doppler) intensas da parcela CV decorrentes das variações dos caminhos ópticos da radiação retroespalhada em função do ciclo cardíaco (efeito pletismógrafo). A freqüência $f_{\text{máxima}}$ delimita a faixa Doppler: tipicamente é 15 kHz para medir velocidades até aproximadamente 7 mm/s; 3 kHz quando a relação sinal/ruído é ótima, e para medir velocidades de até aproximadamente 1 mm/s; e 22 kHz para velocidades de até 10 mm/s (valores típicos para um *laser* operando em 780 nm). A parcela "ruído" refere-se à parcela de ruído do sinal Doppler, oriundo de ruídos dos circuitos eletrônicos e do *laser*.

Além da quantidade F , os fluxômetros comerciais também medem uma quantidade C proporcional à concentração de hemácias contidas no volume irradiado. A razão entre F e C resulta outra quantidade, V , proporcional à velocidade das hemácias¹³.

Considerando as potências e os comprimentos de onda usados, os FLDs comerciais são sensíveis a uma profundidade de aproximadamente 1 mm e a um volume de aproximadamente 1 mm³, em tecidos moles.

Na prática, uma vez que o volume irradiado é desconhecido, a quantidade F não pode ser quantificada. Tem sido sugerido calibrar a quantidade fluxo em Unidades Arbitrárias (UA) usando um modelo de fluxo padrão. Neste modelo, microesferas de aproximadamente 0,5 µm de diâmetro suspensas num meio líquido a 25°C, em movimento browniano, resultam em um fluxo de 250 UA (apud⁸).

Os FLDs comerciais foram desenvolvidos e otimizados para irradiar o tecido epitelial. Seus processadores corrigem não linearidades, variações na cor da pele, variações da potência do *laser*, e até compensam o ruído do instrumento¹³. Mas não foram desenhados para medir o fluxo pulpar. Mesmo nestas condições, vários trabalhos conhecidos na literatura sugerem a viabilidade do FLD para medir variações de fluxo pulpar. Dentre as aplicações sugeridas, o TVP. Para este propósito, a sonda emissora e detectora é colocada em contato com o esmalte do dente. Uma parcela da radiação *laser* é transmitida pelo esmalte e dentina, atingindo a polpa, e uma pequena parcela da radiação retroespalhada pelas hemácias contidas na polpa é coletada pela fibra óptica detectora.

Mas o FLD é sensível a pequenos deslocamentos, na ordem de 0,01 mm/s. Assim, a sonda deve ser mecanicamente fixada ao dente. Caso contrário, pequenos movimentos entre a sonda e o dente resultam em grandes interferências. A fixação da sonda ao dente tem sido efetuada usando suportes de silicone, poliuretano ou acrílico.

4.1. Teste da vitalidade pulpar via FLD

Uma vez que não existe fluxo em uma polpa desvitalizada, é esperado que F seja zero. No entanto, é conhecido que a radiação *laser* espalha por toda região circunvizinha ao dente interrogado. É conjeturado que uma parcela da radiação espalhada pela gengiva e pela região peridental atinja a sonda detectora, contaminando o sinal da polpa. Além da contaminação do fluxo pulpar pelos fluxos peridental e gengival, movimentos de torção de moléculas nos tecidos estáticos também produzem efeito Doppler, e não podem ser distinguidos dos movimentos das hemácias. Em consequência disto, a distribuição de valores de fluxo medidos em dentes saudáveis e a distribuição de valores de fluxo provenientes de dentes desvitalizados normalmente estão sobrepostas. Assim, não é possível encontrar um valor de F abaixo do qual todos os dentes desvitalizados sejam corretamente classificados e, ao mesmo tempo, acima dele todos os dentes saudáveis também sejam corretamente classificados. Ou seja, um valor de F discriminante pode ser ajustado para que maximize ou os acertos positivos ou os negativos (sensibilidade e especificidade, respectivamente). Mas nunca ambos os índices de acerto podem ser 100% simultaneamente.

Para minimizar a parcela de Fluxo Não Pulpar (FNP), i. e., fluxo gengival e peridental, tem sido sugerida a blindagem óptica da gengiva usando uma manta de borracha opaca recobrimdo o tecido gengival¹⁴. Este procedimento, no entanto, reduz o sinal Doppler medido ao limite da resolução do instrumento¹⁴. Outro procedimento usado para minimizar a parcela de FNP é filtrar a banda do sinal Doppler em 3 kHz, pois é conjeturado que os sinais Doppler provenientes

dos vasos sangüíneos na gengiva e região peridental são filtrados, pois nestes vasos as velocidades das hemácias são maiores em relação às da polpa¹⁵. Outro procedimento sugerido para minimizar a parcela de FNP é o afastamento da sonda em relação à margem gengival. Em virtude da polpa ocupar uma pequena região da coroa dental, o afastamento considerado ótimo ocorre a 3 mm da margem gengival¹⁵. Caso a sonda esteja muito afastada, o sinal decresce demasiadamente.

A grande maioria dos critérios de diagnóstico de TVPs conhecidos na literatura são baseados na existência de um valor de fluxo discriminante, acima do qual o teste responde negativo à necrose. Outros dois parâmetros discriminantes também sugeridos na literatura, mas sempre associados ao parâmetro fluxo, são as variações rápidas e lentas da quantidade medida F. As variações rápidas (VR) seguem as variações de fluxo das arteríolas seguindo o ciclo cardíaco (entre 60 a 80 ciclos por minuto). As variações lentas (VL), por sua vez, são variações fisiológicas do fluxo pulpar, que ocorrem entre 1 a 10 ciclos por minuto. TVPs usando VR e VL tem sido sugeridos, mas somente utilizando critérios subjetivos de discriminação^{8,15}. O registro na FIG. 2 mostra os sinais de fluxo (e suas variações rápidas e lentas), de concentração e de velocidade. No entanto, não há evidências suficientes nos trabalhos citados de que VR e VL sejam bons parâmetros discriminantes (pois são critérios subjetivos). Embora alguns trabalhos encontrados na literatura quantifiquem a qualidade dos métodos propostos, as análises quantitativas são restritas aos cálculos da sensibilidade e especificidade e somente aplicadas ao grupo experimental estudado. Ainda, quase todos os trabalhos citados (exceto um, citado a seguir) sugerem um valor discriminante sem qualquer suporte estatístico. Ou seja, sugerem um valor de corte observando

apenas os resultados experimentais obtidos, sem qualquer suporte estatístico que sustente a validade dos resultados para a população. Uma breve explanação sobre estas afirmações é apresentada na seqüência.

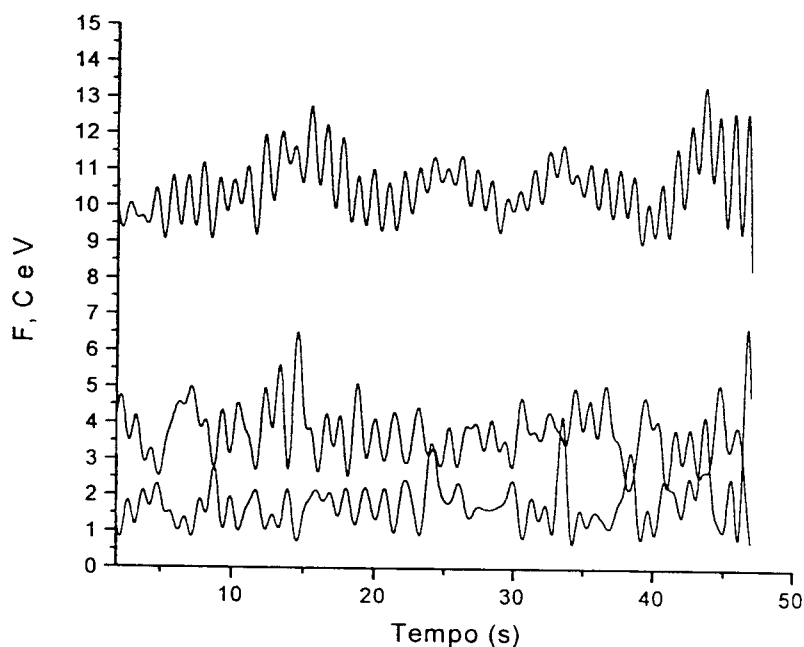


FIG. 2 - Registros de Fluxo (F) (superior), Concentração (C) (intermediário) e Velocidade (V) (inferior) de um incisivo central saudável. No registro de fluxo, as variações rápidas seguem o ritmo cardíaco e as lentas (note a envoltória), seguem a vasomotilidade dos microvasos.

