



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DE UM
SISTEMA DE RETENÇÃO INTRACANAL EM CONDUTOS
RADICULARES IRRADIADOS COM *LASER* DE Er:YAG E DE
Nd:YAG**

NÁDIA JANZKOVSKI CARDOSO DE MELLO

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre Profissional na área de
Lasers em Odontologia.**

**Orientador:
Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo**

**Co-Orientador:
Prof. Dr. Wagner de Rossi**

**SÃO PAULO
2006**



DEDICATÓRIA

Ao meu esposo, Guilherme, com todo meu amor.

Aos meus pais, Luiz Fernando e Cancionila, pelo exemplo de vida.

AGRADECIMENTOS

A Deus, fonte de sabedoria e inspiração...

Agradeço especialmente ao meu esposo, Guilherme, pela paciência, dedicação e incansável apoio ao longo desta caminhada.

Ao meu orientador Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, pelos ensinamentos e pela confiança na liberdade de realizar o trabalho.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Wagner Rossi, pelo apoio e orientação.

Aos meus pais, Luiz Fernando e Cancionila, pela confiança depositada e pelos ensinamentos de toda minha vida, imprescindíveis para vencer mais esta etapa.

Aos meus irmãos André Luís, Rodrigo e Thaís e, também, à minha cunhada Karlla, pela força e incentivo dados durante os momentos mais difíceis.

Aos meus sogros, Celso e Sandra, pelo apoio e confiança depositados.

Ao meu cunhado, Fabiano, pelo apoio em momentos difíceis.

Aos meus colegas de turma pela amizade e, em especial, à minha colega Patrícia, pelo prazer de sua companhia e pela atenção a mim dedicada.

À Pontifca Universidade Católica do Paraná, representada pela Prof^a. Evelise, por ter cedido gentilmente o laboratório de engenharia para os testes de tração.

Ao CINDACTA II, pelo uso de suas instalações para a realização de parte deste trabalho.

Ao colega, Maurício Gulin, que gentilmente cedeu o uso de seu equipamento laser para realização desta pesquisa.

À Prof^a. Mirian, por ter realizado gentilmente a análise estatística.

Ao Prof^o. Agnaldo, pela sua ajuda na interpretação de dados.

A todos que, direta ou indiretamente, colaboraram e incentivaram este trabalho.

MUITO OBRIGADA!

AValiação *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DE UM SISTEMA DE RETENÇÃO INTRACANAL EM CONDUTOS RADICULARES IRRADIADOS COM LASER DE Er:YAG E DE Nd:YAG

Nádia Janzkovski Cardoso de Mello

RESUMO

O objetivo deste estudo foi o de avaliar a influência das alterações morfológicas, causadas pela irradiação com os *lasers* de Er:YAG e Nd:YAG na adesão de núcleos metálicos fundidos, cimentados com cimento de fosfato de zinco ou cimento resinoso, às paredes do canal radicular. Foram utilizadas 60 raízes de dentes extraídos, que foram aleatoriamente, divididos em 3 grupos: Grupo 1 (controle) – sem tratamento das paredes do canal radicular, somente EDTA por 3 minutos + neutralização com soro fisiológico; Grupo 2 - Laser de Er:YAG – 76 mJ ; 6 Hz; 0,46 W e 68,8 J/cm²; Grupo 3 - Laser de Nd:YAG – 100 mJ; 15Hz; 1,5W e 124 J/cm². Os três grupos foram subdivididos em 2 subgrupos. No subgrupo A foi utilizado o cimento de fosfato de zinco e no subgrupo B foi utilizado o cimento resinoso. Após o tratamento das paredes do canal radicular foi feita a cimentação dos núcleos metálicos fundidos com os diferentes cimentos. Os espécimes foram incluídos em resina de poliéster e foram armazenados por 24 horas a 37°C em água destilada. Após este procedimento, os corpos de prova foram submetidos ao teste de tração. As médias finais obtidas pelos resultados dos testes de tracionamento foram expressas em MPa e foram avaliadas pelos testes de ANOVA e teste de Tukey. Pela comparação entre as médias, verificou-se que o cimento resinoso promoveu maior resistência de união que o cimento de fosfato de zinco nos três grupos experimentais ($p < 0,05$). Os resultados da resistência à tração para o cimento de fosfato de zinco foram estatisticamente semelhantes para o Grupo 1 ($3,40 \pm 0,50$ MPa), Grupo 2 ($3,67 \pm 0,68$ MPa) e Grupo 3 ($3,17 \pm 0,23$ MPa). Para o cimento resinoso foram observadas diferenças estatisticamente significativas no nível de 5% entre os três grupos, sendo que a maior resistência de união à dentina obtida foi no Grupo do laser de Er:YAG ($8,66 \pm 1,10$ MPa) seguida do grupo do laser de Nd:YAG ($6,66 \pm 0,59$ MPa) e o grupo controle ($4,63 \pm 0,73$ MPa). Dentro dos limites deste estudo *in vitro*, concluímos que os *lasers* de Er:YAG e de Nd:YAG aumentaram a resistência de união à dentina, quando associados com o cimento resinoso e, quando associados com o cimento de fosfato de zinco, não influenciaram na retenção de núcleos metálicos fundidos.

Palavras-Chave: Núcleos Metálicos Fundidos; Er:YAG Laser; Nd:YAG Laser.

IN VITRO EVALUATION OF THE TENSILE STRENGTH OF POST-CORE SYSTEM IN ROOT CANALS TREATED WITH Er:YAG AND Nd:YAG LASERS IRRADIATION

Nádia Janzkovski Cardoso de Mello

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of morphological alterations caused by the irradiation with Er:YAG and Nd:YAG lasers in the cast metal post adhesion, cemented with zinc phosphate or adhesive resin cement to the radicular canal walls. 60 extracted tooth roots were used, and were randomly divided in 3 groups: Group 1 (Control) – without treatment of the radicular canal walls (only EDTA per 3 minutes + neutralization with physiological serum); Group 2 - Er: YAG laser– 76mJ; 6 Hz; 0,46 W and 68,8 J/cm²; Group 3 - Nd: YAG laser – 100mJ; 15Hz; 1,5W and 124 J/cm². The three groups were subdivided into 2 sub-groups. In the sub-group A, it was used zinc phosphate cement, and in the sub-group B it was used adhesive resin cement. After the radicular canal walls treatment, the cast metal posts were cemented with the two different materials. The specimens were included in a polyester resin and were stored by 24 hours to 98.6°F (37°C) in distilled water. After this procedure, the samples were submitted to a traction test. The final averages obtained by the results of traction tests were expressed in MPa and were evaluated by ANOVA Test and Tukey Test. By comparison between the averages, it was verified that the adhesive resin cement produced larger bond strength than the zinc phosphate cement in the three experimental groups ($p < 0,05$). The results of the tensile strength to the zinc phosphate cement were statistically similar among the three groups: group 1 ($3,40 \pm 0,50$ MPa), group 2 ($3,67 \pm 0,68$ MPa) and group 3 ($3,17 \pm 0,23$ MPa). The results using for adhesive resin cement showed significant statistical differences (5% among the three groups), being the major bond strength to dentine occurred to the group treated by the Er:YAG laser ($8,66 \pm 1,10$ MPa) followed by the group treated by Nd:YAG laser ($6,66 \pm 0,59$ MPa) and the control group ($4,63 \pm 0,73$ MPa). Considering the limits of this *in vitro* study, we conclude that Er:YAG and Nd:YAG lasers increased the bond strength to dentine when associated with adhesive resin cement but, when associated with zinc phosphate cement, they do not influence the cast metal post retention.

