



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESTUDO DAS ORIGENS E FRAÇÕES DO FLUXO SANGUÍNEO
MEDIDO EM DENTES HUMANOS USANDO A FLUXOMETRIA LASER
DOPPLER

MELISSA SANTOS FOLGOSI-CORRÊA

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional na área de lasers em odontologia.

Orientador:

Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

Co-orientador:

Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques

SÃO PAULO
2006





AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

ESTUDO DAS ORIGENS E FRAÇÕES DO FLUXO SANGUÍNEO
MEDIDO EM DENTES HUMANOS USANDO A FLUXOMETRIA LASER
DOPPLER

MELISSA SANTOS FOLGOSI-CORRÊA

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre Profissional na área de lasers em odontologia.

Orientador:

Prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira

Co-orientador:

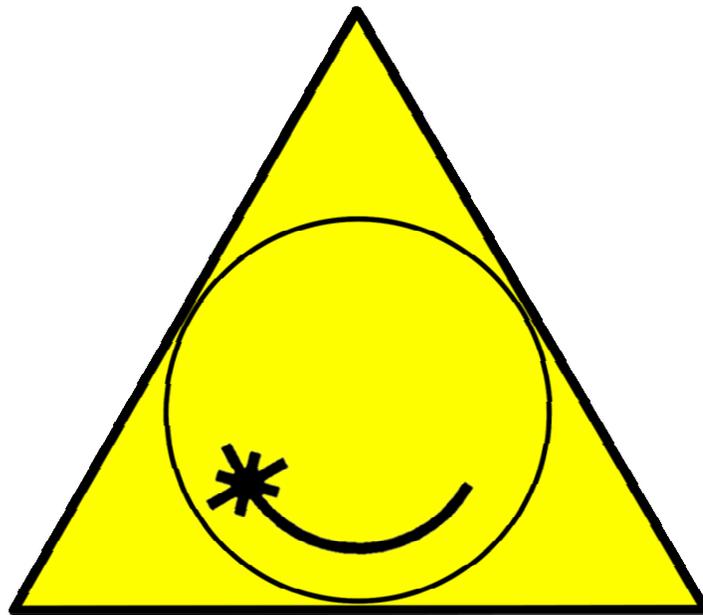
Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques

SÃO PAULO
2006



Mestrado Profissionalizante

Lasers em Odontologia



Dedicatória

"Deus nos fez perfeitos e não escolhe os capacitados, capacita os escolhidos. Fazer ou não fazer algo só depende de nossa vontade e perseverança".

Albert Einstein

A Deus, pelo Dom da Vida, pela faculdade da inteligência, por sempre estar presente na minha vida, me guiando para tentar sempre ser útil ao meu próximo;

Aos meus Pais César e Amália, por sempre terem se esforçado para eu ter uma educação ótima, me incentivando a estudar e a lutar pelos meus sonhos.... Pelo exemplo de amor, caridade e responsabilidade. Amo vocês!

A minha irmã Ana e ao meu cunhado Chico, obrigada por participarem, colaborarem várias vezes para a realização deste trabalho e sempre estarem presente nos momentos mais importante da minha vida;

Aos meus amigos, Heloisa, Daniela, André, Renée, Renato, Roberto, Alberto, Claudía, Rodrigo, Luciana, Vivian, João Carlos e Carolina, por terem compreendido minha ausência no período da realização deste trabalho e sempre torcerem por mim, muito obrigada pela amizade de vocês!

Aos meus amigos e colegas de profissão de Barretos Ana Maria, Beto Bampa, Netão, Devanir, Marcelo e Tony, por me incentivarem e me apoiarem para continuar sempre estudando, por entenderem minha ausência neste período do mestrado, já mais me esquecerei de vocês!

À minha amiga e sócia Vivian e ao amigo Jorge (Koki), pela amizade, pelos conselhos, pela força que me deram durante essa jornada. É muito bom ter amigos como vocês!

Aos colegas de profissão, amigos e tios, Angela e Arcelino; por terem me incentivado a fazer esse curso, pelo carinho e amizade que sempre tiveram por mim.

Dedicação Especial

*Dedico em especial ao meu **marido André**, “**você é algo assim é tudo pra mim, é como eu sonhava....**”. Obrigada por sempre estar ao meu lado me incentivando para crescer profissionalmente, por acreditar em mim, por ser o amor da minha vida e meu porto seguro, por não medir esforços para tentar de qualquer maneira realizar meus sonhos e me fazer feliz. Obrigada também por me compreender nos momentos de dificuldades, de stress e por sempre me fazer ver o melhor lado da situação, sem você não teria conseguido chegar até aqui.... Te Amo muito!*

Agradecimento especial

Ao prof. Dr. Gessé Eduardo Calvo Nogueira, meus sinceros agradecimento por sempre estar presente quando precisei. Pelo exemplo de profissional e excelente professor que é, por toda a dedicação, incentivo, paciência e confiança em mim depositada para a realização deste nosso trabalho. Minhas sinceras Admirações, mais uma vez, agradeço por tudo!

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. José Luiz Lage-Marques, meus agradecimentos pelas sugestões, orientações na realização deste trabalho.

A Prof^a. Dra. Márcia Turolla Wanderley, por ter colaborado para a realização dos experimentos emprestando o consultório na pediatria todas as vezes que foi necessário.

A Prof^a. Dra. Denise Zezell, Prof^a. Dra. Martha Ribeiro Simão, Msc Sílvia Nuñez, Msc. Adriana Ribeiro, meus agradecimentos pelas colaborações diretas ou indiretas durante a realização deste trabalho.

A amiga Mariana Petrone, meu sincero agradecimento por toda a colaboração para a realização dessa dissertação, por termos trabalhado juntas para que tivéssemos os melhores resultados possíveis.

A todos os professores do curso e aos colegas da turma, meus agradecimentos pela amizade e por todas as trocas de experiência que tivemos durante o curso.

Aos funcionários do LELO, Líliliane, Joelma e Haroldo, pela boa vontade e a disponibilidade para me ajudar nos momentos que estive pelo LELO.

Aos funcionários do IPEN; Elza, Andréa e Sr. Luiz, por sempre me receberem tão bem e a disponibilidade para me ajudar nos momentos que estive pelo IPEN.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	5
3. FLUXOMETRIA LASER DOPPLER.....	6
3.1 Princípios de funcionamento.....	6
3.2 Fluxo pulpar medido via FLD.....	8
3.3 Fluxo pulpar medido via FLD: frações do fluxo medido.....	12
4. INDIVÍDUOS, MATERIAIS E MÉTODOS.....	18
4.1 Indivíduos.....	18
4.1.1 Seleção e Análise da amostra.....	18
4.2 Materiais e Metodologia.....	19
4.2.1 Fluxômetro laser Doppler.....	19
4.2.2 Suporte de fixação da sonda:.....	20
4.2.3 Condições experimentais dos registros.....	22
4.2.4 Análise dos registros.....	23
5. RESULTADOS.....	27
6. DISCUSSÕES.....	33
7. CONCLUSÃO.....	39
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	40
ANEXO1.....	44
ANEXO2.....	45

**ESTUDO DAS ORIGENS E FRAÇÕES DO FLUXO SANGUÍNEO MEDIDO EM
DENTES HUMANOS USANDO A FLUXOMETRIA LASER DOPPLER**

Melissa Santos Folgosi-Corrêa

RESUMO

A fluxometria laser Doppler (FLD) de polpas dentárias humanas intactas vem sendo demonstrada ser viável, possibilitando o estudo do fluxo sanguíneo pulpar (FSP) em tempo real, de forma não destrutiva e não-invasiva. No entanto, o FSP medido via FLD é contaminado pelo fluxo sanguíneo do periodonto e, majoritariamente, da gengiva. Tem sido conjecturado que o isolamento absoluto da gengiva comprime vasos sanguíneos e blinda esta região da radiação laser do FLD, minimizando a contaminação gengival. Mas a participação de cada um destes mecanismos e suas conseqüências ainda são desconhecidas. O presente estudo objetivou investigar as frações resultantes dos mecanismos compressão e blindagem óptica, quando o isolamento absoluto é usado. Para este propósito, foram medidos os FSP de 20 incisivos centrais superiores de 10 voluntários adultos, em três condições: i) medição sem isolamento; ii) medição com isolamento óptico e compressivo e; iii) medição com isolamento óptico transparente e compressivo, resultando compressão da gengiva em (ii) e (iii), e blindagem óptica somente em (ii). O intervalo de confiança estimado da redução média de FSP resultante do isolamento óptico compressivo está entre 66% a 74,3% e do isolamento óptico transparente compressivo, entre 10,4% a 28%, demonstrando que o mecanismo de blindagem óptica é majoritário e que a fração estimada de fluxo gengival que contamina FSP está entre 66% a 74,3% , quando uma manta de isolamento óptico não é usada.