Odor *et al.*¹⁵ estudaram a influência do comprimento de onda (é conjecturado que a profundidade de penetração da radiação no dente é alterada entre 600 a 900 nm) e da banda passante do sinal Doppler na confiabilidade de TVPs usando a fluxometria *laser* Doppler. O fluxômetro utilizado foi o Moor MBF3D (Moor Instruments Ltd., UK), operando em dois comprimentos de onda: 633 nm e 810 nm. A sonda consistia de fibras óticas de 0,2 mm de diâmetro e separação de 0,25 mm. As diferentes bandas utilizadas foram 3,1 kHz, 14,9 kHz e

22,1 kHz. Os parâmetros discriminantes usados foram a amplitude e a regularidade da pulsatilidade do traço (variações rápidas de fluxo, VR) e o fluxo médio (F). Segundo os autores, os registros de dentes desvitalizados eram "visualmente" menores do que os registros de dentes saudáveis. O mesmo ocorria quanto à pulsatilidade: pouca ou nenhuma pulsatilidade indicava dentes desvitalizados. A análise de Fourier do registro de fluxo¹⁵ identificou a presença de um pico em torno de 1 Hz para os dentes vitalizados e a ausência do pico para dentes desvitalizados. Dez participantes foram treinados para selecionar quais seriam os dentes vitalizados e desvitalizados, observando os parâmetros discriminantes. Segundo os autores, o comprimento de onda de 810 nm e a banda passante de 3,1 kHz resultaram na melhor especificidade (0,92) e na melhor sensibilidade (0,90) entre todas as combinações. Os valores médios de F para a banda Doppler de 3,1 kHz e 810 nm foram de 4,9 UA para os dentes desvitalizados e 9,8 UA para os vitalizados.

Roebuck *et al.*¹⁶ investigaram a sensibilidade da fluxometria *laser* Doppler a quatro variáveis na avaliação da vitalidade pulpar em dentes anteriores: comprimento de onda, faixa de freqüências mensuráveis, posição da sonda no dente e separação das fibras ópticas na sonda. Os autores avaliaram dois tipos de comprimento de onda (633 e 780 nm), três bandas passantes (3 kHz, 15 kHz e 22 kHz), duas separações diferentes entre as fibras da sonda (250 μ m e 500 μ m) e duas posições da sonda (2 a 3 mm e 4 a 5 mm da margem gengival). O FLD utilizado foi o FloLAB (Moor Instruments Ltd., UK) calibrado pelo padrão browniano de motilidade. Foram realizados registros em incisivos superiores vitalizados e em dentes adjacentes desvitalizados. Para avaliar a vitalidade pulpar, o sinal de fluxo de um dente vitalizado foi comparado ao sinal obtido de

um dente com vitalidade duvidosa. Segundo os autores, o sinal de fluxo de um dente vitalizado (V) deve ter amplitude superior à de um dente desvitalizado (D). Portanto, a razão entre os dois valores medidos de um dente vitalizado e de um dente desvitalizado ($R=V/D$) deve ser maior que um, e quanto maior o resultado desta razão, maior a capacidade de discriminação do teste. A Análise Discriminante foi aplicada na busca de valores de corte, usando como critério diminuir ao máximo o número de falsos positivos. Os autores concluíram que os parâmetros a seguir resultaram nos maiores valores de R: comprimento de onda de 633 nm, frequência de 3 kHz, separação entre as fibras de 500 μm , e sonda situada entre 2 e 3 mm da margem gengival. Nestas condições, os seguintes valores de corte foram sugeridos para a necrose: positivo quando $R > 1,25$, vitalidade duvidosa quando $0,8 < R < 1,25$ e negativo quando $R < 0,8$. Sob este aspecto, a sensibilidade do teste foi de 91%.

Evans *et al.*⁸, já citados, compararam outros métodos de avaliação da vitalidade pulpar com a fluxometria *laser* Doppler em dentes anteriores traumatizados. Os autores registraram o fluxo de 67 dentes desvitalizados (a necrose foi posteriormente confirmada na pulpotomia), e de 84 dentes vitalizados. Os autores usaram um FLD operando no comprimento de onda de 633 nm, banda passante de 4 kHz e sonda com separação de 500 μm entre as fibras. A sonda foi posicionada perpendicularmente à superfície dental, entre 2 a 3 mm da margem gengival. Foram usados os seguintes parâmetros hemodinâmicos na discriminação de dentes vitalizados e desvitalizados: valores dos fluxos medidos (F), em unidades arbitrárias, e amplitudes das variações lentas de fluxo (AVL). Observando somente os valores experimentais, os autores sugeriram o seguinte critério de diagnóstico: $F \geq 7,0$ UA e $AVL \geq 1,6$ UA indicam dentes com polpa

vitalizada, dentes com $F \geq 7,0$ UA e $AVL < 1,6$ UA correspondem a dentes com vitalidade intermediária e dentes com $F < 7,0$ UA, a dentes desvitalizados. Aplicando este critério ao grupo experimental, a sensibilidade e a especificidade obtidas foram de 100%.

Um parâmetro denominado variação percentual de fluxo, $F(\%)$, que por definição é a razão entre os fluxos de dentes homólogos de um mesmo indivíduo (i. e., do dente interrogado e do homólogo saudável), foi explorado por Nogueira¹ em dentes permanentes maduros e por Wanderley *et al.*¹⁷ em dentes decíduos, sendo ambos os trabalhos vinculados ao presente estudo^a. Nogueira¹ propôs $F(\%)$ entre dentes homólogos visando uma menor dispersão de valores pois, sendo homólogos, encontramos uma razoável simetria (incluindo a de caminhos ópticos) e fluxos mais próximos que os esperados no caso de dentes semelhantes. Nogueira propôs um método simples de predição estatística com o intuito de estabelecer um valor de corte discriminante, resultando, para o grupo estudado, especificidade e sensibilidade iguais a 100%, conjecturando que $F(\%)$ é menos sensível (quando comparado ao parâmetro F) a erros do instrumento de medição (FLD) e a variações fisiológicas de fluxo entre indivíduos. Apesar de ser um método simples, o método proposto por Nogueira não é capaz de quantificar e/ ou otimizar a confiabilidade do teste em função da escolha do valor de corte.

¹ Os trabalhos de Nogueira e Wanderley *et al.*, assim como este, foram financiados pela FAPESP, projeto 00/14817-9.

5. SUJEITOS, MATERIAL E MÉTODOS

Os dados experimentais deste trabalho foram colhidos de um banco de dados composto por registros de fluxo obtidos de pacientes voluntários assistidos na Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia da USP. O banco de dados é parte integrante de um projeto financiado pela FAPESP, já citado.

Este trabalho foi aprovado pelos Comitês de Ética em Pesquisa do IPEN e da Faculdade de Odontologia da USP/SP. Os indivíduos participantes deste estudo foram esclarecidos quanto à natureza e sobre os procedimentos do estudo, e assinaram uma declaração de consentimento.

Dois grupos de voluntários participaram deste estudo. Em um grupo, os 17 indivíduos apresentavam um dente conhecidamente desvitalizado e seu homólogo saudável. Deste grupo foram colhidos registros de vinte pares de dentes. Outro grupo foi composto por quatro voluntários que apresentavam somente dentes saudáveis, com ausência de restaurações em resina composta. Deste grupo foram colhidos registros de dez pares de dentes.

A idade dos indivíduos variou entre 18 e 55 anos. As análises das radiografias dos dentes tratados comprovaram que eram desvitalizados. Análises radiográficas e testes térmicos (quente e frio) foram utilizados para classificar os dentes saudáveis. Uma vez classificados os estados dos dentes, os valores de fluxo dos dois grupos foram usados como referências (*standard gold*) na realização deste trabalho. Parte dos dados experimentais, provenientes do banco de dados citado, já foram explorados por Nogueira¹. A metodologia usada na seleção dos pacientes, na preparação do suporte de fixação da sonda, nos registros de fluxo e leitura dos dados é apresentada na seqüência, seguindo a metodologia usada por Nogueira¹.