Keywords: Cast Metal Post; Er: YAG Laser; Nd: YAG Laser.

SUMÁRIO

Página

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1. INTRODUÇÃO -----	01
2. REVISÃO DA LITERATURA -----	04
2.1 <i>Laser</i> em Odontologia-----	04
2.2 Remoção da <i>smear layer</i> -----	06
2.3 Redução microbiana-----	09
2.4 Núcleos metálicos fundidos/ pinos de fibra de carbono-----	12
3. PROPOSIÇÃO -----	16
4. MATERIAL E MÉTODO -----	17
4.1 Preparo dos espécimes-----	17
4.2 Preparos intra-radiculares para instalação de núcleos metálicos fundidos-----	18
4.3 Confecção e fundição dos padrões para os núcleos metálicos fundidos-----	19
4.4 Equipamentos e procedimentos utilizados para a irradiação <i>laser</i> -----	21
4.5 Cimentação dos núcleos metálicos fundidos-----	24
4.6 Embutimento dos corpos-de-prova-----	26
4.7 Armazenamento dos corpos-de-prova/ Teste de resistência à tração-----	27
5. RESULTADOS -----	30
6. DISCUSSÃO -----	33
6.1 Da escolha do sistema intra-radicular-----	33
6.2 Da escolha do agente cimentante-----	33
6.3 Da metodologia-----	35
6.4 Dos resultados-----	35
7. CONCLUSÕES -----	39
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS -----	40
ANEXO : APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA FOU SP -----	51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Divisão dos grupos experimentais-----	20
Tabela 2 - Valores médios da tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com <i>lasers</i>), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/ Relyx unicem -----	30
Tabela 3 - Análise de variância para os dados de tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com <i>lasers</i>), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/Relyx unicem -----	31
Tabela 4 - Teste de Tukey, para comparação dos valores médios de tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com <i>lasers</i>), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/Relyx unicem -----	31

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Tratamento endodôntico realizado-----	18
Figura 2 - Preparo intra-radicular realizado com instrumento rotatório tipo largo-----	19
Figura 3 - Prova do núcleo metálico fundido-----	20
Figura 4 - Laser de Er:YAG-----	22
Figura 5 - Fibra óptica nº 0,375 mm montada na peça de mão 2062-----	22
Figura 6 - Comprimento de 9 mm para irradiação intra-canal-----	23
Figura 7 - Irradiação intra-canal com o laser de Er:YAG-----	23
Figura 8 - Laser de Nd:YAG-----	24
Figura 9 - Fibra óptica de 0,32 mm do laser de Nd:YAG-----	24
Figura 10 - Irradiação intra-canal com o laser de Nd:YAG-----	24
Figura 11 - Cimentação de núcleo metálico fundido com cimento de fosfato de zinco-----	25
Figura 12 - Cimentação de núcleo metálico fundido com cimento de fosfato de zinco-----	25
Figura 13 - Maxicap (dispositivo para destravamento da cápsula)-----	26
Figura 14 – Amalgamador-----	26
Figura 15 - Dispositivo aplicador (Aplicap)-----	26
Figura 16 - Paralelômetro DCL-----	27
Figura 17 - Corpo-de-prova incluído em resina de poliéster-----	27
Figura 18 - Máquina de tracionamento EMIC DL 500-----	28
Figura 19 - Dispositivo para fixação dos corpos-de-prova-----	28
Figura 20 - Área do núcleo metálico fundido-----	29
Figura 21 - Gráfico dos valores médios da tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com <i>lasers</i>), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/Relyx unicem--	32
Figura 22 - Gráfico dos valores médios da tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para os cimentos, em função dos tratamentos Controle, <i>laser</i> de Er:YAG e <i>laser</i> de Nd:YAG-----	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CO ₂	dióxido de carbono
EDTA	ácido etilenodiamino tetra-acético
EDTAC	ácido etilenodiamino tetra-acético + agente tensoativo catiônico- Cetavlon
Er:YAG	Érbio, Ítrio, Alumínio, Granada
Ho:YAG	Hólmio, Ítrio, Alumínio, Granada
Hz	Hertz (unidade de frequência)
J/cm ²	Joule/centímetro quadrado (unidade –densidade de energia)
ml	mililitros
mm	milímetros
mJ	milijoule (energia por pulso)
MPa	megapascal
Nº	número
NaOCl	hipoclorito de sódio
Nd:YAG	Neodímio, Ítrio, Alumínio, Granada
nm	nanômetro
pH	potencial de hidrogênio
psi	unidade de pressão
W	watt (unidade de potência)
µm	micrômetro
%	porcentagem
° C	grau Celsius

1 INTRODUÇÃO

A odontologia passou por um grande avanço nos últimos tempos. No passado, com frequência, os dentes eram extraídos em virtude da falta de recursos e de dificuldades de tratamento. Atualmente, busca-se, cada vez mais, a preservação dos dentes na cavidade bucal através da odontologia preventiva e curativa. Isso é possível graças aos avanços tecnológicos e científicos, que possibilitam a manutenção do elemento dental dentro dos conceitos de função e estética. Os elementos dentais apresentam uma maior sobrevida graças à endodontia e à prótese dental. Para o sucesso desta manutenção os profissionais e pesquisadores têm buscado, incessantemente, avaliar de forma correta todas as fases do tratamento endodôntico, e, em especial, a fase final da obturação para que o selamento marginal seja perfeito, impedindo que as bactérias, seus produtos e exsudatos passem ao interior do canal endodôntico e atinjam os tecidos periapicais, o que comprometeria o sucesso do tratamento. Além disso, a fase final da reabilitação da função e da estética por meio da prótese dentária também deve ser avaliada para que se obtenha o total sucesso do tratamento.

A história da endodontia demonstra que os pesquisadores têm buscado materiais de melhor qualidade e técnicas menos dispendiosas que permitam a realização do tratamento endodôntico com resultados mais satisfatórios. Sabe-se que para o sucesso da terapia endodôntica é necessária a completa limpeza dos canais radiculares, no desejo de eliminar, ou pelo menos reduzir, de forma significativa, a presença de microorganismos.