**THE STUDY OF SOURCES AND FRACTIONS OF BLOOD FLOW MEASURED BY
THE LASER DOPPLER FLOWMETRY IN HUMAN TEETH**

Melissa Santos Folgosi-Corrêa

ABSTRACT

The Laser Doppler Flowmetry (LDF) of the human dental intact pulp has been showed viable, making it possible the study of the Pulpal Blood Flow (PBF) in real time, mainly because it is a safe and non-invasive method. However the PBF measured with LDF is contaminated by the periodontal blood flow and, majority, by the gingival flow. It has been suggested that the absolute isolation of the gingival compresses the blood vessels, and shields this area from the LDF laser radiation, reducing the gingival contamination. The contribution of each mechanism and their effects, however are still unknown. The present study aimed to investigate the resultant fraction from the compression mechanism and optical shielding, when absolute isolation is used. For this purpose the PBF of 20 upper central incisor from 10 adults volunteers were measured in three conditions: i) measurements without isolation; ii) with optical and compressed isolation; iii) with transparent optical and compressed isolation, resulting: the gingival compression in (ii) and (iii), and optical shielding only in (ii) The estimated confidence intervals of the average LDF reduction, resulted from the optical isolation compressing is between 66% and 74.3%, and of the transparent optical and compressed isolation is between 10.4% and 28%, showing that the optical shielding mechanism is majority, and that, without a rubber dam isolation, the estimated contaminating fraction of the gingival flow of PBF is between 66% and 74.3%.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C	Concentração de hemácias
CC	Corrente constante
CV	Corrente variante
F ₀ (%)	Variação percentual do fluxo com manta opaca
FLD	Fluxômetro laser Doppler/Fluxometria laser Doppler
F _t (%)	Variação percentual do fluxo com manta transparente
FOUSP	Faculdade de odontologia da universidade de São Paulo
FSP	Fluxo sanguíneo pulpar
F(UA)	Fluxo em unidades arbitrárias
F(%)	Variação percentual de fluxo
G(UA)	Fração referente à gengiva
G1	Gengiva livre
G2	Gengiva livre que esta em contato ao dente
G(%)	Percentual do fluxo medido oriundo da gengiva
HeNe	Hélio-Neônio
Hz	Hertz
IC	Intervalo de confiança
I _{cc}	Parcela corrente contínua da fotocorrente
kHz	Kilohertz
LASER	Light amplification by stimulated emission radiation
LELO	Laboratório especial de laser em odontologia
mm	Milímetro
mm ³	Milímetro cúbico
m/s	Metro por segundo
μm	Micrometro
mW	Miliwatt
nm	Nanometro

P(UA)	Fração referente à polpa e ao periodonto
P(%)	Variação percentual de fluxos oriundos da polpa e periodonto
Pb	Chumbo
S(f)	Densidade espectral de potência da parcela da corrente variante
Sn	Estanho
UA	Unidades arbitrárias
VLF	Variações lentas de fluxo
VRF	Variações rápidas de fluxo
V	Velocidade média das hemácias
W	Watt

1 INTRODUÇÃO

O conhecimento do estado do suprimento sanguíneo da polpa dentária é de interesse não somente no diagnóstico da vitalidade pulpar como também no estudo de fenômenos fisiológicos e fisiopatológicos associados.

O fluxo pulpar vem sendo estudado indiretamente: por exemplo, estudo de cortes histológicos (Anstendig e Kronman, 1972), taxa de respiração tecidual (Unsterseher e col, 1987), injeção de micro-esferas fluorescentes (Vandevska-Radunovis e col, 1994); ou diretamente: por exemplo, observação direta por microscópio, (Guevara e McClugage, 1980). Porém, uma limitação destas técnicas é possibilitar uma única observação de cada dente num único instante. Ainda, por serem técnicas invasivas e destrutivas, normalmente são usadas em modelos animais.

Recentemente, a fluxometria laser Doppler (FLD) tem sido usada para avaliar a microcirculação da polpa humana intacta, apresentando vantagens em relação às demais por ser uma técnica não-invasiva, por não oferecer riscos aos pacientes e possibilitar a monitoração contínua do fluxo em tempo real.

O FLD usa uma fibra óptica, guiando a radiação laser até a superfície do dente investigado. Parte da radiação espalhada pelo esmalte e dentina atinge a polpa dentária. A radiação espalhada pelas hemácias da polpa em movimento sofre um desvio em frequência (efeito Doppler) proporcional à velocidade das hemácias. Outra fibra óptica recebe a radiação retro-espalhada e a guia até um detector, que converte a radiação num sinal denominado fotocorrente, que contém informações hemodinâmicas da microcirculação. O sinal de

fotocorrente ocupa uma faixa de frequências, denominada banda Doppler, que é proporcional à faixa de velocidades das hemácias irradiadas. O sinal de fotocorrente é processado para a extração de quantidades proporcionais ao fluxo (F), à velocidade (V) e à concentração (C) de hemácias contidas num volume ao qual o instrumento é sensível.

Vários estudos demonstram que o FLD é sensível ao fluxo pulpar. Mas uma parcela da radiação espalhada pelo esmalte e dentina também atinge a gengiva e periodonto. Como um resultado, a quantidade F medida em dentes intactos pode conter uma parcela significativa de fluxo não-pulpar (Soo-ampon e col., 2003).

Diversos métodos foram sugeridos objetivando minimizar a fração não-pulpar que contamina a medição: i) limitar a banda do sinal Doppler (em torno de 3 kHz) para filtrar o fluxo de origem periodontal (Mesaros e col., 1997); ii) distanciar a sonda da margem gengival para minimizar a parcela periodontal (Ramsay e col., 1991, Odor e col., 1996) e; iii) isolamento óptico da gengiva para minimizar a parcela gengival, Hartmann e col., (1996), Soo-ampon e col., (2003).

Soo-ampon e col. (2003) sugeriram que a parcela de fluxo não-pulpar resultante da técnica (iii) pode ser de até 45%, sendo que tal fração foi estimada usando um suporte de fixação da sonda rígido e semi-transparente, com banda Doppler de 15 kHz e com a sonda fixada a 2 mm da margem gengival. Mas a fração de fluxo não-pulpar depende diretamente do método usado para fixar a sonda no dente, da banda Doppler do instrumento, do comprimento de onda do laser e, também, da distância entre a sonda e a margem gengival (Odor e col., 1996).

Não há, na literatura, estudos demonstrando qual é a melhor técnica ou a melhor combinação das técnicas acima

citadas para que haja a menor fração de fluxo não pulpar. Entretanto é esperado que a combinação das três técnicas acima citadas resulte uma diminuição da parcela de fluxo não-pulpar.

Recentemente, Nogueira (2003) e Eduardo (2004) - usando o seguinte arranjo: um molde de silicone flexível para fixar a sonda, um fluxômetro laser Doppler emitido em 780 nm com banda Doppler fixada em 3 kHz e sonda fixada a 3 mm da margem gengival - mediram valores de fluxo em dentes saudáveis e desvitalizados e concluíram que a variação percentual de fluxo entre os dois grupos é de aproximadamente 40%.

Usando os resultados de Nogueira (2003) e Eduardo (2004), Salles (2006) sugeriu que a fração de fluxo não-pulpar medida com o arranjo acima descrito é de aproximadamente 40%. Salles (2006) introduziu no arranjo acima uma blindagem óptica na gengiva e os resultados obtidos indicaram que a parcela de fluxo gengival é de aproximadamente de 35%. Contudo Salles (2006) e Soo-ampom e col. (2003) sugerem que da blindagem óptica também resulta compressão de vasos sanguíneos na gengiva.

Salles (2006) sugere ainda que a compressão de vasos sanguíneos na gengiva pode ser um mecanismo indesejável, caso não conhecido e controlado, pois resultaria a atenuação não controlada da fração gengival que contamina o fluxo medido. No entanto, não é conhecido se a compressão de vasos sanguíneos na polpa decorrente da blindagem óptica ocorre e, caso ocorra, quais suas conseqüências.

2 OBJETIVOS

Constituiu objetivo deste estudo investigar as frações do fluxo medido em incisivos centrais superiores, em humanos, utilizando o fluxômetro laser Doppler, originárias da gengiva, decorrentes dos mecanismos de compressão e bloqueio óptico.

3 FLUXOMETRIA LASER DOPPLER

Para uma melhor compreensão da fluxometria laser Doppler da polpa dentária, apontando as principais características favoráveis e limitações da técnica, este capítulo apresenta uma breve descrição dos princípios de funcionamento da técnica, focando na seqüência a medição do fluxo pulpar em dentes intactos, quando a medição é não-invasiva, mas contaminada pelo fluxo não-pulpar; cujas origens e frações, segundo o conhecimento atual, são finalmente apresentadas.

3.1 Princípios de funcionamento

A Fluxometria Laser Doppler (FLD) é uma técnica que possibilita a investigação da microcirculação sanguínea de vasos sanguíneos com diâmetros entre 4 μm a 100 μm (capilares, vênulas e arteríolas) contidos num pequeno volume de tecido.

A técnica é baseada na irradiação do tecido biológico interrogado, normalmente usando um laser de baixa potência (entre 1mW a 3mW), emitido num comprimento de onda geralmente entre 632nm (radiação no vermelho) a 810nm (radiação no infravermelho próximo) e guiado por uma fibra óptica que entrega e uma outra fibra que coleta a radiação laser retro-espalhada.

A radiação laser ao atingir o tecido biológico interrogado é transmitida parcialmente. A parcela da radiação que é transmitida é espalhada tanto pelos tecidos estáticos quanto pelas células sanguíneas. A radiação espalhada pelas

hemácias sofre um desvio de frequência (efeito Doppler) proporcional às suas velocidades. Uma parcela da radiação retro-espalhada, tanto pelas hemácias quanto pelos tecidos estáticos, é coletada e guiada por outra fibra óptica posicionada próxima à que irradia, até um detector no instrumento, gerando um sinal de fotocorrente. O sinal de fotocorrente contém uma parcela de corrente constante (CC) proporcional à intensidade da radiação retro-espalhada e uma corrente variante (CV), o sinal Doppler, que contém as informações sobre a microcirculação sangüínea.

Os fluxômetros comerciais normalmente indicam uma quantidade de fluxo (F) calculada a partir do primeiro momento do espectro de potência do sinal Doppler, conforme segue (Nogueira 2000):

$$F = k \cdot \frac{\int_{f_2}^{f_1} f \cdot S(f) \cdot df}{(I_{CC})^2} - \text{ruído}$$

onde F é o fluxo medido, k é uma constante que é dependente do instrumento, S(f) é a densidade espectral de potência da parcela da corrente variante (CV), sendo f_1 e f_2 a faixa de frequências que restringe o sinal Doppler (banda Doppler), I_{CC} é a parcela relacionada à corrente constante (CC) que é relativo à porção da potência total da radiação retro-espalhada, Nilsson (1984). O primeiro momento do espectro de potência do sinal Doppler é normalizado pela parcela de corrente constante da fotocorrente, com a finalidade de corrigir as variações da intensidade da radiação retro-espalhada, decorrentes das variações da intensidade do laser, da diferenças da cor do tecido e ângulo de irradiação. A frequência f_1 normalmente é fixada entre 20 a 250Hz, tendo como finalidade minimizar as variação intensas da parcela CV (não é sinal Doppler), decorrentes das variações dos caminhos

ópticos da radiação retro-espalhada em função do ciclo cardíaco (efeito pletismógrafo). A frequência f_2 restringe a banda Doppler em seu limite superior, geralmente em 3kHz ou 15kHz ou 22kHz (detalhes na seqüência). A parcela ruído refere-se a parcela de ruído do sinal Doppler, proveniente do próprio circuito eletrônico do aparelho e do laser.