Registros de fluxo pulpar em ambos os grupos foram realizados usando um fluxômetro *laser* Doppler, modelo MoorLAB (Moor Instruments Ltd., UK), equipado com um *laser* emitindo no comprimento de onda de 780 nm (FIG.3). A frequência de corte do sinal Doppler foi ajustada em 3,1 kHz, minimizando interferências do fluxo gengival. Os registros foram armazenados em um computador pessoal portátil (FIG. 4) e os dados foram visualizados usando um programa fornecido pelo fabricante (moorTREND v1,0). A sonda utilizada nos experimentos foi a MP13, que usa duas fibras ópticas com diâmetros de 0,25 mm, uma incidente e uma receptora, com separação de 0,5 mm (FIG. 3 e 5).

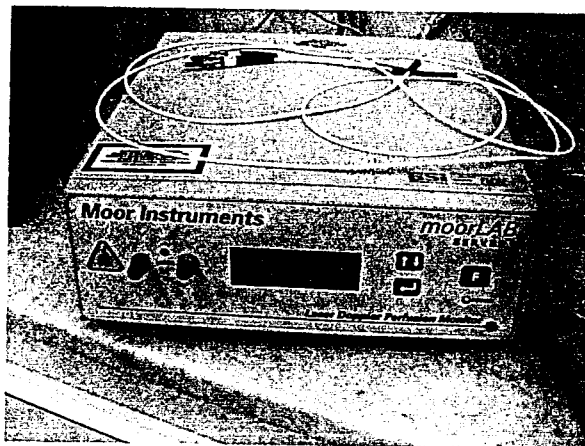


FIG. 3 - Fluxômetro laser Doppler e sonda.

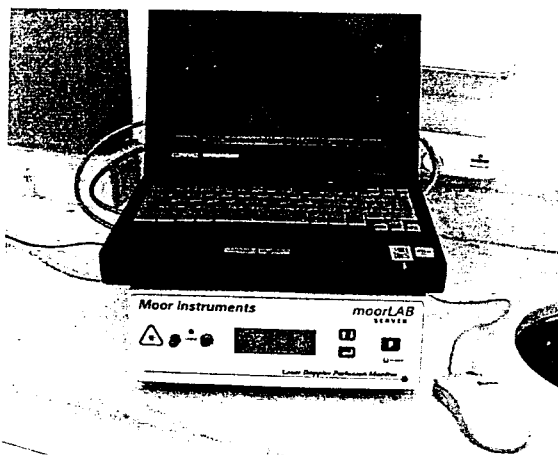


FIG. 4 - Computador portátil acoplado ao sistema.

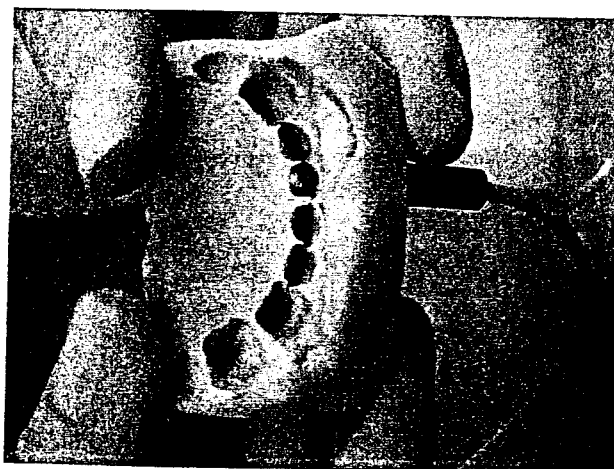


FIG. 5 - Sonda e molde de silicone para sua fixação.

A limpeza da superfície da sonda foi realizada antes de cada procedimento, utilizando-se gaze e álcool 70°G.

A fixação da sonda nos dentes foi feita usando moldes de silicone (FIG.5). A moldagem foi realizada usando silicone pesado de condensação e catalisador da marca Vision (Degussa®). As moldeiras selecionadas correspondiam às moldeiras parciais perfuradas metálicas, adequadas para a região anterior, tanto superior quanto inferior (FIG. 6). Após a moldagem, utilizou-se um estilete para dar um contorno mais adequado ao molde e confeccionou-se um orifício para a passagem da sonda, com uma broca cilíndrica para baixa rotação, de peça reta, com diâmetro de 1,5 mm (FIG. 7).



FIG. 6 - Moldagem inferior.

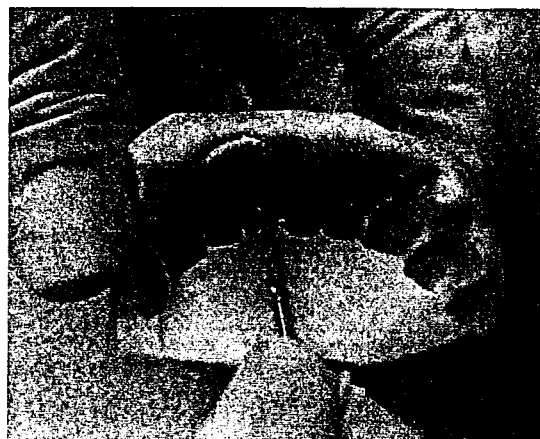


FIG. 7 - Perfuração do molde.

Foi utilizada uma sonda periodontal milimetrada (calibração 3, 6, 9 e 11 mm) para a determinação da distância entre a posição da sonda na face vestibular dos dentes e à margem gengival reproduzida no molde. Esta distância foi fixada em três milímetros, minimizando a contaminação do fluxo gengival e periapical (FIG. 8).



(a)

(b)

FIG. 8 - Marcações realizadas com sonda milimetrada. (a) Visão anterior. (b) Visão posterior.

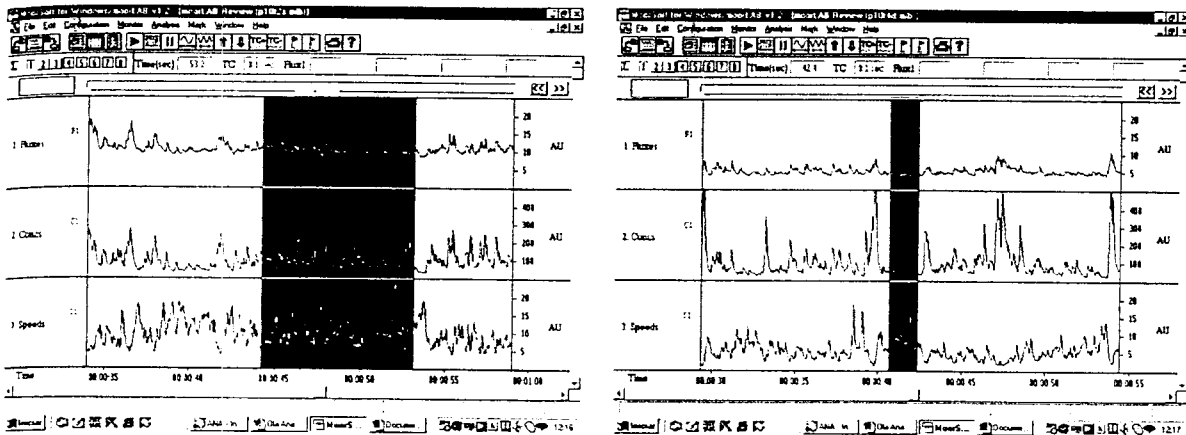


FIG. 9 - Registros de fluxo (F), Concentração (C) e Velocidade (V) de um dente saudável (esquerda) e devitalizado (direita).

Em cada sessão foram realizados três registros semelhantes aos registros da FIG. 9 e cada registro teve duração entre 1 a 1,5 minuto. O valor médio de fluxo de cada registro foi computado, e a média dos três registros foi calculada.

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Antes de Roebuck *et al.*¹⁶, que aplicaram a Análise Discriminante na determinação de um valor de corte, não encontramos outro trabalho na literatura utilizando regras de predição estatística na tomada de decisão (discriminação). Os demais trabalhos são restritos a interpretações subjetivas dos resultados. Como um exemplo, Evans *et al.*⁸ sugeriram um valor de fluxo de corte $F = 7$ UA, abaixo do qual a resposta do teste à necrose é positiva (desvitalizado), já que este valor de corte resultou na melhor sensibilidade e especificidade ao ser aplicado aos valores de fluxo obtidos experimentalmente no grupo estudado. Todavia, não efetuaram qualquer predição da qualidade do teste, no caso de indivíduos aleatoriamente escolhidos (incluindo indivíduos fora do grupo estudado) serem submetidos ao teste. Portanto, não são conhecidas a sensibilidade, a especificidade e outros indicadores da performance do teste quando aplicado fora do grupo experimental.