Durante o preparo químico-cirúrgico, forma-se o magma dentinário ou *smear layer*, que se constitui por uma porção orgânica composta por restos de tecidos necróticos, bactérias, células sangüíneas, odontoblastos e colágeno, contendo, ainda, restos de dentina despreendida durante a instrumentação. A deposição da *smear layer* reduz a permeabilidade dentinária em torno de 30 a 40%, diminuindo, desta forma, a penetração de substâncias irrigantes, medicação intracanal e material obturador para o interior dos túbulos dentinários. Várias substâncias têm sido propostas para a remoção da *smear layer*, dentre as quais o EDTA, o ácido fosfórico e o ácido cítrico. Entretanto, tais substâncias removem-na parcialmente, principalmente na região periapical, restando grande parte do problema.

Atualmente, a tecnologia *laser* tem permitido avanços significativos na qualidade dos resultados dos tratamentos endodônticos. As investigações, com diferentes

comprimentos de onda, foram realizadas na tentativa de se estabelecer parâmetros e protocolos seguros para a aplicação clínica e constatou-se que o *laser* de Nd:YAG, o de Er:YAG e os *lasers* de diodo são muito utilizados na prática clínica da endodontia, como coadjuvantes ao tratamento convencional, buscando melhores resultados nos tratamentos.

A literatura mostra que o uso do *laser* de Nd:YAG na parede do canal radicular provoca uma alteração morfológica de fusão e ressolidificação (*melting*) de toda a camada dentinária, até mesmo da camada de esfregaço, formando pequenos glóbulos que cobrem os túbulos dentinários, representando, assim, fator condicionante ao isolamento do canal com o material obturador.

Por outro lado, a modificação morfológica causada pelo *laser* de Er:YAG na parede do canal está determinada pela ablação do material residual e pela abertura dos túbulos dentinários, evidenciando um aumento na permeabilidade dentinária e melhora no selamento endodôntico, após obturação do canal radicular.

Nesse campo de pesquisa, a restauração de dentes tratados endodonticamente com grande destruição coronária constitui, até os dias atuais, um grande desafio aos cirurgiões-dentistas, pois tais dentes apresentam-se, geralmente, enfraquecidos devido à perda de estrutura dental sadia por cáries, preparação cavitária, instrumentação do canal radicular, desidratação do elemento dental e outros fatores idiopáticos que os tornam mais friáveis frente às forças mastigatórias. Assim, para amenizar estas adversidades, a aplicação de sistemas de retenção intra-radicular para tais dentes tratados endodonticamente tem sido um procedimento bem aceito no meio clínico.

Recentemente, foram desenvolvidos pinos intra-radulares à base de fibra de carbono e de fibra de vidro. A aplicação de tais materiais proporciona uma série de vantagens, tais como biocompatibilidade, resistência à corrosão e à fadiga, além de possuírem propriedades mecânicas satisfatórias, como módulo de elasticidade semelhante à dentina. Inicialmente, tais pinos apresentavam algumas desvantagens como falta de estética e radiolucidez radiográfica. No entanto, estas desvantagens já foram solucionadas pelo revestimento com uma camada biomíneral, de coloração esbranquiçada.

Apesar da grande quantidade de vantagens associadas aos pinos pré-fabricados, a utilização dos núcleos metálicos fundidos é ainda muito comum no meio clínico. Os núcleos metálicos fundidos são indicados para dentes monorradulares de pequeno volume

coronário, e em casos nos quais a porção radicular é muito estreita. Nestes casos, um possível preparo para instalação de pinos pré-fabricados, levaria ao enfraquecimento do elemento dental. Apesar de serem bastante utilizados, os núcleos metálicos fundidos apresentam algumas desvantagens, tais como necessidade de maior número de sessões clínicas para sua instalação, envolvimento de procedimentos laboratoriais e maior custo.

Como vimos anteriormente, a utilização dos *lasers* de Er:YAG e de Nd:YAG, em determinados parâmetros, altera a superfície dentinária das paredes do canal radicular, removendo a *smear layer* e abrindo os túbulos dentinários, no caso do *laser* de Er:YAG, ou alterando a *smear layer* através da fusão e ressolidificação das paredes dentinárias do canal radicular, no caso do *laser* de Nd:YAG. Ambos os comprimentos de onda têm ação antimicrobiana e de limpeza dos canais radiculares e podem ser utilizados como coadjuvantes à terapia endodôntica convencional para obtenção de melhores resultados clínicos. Porém, como estas alterações morfológicas das paredes radiculares, causadas pela irradiação nestes comprimentos de onda, influenciam na retentividade de núcleos metálicos fundidos cimentados com cimento de fosfato de zinco e com cimento resinoso dual?

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Laser em Odontologia

Baseando-se nas teorias de emissão estimulada de radiação proposta, em 1917 por Einstein, Maiman, em 1960, produziu o primeiro *laser* utilizando um cristal de rubi para a amplificação da luz por emissão estimulada de radiação. *Laser* é o acrônimo de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*. Stern & Sognaes (1964) e Goldman *et al* (1964) foram os primeiros a investigar o potencial do *laser* de rubi na Odontologia. Iniciaram seus estudos no tecido duro dental investigando a possibilidade do uso do *laser* de rubi para redução da desmineralização da subsuperfície. Após os experimentos iniciais com o *laser* de rubi, os clínicos iniciaram o uso de outros *lasers*, como o argônio (Ar), dióxido de carbono (CO₂), e os cristais de ítrio alumínio granada dopados com neodímio (Nd:YAG) e érbio (Er:YAG). O primeiro *laser* a ser utilizado na endodontia foi relatado por Weichman & Johnson (1971) que desejaram selar o forame apical *in vitro* com o uso do *laser* de CO₂. Embora seu objetivo não tenha sido alcançado, os dados foram suficientemente relevantes e interessantes para encorajar outros estudos.

Graças ao aparecimento da fibra óptica, a luz *laser* pode ser guiada da fonte ao canal radicular, como no caso do *laser* de neodímio e também do *laser* de érbio. A redução bacteriana intracanal obtida com a irradiação por *laser* tem sido sugerida em vários estudos (White, J.M.; Goodis, H.E.; Cohen, J.N., 1991a; Eduardo, C.P.; Cecchini, R.C.M.; Cecchini, S.C., 1993; Gutknecht *et al*, 1997). Entretanto, a ação do *laser* na superfície dentinária pode causar alterações morfológicas como fusão e ressolidificação da dentina (Anic *et al.*, 1998), obliteração dos túbulos dentinários (Tanji, E.Y., Soares, S.C.G.; Eduardo, C.P., 1998a) e modificação morfológica da *smear layer*, como no caso do *laser* de Nd:YAG (Pashley *et al.* 1992; Harashima *et al.*, 1997; Takeda *et al.*, 1998a). Sabe-se, ainda, que o tratamento das paredes dentinárias após o preparo dos canais radiculares pode influenciar no selamento marginal das obturações, como demonstrado em estudos que avaliaram a presença da *smear layer* nas paredes dentinárias após o preparo dos canais (White, R.R.; Goldman, M.; Lin, P.S., 1987; Oksan *et al.*, 1993). Em virtude de suas ações de redução bacteriana e vaporização do material residual no interior dos canais, a utilização

clínica dos *lasers* está sendo muito promissora como coadjuvante no tratamento endodôntico.