Os FLD comerciais geralmente também medem as quantidades concentração (C), velocidades (V) das hemácias, além do fluxo (F), que normalmente são indicadas em unidades arbitrárias (UA), pois geralmente o volume irradiado é desconhecido. Alguns equipamentos permitem a escolha da banda Doppler: a frequência f_1 geralmente é fixa (em torno de 20 Hz) e a frequência f_2 pode ser fixada em 3kHz para medir velocidades de até 1mm/s, em 15kHz para medir velocidades de até 7mm/s e em 22,5kHz para velocidades até 10mm/s, (velocidades estimadas para o laser operando no comprimento de onda de 780nm).

3.2 Fluxo pulpar medido via FLD

Gazelius e col. (1986) foram os primeiros a estudarem o fluxo pulpar, usando a FLD, em dentes humanos intactos, e correlacionando o fluxo medido com os batimentos cardíacos, utilizando eletrocardiogramas, propondo que a circulação sanguínea na polpa pode ser detectada mesmo através da dentina e do esmalte, possibilitando assim a discriminação de dentes desvitalizados e vitalizados. Os autores sugeriram ainda que, por ser não-invasiva, é uma técnica também promissora para o acompanhamento longitudinal da vitalidade pulpar de dentes traumatizados. Depois deste estudo, vários outros foram publicados sugerindo melhores parâmetros para a utilização da técnica em si na odontologia, nas áreas especializadas em cirurgia, endodontia, ortodontia, pediatria e periodontia.

É sugerido na literatura que o fluxo medido em dentes hígidos depende do comprimento de onda em que o laser está operando, da banda Doppler, do espaçamento das fibras ópticas que compõem a sonda, da distância entre a sonda e a margem gengival, do isolamento gengival, de diferenças de indivíduo para indivíduo e do suporte de fixação da sonda. Embora nem todas essas dependências tenham sido comprovadas, existem evidências de tais ocorrências.

Os fluxômetros laser Doppler são sensíveis, em tecidos moles, a uma profundidade de aproximadamente 1 mm e a um volume de 1 mm³. Mas, embora a polpa possa distar até 4 mm do esmalte, tem sido demonstrada a viabilidade de medição do fluxo pulpar em dentes intactos. É especulado que os prismas do esmalte não estão alinhados em uma única direção, mas sim vão até a junção amelodentinária tanto na direção horizontal quanto na vertical e parte da radiação atinge os túbulos dentinários que estão orientados sinuosamente até a polpa, transmitindo a radiação até a polpa, agindo como guias ópticos, conduzindo a radiação laser do esmalte até a polpa e vice-versa, (Ramsay, e col, 1991; Odor e col, 1996b). Em adição, o esmalte e a dentina absorverem pouco a radiação laser no comprimento de onda que os FLDs estão operando (Farhat, 2003).

Os primeiros fluxômetros comerciais operavam num comprimento de onda de 632,8nm equipados com um laser de Hélio-Neônio; entretanto atualmente os fluxômetros são geralmente equipados com laser de diodo emitindo na faixa entre 780nm a 820nm. Acredita-se que a radiação com um comprimento de onda maior alcance maior profundidade na polpa, quando comparadas às obtidas com os lasers de Hélio-Neônio (Vongsavan & Matthews, 1993; Odor e col, 1996c, Roebuck e col., 2000).

Outra preocupação observada nos estudos foi a separação entre as fibras ópticas emissora e receptora na sonda, pois o fluxo medido depende da separação entre as fibras (Roebuck e col., 2000). Acredita-se que, quanto maior a separação entre as fibras, maior é a profundidade do volume ao qual a sonda é sensível. Neste sentido, muitos formatos de sondas, com diâmetros de suas fibras entre 0,125mm a 0,25mm, separadas entre 0,25mm a 1,5mm, foram testados. Geralmente maiores espaçamentos entre as fibras resultam em maiores valores de fluxo medidos, provavelmente por serem sensíveis a um número maior de vasos irradiados (Ingolfsson e col., 1993). Entretanto, embora as sondas com menores espaçamentos entre as fibras (0,25mm a 0,5mm) resultem sinais menores (provavelmente por proporcionar uma diminuição no volume de vasos irradiados), também resultam maiores diferenças entre valores de F entre dentes vitalizados e dentes desvitalizados (facilitando a discriminação), sugerindo assim uma menor contaminação do fluxo não-pulpar (Roebuck e col., 2000).

Outro fato importante a ser considerado é a distância da sonda em relação à margem da gengival, pois quanto mais próxima da gengiva maior é valor do fluxo medido, provavelmente pelo maior volume de polpa irradiada, pois geralmente a polpa é maior na região da margem gengival (Ingolfsson e col., 1993). Porém, também há possibilidade do fluxo medido aumentar, por conter parcelas maiores de fluxo contaminante, originárias da gengiva e do periodonto. Entretanto também foi observado que o afastamento da sonda em relação à margem gengival não pode ser excessivo, pois o sinal Doppler pode ser menor que a sensibilidade do instrumento. Para melhor ajustar este problema, tem sido sugerido uma distância da margem gengival tal que o fluxo possa ser medido, e que a contaminação seja pequena. Para que este melhor compromisso ocorra vem sendo proposto espaçamentos entre 2 a 3 mm da margem gengival, com uma sonda

de 0,5mm de espaçamento (Ingolfsson e col., 1994; Mesaros e col., 1997, Roebuck e col., 2000).

Os fluxômetros laser Doppler são sensíveis a pequenos deslocamentos, da ordem de 0,01 mm/s. Assim, um pequeno movimento entre a sonda e o dente resulta interferências nas medições. Para evitar que os movimentos involuntários do paciente (respiração e contrações da musculatura) interfiram significativamente nas medições, é necessária a fixação mecânica da sonda na superfície do esmalte. Normalmente a fixação é efetuada usando um suporte de silicone (Odor e col., 1996c), poliuretano (Hartmann e col., 1996) ou acrílico (Soo-ampon e col., 2003), moldado ao dente interrogado, buscando um ajuste com os dentes próximos ao investigado, resultando estabilidade mecânica. O suporte de fixação também pode agir como blindagem óptica, caso seja opaco. Nogueira (2003) e Eduardo (2004) usaram suportes de fixação opacos, enquanto Soo-ampon e col. (2003) usaram suportes transparentes à radiação.

Conforme já mencionado, a banda Doppler limita a velocidade máxima mensurável das células vermelhas do sangue dos vasos contidos no tecido interrogado. Dependendo do equipamento a banda Doppler pode ser selecionada entre 3kHz a 4kHz para uma faixa estreita, correspondendo à faixa de velocidades entre 0 a 0,9mm/s; para uma faixa intermediária de 12kHz a 15kHz onde as velocidades mensuráveis são de 0 a 4,2mm/s e a faixa mais larga geralmente é de 20kHz a 22,1kHz, permitindo a detecção de velocidades maiores, entre 0 a 10 mm/s, Odor e col., 1996. Devido a este fato tem sido verificada a banda Doppler que resulte uma melhor diferença entre os fluxos de dentes vitalizados e desvitalizados. Odor e col., (1996^a), como um exemplo, além de compararem dois comprimentos de onda (632 nm e 810 nm), também avaliaram as respostas de todos os tipos de filtros de frequências que o

aparelho utilizado disponibilizava: bandas Doppler de 3kHz, 14.9kHz e 22.1kHz, para observarem os fluxos medidos em dentes vitalizados e desvitalizados. Os autores concluíram que a banda passante em 3.1kHz proporcionou uma diferença significativa nos fluxos medidos dos dentes vitalizados e desvitalizados, com sensibilidade e especificidade semelhantes para os dois comprimentos de onda. Roebuck e col. (2000) também estudaram a vitalidade pulpar em dentes anteriores, combinando dois comprimentos de onda e todos os tipos de filtros de frequência disponíveis (3kHz 15kHz e 22kHz), e verificaram que a combinação do comprimento de onda de 633nm e a frequência em 3kHz resultou as maiores diferenças nos valores dos fluxos medidos de dentes vitalizados e desvitalizados. De acordo com Mesaros e col. (1997), os vasos sanguíneos da região gengival e periodontal são mais calibrosos. Logo as velocidades de fluxo nesses vasos são maiores e, portanto as parcelas de fluxo oriundas dessas regiões são removidas pelos filtros quando fixados em bandas estreitas (entre 3 kHz a 4 kHz).