Roebuck *et al.*¹⁶ usaram como discriminante a razão (R) entre o fluxo medido do dente vitalizado (V) e o fluxo medido do homólogo desvitalizado (D) ($R = V/D$). Os autores alegam ter usado a Análise Discriminante para encontrar um valor de corte que resulte na menor taxa de falsos positivos. Porém, este trabalho foi realizado usando somente um grupo, composto por valores de R entre dentes saudáveis e desvitalizados. Por conseguinte, somente seria possível verificar positivos verdadeiros ou falsos negativos e nunca falsos positivos, uma vez que não havia um grupo com negativos verdadeiros (R entre dentes semelhantes,

mas ambos os dentes saudáveis). A Análise Discriminante deveria ser aplicada a dois (ou mais) grupos, mas nunca a somente um, pois não há o que discriminar num único grupo homogêneo. Além disso, qualquer resultado que tenha sido obtido, foi alterado subjetivamente para que melhores resultados fossem conseguidos observando somente os valores experimentais. Há, portanto, uma série de equívocos fundamentais neste trabalho. Os autores também não notaram (e não exploraram) a importância do parâmetro discriminante sugerido (R). A qualidade do teste também não foi quantificada.

Este capítulo apresenta os resultados obtidos dos registros de fluxo provenientes dos Grupos V e D, correspondentes aos registros de dentes saudáveis e desvitalizados, respectivamente. Os valores de fluxo (F) medidos são apresentados em unidades arbitrárias. Também são apresentados os valores de outros dois parâmetros hemodinâmicos, derivados dos valores médios de fluxo de cada registro: i) variação percentual de fluxo, $F(\%)$, e ii) diferença entre fluxos, $F(\text{dif})$, cujas definições são aqui apresentadas.

Antes de explorar e discutir as principais características de TVPs em função de cada um dos três parâmetros discriminantes estudados, ou seja, F, $F(\%)$ e $F(\text{dif})$, são apresentadas as principais características estatísticas de cada parâmetro. Na seqüência, utilizando a análise de curvas ROC (*Receiving Operating Characteristic Curves*), são discutidas as performances dos TVPs em função dos parâmetros hemodinâmicos discriminantes fluxo, variação percentual de fluxo e diferença entre fluxos.

6.1. Descrição dos resultados

Na TAB. 1 são apresentados os valores dos fluxos médios de dez dentes saudáveis, F_a , e seus homólogos também saudáveis, F_b , ambos em UA. Também são mostrados os valores das variações percentuais de fluxo, $FV(\%)$, e os valores das diferenças entre fluxos, $FV(dif)$, definidos como segue: $FV(\%) = (F_a/F_b) \cdot 100$, e $FV(dif) = F_a - F_b$, onde F_a e F_b são os valores de fluxo dos pares (saudável e homólogo também saudável). Os valores de F_a (UA) são referentes aos valores de fluxo de dentes da arcada esquerda ou direita. Nesta tabela, em cada linha a posição da arcada foi escolhida aleatoriamente: para cada linha a probabilidade de ser escolhido um lado da arcada foi de 50%.

TAB. 1 - Valores de fluxo (em UA), de variação percentual de fluxo (em porcentagem), e das diferenças de fluxos (em UA), de dentes saudáveis (DS) e seus homólogos saudáveis, do grupo saudável.

Dentes Saudáveis	Fa(UA)	Dentes Saudáveis	Fb(UA)	FV(%)	FV(dif)
DS1	3	DS11	3	100	0
DS2	3,8	DS12	3,5	108,6	0,3
DS3	4,3	DS13	5,7	75,4	-1,4
DS4	4,5	DS14	4	112	0,5
DS5	6,7	DS15	7,5	89,3	-0,8
DS6	6,7	DS16	7	95,7	-0,3
DS7	7,1	DS17	7	101,4	0,1
DS8	8,1	DS18	8,8	92	-0,7
DS9	10,9	DS19	9	121	1,9
DS10	12,7	DS20	10	127	2,7
Média	6,8		6,5	102	0,2
Desvio Padrão	3,1		2,4	15,5	1,2
Desvio Padrão (%)	45,6		36,9	15,2	600
Mínimo	3		3	75,4	-1,4
Máximo	12,7		10	127	2,7

Na TAB. 2 são apresentados os valores dos fluxos médios de vinte dentes saudáveis e de seus homólogos desvitalizados. Também são mostrados os valores das variações percentuais de fluxo, $FD(\%)$, e os valores das diferenças entre fluxos, $FD(dif)$, definidos como segue: $FD(\%) = (F_c / F_d) \cdot 100$ e $FD(dif) = F_c - F_d$, onde F_c e F_d são os valores de fluxo dos pares saudável e homólogo desvitalizado, sendo F_d referente ao fluxo dos dentes saudáveis e F_c ao fluxo dos dentes desvitalizados, ambos em UA.

TAB. 2 - Valores de fluxo (em UA), de variação percentual de fluxo (em porcentagem) e das diferenças de fluxos (em UA), de dentes desvitalizados (DD) e seus homólogos saudáveis, do grupo desvitalizado.

Dentes Desvitalizados	Fc(UA)	Dentes saudáveis	Fd(UA)	FD(%)	FD(Dif)
DD1	1,5	DS21	12,8	11,5	-11,3
DD2	2,5	DS22	6,5	38,5	-4
DD3	2,5	DS23	9,5	26,6	-7
DD4	2,7	DS24	3,7	73	-1
DD5	2,9	DS25	8,8	33	-5,9
DD6	2,9	DS26	8,2	35,2	-5,3
DD7	3	DS27	15,5	19,7	-12,4
DD8	3,3	DS28	10,9	30,6	-7,5
DD9	3,7	DS29	13,3	27,9	-9,6
DD10	3,7	DS30	15,8	23,6	-12,1
DD11	3,9	DS31	26,2	14,7	-22,4
DD12	4,6	DS32	11,9	38,5	-7,3
DD13	4,6	DS33	13,2	34,9	-8,6
DD14	4,7	DS34	19,5	24,1	-14,8
DD15	4,9	DS35	12,5	39,2	-7,6
DD16	5,3	DS36	8,8	60,2	-3,5
DD17	6,4	DS37	9,8	65,3	-3,4
DD18	6,6	DS38	10,7	61,7	-4,1
DD19	6,7	DS39	7,5	89,9	-0,8
DD20	8,7	DS40	19,6	44,5	-10,9
Média	4,3		12,2	39,6	-8
Desvio Padrão	1,8		5,2	20,5	5,1
Desvio Padrão (%)	41,9		42,6	51,8	63,7
Mínimo	1,5		3,7	11,5	-22,4
Máximo	8,7		26,2	89,9	-0,8

Comparando a TAB. 1 com a TAB. 2, pode-se observar que as distribuições de valores de F, F(%) e F(dif) de ambos os grupos (D e V) estão sobrepostas, mas a dispersão de valores de F é superior às de F(%) e F(dif).

6.2. Comparações entre os grupos

No tópico anterior foram apresentadas algumas características que descrevem o conjunto de dados experimentais, objetivando explorar as características que diferem (ou não) os grupos V e D. A partir deste ponto, o objetivo é verificar se há diferenças entre características dos parâmetros hemodinâmicos F, F(%) e F(dif) populacionais, inferidas das amostras experimentais.

Não foram encontradas evidências suficientes para admitir que as amostras resultaram de distribuições normais. Assim, testes de significância não-paramétricos foram empregados.

Foi utilizado o teste de Mann-Whitney para verificar se existe diferença entre as medianas dos valores de fluxo, F_a e F_c , de ambos os grupos (V e D, respectivamente), resultando $p = 0,0197$. Portanto, há evidências estatísticas suficientes sugerindo diferença entre as medianas de F dos grupos F_a e F_c .