O *laser* de Nd:YAG, que apresenta emissão no comprimento de onda de 1064 nm, é pouco absorvido pela água, mas é altamente absorvido por pigmentos como a hemoglobina e melanina (Niemz, 1996). Em procedimentos odontológicos, é frequentemente utilizado para remoção de tecido mole, hemostasia e coagulação, sendo também utilizado para promover modificações superficiais em tecido duro, analgesia, dessensibilização, remoção de cáries incipientes escurecidas e tratamento endodôntico (Eduardo *et al.*, 1994).

Dentro das aplicações endodônticas, podemos utilizar o *laser* de Nd:YAG para promover hemostasia após a pulpectomia ou a apicectomia (White, J.M.; Goodis, H.E.; Rose, C.L., 1991b); promover desinfecção e redução bacteriana (Dederich, D.N.; Zakariasen, K.L. & Tulip, J., 1984; Moshonov *et al.*, 1995; Gutknecht *et al.*, 1996; Ramskold, L.; Fong, C.; Stromberg, T., 1997; Moritz *et al.*, 1997, 1999, 2000); prevenir dor pós-tratamento (Koba, K.; Kimura, K.; Matsumoto, K. 1999); selar túbulos dentinários (Dederich, D.N.; Zakariasen, K.L. & Tulip, J., 1984; Lage-Marques, J.L.; Eduardo, C.P.; & Matsumoto, K., 1995; Harashima *et al.*, 1997; Tanji, E.Y., Soares, S.C.G.; Eduardo, C.P., 1998a) e diminuir a infiltração apical (Stabholz *et al.*, 1992; Miserendino, L.J.; Levy, G.C.; & Rizou, I.M., 1995; Cussioli *et al.*, 1999a; Kimura *et al.*, 1999; Goya *et al.*, 2000; Silva, 2000; Gekelman, 2000).

Como citado anteriormente, a irradiação com o *laser* de Nd:YAG na parede do canal radicular provoca uma alteração morfológica de fusão e ressolidificação (*melting*) de toda a camada dentinária, até mesmo da camada de esfregaço, formando pequenos glóbulos que cobrem os túbulos dentinários, representando assim fator condicionante ao isolamento do canal com o material obturador (Dederich, D.N.; Zakariasen, K.L. & Tulip, J., 1984).

Por sua vez, o *laser* de Er:YAG apresenta emissão no comprimento de onda de 2940 nm. Este comprimento de onda coincide com o máximo do pico de absorção da água e dos radicais hidroxilas presentes na hidroxiapatita dos tecidos minerais. Por isso, este comprimento de onda tem grande absorção pelos tecidos biológicos (Niemz, 1996). O processo de interação desse comprimento de onda com os tecidos biológicos é chamado de ablação térmica explosiva. Neste processo, como o tecido não é vaporizado completamente, mas desintegrado em fragmentos através de micro-explosões, a maior parte da radiação

incidente é consumida no processo de ablação, deixando uma energia residual muito pequena e não prejudicial aos tecidos circunvizinhos.

O *laser* de Er:YAG tem-se mostrado bastante útil na endodontia, quer aumentando a permeabilidade dentinária radicular (Pécora *et al.*, 2000), atuando como bactericida em cirurgias apicais (Paghdiwala, 1993), ou limpando e removendo a *smear layer* das paredes dos canais (Takeda *et al.*, 1998b; Matsuoka, E.; Kimura, Y.; Matsumoto, K., 1998; Cussioli *et al.*, 1999a).

A modificação morfológica causada pelo *laser* de Er:YAG na parede do canal está determinada pela ablação do material residual e pela abertura dos túbulos dentinários, evidenciando um aumento na permeabilidade dentinária após obturação do canal radicular, embora o processo de redução microbiana seja efetivo em razão de sua alta temperatura (Takeda *et al.*, 1998b).

2.2 Remoção da *smear layer*

Quando os dentes são instrumentados durante a terapia endodôntica, uma camada composta de dentina, remanescentes pulpares, processos odontoblásticos e algumas bactérias, é sempre formada nas paredes dos canais. Esta camada tem sido chamada de *smear layer*. A profundidade e a frequência desta camada são variáveis. Ela pode ser estendida de 2 a 3 µm, podendo chegar a 40 µm dentro dos túbulos (Tam & Donald, 2000).

A presença da *smear layer* nas paredes dentinárias dos canais radiculares submetidas ao tratamento endodôntico é muito discutida, uma vez que alguns autores afirmam que sua presença auxilia no vedamento dos túbulos dentinários, como coadjuvante no selamento dos materiais obturadores; outros autores discordam, pois argumentam que essa camada pode alterar o vedamento marginal formando um espaço vazio entre a parede dentinária e a obturação (Takeda *et al.*, 1998c).

Sen, Wesselink & Türkün (1995) concluíram que a camada de *smear layer* age como uma barreira física interferindo na adesão e na penetração dos cimentos nos túbulos dentinários.

Nos estudos feitos por Yamada *et al.*, 1983; Baumgartner e Mader, 1987 foi observado que a presença da *smear layer* bloqueia a ação antimicrobiana das soluções nos túbulos dentinários durante a instrumentação.

Várias substâncias têm sido propostas para a remoção da *smear layer*, dentre as quais o ácido etilenodiamino tetra-acético (EDTA), o ácido fosfórico (H₃PO₄) e o ácido cítrico (C₆H₈O₇). Entretanto, tais substâncias removem-na parcialmente, principalmente na região periapical, restando grande parte do problema.

Wandelt, em 1961, foi o primeiro a questionar a eficiência clínica da solução de EDTA. Este autor especulava que, apesar da reação de quelação com a dentina ser possível, a solução de EDTA não era capaz de proporcionar o alargamento efetivo dos canais atrésicos, uma vez que o mesmo autor considerava impossível levar uma quantidade suficiente de EDTA ao interior destes canais.

Segundo alguns autores, a remoção da *smear layer* favorece a criação de um bom selamento apical, prevenindo a sobreobturaç o e a possibilidade de microinfiltração (Czonstkowsky, M.; Wilson, E.G.; Holstein, F.A., 1990). A infiltração marginal apical pós-obturação é freqüentemente observada quando a presença desta camada de *smear layer* é intensa. Caracteriza-se como infiltração marginal apical a passagem de fluidos teciduais pela interface formada entre as paredes do canal radicular e o material obturador, tornando-se nichos de proliferação microbiana e conseqüentemente fontes de irritação dos tecidos de sustentação do dente.

McColomb & Smith (1975), por meio da técnica de microscopia eletrônica de varredura (MEV), mostraram que a *smear layer* penetra nos túbulos dentinários numa extensão de até 40 µm. A remoção desta *smear layer* se torna oportuna por possibilitar a desobturação da entrada do túbulos dentinários. Além disso, esta manobra tem sido preconizada por eliminar microorganismos que possam eventualmente estar mediados no interior dos túbulos dentinários e produzir lacunas na interface cimento/parede do canal, o que acarretaria uma microinfiltração e conseqüente colonização bacteriana (Pashley, 1984; Meryon & Brook, 1990; Sen, B.H.; Piskin, B.; Baran, N., 1996; Mello, 2000), culminando em um insucesso no tratamento endodôntico.