3.3 Fluxo pulpar medido via FLD: frações do fluxo medido

Vongsavan e col. (1996) realizaram um estudo em 8 incisivos inferiores decíduos de porcos - cujas dimensões e formas são similares às dos incisivos centrais inferiores permanentes de humanos - utilizando o FLD MBF3D/42 (Moor Instruments. U. K.) operando no comprimento de onda entre 780 nm e banda Doppler fixada em 3,1kHz. A sonda utilizada tinha 1,5 mm de diâmetro externo, composta por duas fibras ópticas de 0,2 mm e separadas do centro a 0,5 mm. O suporte de fixação da sonda usado foi um suporte acrílico, no qual foram realizados dois orifícios para investigação de cada dente; sendo um dos orifícios em 2 mm e o outro a 6 mm, ambos da margem gengival. Foram realizadas medições em diferentes condições, dentre elas: 1) dente intacto; 2) com a polpa

exposta, mas não seccionada; 3) com a polpa seccionada; 4) após a morte do animal, enquanto diluía a cavidade pulpar. Em cada uma destas condições, os fluxos dos dentes foram medidos sem e com uma cobertura de folha de alumínio - a qual envolvia os dentes e a gengiva, deixando exposto somente o local de posicionamento da sonda. Tal procedimento visava o retorno da radiação espalhada ao interior do dente. Os autores observaram que houve uma redução do fluxo de 85,1% nos dentes com a polpa seccionada quando comparados aos fluxos dos dentes intactos, no caso das medições realizadas a 2 mm da margem gengival e sem a folha de alumínio. Nestas condições houve um aumento adicional na redução do fluxo de 12,9% quando o animal estava morto. No caso das medições realizadas a 6 mm da margem gengival e sem a folha de alumínio, os valores das medições dos dentes intactos foram menores que os verificados nas medições realizadas a 2 mm. Nestas condições, quando comparadas às medições de fluxo nos dentes intactos e com a polpa seccionada, houve uma redução de 87,9%; sendo que após a morte do animal, houve uma ampliação da redução em 9,1%. Nos casos com a folha de alumínio, constataram os autores que nas medições realizadas a 2mm da margem gengival, houve um aumento significativo do fluxo (de 0% para 155,3% - média equivalente a 77,8%), sendo que após a secção da polpa houve uma redução de 86,2%; enquanto que nas medições realizadas a 6mm também ocorreu um aumento significativo do fluxo - porém a média de aumento não foi significativamente diferente da verificada quando posta a sonda a 2 mm - sendo que quando a polpa foi seccionada houve uma redução significativa; não houve um efeito significativo na medição depois do corte da polpa ou da morte do animal. Em razão disto, concluíram os autores que não há uma clareza quanto a interferência da folha de alumínio na sistemática de medição do fluxo pulpar, pois com e sem a blindagem, a redução do fluxo após a secção da polpa foi de

aproximadamente 86%, significando que somente 14% (aproximadamente) do fluxo medido (com ou sem a blindagem) originou de outras regiões, e não da polpa.

No mesmo ano de 1996, Hartmann e col. realizaram um estudo em 27 dentes incisivos centrais e laterais humanos (pertencentes a um grupo de 11 indivíduos saudáveis - a saber: 5 homens e 6 mulheres), sendo que destes 22 eram vitalizados e 5 desvitalizados. Tal estudo foi realizado com um FLD, modelo MBF3D (Moor Instruments, U.K.) operando no comprimento de onda de 780nm, tendo sido a banda Doppler fixada em 14.9 kHz e sendo utilizada uma sonda MP3 do mesmo fabricante do FLD (fibras de 0,2mm e separação de 0,5mm). Os referidos autores tiveram como objetivo investigar as diferenças do fluxo pulpar utilizando: suporte de poliuretano; suporte de poliuretano e rolete de algodão entre a gengiva e o lábio; suporte de poliuretano e isolamento da gengiva com uma folha fina de metal (Pb e Sn); suporte de poliuretano e isolamento da gengiva com um lençol de borracha de cor preta, e; suporte de silicone sem isolamento. As medições foram realizadas com a sonda posicionada a 3mm e a 7mm da margem gengival. Os autores observaram que tanto o tipo de suporte do sensor como o tipo de isolamento da gengiva alteram significativamente os valores dos fluxos medidos em dentes vitalizados. Comparando os valores de fluxo obtidos usando apenas o suporte de poliuretano com os valores obtidos quando adicionado um isolamento absoluto (lençol de borracha preta), observou-se uma redução de fluxo da ordem de 69%. No entanto foi observado um aumento de 41% nos valores de fluxo medidos usando um suporte de silicone, quando comparados com os valores de fluxo medidos utilizando apenas o suporte de poliuretano. Ademais, verificaram os autores que as medições realizadas a 3mm da margem gengival tiveram valores de fluxo 42% maiores que as realizadas a 7 mm da gengiva. Em razão disto, os autores levantam a hipótese de

que pode haver parcela de contaminação do fluxo pulpar por fluxo periodontal e tecidos adjacentes ao dente investigado, bem como de que com o uso de isolamento com lençol de borracha preta há uma redução desta fração.

Posteriormente, Soo-ampon e col (2003) propuseram um novo estudo sobre as parcelas do fluxo pulpar, visto que constataram que à época ainda não havia uma certeza quanto à proporção do sinal medido proveniente do dente, da polpa, do periodonto e de tecidos adjacentes, quando tais elementos eram submetidos a condições diversas. Tal estudo proposto teve como objeto o conjunto de 22 dentes anteriores sadios (incisivos e caninos) em 14 indivíduos. O estudo foi realizado com um FLD MBF3D/42 (Moor Instruments, U.K.) operando no comprimento de onda de 780nm e com a fixação da banda Doppler em 14,9 kHz. A sonda utilizada pelos mencionados autores foi de 1,5 mm de diâmetro externo, composta por duas fibras ópticas de 0,2 mm e separadas do centro a 0,5 mm. A fixação da sonda foi efetuada usando um suporte acrílico transparente, no qual foi realizado um orifício para a adaptação da sonda em 2mm da margem gengival. Esses registros foram realizados em três situações distintas: 1) dente intacto; 2) após a anestesia próxima ao ápice e com a polpa exposta e; 3) após a remoção cuidadosa da polpa, sendo que em certos casos foi realizado um registro após a recolocação da polpa dentro do canal radicular. Em todas essas situações foram realizados registros de cada dente com e sem o isolamento da gengiva usando um lençol de borracha opaco à radiação do laser do instrumento. O Isolamento absoluto reduziu o fluxo em todas as situações. Nos dentes intactos e após o isolamento, essa redução foi em 73%; porém quando a polpa foi removida e recolocada no canal radicular com o isolamento essa redução foi de 43%. Os autores concluíram que aproximadamente 43% do fluxo medido utilizando lençol de borracha é proveniente da polpa. Os autores

levantaram também a hipótese que parcela da redução do fluxo ocorre devido ao bloqueio óptico, porém outra parcela seria por compressão dos vasos sanguíneos causada pelo isolamento absoluto.

Akpınar e col. (2004) avaliaram 20 dentes incisivos superiores saudáveis, sem presença de cáries e restaurações e com o estado da gengiva clinicamente sadia. Vinte voluntários que participaram desta pesquisa. O FLD utilizado foi um modelo Periflux 4001 master (Perimed, Sweden), operando no comprimento de onda de 780nm e a banda Doppler foi fixada em 20kHz. A sonda utilizada (415-159, Perimed, Sweden) tinha 1mm de diâmetro externo. Para a fixação da sonda, foram utilizados suportes acrílicos na terça parte da coroa próxima da margem cervical. Neste estudo foi usada uma pasta periodontal opaca recobrando a gengiva, atuando como isolamento óptico desta região. As medições do fluxo foram realizadas nas seguintes condições: 1) apenas com o suporte acrílico (controle); 2) Suporte acrílico mais uma pasta periodontal opaca (na porção da gengiva labial); 3) Suporte acrílico mais pasta periodontal opaca (gengiva palatina) e 4) Suporte acrílico mais pasta periodontal opaca (gengiva labial e palatina). Os autores obtiveram resultados similares ao de Hartmann e col (1996) e Amess e col. (1993). Por fim, concluíram que a gengiva labial interfere mais no fluxo medido do que a gengiva palatina e que a pasta periodontal opaca pode ser aplicada facilmente e proporciona um aumento na exatidão das medições.

4 INDIVÍDUOS, MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Indivíduos

Após este trabalho ter sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) - conforme o parecer de aprovação sob o número de protocolo 119/05 (ANEXO 1) - os pacientes voluntários foram triados e atendidos no Laboratório Especial de Laser em Odontologia - LELO. Contudo, antes do início do experimento foi entregue para cada voluntário um termo de consentimento que continha os procedimentos e a finalidade do experimento e atestava a condição de voluntário dos pacientes submetidos ao experimento (ANEXO 2), o qual deveria ser assinado em duas vias, permanecendo uma sob a responsabilidade do voluntário e outra sob a guarda do dentista operador do experimento.

Ademais, todos os voluntários foram informados que o laser não provoca danos aos dentes, pele e olhos, exceto se magnificado nos olhos. Foram informados, também, que poderiam deixar de participar da pesquisa a qualquer momento.

4.1.1 Seleção e Análise da amostra

Os pacientes voluntários foram triados segundo os seguintes critérios: 1) os pacientes deveriam apresentar dois dentes incisivos centrais superiores hígidos; 2) os referidos dentes anteriores superiores homólogos não poderiam apresentar restaurações em sua face vestibular e; 3) os pacientes escolhidos deveriam possuir gengiva com ausência de inflamação e sem doenças periodontais.

Dessa forma, foram escolhidos para a realização do presente estudo um grupo de 10 (dez) pacientes voluntários, adultos, de ambos os sexos, com idade média de 27,5 anos, variando entre 24 e 30 anos completos.

No dia da realização das medições propostas neste experimento, os pacientes foram submetidos aos seguintes exames clínicos: i) da vitalidade pulpar, usando teste térmicos (Endo-Frost, teste frio) e exames radiográficos e; ii) a verificação clínica da condição saudável das gengivas.

4.2 Materiais e métodos

4.2.1 Fluxômetro laser Doppler

Para a realização do experimento foi utilizado um fluxômetro laser Doppler modelo floLAB, Moor Instruments, MoorLAB™ (Axminster, U.K.), equipado com um laser de diodo emitindo no comprimento de onda de 780 nm (infravermelho próximo). O laser usado pelo fluxômetro pertence à classe 3A de risco segundo a norma IEC 825-1:1993 (são lasers que são seguros se visualizados sem dispositivos ópticos auxiliares. Para lasers que emitem na faixa de comprimentos de onda entre 400 nm a 700 nm, a proteção ocular é normalmente assegurada por reflexos de defesa, entre os quais o reflexo da pálpebra. Para outros comprimentos de onda, o risco para a visão não auxiliada por dispositivos ópticos não é maior que o da Classe 1.A visão intrafeixe direta com auxílio de dispositivos ópticos (binóculos, microscópios, etc) pode ser perigosa.

Independentemente do laser utilizado no experimento não oferecer risco aos participantes, os voluntários foram instruídos, durante a medição, a não direcionar o feixe do laser diretamente aos olhos e a não usarem quaisquer instrumentos ópticos de magnificação. Ainda, como medida de

precaução, o laser somente foi ligado quando a sonda já estava localizada no molde e em contato com a superfície do dente, evitando-se, assim, que tanto os voluntários quanto o aplicador visualizassem a radiação dispersa.