Por definição, o valor esperado é $FV(\%) = 100\%$. Para verificar se a mediana de $FD(\%)$ é diferente do valor esperado para o grupo de dentes

saudáveis (100%) foi utilizado o teste de Wilcoxon, resultando $p < 0,0001$, sugerindo, portanto, diferença entre os grupos FD(%) e FV(%).

Por definição, $FV(dif) = 0$. Verificando se a mediana de $FD(dif) = -7,525$ UA é diferente de zero, foi utilizado o teste de Wilcoxon para uma população, resultando em um valor de $p < 0,0001$, sugerindo, portanto, diferença entre os grupos FV(dif) e FD(dif).

Assim, há diferenças estatísticas significantes entre as medianas de todos os pares de grupos. Portanto, os parâmetros F, F(%) e F(dif) são discriminantes. O próximo passo é quantificar a qualidade de cada discriminante.

6.3. Análise da performance dos testes

Os valores experimentais dos parâmetros F, F(%) e F(dif), provenientes de ambos os grupos, desvitalizados e vitalizados (D e V), estão distribuídos numa vasta faixa, conforme mostram a TAB. 1 e 2. Ainda, as distribuições de valores de cada par de parâmetros dos grupos D e V estão sobrepostas. Assim, arbitrando um valor de corte, a sensibilidade (S) e a especificidade (E) do teste para os valores experimentais podem ser conhecidas. Todavia, uma vez que as distribuições são sobrepostas, tanto S como E nunca serão simultaneamente iguais a 100%. Exemplificando, para os dados experimentais da TAB. 1 e 2, caso seja arbitrado o valor de corte $F < 10,9$ UA, a sensibilidade resultante é 100% e a especificidade é 20%. Ou seja, os 20 dentes conhecidamente desvitalizados são

classificados corretamente como desvitalizados, mas apenas 2 dentes saudáveis dos 10 conhecidamente saudáveis são corretamente classificados como saudáveis. Os demais são falsamente classificados como desvitalizados. Assim, para os valores experimentais obtidos, testes estruturados nos parâmetros discriminantes F , $F(\%)$ e $F(\text{dif})$ não resultam especificidades e sensibilidades simultaneamente iguais a 100%. Além disso, outra questão ainda mais importante é: uma vez conhecidos os dados experimentais, referentes ao grupo de amostras (representando a população), qual seria o comportamento de um determinado teste na população? Esta última questão é tratada na seqüência.

Muitos testes produzem resultados ocupando uma faixa contínua de valores, que podem ser classificados atribuindo estados a faixas de valores. Como um exemplo hipotético, um TVP usando o parâmetro fluxo (em UA), poderia resultar, na maioria dos casos, valores na faixa entre 0 e 30 UA, referentes a dentes tanto saudáveis como desvitalizados. E os estados poderiam ser classificados como segue (valores hipotéticos): $0 \leq F \leq 3$ UA (desvitalizado) e $F > 7$ UA (vitalizado). Um procedimento comum na literatura de TVPs, e errado, é ajustar as faixas para a melhor especificidade e sensibilidade possível, observando somente os valores experimentais. Mas as principais questões que antecedem o estabelecimento das faixas de estado são: i) quais são as ferramentas conhecidas para descobrir as faixas apropriadas para cada estado? e ii) qual a probabilidade de o resultado estar correto quando um teste é efetuado na população, i. e., fora do grupo de amostras?

Outro fator importante a ser considerado na escolha do valor de corte é o custo de um resultado positivo falso ou de um negativo falso. Mas o custo

depende do objetivo do teste e de procedimentos administrativos, e este assunto foge do escopo deste trabalho.

Para a condução do desenvolvimento de um diagnóstico objetivo, foi escolhida a análise de *curvas ROC*¹⁸. As razões para esta escolha são a versatilidade do método, a aplicabilidade a pequenas amostras e, principalmente, por não necessitar de uma normalidade de distribuição. Outros aspectos favoráveis deste método são a simplicidade de uso e a capacidade de medir e comparar a performance de testes diferentes. Curvas ROC são facilmente aplicadas a testes que produzem somente dois possíveis estados: positivo ou negativo. Quando é desejado classificar mais que dois estados, e/ou quando é necessário verificar a dependência de vários parâmetros, outras ferramentas são disponíveis. Um exemplo é a Análise Discriminante.

A qualidade de um teste pode ser estimada usando curvas ROC¹⁹. Uma curva ROC é o gráfico da sensibilidade versus especificidade, obtida arbitrando valores de corte crescentes. Como um exemplo, arbitrando os valores de corte de 0%, 1%, 2%...100%, numa faixa de valores de $F(\%)$ entre 0% a 100%. Neste caso, para cada valor de corte atribuído, resulta um valor de sensibilidade e especificidade. Assim, uma curva ROC experimental pode ser facilmente obtida partindo de valores experimentais. Com base nos dados experimentais é possível obter uma estimativa da área verdadeira sob esta curva, i. e., a área (e intervalo de confiança) sob a curva que seria obtida com todos os valores da população (e não apenas os valores do experimento). Uma característica importante de uma curva ROC é o significado da área verdadeira sob uma curva ROC: significa a probabilidade de um par de estados (um positivo e um negativo), escolhido aleatoriamente, ser corretamente diagnosticado¹⁹. No caso do TVP, significa a

probabilidade de um par aleatório de dentes, um saudável e outro desvitalizado, ser corretamente classificado. Assim, a área de uma curva ROC mede a capacidade de um teste discriminar corretamente os dois estados do dente: saudável ou desvitalizado. Geralmente a amostra é pequena, representando uma população. Mas partindo dos valores experimentais, uma estimativa da área verdadeira (referente à população) pode ser obtida usando diferentes métodos. Ainda, modernas ferramentas computacionais são disponíveis, permitindo a assunção de não normalidade da população amostrada. Assim, usando métodos não-paramétricos, é possível estimar uma área verdadeira e um intervalo de confiança, possibilitando a aplicabilidade de testes estatísticos de significância. Ou seja, é possível comparar áreas de testes diferentes, comparando capacidades diferentes de discriminação. Para facilitar, denominamos de aqui em diante qualidade de um teste a sua capacidade de discriminar corretamente um par de amostras.

Na literatura, testes com áreas sob as curvas (verdadeiras) entre 0,9 e 1 são considerados excelentes, entre 0,8 e 0,9 são bons, entre 0,7 e 0,8 são medianos, entre 0,6 a 0,7 são pobres e entre 0,5 a 0,6 são falhos. Mas esta classificação é arbitrária. Mais objetivamente, uma área igual a 0,5 significa nenhuma capacidade de discriminação (não há diferença entre os grupos). Uma área igual a um significa um teste que sempre classifica corretamente. Assim, conhecendo a área e o intervalo de confiança desta área, é razoável aplicar testes de significância para verificar se a área do teste é diferente de 0,5.

As TAB. 3, 4 e 5 mostram valores de sensibilidade e especificidade calculados para valores de corte que resultem em números crescentes de

positivos verdadeiros e de falsos positivos, obtidos dos valores experimentais F, F(%) e F(dif), respectivamente.

TAB. 3 - Sensibilidade e Especificidade resultantes do parâmetro F. PV são positivos verdadeiros, NV negativos verdadeiros, FP falsos positivos e FN falsos negativos, em função de valores de corte que resultem em PV crescentes. A última coluna expressa a média aritmética da sensibilidade e especificidade.

F(UA)	Sensibilidade	Especificidade	PV	NV	FP	FN	(S+E)/
(anormais abaixo do corte)	(%)	(%)					2
							(%)
1,5	0	100	0	10	0	20	50
2,5	5	100	1	10	0	19	52,5
2,7	15	100	3	10	0	17	57,5
2,9	20	100	4	10	0	16	60
3	30	100	6	10	0	14	65
3,3	35	90	7	9	1	13	62,5
3,7	40	90	8	9	1	12	65
3,8	50	90	10	9	1	10	70
3,9	50	80	10	8	2	10	65
4,3	55	80	11	8	2	9	67,5
4,5	55	70	11	7	3	9	62,5
4,6	55	60	11	6	4	9	57,5
4,7	65	60	13	6	4	7	62,5
4,9	70	60	14	6	4	6	65
5,3	75	60	15	6	4	5	67,5

Continua

6,4	80	60	16	6	4	4	70
6,6	85	60	17	6	4	3	72,5
6,7	90	60	18	6	4	2	75
7,1	95	40	19	4	6	1	67,5
8,1	95	30	19	3	7	1	62,5
8,7	95	20	19	2	8	1	57,5
10,9	100	20	20	2	8	0	60
12,7	100	10	20	1	9	0	55
>12,7	100	0	20	0	10	0	50

TAB. 4 - Sensibilidade e Especificidade resultantes do parâmetro F(%). PV são positivos verdadeiros, NV negativos verdadeiros, FP falsos positivos e FN falsos negativos, em função de valores de corte que resultem em PV crescentes. A última coluna expressa a média aritmética da sensibilidade e especificidade.