Assim, as ações dos diferentes comprimentos de onda na limpeza dos canais radiculares, como a remoção da *smear layer*, foram estudadas, dentre outros, por Ciucchi, B.; Khettabi, M.; Holtz, J.(1989), Takeda *et al.* (1998a,b), Matsuoka *et al.* (2000) e Pécora *et al.* (2000, 2001).

O *laser* de Nd:YAG, na endodontia, tem sido explorado por muitos pesquisadores (Kimura, Y.; Wilder-Smith, P.; Matsumoto, K., 2000). Dederich, D.N.; Zakariasen, K.L. & Tulip, J.(1984, 1988) usaram um *laser* de Nd:YAG para irradiar a dentina das paredes do canal radicular e mostraram interrupção sobre a *smear layer* para atual fusão e ressolidificação sobre a dentina. Levy, em 1992, relatou que o *laser* de Nd:YAG pode produzir canais radiculares limpos em combinação com a obturação, e mostrou uma ausência geral da *smear layer* e de tecidos remanescentes nas paredes do canal radicular.

O efeito do *laser* de Er:YAG nas paredes dentinárias para remoção de debris tem sido revelado por vários autores (Matsuoka, E.; Kimura, Y.; Matsumoto, K., 1998; Takeda *et al.*, 1998a,b). Estes autores concluíram que, com energia de 150 mJ, 20 Hz, tempo de 1 segundo, a redução de debris foi significativa. A irradiação do *laser*, por contato, criou superfícies dentinárias livres da *smear layer* com canalículos dentinários expostos e aparentes.

A adesão dos cimentos obturadores também difere na remoção ou não da *smear layer*. Nos casos da remoção desta camada, a adesão aumenta significativamente e a redução na microinfiltração é estatisticamente significativa (Gettleman, B.H.; Messer, H.H.; Mahmoud, E.E., 1991, Sen, B.H.; Wesselink, P.R.; Türkün, M., 1995, Economides *et al.*, 1999, Souza & Silva, 2001, Souza-Neto *et al.*, 2002).

Souza-Neto (1999) e Cussioli (1999b), avaliaram *in vitro* o efeito da irradiação do *laser* de Er:YAG sobre a dentina humana, em relação à adesividade de diferentes cimentos obturadores. Os resultados mostraram que a irradiação do *laser* de Er:YAG na dentina aumentou a adesão dos cimentos obturadores à base de resina epóxica, principalmente o Ah- Plus e o Sealer 26.

Em 2001, Picoli e Pécora avaliaram os efeitos do *laser* Er:YAG e do ácido etilenodiamino tetra-acético associado ao agente tensoativo catiônico cetavlon (EDTAC) sobre a adesividade de seis cimentos endodônticos às estruturas dentinárias. Os resultados evidenciaram o aumento da adesividade dos cimentos após a irradiação do *laser* de Er:YAG, que foi diferente estatisticamente do EDTAC e do grupo controle.

Carvalho (1999) avaliou os efeitos dos *lasers* de Nd:YAG e de Er:YAG na adaptação das obturações de canais radiculares e demonstrou que as maiores infiltrações ocorreram em canais tratados somente com o *laser* de Er:YAG, seguido pelo grupo tratado

com EDTA, e a menor infiltração ocorreu no grupo tratado com o *laser* de Nd:YAG. Os resultados foram significativos entre os grupos de *laser* de Er:YAG e EDTA, comparado ao grupo de Nd:YAG. As causas deste resultado, segundo relatado pelo autor, foi o fato do *laser* de Er:YAG deixar as paredes do canal de forma irregular.

Alfredo *et al.* (2005) avaliaram o sistema de retenção de pinos para superfícies dentinárias tratadas com EDTA e irradiadas com o *laser* de Er:YAG e cimentadas com cimento resinoso (Panávia F) ou cimento de fosfato de zinco. Os resultados da resistência adesiva foram similares para a cimentação com Panávia F e para a cimentação com o fosfato de zinco. O estudo concluiu que o pré-tratamento das paredes dentinárias com hipoclorito de sódio a 1% +17% de EDTA, ou *laser* de Er:YAG com refrigeração, favoreceu a retenção dos sistemas de pinos cimentados com cimento resinoso ou fosfato de zinco.

Alguns trabalhos questionam a remoção da camada de *smear layer*, como o estudo de Drake *et al.* (1994), que sugere que a camada de *smear layer* formada durante a instrumentação pode inibir a colonização de bactérias nos canais radiculares, bloqueando a entrada destas bactérias no interior dos túbulos.

2.3 Redução microbiana

Podemos dizer que os microorganismos são um dos principais responsáveis pelo desenvolvimento da doença endodôntica. As bactérias são capazes de invadir os túbulos dentinários em grande extensão (Kouchi *et al.*, 1980) e podem infectar cerca de 500 µm de profundidade de dentina em 72 horas (Meryon & Brook, 1990).

O *Enterococcus faecalis* é um microorganismo anaeróbico facultativo, encontrado com certa frequência em casos de lesões periapicais persistentes, e que parece contribuir significativamente no estabelecimento da falha do tratamento endodôntico (Peciulienė *et al.*, 2000). Este microorganismo é resistente em ambientes com nutrientes limitados, mesmo após a irrigação com hipoclorito de sódio (NaOCl) a 2,5% e, igualmente, é resistente ao alto pH da medicação intracanal de hidróxido de cálcio (Dahén *et al.*, 2000).

Desta forma, salienta-se a importância de se fazer uma desinfecção cuidadosa dos canais, perante a dificuldade de eliminação de certas bactérias. Assim, os equipamentos *lasers* têm sido estudados com intuito de reduzir a microbiota intra-radicular.

Hardee *et al* (1994) avaliaram o poder bactericida da radiação intracanal do *laser* de Nd:YAG com os parâmetros de 3W, 20 Hz, tempo de irradiação de 1 e 2 minutos através de uma fibra de 320 µm no sentido do ápice para a cervical, comparado à solução de NaOCl a 0,5%. Os autores utilizaram no experimento esporo de *Bacillus stearothermophilus*. Apesar da redução das colônias, em nenhum grupo ocorreu a esterilização dos canais radiculares.

Moshonov *et al* (1995) analisaram o poder antimicrobiano do *laser* de Nd:YAG comparado ao NaOCl a 1,0%, utilizando cultura de *Enterococcus faecalis*. A potência utilizada foi de 4,5 W com irrigação de água a uma pressão de 5 psi e pressão de ar de 8 psi. Enquanto o *laser* reduziu significativamente o número de bactérias, a irrigação com hipoclorito de sódio proporcionou a desinfecção dos canais.