A banda Doppler do fluxômetro foi fixada em 3,1 kHz. A sonda usada foi a modelo MP13 (Moor Instruments Ltd., U.K.), composta por duas fibras ópticas com diâmetro de 0,25 mm, sendo uma incidente e outra receptora, com 0,5 mm de separação.

O fluxômetro foi acoplado a um computador, conforme ilustra a FIG. 1, possibilitando que os registros fossem visualizados, usando um programa fornecido pelo próprio equipamento (moorTREND v1,0).

4.2.2 Suporte de fixação da sonda

Em razão da sensibilidade do aparelho utilizado para realizar as medições e da dificuldade na fixação da sonda, foi confeccionado para cada paciente um molde de silicone, o qual possibilitou a padronização do posicionamento da sonda e a fixação e estabilização mecânica da mesma.

O molde de silicone que serviu como suporte de fixação da sonda foi confeccionado por meio da moldagem parcial da região ântero-superior, a qual foi realizada por meio de uma moldeira parcial perfurada de alumínio para dentes anteriores, preenchida com material de moldagem a base de silicone de condensação pesada de cor amarela e catalisador da marca Optosil® comfort/ Xantopren® (Hereaus kulzer/ Alemanha), FIG. 2 (a)-(c).

Depois de pronta a moldagem, o molde era retirado cuidadosamente da moldeira, FIG. 2 (d). Em seguida, com o auxílio de um bisturi descartável eram realizados os ajustes no molde, como, por exemplo, a retirada de excesso de

material de moldagem na parte da região do palato, nas laterais e, também, na região do lábio. Tais excessos foram retirados para que quando o suporte de fixação estivesse na posição para a realização das medições, os mesmos não gerassem contração muscular, evitando ou minimizando-se, assim, eventuais interferências mecânicas no registro.

Após os referidos ajustes no suporte de fixação, com o auxílio de uma sonda milimetrada, foram realizadas duas marcações em 3 mm abaixo da margem cervical, nas faces correspondentes à vestibular de cada dente destinado à investigação, FIG. 2 (e). Dessa maneira, delimitou-se o local para a confecção do orifício para o posicionamento da sonda, FIG. 2 (f). O referido orifício foi confeccionado por meio do transpasso de uma broca cilíndrica de 1,5 mm de diâmetro. A sonda foi então fixada no suporte, FIG. 2 (g) e ajustado ao paciente, FIG. 2 (h).

4.2.3 Condições experimentais dos registros

Após a confecção, ajuste e a realização dos orifícios de posicionamento da sonda no molde de silicone, porém antes do início das medições, os pacientes permaneceram sentados perpendicularmente ao assento do equipamento, com o crânio apoiado em sua face posterior no apoio do equipamento, de forma que permanecessem confortáveis e relaxadamente posicionados. Aos pacientes era perguntado se estavam tensos ou em posição desconfortável, dando-se início às medições somente quando aqueles indicavam que estavam relaxados e posicionados confortavelmente no equipo.

As medições de fluxo em cada voluntário foram realizadas nas seguintes condições: 1) somente usando o suporte de silicone; 2) usando um isolamento absoluto de

látex opaco, $\lambda = 780\text{nm}$ e o suporte de silicone e; 3) usando um isolamento absoluto de látex transparente, $\lambda = 780\text{nm}$ mais suporte de silicone.

Os isolamentos foram realizados usando mantas de látex, confeccionadas a partir de balões da marca Happy Day (São Roque - São Paulo), de tamanho 6.5, nas cores: branca (transparente) e verde escura (opaco). Mantas de isolamento comerciais foram avaliadas, mas as transparências verificadas mostraram-se inadequadas. As transparências das mantas foram medidas usando o método sugerido por Soo-ampon e col. (2003). Ou seja, utilizando-se um medidor de potência marca Coherent (USA), modelo FM, em 780 nm, foi medida a porcentagem da potência transmitida pela manta quando a sonda do fluxômetro a irradiava, resultando 2% para a manta opaca e 92% para a manta transparente.

Os isolamentos foram preparados da seguinte maneira: 1) foi realizado um recorte no balão no formato de um quadrado, com dimensões adequadas para isolar os quatro dentes superiores anteriores; 2) com o auxílio de um perfurador de *Ainsworth*, foram realizados 04 (quatro) perfurações com o furo de maior calibre e; 3) a manta foi posicionada nos incisivos centrais e nos laterais, de forma que não existissem sobras nos dentes adjacentes, conforme ilustra a FIG. 3.

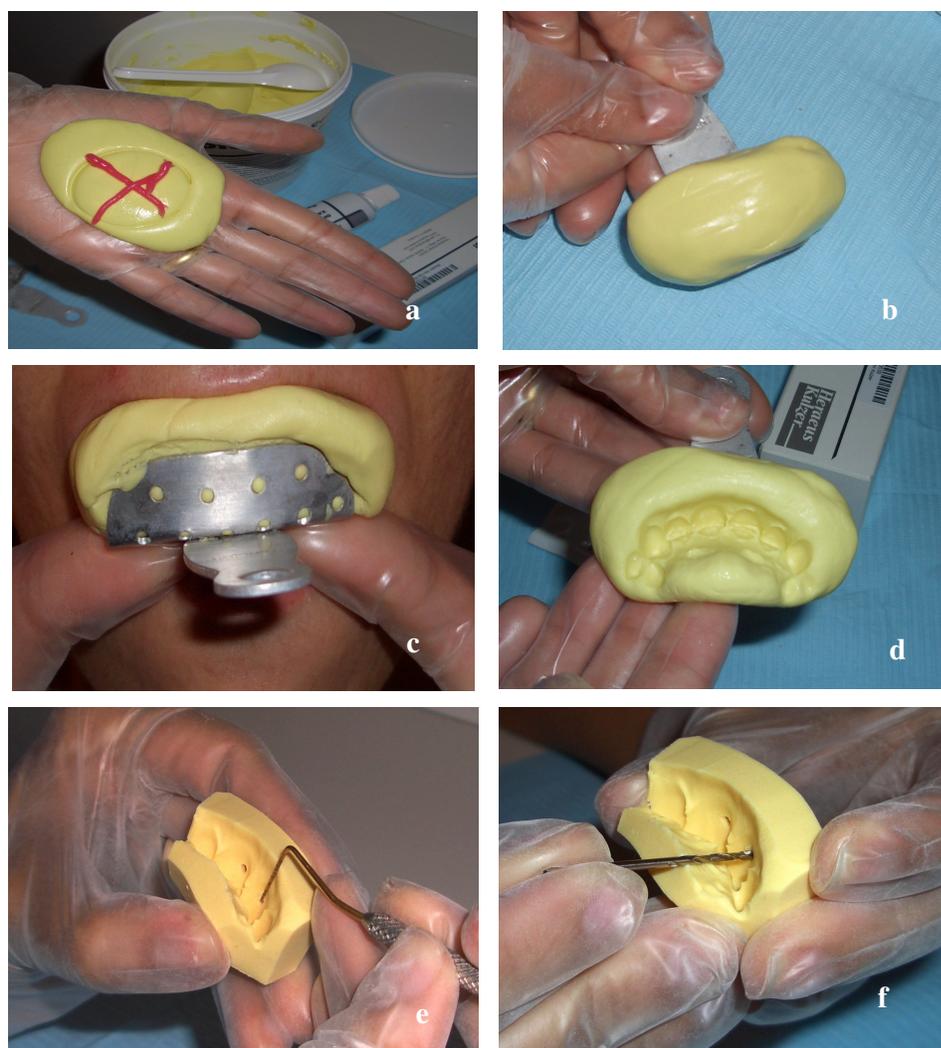
Nas condições relatadas, foram realizadas três medições de fluxo em cada dente na mesma sessão. Entre cada um dos registros de cada dente, o suporte de silicone foi retirado e secado, e novamente posicionado. Cada registro teve a duração de aproximadamente 01 (um) minuto e 30 (trinta) segundos; e a sessão para obtenção de tais registros teve duração média de 01 (uma) hora e 30 (trinta) minutos.

4.2.4 Análise dos registros

Conforme já citado, os registros foram armazenados em um computador, utilizando o programa fornecido pelo fabricante do aparelho (Moorsoft for Windows/ MoorLab, v1.2.). Tal programa, além de armazenar os dados dos registros, possibilita a visualização, comparação e análise gráfica dos sinais: fluxo, concentração e velocidade, em função do tempo, conforme ilustra a FIG. 4. No entanto somente o parâmetro fluxo foi investigado. Em cada gráfico de fluxo foram selecionados três segmentos estáveis - segmentos onde não havia instabilidades - de 10 segundos cada, para análise sendo um no início, outro no meio e o último no fim de cada registro. Tal procedimento objetivou mediar as variações lentas de fluxo: geralmente o fluxo medido apresenta variações lentas, decorrentes dos ajustes fisiológicos do fluxo - 1 a 10 ciclos por minuto. Cada segmento estável apresentou um valor médio de fluxo, sendo que o somatório dos três segmentos em cada registro possibilitou a obtenção da média aritmética do fluxo de cada registro. O somatório das médias dos três registros de cada dente possibilitou a obtenção do valor médio de fluxo de cada dente. Ou seja, o valor de fluxo médio de cada dente corresponde à média aritmética dos valores médios de fluxo de cada um dos nove segmentos selecionados dos registros de cada dente.



Figura 1 - Fluxômetro laser Doppler, modelo Moor Instruments, Moorlab™ (Axminster, UK), acoplado a um computador pessoal, usado para o armazenamento dos registros.