F(%) (anormais abaixo do corte)	Sensibilidade (%)	Especificidad e (%)	PV	NV	FP	FN	(S+E)/2 (%)
11,5	0	100	0	10	0	20	50
14,7	5	100	1	10	0	19	52,5
19,7	10	100	2	10	0	18	55
23,6	15	100	3	10	0	17	57,5
24,1	20	100	4	10	0	16	60
26,6	25	100	5	10	0	15	62,5

Continua

27,9	30	100	6	10	0	-14	65
30,6	35	100	7	10	0	13	67,5
33	40	100	8	10	0	12	70
34,9	45	100	9	10	0	11	72,5
35,2	50	100	10	10	0	10	75
38,5	55	100	11	10	0	9	77,5
39,2	65	100	13	10	0	7	82,5
44,5	70	100	14	10	0	6	85
60,2	75	100	15	10	0	5	87,5
61,7	80	100	16	10	0	4	90
65,3	85	100	17	10	0	3	92,5
73	90	100	18	10	0	2	95
75,4	95	100	19	10	0	1	97,5
89,3	95	90	19	9	1	1	92,5
89,9	95	80	19	8	2	1	87,5
92	100	80	20	8	2	0	90
95,7	100	70	20	7	3	0	85
100	100	60	20	6	4	0	80
101,4	100	50	20	5	5	0	75
108,6	100	40	20	4	6	0	70
112	100	30	20	3	7	0	65
121	100	20	20	2	8	0	60
127	100	10	20	1	9	0	55
>127	100	0	20	0	10	0	50

TAB. 5 - Sensibilidade e Especificidade resultantes do parâmetro F(dif). PV são positivos verdadeiros, NV negativos verdadeiros, FP falsos positivos e FN falsos negativos, em função de valores de corte que resultem em PV decrescentes. A última coluna expressa a média aritmética da sensibilidade e especificidade.

F(dif)	Sensibilidade	Especificidade	PV	NV	FP	FN	(S+E)/2
(anormais abaixo do corte)	(%)	(%)					(%)
-22,4	0	100	0	10	0	20	50
-14,8	5	100	1	10	0	19	52,5
-12,4	10	100	2	10	0	18	55
-12,1	15	100	3	10	0	17	57,5
-11,3	20	100	4	10	0	16	60
-10,9	25	100	5	10	0	15	62,5
-9,6	30	100	6	10	0	14	65
-8,6	35	100	7	10	0	13	67,5
-7,6	40	100	8	10	0	12	70
-7,5	45	100	9	10	0	11	72,5
-7,3	50	100	10	10	0	10	75
-7	55	100	11	10	0	9	77,5
-5,9	60	100	12	10	0	8	80
-5,3	65	100	13	10	0	7	82,5
-4,1	70	100	14	10	0	6	85
-4	75	100	15	10	0	5	87,5
-3,5	80	100	16	10	0	4	90
-3,4	85	100	17	10	0	3	92,5
-1,4	90	100	18	10	0	2	95
-1	90	90	18	9	1	2	90

Continua

-0,8	95	90	19	9	1	1	92,5
-0,7	100	80	20	8	2	0	90
-0,3	100	70	20	7	3	0	85
0	100	60	20	6	4	0	80
0,1	100	50	20	5	5	0	75
0,3	100	40	20	4	6	0	70
0,5	100	30	20	3	7	0	65
1,9	100	20	20	2	8	0	60
2,7	100	10	20	1	9	0	55
>2,7	100	0	20	0	10	0	50

No gráfico a seguir são apresentadas as curvas ROC dos parâmetros F, F(%) e F(dif), utilizando como base os valores gerados nas TAB. 3, 4 e 5, ou seja, os valores experimentais. As curvas verdadeiras, não mostradas no gráfico, seriam mais suavizadas. Embora não seja trivial estimar uma curva verdadeira, é relativamente simples calcular uma área verdadeira¹⁹.

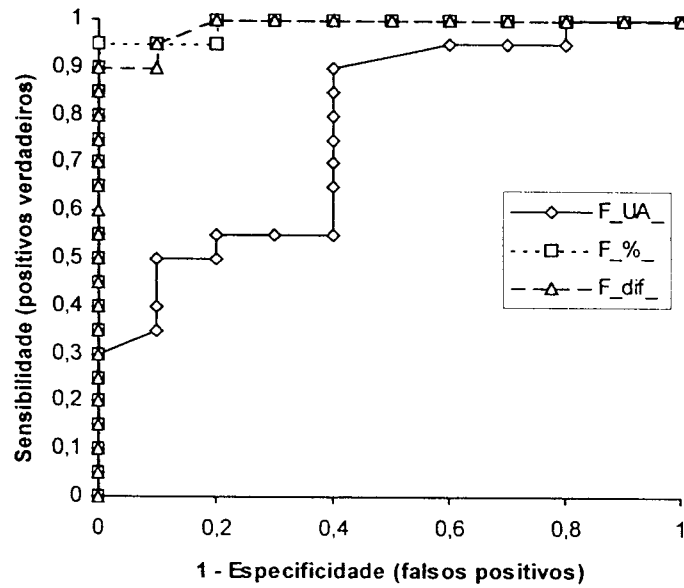


FIG. 10 - Curvas ROC para valores arbitrários, variação percentual e diferença entre fluxos.

As áreas, os valores de probabilidade das áreas serem maiores que 0,5 e os intervalos de confiança (significância de 95%) das curvas verdadeiras são mostradas na TAB. 6. Os cálculos foram efetuados usando a ferramenta Analyse-it[®] para Excel²⁰.

TAB. 6 - Áreas verdadeiras sob curvas ROC, valor de probabilidade (p) e intervalo de confiança (IC) dos testes avaliados usando os parâmetros F, F(%) e F(dif).

Curva	Área	p	IC da Área (95%)
F(UA)	0,768	0,0021	0,584 a 0,951
F(%)	0,990	<0.0001	0,964 a 1,000
F(Dif)	0,988	<0.0001	0,959 a 1,000

Ao analisar a TAB. 6, pode ser verificado que há evidências ($p < 0,05$) de que todas as áreas são superiores a 0,5. Ou seja, todos os testes são capazes de discriminar dentes saudáveis e desvitalizados. Entretanto, as áreas dos testes $F(\%)$ e $F(\text{dif})$ são superiores à de $F(\text{UA})$. Estes testes podem ser classificados entre medianos a excelentes. Porém, não há evidências suficientes para afirmar que o teste $F(\%)$ é melhor que o $F(\text{dif})$ ou vice versa. Ou seja, somente há evidências estatísticas suficientes para assegurar que os parâmetros $F(\%)$ e $F(\text{dif})$ são discriminantes que produzem TVPs com qualidades superiores em relação à obtida com o parâmetro $F(\text{UA})$.

Ainda resta uma questão importante: qual o melhor valor de corte para cada teste? Esta questão é freqüentemente respondida observando somente o comportamento dos valores experimentais²¹. Este procedimento é explorado na seqüência. Mas deve ser lembrado que os resultados que seguem são relativos aos valores experimentais. É possível estimar os intervalos de confiança da curva ROC verdadeira e seguir com um método de custo para determinar o melhor valor de corte. Um exemplo deste procedimento é apresentado no Apêndice A.

Uma forma de encontrar o melhor valor de corte, quando é desejado do teste a maior sensibilidade e especificidade simultaneamente, é encontrar a maior média aritmética dos valores de sensibilidade e especificidade para cada valor de corte gerado na curva ROC, significando a melhor acurácia. As médias aritméticas são mostradas nas TAB. 3, 4 e 5, nas quais pode ser verificado que o melhor valor de corte para a variação percentual é $F(\%) < 75,4\%$, resultando em sensibilidade igual a 95% e em especificidade igual a 100%.