Fegan e Steiman (1995), utilizando *Bacillus stearothermophilus*, avaliaram a eficácia do *laser* de Nd:YAG, com parâmetro de 3 W, 20 Hz, durante 1 minuto, em condutos preenchidos com água destilada ou NaOCl a 5,25%, com a utilização de fibra óptica em movimento oscilatório comparado com a instrumentação ultrasônica e manual. Os resultados demonstraram que todos os grupos que utilizaram NaOCl para o preenchimento dos condutos inibiram o crescimento do bacilo, as instrumentações manuais e ultrasônicas com água não foram capazes de descontaminar os condutos e o *laser* de Nd:YAG foi eficaz na inibição do crescimento do bacilo.

Gutknecht *et al* (1996) utilizando a bactéria Gram-positiva *Enterococcus faecalis*, em dentes extraídos, realizaram a irradiação com o *laser* pulsado de Nd:YAG com largura de pulso de 100 microssegundos, potência máxima de saída de 10 W, fibra óptica de 200 e 300 µm. Durante a irradiação os autores utilizaram 15 Hz, 100 mJ, 1,5 W, quatro vezes, durante 10 segundos em cada sessão, com movimentos helicoidais do ápice para cervical. Obtiveram como resultado médio 99,91% de eliminação de microorganismos.

Aun *et al* (1999) avaliaram o efeito da irradiação do *laser* de Nd:YAG em canais radiculares contaminados por *Streptococcus sanguis*, com 15 Hz, 100 mJ e 1,5 W por 10, 20 e 30 segundos com movimentos helicoidais do ápice para a cervical usando uma fibra de 300 µm. Os resultados mostraram uma redução significativa de contaminação nos tempos respectivos de 20 e 30 segundos.

Em 1999, Mehl *et al* investigaram o efeito bactericida do *laser* de Er:YAG em canais radiculares. Utilizaram 50 mJ de energia, 10 Hz de frequência, durante 15 ou 60 segundos. Os resultados mostraram que o grupo com 60 segundos apresentou melhores resultados do que o grupo irradiado por 15 segundos, mas ainda não foram satisfatórios.

Moritz *et al.* (1999) compararam a efetividade bacteriana intracanal dos *lasers* de Nd:YAG, Ho:YAG e Er:YAG inoculando *Escherichia coli* e *Enterococcus faecallis* em fatias de dentina e irradiando as amostras com *lasers*. A população bacteriana diminuiu com o uso dos três diferentes comprimentos de onda. Com potência média de 1,5 W, os melhores resultados obtidos foram de 99,64% de redução bacteriana com o *laser* de Er:YAG, seguido pelo *laser* de Nd:YAG (99,16%) e pelo *laser* de Ho:YAG (99,05%).

Rooney, J.; Midda, M.; Leeming, J. (1994) e Moshonov *et al.* (1995) também demonstraram a propriedade antibacteriana do *laser* de Nd:YAG, além da atividade de limpeza do canal radicular. Desta maneira, o uso deste comprimento de onda tornou-se interessante endodonticamente.

Em 2001, Antônio pesquisou o efeito antibacteriano do *laser* de Er:YAG aplicado intracanal, utilizando três parâmetros diferentes e obteve, como resultado, uma redução microbiana imediata de 99,56% para 60 mJ e 15 Hz, e de 74,62% após 48 horas. Para 100 mJ e 10 Hz, obteve 99,95% de redução microbiana imediata e 80,49% após 48 horas.

Moritz *et al* (2000) avaliaram o efeito específico da irradiação na dentina e em bactérias Gram-negativas e Gram-positivas, levando em consideração a estrutura celular. Amostras de dentina estéril e de tamanho padronizados foram divididas em duas partes de quatro grupos com oito amostras em cada grupo. A primeira parte foi inoculada com a bactéria Gram-negativa *Escherichia coli*, e a segunda, com a bactéria Gram-positiva *Enterococcus faecallis*. As amostras foram irradiadas no lado livre de bactérias em contato com a fibra de Nd:YAG, com movimento constante de varredura com o ângulo de 10°. Após a irradiação, as amostras foram desidratadas e submetidas à microscopia eletrônica de varredura. Outros dois grupos de amostras foram preparados, irradiados da mesma maneira e avaliados mediante procedimentos microbiológicos, a fim de se verificar se as alterações morfológicas estavam correlacionadas com a morte celular. Os resultados mostraram que, nas irradiações em que ocorreu imediata destruição estrutural nas bactérias Gram-negativas, houve uma necessidade de repetição da irradiação nas bactérias Gram-positivas. Como

conclusão, o estudo demonstrou resultados diferentes da irradiação do *laser* nos representantes dos dois principais grupos de bactérias. Constatou-se que a construção da parede celular é crucial na sensibilidade do tratamento utilizando o *laser*. Nesse experimento, foram utilizados os parâmetros de 1,5 W, 15 pulsos por segundo, durante 5 segundos, com intervalo de 15 segundos, cinco vezes e em dois ciclos.

2.4 Núcleos metálicos fundidos/ pinos de fibra de carbono

Os elementos dentais tratados endodonticamente apresentam-se, geralmente, enfraquecidos devido à perda de estrutura dental sadia por cáries, preparo cavitário, instrumentação do canal radicular e outros fatores idiopáticos (Sivers & Johnson, 1992, Asmussen, E.; Peutzfeldt, A.; Heitmann, T., 1999). Conseqüentemente, ocorre uma redução na capacidade do dente em resistir às diferentes forças intra-orais (Burgess, J. O.; Summitt, J. B.; Robbins, J. W., 1992, Sornkul & Stannard, 1992, Assif & Gorfil, 1994). Assim, a aplicação de sistemas de retenção intra-radicular para tais dentes tratados endodonticamente tem sido um procedimento bem aceito no meio clínico (Gateau, P.; Sabek, M.; Dailey, B., 1999; Cohen *et al.*, 2000).

Trabert & Cooney, em 1984, afirmaram que nas situações em que duas ou mais paredes coronárias adjacentes estiverem ausentes, o uso de retentores intra-radulares deve ser considerado. De acordo com Asmussen, E.; Peutzfeldt, A.; Heitmann, T., (1999) um retentor intra-radicular ideal deve promover retenção à coroa protética e transferir forças ao longo da raiz de maneira que não ocasione fraturas.

Sivers & Johnson, em 1992, em uma revisão de literatura, avaliaram os critérios utilizados para o diagnóstico e tratamento de dentes tratados endodonticamente. Segundo esses pesquisadores, a extensão da destruição coronária constitui-se em um importante fator na seleção das técnicas restauradoras e materiais a serem utilizados durante a reabilitação da forma e função do dente. Citam, ainda, que pinos intra-radulares devem ser usados com o objetivo de se promover retenção a um núcleo coronário e que o prognóstico do tratamento está diretamente ligado ao sucesso do tratamento endodôntico, à presença de suporte periodontal sadio e à realização de uma adequada restauração.