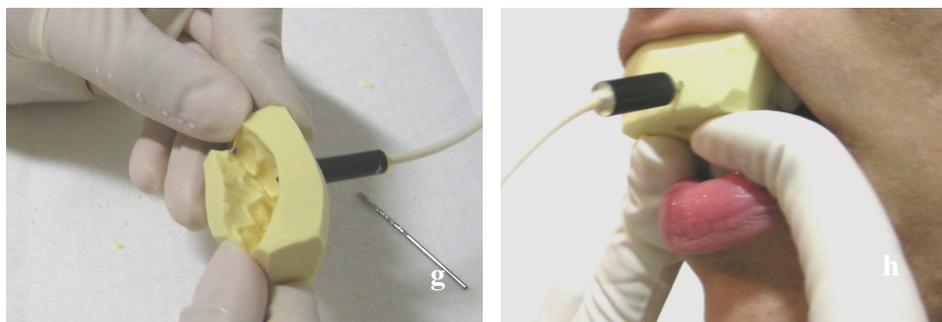


Figura 2 - Confeção do suporte de silicone: preparação do silicone (a); moldagem (b) e (c); molde (d); marcação da posição da sonda (e); preparo do orifício para passagem da sonda (f); sonda fixada no suporte (g) e (h).



Figura 3 - Colocação do isolamento opaco (esquerda) e transparente (direita).

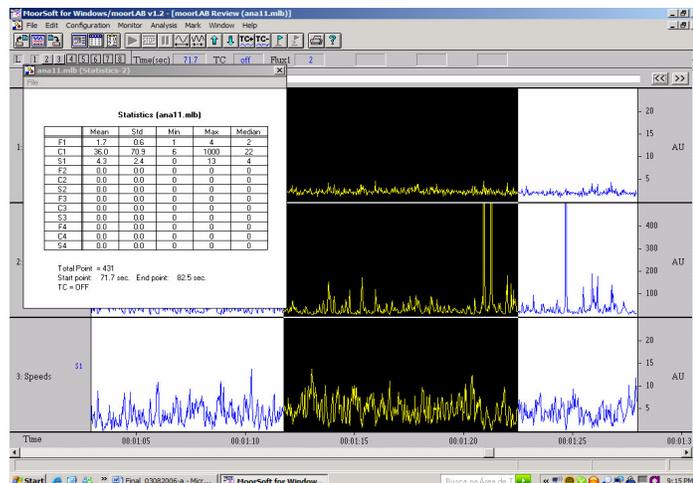


Figura 4 - Registros: i) de fluxo de um incisivo (traço superior); ii) de velocidade (traço intermediário) e; iii) concentração de hemácias (traço inferior). Valores médios de fluxo são calculados nos intervalos marcados (fundo negro).

5 RESULTADOS

Os resultados dos testes de vitalidade pulpar previamente realizados, usando os recursos semiotécnicos convencionais (teste térmico - frio) bem como as análises dos exames clínicos e radiográficos, sugeriram a vitalidade pulpar em todos os dentes investigados e gengivas sadias.

Os valores de fluxo medidos em vinte dentes sem, $F_1(UA)$, e com, $F_2(UA)$, uma manta de isolamento de látex opaca são apresentados na TAB. 1.

Para cada dente foi calculada a variação percentual de fluxo entre os dois estados: $F_o(\%) = [F_2(UA)/F_1(UA)] \cdot 100$. Analogamente, os valores de fluxo medidos em vinte dentes sem, $F_3(UA)$, e com, $F_4(UA)$, uma manta de isolamento transparente são apresentados na TAB. 2. Para cada dente foi calculada a variação percentual de fluxo entre os dois estados: $F_t(\%) = [F_4(UA) / F_3(UA)] \cdot 100$.

Usando o teste Rayan-Joiner de normalidade, para $p \leq 0,05$ não foram encontradas evidências estatísticas suficientes para inferir não normalidades nos dados obtidos. Portanto, admitindo normalidade, há evidências estatísticas suficientes para inferir que as médias de $F_o(\%)$ e $F_t(\%)$ são diferentes ($p < 0,00001$, Student-t para amostras pareadas). Usando a distribuição Student-t, o intervalo de confiança estimado da média de $F_o(\%)$ esta entre 25,7% e 34% e o de $F_t(\%)$ esta entre 72% e 89,6%, para 95% de significância.

Dividindo as estruturas dentárias às quais o FLD é supostamente sensível em duas regiões: 1) gengiva; 2) polpa e periodonto, e denominando-as respectivamente G e P, o fluxo

total medido, $F(UA)$, em cada dente é composto pelas frações: $F(UA) = G(UA) + P(UA)$. Para cada dente, a soma das frações é 100%, ou seja, $100\% = G(\%) + P(\%)$.

Segundo Soo-ampon e col. (2003), Hartmann e col. 1996 entre outros, a blindagem da gengiva com uma manta opaca idealmente exclui a fração G, ou seja, $G(UA) = 0$. Neste caso o fluxo medido origina-se majoritariamente da região P. Nesta condição o fluxo medido, $F(UA)$, é menor, quando comparado ao fluxo do mesmo dente medido sem a blindagem. Este fato pode ser constatado observando os valores de fluxo na TAB. 1. Assim, para cada dente, quando a manta opaca é aplicada, $G(UA) = 0$, e admitindo-se que as frações de fluxo relativas à P nos dois estados (com e sem a manta) são iguais, a relação $F_0(\%) = [F_2(UA)/F_1(UA)] \cdot 100$ fica $F_0(\%) = [P/(P + G)] \cdot 100$ e significa a porcentagem do fluxo oriundo da região P quando uma medição é realizada sem a manta. Conseqüentemente $100 - F_0(\%)$ é a porcentagem da região G caso a manta não seja usada. Ou seja, para o grupo experimental investigado, $100 - 29,9\% = 70,1\%$ do fluxo medido sem manta de isolamento origina da gengiva. Usando o intervalo de confiança do valor médio de F_0 , em 95% dos casos em que se repetir o experimento aqui descrito, é esperado que entre 66% a 74,3% do fluxo medido num incisivo sem o uso da blindagem origine da gengiva.

Tabela 1: Valores de fluxo em unidades arbitrárias (UA) de vinte incisivos centrais medidos em dois estados: i) sem, $F_1(UA)$ e; ii) com $F_2(UA)$ mantas de isolamento opacas e variação percentual de fluxo entre os dois estados.

Dente	Fluxo (UA)		F _o (%)
	Sem Manta	Com manta opaca	[F ₂ (UA)/F ₁ (UA)].100
	F ₁ (UA)	F ₂ (UA)	
1	6,3	0,5	7,2
2	6,9	1,8	26,1
3	6	1,6	27,6
4	5,2	1,3	25,4
5	4,9	1,5	31,5
6	7,2	2,2	30,1
7	5,5	1,6	29,7
8	5,7	1,8	31,2
9	5	1,5	30,8
10	5	1,6	32,7
11	5,5	2,5	45,4
12	5,1	1,5	29
13	5,1	1,3	26,2
14	4,3	1,1	24,4
15	7	3	43,1
16	6,3	2,8	43,9
17	4	1	24,5
18	3,6	1,5	40,4
19	5,7	1,6	27,6
20	7,8	1,6	20,3
Mínimo	3,6	0,5	7,2
Máximo	7,8	3	45,4
Média	5,6	1,7	29,9
Desvio-Padrão	1,1	0,6	8,8

Tabela 2: Valores de fluxo em unidades arbitrárias (UA) de vinte incisivos centrais medidos em dois estados: i) sem, F₃(UA) e; ii) com, F₄(UA), mantas de isolamento transparente e variação percentual de fluxo entre os dois estados.

Dente	Fluxo (UA)		F _T (%)
	Sem Manta F ₃ (UA)	Com Manta Transparente F ₄ (UA)	[F ₄ (UA) / F ₃ (UA)] .100
1	6,9	5	72,8
2	6,5	3,7	56
3	5,9	3,5	58,4
4	6,3	4,4	70
5	4,6	4,9	105,6
6	7,3	5,9	80,3
7	6,5	4,4	68,3
8	5,3	5,4	101,9
9	5,7	4,8	84,6
10	5,7	4,6	81,4
11	5,5	3,5	63,4
12	5,1	3,1	59,9
13	5,1	4,7	91,2
14	4,3	4,4	100,9
15	7	5,9	84,6
16	6,3	5,4	85,8
17	4	3,7	93,4
18	3,6	4,7	127,7
19	5,7	3,8	68
20	7,8	4,8	60,9
Mínimo	3,6	3,1	56
Máximo	7,8	5,9	127,7
Média	5,8	4,5	80,8
Desvio-Padrão	1,1	0,8	18,8

Quando a manta transparente foi aplicada também houve predominância de diminuição nos valores de fluxo medidos, quando comparados aos respectivos valores de fluxo de cada dente, medidos sem a manta, conforme mostra a TAB. 2,

suportando a hipótese de Salles (2006) de que a compressão de vasos sanguíneos na gengiva também resulta um decréscimo da fração G. Mas os decréscimos foram significativamente menores que os observados com a manta opaca.

Note-se que as médias de F_o e de F_t são significativamente diferentes. Desta forma, nas condições do experimento (i.e., para o arranjo usado), exclui-se a possibilidade de a compressão de vasos sanguíneos na gengiva ser o mecanismo predominante, responsável pela diminuição do fluxo medido quando a manta opaca é aplicada. Por outro lado, a média de F_t é significativamente menor que 100% ($p= 0,0002$, Student-t), sugerindo que a compressão é um mecanismo que também pode resultar diminuição da parcela G mesmo quando a manta opaca é aplicada. Ou seja, quando a manta opaca é aplicada, a redução de fluxo observada pode ser originada por dois mecanismos distintos: compressão de vasos sanguíneos e blindagem óptica da gengiva. Ou seja, supostamente, quando a manta opaca é aplicada ocorre bloqueio óptico da superfície aparente da gengiva livre e esta região é aqui denominada G1. Mas também ocorre compressão da superfície da gengiva livre que está em contato com o dente, e nesta região, aqui denominada G2, não ocorre bloqueio óptico. Assim nesta região há diminuição de fluxo, decorrente da compressão provocada pela manta, e a diminuição do fluxo supostamente resulta menor contaminação do fluxo medido. No entanto o experimento realizado não permite saber se, quando a manta opaca é aplicada, a parcela de compressão é relevante, pois não há como saber se a contaminação origina da superfície aparente da gengiva ou de sua superfície em contato com o dente.