Para o método usando F (em UA), o melhor valor de corte segundo o critério acima é $F < 6,7$ UA, resultando em sensibilidade igual a 90% e em especificidade igual a 60%.

Para o método Diferença, o melhor valor de corte segundo o critério acima é $F(\text{dif}) < -1,4$ UA, resultando em sensibilidade igual a 90% e em especificidade igual a 100%.

Portanto, a média aritmética entre a sensibilidade e a especificidade do método usando $F(\%)$ é superior às obtidas com o método convencional e com a Diferença.

Observando somente os valores experimentais, os resultados acima demonstram a superioridade do método de TVP usando $F(\%)$ em relação aos métodos que usam o parâmetro hemodinâmico fluxo e o parâmetro testado $F(\text{dif})$. A razão da superioridade pode decorrer dos seguintes fatores: a quantidade fluxo (F) medida apresenta grandes variações entre indivíduos. Este fato pode ser verificado nos dados experimentais. Analisando os dados constantes na TAB. 1 (dentes saudáveis), pode ser verificado que as quantidades F medidas em dentes saudáveis ocupam a faixa entre 3 e 12,7 UA. Portanto, o maior valor de fluxo medido no Grupo V é 323% superior ao menor valor. Mas a maior variação entre um dente saudável e seu homólogo também saudável é 27% (par 10 UA e 12,7 UA). Ou seja, F pode variar largamente entre indivíduos, mas varia pouco entre dentes homólogos.

Além das variações fisiológicas de fluxo entre dentes, o valor de F pode variar largamente entre instrumentos se pelo menos um dos seguintes fatores não for controlado (já comentados anteriormente): calibragem da sonda e do instrumento. Estes fatores citados alteram os valores de fluxo medidos de ambos

os dentes: o investigado e seu homólogo saudável. Uma vez que $F(\%)$ é por definição a razão entre os fluxos medidos, e admitindo linearidade, os erros são cancelados. Ou seja, sendo $F = k \cdot \text{fluxo}$, onde k é uma constante que depende do instrumento (calibragem, banda Doppler e comprimento de onda), e fluxo , o fluxo real, tem-se:

$$F(\%) = \frac{k \cdot \text{fluxo}_1}{k \cdot \text{fluxo}_2} \cdot 100 = \frac{\text{fluxo}_1}{\text{fluxo}_2} \cdot 100,$$

onde fluxo_1 e fluxo_2 são fluxos de dentes 1 e 2. Portanto, a variação percentual de fluxo entre os dentes 1 e 2 não depende do instrumento. As mesmas considerações não podem ser aplicadas a $F(\text{dif})$. Neste caso, o cancelamento de erros do instrumento não ocorre, pois

$$F(\text{dif}) = k \cdot \text{fluxo}_1 - k \cdot \text{fluxo}_2 = k \cdot (\text{fluxo}_1 - \text{fluxo}_2).$$

Ou seja, o valor diferença entre fluxos depende da calibragem do instrumento. Considerando que o fluxo medido é contaminado pelo fluxo gengival e peridental, ou seja, $F = FP + FNP$, onde FP é a parcela de fluxo pulpar e FNP é a parcela de fluxo não pulpar, em um dente saudável tem-se $F_1 = FP_1 + FNP_1$. Para um dente desvitalizado, tem-se $F_2 = FNP_2$. Considerando que as parcelas de fluxo contaminante em ambos os dentes sejam aproximadamente iguais, ou seja, $FNP_1 = FNP_2$, então $F(\text{dif}) = FP_1$. Ou seja, a diferença entre fluxos minimiza a parcela de fluxo não pulpar. Talvez seja esta uma explicação do resultado favorável do TVP usando $F(\text{dif})$, em relação ao TVP usando F . Detalhes sobre tais

considerações fogem do escopo deste trabalho, e podem ser alvos de futuros. Conjetura-se que os parâmetros $F(\%)$ e $F(\text{dif})$ são menos sensíveis às variações fisiológicas de fluxo entre indivíduos. $F(\%)$ é insensível a erros de calibragem do instrumento e $F(\text{dif})$ minimiza a parcela de fluxo não pulpar. Assim, as distribuições de valores medidos em cada grupo são menos dispersas. Ou seja, TVPs construídos sob estes parâmetros apresentam melhores resultados.

7. CONCLUSÃO

Foram investigados os seguintes parâmetros discriminantes derivados da quantidade F (fluxo) medida usando um fluxômetro *laser* Doppler comercial: variação percentual de fluxo, F(%), e diferença de fluxo, F(dif), entre pares de dentes homólogos de um mesmo indivíduo.

Análises das áreas sob as curvas ROC indicam que os parâmetros F(%) e F(dif) são melhores discriminantes que F. Porém, não foram encontradas evidências estatísticas suficientes sugerindo a superioridade de F(%) ou de F(dif) como discriminante. F(%) apresentou a melhor acurácia quando aplicado ao grupo estudado.

APÊNDICE A

Os valores da curva ROC verdadeira de um teste usando F(%), partindo dos valores experimentais das TAB. 1 e 2, são apresentados na TAB. 7.

Os valores de sensibilidade (S) e especificidade (E) são apresentados em intervalos de confiança (IC) com significâncias de 95%, calculados usando a ferramenta MedCalc[®] Version 7.1.0.0²². A FIG. 11 mostra o intervalo de confiança (IC=95%) da curva verdadeira (curva máxima e curva mínima).

Nos TVPs em que duas alternativas de diagnóstico são consideradas possíveis (positivo ou negativo), acurácia significa a capacidade do teste em discriminar corretamente uma das duas alternativas¹⁹. Ou seja, a maior acurácia ocorre em um valor de corte que resulte na maior taxa de positivos verdadeiros e negativos verdadeiros ou, alternativamente, na menor taxa de positivos falsos e negativos falsos. Assim, a maior acurácia corresponde à maior média aritmética entre S e E na TAB. 7. Observa-se nesta tabela que a melhor acurácia ocorre quando o valor de corte é menor que 75,4%. Igual, portanto, ao valor obtido na TAB. 4 (valores experimentais).

Segundo os valores da TAB. 7, para a melhor acurácia, a menor sensibilidade esperada é 75,1 e a máxima é 99,2 e a especificidade esperada é 100%. É esperado, para o valor de corte de 75,4%, que o teste sempre resulte negativos corretos.

TAB. 7 - Intervalos de confiança dos valores de S e E verdadeiros com significância de 95% (IC= 95%). $(S+E)/2$ é a média aritmética de S e E: acurácia.

F(%) (anormais abaixo do corte)	Sensibilidade S (%)		Especificidade E (%)		Acurácia	
	95% IC (mínima - máxima)		95% IC (mínima - máxima)		(mínima - máxima)	
11,5	0	0	100	100	50	50
14,7	0,8	24,9	100	100	50,4	62,5
19,7	1,5	31,7	100	100	50,8	65,8
23,6	3,4	37,9	100	100	51,7	69
24,1	5,9	43,7	100	100	53	71,8
26,6	8,8	49,1	100	100	54,4	74,5
27,9	12	54,3	100	100	56	77,2
30,6	15,5	59,2	100	100	57,8	79,6
33	19,2	63,9	100	100	59,6	82
34,9	23,1	68,4	100	100	61,5	84,2
35,2	27,2	72,8	100	100	63,6	86,4
38,5	31,6	76,9	100	100	65,8	88,5
39,2	40,8	84,5	100	100	70,4	92,3
44,5	45,7	88	100	100	72,8	94
60,2	50,9	91,2	100	100	75,5	95,6
61,7	56,3	94,1	100	100	78,2	97
65,3	62,1	96,6	100	100	81	98,3

Continua

73	68,3	98,5	100	100	84,2	99,3
75,4 (*)	75,1	99,2	100	100	87,5	99,6
89,3	75,1	99,2	55,5	98,3	65,3	98,8
89,9	75,1	99,2	44,4	96,9	59,8	98,1
92	100	100	44,4	96,9	72,2	98,5
95,7	100	100	34,8	93	67,4	96,5
100	100	100	26,4	87,6	63,2	93,8
101,4	100	100	18,9	81,1	59,5	90,5
108,6	100	100	12,4	73,6	56,2	86,8
112	100	100	7	65,2	53,5	82,6
121	100	100	3,1	55,6	51,5	77,8
127	100	100	1,7	44,5	50,9	72,3
>127	100	100	0	0	50	50