Atualmente, parece não haver conflitos na literatura em relação ao aumento de retenção da restauração promovido pelos núcleos metálicos fundidos e pinos pré-fabricados

(Assif & Gorfil, 1994, Isidor, F.; Ödman, P.; Borndum, K., 1996, Saupe, W. A.; Gluskin, A. H.; Radke JR., R. A., 1996, Heydecke *et al.*, 2002). Alguns autores afirmam, por meio de seus estudos, que a cimentação de um pino intra-radicular proporciona, além de retenção à restauração, um reforço da estrutura radicular remanescente de dentes desvitalizados (Kantor & Pines, 1977, Trabert, K. C.; Caputo A. A.; Abou-Rass, M., 1978).

A resistência à fratura dos núcleos está relacionada diretamente à quantidade de estrutura dental remanescente sadia (Assif & Gorfil, 1994, Martinez-Insua *et al.*, 1998, Marchi *et al.*, 2001). Desta forma, o uso de dispositivos no interior do canal, é contra-indicado quando há tecido dental sadio suficiente para reter uma restauração (Assif, D.; Gorfil, C., 1993, Assif & Gorfil, 1994, Dean, J. P.; Jeansonne, B. G.; Sarkar, N., 1998).

Os pinos metálicos não possuem nenhum tipo de problema em relação aos pré-requisitos de rigidez, resistência e retenção. No entanto, deve-se salientar que alguns metais são passíveis de corrosão, além de apresentarem fator estético negativo, uma vez que muitos pacientes exigem restaurações livres de metal (Purton & Payne, 1996).

Os pinos pré-fabricados surgiram a partir do emprego de novas tecnologias e materiais odontológicos, proporcionando maior facilidade na aplicação da técnica (preparação e instalação). Utilizando-se pinos pré-fabricados com formato paralelo e rosqueáveis em dentina, foi possível obter melhores resultados de retenção e de distribuição de forças ao longo do canal radicular, quando comparados aos núcleos metálicos fundidos (Caputo & Hokama, 1987, Sorensen & Engelman, 1990, Christensen, 1998, Marchi *et al.*, 2001).

O desenvolvimento de materiais resinosos capazes de aderir à estrutura dentinária tem levado alguns autores a sugerir o preenchimento do canal radicular com compósitos resinosos fotopolimerizáveis, como alternativa para a confecção de núcleos, possibilitando a instalação da coroa protética (Bex *et al.*, 1992; Lui, 1994). Segundo Lui, (1994), uma raiz internamente reconstruída com materiais adesivos apropriados pode ter sua estrutura reforçada para suportar as forças mastigatórias intra-orais.

A habilidade dos sistemas de retenção intra-radulares em resistir às forças mastigatórias intra-orais constitui fator crítico na durabilidade de uma restauração (Libman & Nicholls, 1995). A aplicação de testes em que uma carga constante é aplicada até o ponto de ruptura do conjunto pino/dente tem sido muito utilizada em vários estudos *in vitro*

(Trope, M.; Maltz, D. O.; Tronstad, L., 1985, Sorensen & Engelman, 1990; Marchi *et al.*, 2001). Nos últimos anos, foram introduzidos estudos laboratoriais em que se preconiza a aplicação de cargas intermitentes, resultando em rupturas do conjunto pino/dente por fadiga (Huysmans *et al.*, 1993, Isidor, F.; Ödman, P.; Brondum, K., 1996, Reagan *et al.*, 1999; Cohen *et al.*, 2000). Esse tipo de ensaio laboratorial tem sido descrito na literatura, refletindo com maior fidelidade à dinâmica das forças mastigatórias recebidas pela restauração em situações clínicas (Huysmans *et al.*, 1993, Reagan *et al.*, 1999).

Sidoli; King; Setchell, em 1997 avaliaram a resistência à fratura de diferentes sistemas de retenção intra-radicular disponíveis no mercado odontológico. Os pinos de fibra de carbono apresentaram os menores valores de resistência à fratura, enquanto os dentes que não receberam nenhum preparo para pino foram significativamente mais resistentes ao carregamento tangencial.

Martinez-Insua *et al.*, em 1998, compararam a resistência à fratura de dois tipos de restauração: dentes restaurados com pinos pré-fabricados em fibra de carbono e núcleos metálicos fundidos. Os núcleos metálicos fundidos apresentaram resistência à fratura significativamente maior que os pinos de fibra de carbono; entretanto, os núcleos metálicos fundidos apresentaram um padrão de fratura desfavorável em relação aos pinos de fibra de carbono, uma vez que os dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos apresentavam fratura. Já os dentes restaurados com pinos de fibra de carbono apresentaram falha, primeiramente, na interface pino/núcleo de preenchimento, antes de apresentar fratura no dente.

O reforço de raízes comprometidas devido à grande perda de estrutura dentinária também foi pesquisado por Saupe; Gluskin; Radke Jr.,(1996), que, pela remoção de tecido dentinário, simularam uma extensa destruição coronária. As raízes reconstruídas com resina composta foram cerca de 50% mais resistentes à fratura que as raízes que possuíam apenas os núcleos metálicos preenchendo os canais.

Em 1998, Albuquerque; Dutra; Vasconcellos descreveram, no estudo de um caso clínico, as vantagens relacionadas aos pinos intra-radulares constituídos de fibra de carbono, no que diz respeito à adesão à estrutura dental e ao material de preenchimento, às propriedades mecânicas, à resistência à corrosão e facilidade de remoção do canal radicular, quando comparados com pinos pré-fabricados metálicos e núcleos metálicos fundidos.

Ainda em 1998, Christensen relatou alguns aspectos relacionados ao significativo crescimento dos tratamentos restauradores com pinos intra-radulares associados a núcleos de preenchimento em resina composta. Relatou, ainda, que tais sistemas de retenção intra-radulares são rápidos e facilmente instalados, resistentes, relativamente mais baratos e, em muitos casos, menos agressivos ao dente, quando comparados aos núcleos metálicos fundidos.

Ferrari; Vichi; Garcia-Godoy fizeram um estudo retrospectivo em 2000 e avaliaram um período de 4 anos pós-tratamento os pacientes tratados com núcleos metálicos fundidos e pinos pré-fabricados de fibra de carbono. O objetivo deste estudo foi o de verificar a retenção da coroa protética, presença de cárie secundária e condições dos tecidos periapicais e periodontais. Os resultados desse estudo retrospectivo indicaram que os pinos intra-radulares constituídos de fibra de carbono comportaram-se de maneira mais estável aos núcleos metálicos fundidos após 4 anos da conclusão do tratamento.

3 PROPOSIÇÃO

Considerando que a irradiação *laser* nas paredes dentinárias dos canais radiculares provoca alterações morfológicas que podem interferir na retenção de sistemas intra-radiculares, nos propomos a responder o seguinte questionamento:

- Qual a influência da irradiação intra-canal por *lasers* de Nd:YAG e de Er:YAG sobre a retenção de núcleos metálicos fundidos cimentados com cimento de fosfato de zinco e cimentados com cimento resinoso dual?