Contudo a contribuição da região G2 na contaminação de F (caso exista) é menor que a de G, pois em cada dente a fração $G(UA) = G1(UA) + G2(UA)$. Em adição, F_t significa a diminuição das parcelas G1 e G2 decorrente somente da compressão. Assim, considerando o intervalo de confiança de F_t , é possível

inferir que o intervalo de contribuição de G esta entre 10,4% e 28%. Portanto é possível afirmar que a fração de G2, quando a manta opaca é aplicada, é menor que 28%.

6 DISCUSSÕES

Os resultados apresentados no Capítulo 5 indicam uma redução do fluxo medido após o uso das blindagens com as mantas de látex tanto opacas como transparente. Acredita-se que tal redução pode ser relacionada à diminuição da contaminação do fluxo medido em razão da compressão da gengiva livre e, também, ao bloqueio óptico da radiação na gengiva, visto que tais reduções não devem ser, apesar da existência de outros fatores interferentes, decorrentes ou relacionadas à variação negativa de fatores controláveis (por exemplo, posição do paciente no momento da medição) e não (ou pouco) controláveis (por exemplo, estado emocional do paciente, stress, tensão muscular).

Segundo os estudos de Hartmann e col. (1996), quando uma manta de isolamento opaca (ou uma blindagem óptica) é aplicada à gengiva há uma redução de aproximadamente 70% na quantidade F medida. Ou seja, quando é efetuada uma medição sem a aplicação de qualquer blindagem óptica, 70% de F supostamente origina da gengiva e os 30% de F restantes origina da polpa e da região do periodonto. Bem como que, segundo os estudos de Soo-ampon e col. (2003), dos 30% de F originados da polpa e da região do periodonto, apenas 43% deste valor é proveniente da polpa, isto é, dos 30% de F medido, apenas 13% é fluxo originado na polpa do dente caso a medição seja realizada sem a blindagem óptica.

Os resultados aqui expostos são concordantes com os de Hartmann e col. (1996) e Soo-ampon e col. (2003), sugerindo que entre 66% a 74,3% do fluxo medido num incisivo sem o uso da blindagem origina da gengiva. Mas esta fração é

significativamente superior à sugerida por Salles (2006): usando o mesmo arranjo experimental que o descrito no Capítulo 4, foi encontrada uma redução de aproximadamente 35%. As possíveis razões a este fato são discutidas na seqüência.

Ademais, os resultados obtidos, em parte, vão ao encontro a resultados obtidos na literatura relacionada, apresentada no Capítulo 3: a diminuição do fluxo medido quando uma blindagem óptica é aplicada na gengiva. Todavia, existem algumas considerações sobre as diferenças de metodologia empregues por este trabalho - questões da banda Doppler, do comprimento de onda da radiação, da posição da sonda no dente, da forma da sonda, do suporte de fixação e da forma de análise da quantidade F - que, apesar de já serem conhecidos na literatura (e abordados no Capítulo 3), podem alterar os resultados obtidos. Todavia, tal possibilidade ainda não se encontra clara na literatura. Em razão disto, considerações são aqui efetuadas objetivando afastar ou aproximar as semelhanças e diferenças dos métodos empregados e dos resultados obtidos.

Os resultados aqui expostos vão ao encontro dos resultados obtidos por Hartmann e *col.* (1996) e Soo-ampon e *col.* (2003), apesar de ter sido utilizado neste trabalho um protocolo (experimento IPEN - já detalhado no Capítulo 4) em parte diferente dos referidos autores, visto que estes utilizaram suportes rígidos - de poliuretano e acrílico, respectivamente - e fizeram a fixação da banda Doppler em 15 kHz. Ou seja, restando como similar a utilização de um fluxômetro e sonda com características similares ao modelo usado nos estudos acima citados (nos trabalhos de Odor e *col.* (1996b), Hartmann e *col.* (1996) e Soo-ampon e *col.* (2003), a sonda usada continha duas fibras com espaçamento de 0,5 mm). Em ambos os trabalhos há a sugestão de que a manta absorve a

radiação, impedindo que atinja a gengiva e outras regiões. Porém Soo-ampon e col. (2003) sugerem que uma parcela da redução do fluxo medido quando a manta é aplicada é conseqüência da compressão de vasos sanguíneos na gengiva - corroborando, assim, o entendimento de Sano e col. (2002) de que parte da diminuição do fluxo decorrente da blindagem é originada pela compressão de vasos na gengiva.

Com base nos estudos de Odor e col. (1996a, 1996b), para evitar uma maior contaminação quando da realização das medições de F, a banda foi fixada em 3,1 kHz. Tal preocupação decorre do conhecimento - já mencionado no Capítulo 3 - de que a banda Doppler determina a faixa de velocidades mensuráveis e que a limitação da banda Doppler é uma técnica sugerida na literatura para minimizar a contaminação do sinal de fluxo pulpar, visto que se sabe que as arteríolas da gengiva por serem mais largas apresentam velocidades de fluxo superiores as da polpa.

Portanto, independentemente das diferenças de metodologia mencionadas em razão dos trabalhos de Hartmann e col. (1996) e Soo-ampon e col. (2003), os resultados obtidos neste trabalho, conforme já mencionado anteriormente, estão próximos aos resultados encontrados pelos referidos autores.

Todavia, os resultados obtidos neste trabalho confirmam um paradoxo: se apenas 13% do sinal Doppler origina da polpa, quando o fluxo é medido sem um isolamento óptico na gengiva, como pode ocorrer redução de fluxo maior que 30% entre dentes com polpas saudáveis e desvitalizados, conforme será analisado a seguir.

Tomando como base os resultados aqui apresentados, seria razoável supor que a diminuição do valor de fluxo medido num dente desvitalizado deveria ser no máximo 13%. Mas segundo os resultados de vários experimentos realizados com a

fluxometria laser Doppler para analisar a vitalidade pulpar (dentre outros: Evans e col., 1999; Roebuck e col., 2000; Nogueira, 2003; Eduardo, 2004), o decréscimo dos valores médios de fluxo de dentes desvitalizados quando comparados aos de dentes vitalizados é sempre superior a 13%. Nos exemplos acima citados, os decréscimos encontrados foram: 90% (Evans e col., 1999); 55% (Roebuck e col., 2000); 64,5% (Nogueira, 2003); 60,4% (Eduardo, 2004). Ressalte-se que tais experimentos foram realizados sem o uso de isolamento óptico na gengiva e, portanto, o decréscimo máximo esperado segundo os resultados aqui apresentados seria 13%. No entanto deve ser notado que os experimentos acima citados foram realizados em dentes endodonticamente tratados, e com os canais preenchidos. Nesta condição o fluxo medido pode ser diferente (eventualmente menor) que o fluxo que seria medido no mesmo dente antes do tratamento. No entanto não foi encontrado na literatura relacionada qualquer estudo que confirme esta possibilidade. Assim, esta hipótese é uma alternativa de continuidade do presente trabalho.

Os resultados aqui apresentados divergem, numericamente, significativamente do experimento realizado por Salles (2006), apesar de em ambos os estudos terem sido aplicados o mesmo protocolo de investigação (protocolo experimento IPEN), visto que Salles (2006) obteve uma redução de aproximadamente 35% do fluxo medido após a utilização da blindagem óptica, enquanto que neste experimento foi obtida uma redução de 70,1%. Ou seja, aplicado o protocolo IPEN com a utilização de uma barreira óptica similar, Salles constatou que 65% do F medido é de origem pulpar e do periodonto, enquanto que o presente estudo averiguou que 29,9% do F medido é decorrente da polpa e do periodonto.

Usando os dados (n=9) disponíveis em Salles (2006), podemos estimar o intervalo de confiança, para 95% de significância, redução da fração G esperada: entre 15,6% e 54,6%, enquanto para os resultados aqui apresentados esta entre 66% a 74,3% (ver Capítulo 5). Portanto os resultados não são concordantes, para as significâncias usadas. O mesmo ocorre para o intervalo de confiança significância de 99%: nesta condição os intervalos são, respectivamente, entre 6,7% a 63,4% e entre 64,5% e 75,7%. Mas notem-se que a dispersão dos valores apresentados em Salles (2006) é muito superior à dos valores aqui apresentados, resultando um intervalo de confiança maior em Salles (2006), cujo limite superior se aproxima do limite inferior aqui apresentado. Assim é possível que o valor médio populacional da redução segundo Salles (2006) seja superior ao valor médio do grupo experimentado, se aproximando dos valores aqui apresentados. Conjetura-se aqui que outras possíveis razões da discrepância são variações na pressão da manta de isolamento quando aplicada e ou variações nas propriedades ópticas da manta de isolamento.

Cabe mencionar que Salles (2006) justificou a diferença do F medido em razão dos trabalhos de Hartmann e col. (1996) e Soo-ampon e col. (2003) - trabalhos que apesar da metodologia diversa apresentaram valores de F medidos similares aos obtidos neste experimento - em razão da diferença da fixação da banda Doppler (3 kHz, ao invés de 15 kHz), do modelo diferente do suporte de fixação (suporte de

silicone de condensação/poliuretano e acrílico, respectivamente) e do parâmetro de investigação do percentual de fluxo, visto que compreendia que a modificação da metodologia de estudo podia interferir nos resultados obtidos. Considerando os resultados aqui apresentados, estas conjeturas não são suportadas.

Desta forma, quanto aos resultados obtidos neste estudo em comparação com os propostos por Salles (2006), por não haver mudanças quanto à metodologia empregue, exceto as acima sugeridas, não é ainda possível elencar evidências conclusivas de o porquê de haver discrepância quanto aos resultados obtidos. Restando, assim, a necessidade que novos experimentos sejam realizados para que se possa obter uma conclusão sobre a divergência dos resultados obtidos.

Segundo Salles (2006) uma eventual consequência não desejável do uso do isolamento óptico compressivo seria a compressão dos vasos na gengiva, caso este mecanismo de redução do fluxo medido resultasse uma fração significativa da redução. Salles (2006) argumentou que, segundo a literatura, pequenas compressões na gengiva resulta uma resposta bifásica: i) redução inicial do fluxo e; ii) retorno ao fluxo basal num intervalo de tempo relativamente pequeno (aproximadamente 10 minutos). Assim era esperado que o isolamento compressivo resultasse um decréscimo de fluxo inicial, retornando a valores superiores imediatamente depois da compressão. No entanto este fato não foi aqui observado, pois foi observada pequena dispersão nos valores tanto de $F_0(\%)$ como de $F_t(\%)$ (ver TAB. 1 e 2) . Uma provável razão a este fato é a predominância do mecanismo de isolamento na redução do fluxo medido.