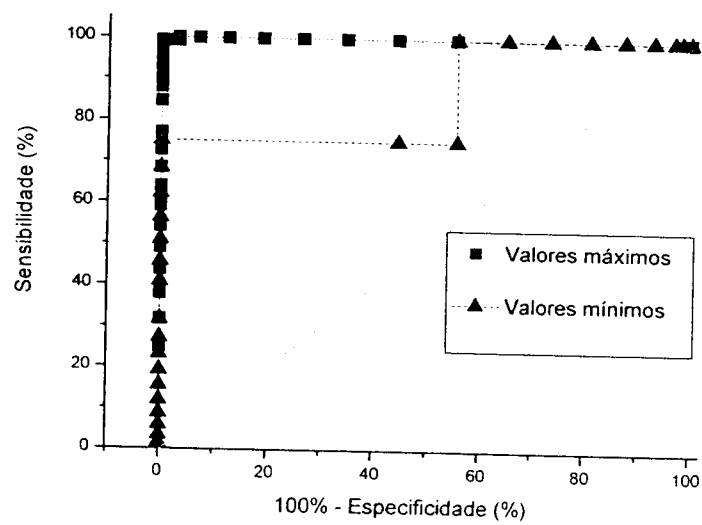


FIG. 11 - Curvas máxima e mínima ROC verdadeira de F(%) com IC-95%.

Nos casos em que o teste resulte positivo, o valor de predição positiva indica a probabilidade de a necrose existir quando o teste responde positivo. Usando o teorema de Bayes¹⁸, o valor de predição positiva, VPP, pode ser calculado segundo a fórmula:

$$VPP(\%) = \frac{S \cdot p}{S \cdot p + (100 - E)(1 - p)} \cdot 100$$

onde p é a prevalência de positivos.

Clinicamente, prevalência é a probabilidade de a doença existir num indivíduo qualquer. No caso do TVP estudado, a prevalência depende da origem da suspeita. Exemplificando, pacientes que sofreram traumas têm mais chance de apresentar uma polpa necrosada quando comparados a pacientes com problemas oclusivos. Assim, p é muito diferente para as causas trauma e maloclusão. Mas no caso acima, quando o valor de corte é menor que 75,4%, a especificidade (E) é sempre 100%. Nesta condição $100 - E = 0$ e o VPP independe de p e é igual 100%. Esta conclusão é óbvia, pois a especificidade é 100%, portanto, uma vez que todos os negativos são classificados corretamente, todos os resultados positivos são corretos. Mas alguns dentes desvitalizados são erroneamente classificados como negativos. Mas deve ser considerado que o presente experimento foi conduzido com uma quantidade pequena de amostras, e a especificidade pode ser menor que 100%. Neste caso, VPP é útil ao usuário, conhecedor da prevalência aplicável.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ NOGUEIRA, ALF. *Laser Doppler como meio de diagnóstico para vitalidade pulpar – estabelecimento de parâmetros de leitura*. 2003. Dissertação (Mestrado) – Universidade de São Paulo, São Paulo.
- ² ROWE, AH; PITT FORD, TR. The assessment of pulpal vitality. *Int Endod J*, v. 23, n. 2, p. 77-83, 1990.
- ³ COHEN, S; BURNS, RC. *Caminhos da polpa*. 1998. Cap.11, Desenvolvimento, estrutura e função da polpa, p. 364-399, 1994.
- ⁴ COHEN, S; BURNS, RC. *Caminhos da polpa*. 1998. Cap.12, Patologia periapical, p.400-436.
- ⁵ YANPISET, K; VONGSAVAN, N; SIGURDSSON, A; TROPE, M. Efficacy of laser Doppler flowmetry for the diagnosis of revascularization of reimplanted immature dog teeth. *Dent Traumatol*, v. 17, n. 2, p. 63-70, 2001.
- ⁶ GAZELIUS, B; OLGART, L; EDWALL, B. Restored vitality in luxated teeth assessed by laser Doppler flowmeter. *Endod Dent Traumatol*, v. 4, p. 265-268, 1988.
- ⁷ MESAROS, SV; TROPE, M. Revascularization of traumatized teeth assessed by laser Doppler flowmetry: case report. *Endod Dent Traumatol*, v. 13, n. 1, p. 24-30, 1997.
- ⁸ EVANS, D; REID, J; STRANG, R; STIRRUPS, D. A comparison of laser Doppler flowmetry with other methods of assessing the vitality of traumatized anterior teeth. *End Dent Traumatol*, v. 15, p. 284-290, 1999.
- ⁹ COHEN, S; BURNS, RC. *Caminhos da polpa*. 1998. Cap. 16, Traumatismo dentário, p. 520-564.
- ¹⁰ OLGART, L; GAZELIUS, B; LINDH-STROMBERG, U. Laser Doppler flowmetry in assessing vitality in luxated permanent teeth. *Int Endod J*, v. 21, n. 5, p. 300-6, 1988.
- ¹¹ GAZELIUS, B; OLGART, L; EDWALL, B. Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. *Endod Dent Traumatol*, v. 2, p. 219-21, 1986.
- ¹² HEITHERSAY, GS; HIRSCH, RS. Tooth discoloration and resolution following a luxation injury: Significance of blood pigment in dentin to laser Doppler flowmetry readings. *Quintessence Int*, v. 24, n. 9, p. 669-76, 1993.

- ¹³ NILSSON, GE. Signal processor for laser Doppler tissue flowmeters. *Med & Biol Eng Comp*, p. 343-348, July 1984.
- ¹⁴ SOO-AMPON, S; VONGSAVAN, N; SOO-AMPON, M; CHUCKPAIWONG, S; MATTHEWS, B. The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from human teeth". *Arch. Oral Biol.*, v. 48, p. 353-360, 2003.
- ¹⁵ ODOR, TM; PITT FORD, TR; Mc DONALD, F. Effect of wavelength and bandwidth on the clinical reliability of laser Doppler recordings. *Endod Dent Traumatol*, v. 12, p. 9-15, 1996.
- ¹⁶ ROEBUCK, EM; EVANS, DJP; STIRRUPS, D; STRANG, R. The effect of wavelength, bandwidth, and probe design and position on assessing the vitality of anterior teeth with laser Doppler flowmetry. *Int Journal of Paediat Dent*, v. 10, n. 3, p. 213-220, 2000.
- ¹⁷ WANDERLEY, MT; NOGUEIRA, GEC; RODRIGUES, CRMD. Avaliação da fluxometria laser Doppler como método de diagnóstico da vitalidade pulpar em incisivos decíduos. *Anais da 20ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica*, 30 agosto a 3 de setembro. Águas de Lindóia, SP, Brasil, 2003.
- ¹⁸ SWETS, JÁ; DAWES, MR; MONAHAN, J. Psychological science can improve diagnostic decisions. *Psychological Science in the Public Interest*, v. 1, n. 1, 2000.
- ¹⁹ HANLEY, JÁ; MCNEIL, BJ. The meaning and use of the area under a receiving operating characteristic (ROC) curve. *Radiology*, v. 143, p. 29-36, 1982.
- ²⁰ Ferramenta Analyse-it® para Excel. Disponível em:<<http://www.analyse-it.com>>. Acesso em: 29 de junho de 2004.
- ²¹ WONGKHANM, S; BOONLA, C; KONGKHAN, S; WONGKHAN, C; BHUDHISAWASDI, V; SRIPA, B. Serum total sialic acid cholangiocarcinoma patients: an ROC curve analysis. *Clinical Biochemistry*, v. 34, p. 537-541, 2001.
- ²² Ferramenta MedCalc® Version 7.1.0.0. Disponível em:< www.medcalc.be>. Acesso em: 29 de junho de 2004.



M23041



Ministério
da Ciência
e Tecnologia



Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Diretoria de Ensino & Informação Científica e Tecnológica
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 Cidade Universitária CEP: 06508-000
Fone/Fax(0XX11) 3816 - 9148
SÃO PAULO - São Paulo - Brasil
<http://www.ipen.br>

O ipen é uma autarquia vinculada à Secretaria de Ciência, Tecnologia e Desenvolvimento Econômico e Turismo do Estado de São Paulo, gerida técnica, administrativa e financeiramente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, e associada à Universidade de São Paulo.