7 CONCLUSÃO

Para o arranjo experimental usado, do fluxo F medido em dentes incisivos humanos centrais, usando a fluxometria laser Doppler, a fração de fluxo gengival esta entre 66% a 74,3% (significância de 95%) quando uma manta de isolamento resultando bloqueio óptico não é usada. O uso da manta reduz significativamente o fluxo medido de origem gengival. Os mecanismos que causam a redução são, majoritariamente o isolamento óptico da gengiva livre e minoritariamente a compressão de vasos sanguíneos na gengiva livre.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AKPINAR, K. E.; ER, K.; POLAT, S.; POLAT, T. N. Effect of gingiva on laser Doppler pulpal blood flow measurements, *J of Endod.*, v.30, n. 3, p. 138-140, 2004.
2. AMESS, T.R.; ANDREW, D.; SON, H.; MATTHEWS, B. The contribution of periodontal and gingival tissues to the laser Doppler blood-flow signal recorded from human teeth. *J Physiol. (London)*, n.473, p. 142, 1993.
3. ANSTENDIG H S; KRONMAN J H, Histologic study of pulpal reaction to orthodontic tooth movement in dogs. *Angle Orthodontics*, v. 42, p. 50-55, 1972.
4. EDUARDO, F. T. O. P. Avaliação da fluxometria laser Doppler como teste de vitalidade pulpar. Dissertação (mestrado), Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.
5. 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. *Endod Dent Traumatol.*, v. 15, p. 284-290, 1999.
6. FARHAT, P.B. DE A. Modelagem dos efeitos térmicos e ópticos na polpa dentária durante a irradiação com os lasers de diodo e de neodímio. Dissertação (Mestrado em Lasers em odontologia) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares/FOUSP, São Paulo, 2003.
7. GAZELIUS B, OLGART L, EDWALL B, EDWA LL L. Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. *Endod Dent Traumatol.*, v.2, n.5, p. 219-21, 1986.
8. GAZELIUS, B.; OLGART, L.; EDWALL, B. Restored vitality in luxated teeth assessed by laser Doppler flowmeter. *Endod Dent Traumatol.*, v. 4, n. 4-6, p. 265-268, 1988.
9. GUEVARA M J; MCCLUGAGE S G Effect of intrusive forces upon the microvasculature of the dental-pulp. *Angle Orthodontics*, v. 50, p. 129-134, 1980.
10. HARTMANN A, AZERAD J, BOUCHER Y. Environmental effects on Laser Doppler pulpal blood-flow measurements in man. *Arch Oral Biol.*, v. 41, p. 333-339, 1996.
11. INGOLFSSON, ER.; TRONSTAD, L.; HERSH, E; RIVA, C. E. Effect of probe design on the suitability of laser

- Doppler flowmetry in vitality testing of human teeth. **Endod Dent Traumatol.**, v. 9, n. 2, p. 65-70, 1993.
12. INGOLFSSON, ÆR.; TRONSTAD, L.; HERSH, E.; RIVA, C.E. Efficacy of laser Doppler flowmetry in determining pulp vitality of human teeth. **Endod Dent Traumatol.**, v. 10, n. 2, p. 83-87, 1994.
13. INGOLFSSON ÆR, TRONSTAD L, RIVA CE. Reliability of laser Doppler flowmetry in testing vitality of human teeth. **Endod Dent Traumatol.**, v.10, n.4, p. 185-187.1994.
14. MESAROS S, TROPE M, MAIXNER W, BURKES EJ. Comparison of two laser Doppler systems on the measurement of blood flow of premolar teeth under different pulpal conditions. **International Endodontic Journal**, v. 30, p. 1-8, 1997.
15. MOOR Company homepage. Disponível em <http://www.moor.co.uk> . acessado no dia 05/05/2006.
16. NILSSON G E, Signal processor for laser Doppler tissue flowmeters. **Med. & Biol. Eng. Comp.**, p. 343-348, 1984.
17. NOGUEIRA A L. Laser Doppler como meio diagnóstico para vitalidade pulpar-Estabelecimento de parâmetros de leitura. Dissertação (Mestrado). Universidade de São Paulo, 2003.
18. NOGUEIRA G.E.C; ZEZELE D.M.; EDUARDO L.R.; VIEIRA Jr. N.D.; BALDOCHI S.L.; ROSSI W. Desenvolvimento de um sensor de fluxo sanguíneo via técnica laser Doppler para estudo da microcirculação. **Anais do CBEB**, p. 724-726, 2000.
19. ODOR T M, PITT FORD T R, MCDONALD F. Effect of wavelength and bandwidth on the clinical reliability of laser Doppler recordings. **Endod Dent Traumatol.**, v. 12, p. 9-15, 1996a.
20. ODOR, T. M.; PITT FORD, T. R.; MCDONALD, F. Effect of probe design and bandwidth on laser Doppler readings from vital and root-filled teeth, **Med. Eng. Phys.**, v. 18, n. 5, p. 359-364, 1996b.
21. ODOR, T. M.; WATSON, T. F.; PITT FORD, T. R.; MCDONALD, F. Pattern of transmission of laser light in teeth, **Int. Endod J.**, v. 29, n. 4, p. 228-234, 1996c.
22. PATINO-MARIN, N.; MARTINEZ, F.; LOYOLA-RODRIGUEZ, J.P.; TENORIO-GOVEA, E.; BRITO-ORTA, M.D.; RODRIGUEZ-

- MARTINEZ, M. A novel procedure for evaluating gingival perfusion status using laser-Doppler flowmetry. *J Clin Periodontol*, v. 32, n. 3, p. 231-237, 2005.
23. RAMSAY D S, ARTUN J, MARTINEN S S. Reliability of pulpal blood-flow measurements utilizing Laser Doppler Flowmetry. *J Dent Res.*, v.70, p. 1427-1430, 1991.
24. ROEBUCK, E.M.; EVANS, D.J.; 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 J Pediatric Dent.*, v. 10, n. 3, p. 213-220, 2000.
25. SALLES A W R, Estudo da microcirculação na polpa dentária durante a movimentação ortodôntica via técnica laser Doppler. Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
26. SOO-AMPON S., VONGSAVAN N., SOO-AMPON M., CHUCKPAIWONG S., MATTHEWS B. The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from human teeth. *Archives of Oral Biology*, v. 48, p. 353-360, 2003.
27. UNSTERSEHER R. E.; NIEBERG L.G.; WEIMAR A. D.; DYER J. K., The response of human pulpal tissue after orthodontic force application. *Am. J. of Orthod. and Dentofac. Orthopedics*, v. 92, p. 220-224, 1987.
28. VANDEVSKA-RADUNOVIC, V.; KRISTIENSEN, A.B.; HEYERAAS, K. J.; KVINNSLAND, S. Changes in blood circulation in teeth and supporting tissues incident to experimental tooth movement. *Eur J Orthod.*, v. 16, p. 361-369, 1994.
29. VONGSAVAN, N.; MATTHEWS, B. Experiments on extracted teeth into the validity of using laser Doppler techniques for recording pulpal blood flow. *Arch Oral Biol.*, v. 38, n. 5, p. 431-439, 1993.
30. VONGSAVAN, N.; MATTHEWS, B. Experiments in pigs on the sources of laser Doppler blood flow signals recorded from teeth. *Arch Oral Biol.*, v. 41, n. 1, p. 97-103, 1996.

ANEXO1



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 119/05**

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa, APROVOU o protocolo de pesquisa "*Estudo das origens e frações do fluxo sanguíneo medido em dentes humanos usando a Fluxometria a Laser Doppler*", de responsabilidade da Pesquisadora **Melissa Santos Folgosi-Corrêa**, sob orientação dos Profs. Drs. **Gesse Eduardo Calvo Nogueira** e **José Luiz Lage Marques**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 01 de setembro de 2005

Prof. Dr. **Rogério Nogueira de Oliveira**
Coordenador do CEP-FOUSP

ANEXO2

TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

**(Obrigatório para pesquisas científicas em seres humanos-
Resolução n.º 1 de 13.6.98 - CNS)**

PREZADO PACIENTE

Você está participando voluntariamente de um trabalho de pesquisa clínica. O trabalho tem o objetivo de medir o fluxo sanguíneo da polpa dental usando um laser em baixa intensidade. É um procedimento não rotineiro, mas já é bem conhecido na literatura científica, não há efeito doloroso e não significa risco de qualquer dano à saúde.

A pesquisa envolve voluntários saudáveis, maiores de 18 anos, de ambos os sexos, e que não estejam medicados.

Será utilizado um fluxômetro laser Doppler com a finalidade de medir possíveis alterações no fluxo sanguíneo da polpa dental. Inicialmente será realizada uma moldagem dos dentes anteriores para a fixação da sonda do fluxômetro.

O laser do fluxômetro possui uma baixa intensidade (1mW), sendo totalmente inócuo à saúde. Você possui toda a liberdade de se recusar a participar ou retirar o seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalidade alguma e sem qualquer prejuízo. Os dados coletados na pesquisa são confidenciais, preservando a privacidade dos voluntários.

O operador responsabiliza-se por eventuais danos decorrentes da pesquisa.

Em caso de urgência, procurar o serviço de urgência desta faculdade ou em meu consultório localizado _____ São Paulo, SP.

Autorização do paciente

Eu, _____, R.G. _____
_____ autorizo o tratamento com a utilização do laser,
bem como a documentação do caso, ciente da possibilidade
de insucesso desta técnica que visa o desenvolvimento
científico de sua utilização em Odontologia, através do
binômio clínica-pesquisa.

São Paulo, ____ de _____ 2005.

Eu, Melissa S. Folgosi-Corrêa, CROSP _____,
responsabilizo-me por eventuais danos que a utilização
do laser possa causar em qualquer fase da pesquisa.

São Paulo, ____ de _____ 2005.