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Preparo dos espécimes

Para este estudo *in vitro* foram utilizadas 60 raízes de dentes humanos (caninos e pré-molares inferiores) extraídos na odontoclínica do CINDACTA II (Centro Integrado de Defesa e Controle de Tráfego Aéreo) da FAB (Força Aérea Brasileira) os quais, logo após a extração, foram limpos e armazenados em recipientes fechados contendo uma solução salina fisiológica. As raízes foram selecionadas de acordo com a anatomia externa e interna, apresentando um único canal reto e ápice radicular arredondado. Para isso, foi realizada uma análise visual das mesmas e em seguida, foram feitas radiografias no sentido méso-distal para constatar a presença de um único canal radicular e ausência de interferências em toda a sua extensão.

Para a utilização destas raízes, os 60 dentes tiveram suas coroas seccionadas por discos de carborundum montados em um torno de alta rotação, na junção cimento-esmalte. Em seguida, todos os ápices radiculares foram delimitados e cortados em 0,5 mm, utilizando-se discos de carborundum padronizando o comprimento dos canais radiculares em 13 mm. O canal radicular foi explorado, em toda a sua extensão, utilizando-se uma lima tipo K nº 10 K-file (Medin, Czech Republic, República Tcheca).

As 60 raízes selecionadas tiveram os seus canais preparados biomecanicamente em toda a sua extensão até a lima tipo K nº 60 k-file (Medin, Czech Republic, República Tcheca) a 1 mm de distância do forame apical. Durante o preparo biomecânico, todos os canais foram abundantemente irrigados com solução de hipoclorito de sódio a 1% (Carillon, Pinhais – SC, Brasil) a cada troca de instrumento. Em seguida, os canais foram secos com cones de papel absorventes (Endo Points, Paraíba do Sul - RJ, Brasil) e obturados pela técnica de condensação lateral com cones de guta-percha secundários (Endo Points, Paraíba do Sul- RJ, Brasil), que foram selecionados a partir do cone principal (Endo Points, Paraíba do Sul - RJ, Brasil) que atingiu toda a extensão do canal radicular travando no limite apical. Após a adaptação do cone principal foi procedida a manipulação do cimento endodôntico Sealer 26 (Dentsply, Petrópolis - RJ, Brasil) de acordo com as instruções do fabricante. Foi realizada a obturação dos canais pela técnica da condensação lateral ativa e pela técnica de Mc Spaden, utilizando para isso um espaçador digital (Medin,

Czech Republic, República Tcheca), cones secundários de guta-percha (Endo Points, Paraíba do Sul – RJ, Brasil) e um instrumento rotatório de Mc Spaden para a completa obturação do canal radicular.

Tomadas radiográficas foram realizadas no sentido méso-distal para constatar a qualidade das obturações e, em seguida, foi realizado o corte do excesso de material obturador na região cervical, com um condensador (Golgran, São Paulo – SP, Brasil) aquecido. A Figura 1 mostra o tratamento endodôntico realizado.

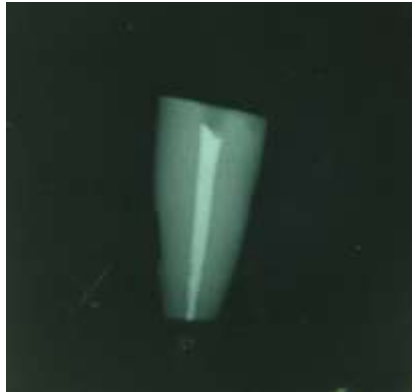


Figura 1 - Tratamento endodôntico realizado

4.2 Preparos intra-radulares para instalação de núcleos metálicos fundidos

Foram realizados preparos intra-radulares, levemente expulsivos, utilizando-se de instrumentos rotatórios tipo largo número 1, 2 e 3 (Mani, Japão). Estes instrumentos rotatórios foram utilizados de acordo com o tamanho do canal radicular, em baixa rotação (Kavo) e sob refrigeração ar/água da seringa tríplice, até que se obtivesse a profundidade de 9 mm deixando 3 mm de selamento apical. A Figura 2 mostra o preparo intra-radicular, realizado com instrumento rotatório tipo largo.

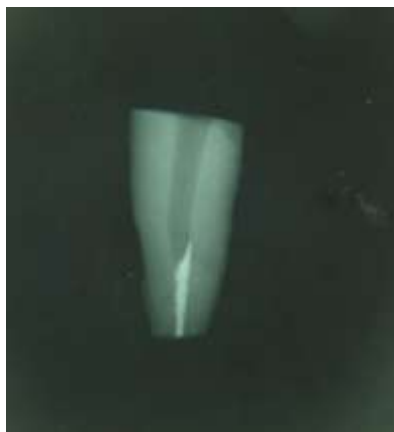


Figura 2 - Preparo intra-radicular realizado com instrumento rotatório tipo largo

4.3 Confeção e fundição dos padrões para os núcleos metálicos fundidos

Para a obtenção do padrão do conduto radicular para a confecção dos núcleos metálicos fundidos, foi realizada a modelagem das paredes internas, previamente lubrificadas com um isolante (Slick Fit Die Lube), utilizando-se de resina acrílica quimicamente ativada (Clássico, São Paulo- SP).

Em seguida, foi confeccionada a porção coronária no formato de um anel (para facilitar o procedimento de tração) utilizando previamente uma cera em fio (Babinete, Maringá-PR), que posteriormente foi fundida juntamente com a porção radicular.

Até o momento da fundição, os núcleos de resina foram armazenados em recipiente de vidro, com algodão umedecido, evitando possíveis alterações dimensionais da resina acrílica. A liga utilizada para a fundição dos padrões foi de Cromo/Níquel. Após a fundição, os núcleos metálicos fundidos receberam um microjateamento com pó de óxido de alumínio com partículas de 50 μm .

A adaptação dos núcleos nos respectivos condutos foi aferida visualmente e através de radiografias periapicais como mostra a Figura 3.



Figura 3 - Prova do núcleo metálico fundido

Em seguida, as 60 amostras foram armazenadas em recipientes contendo solução salina fisiológica e divididas em três grupos de acordo com o tratamento a ser realizado nas paredes dentinárias do interior dos canais radiculares de acordo com a Tabela 1.

	GRUPOS	SUBGRUPOS
G1	CONTROLE (20)	A- Núcleo Metálico Fundido/ Fosfato de Zinco (10)
		B- Núcleo Metálico Fundido / Cimento resinoso dual (10)
G2	LASER Er:YAG (20)	A- Núcleo Metálico Fundido/ Fosfato de Zinco (10)
		B- Núcleo Metálico Fundido / Cimento resinoso dual (10)
G3	LASER Nd:YAG (20)	A- Núcleo Metálico Fundido/ Fosfato de Zinco (10)
		B- Núcleo Metálico Fundido / Cimento resinoso dual (10)

Tabela 1 - divisão dos grupos experimentais

G1 (Grupo Controle): 20 amostras tiveram seus canais radiculares secos com cones de papel absorventes (Endo Points, Paraíba do Sul – RJ, Brasil) e preenchidos com solução de EDTA (Biodinâmica, Ipirorã – PR, Brasil), que foi agitado no interior do canal com uma lima tipo Kerr nº 15 (México) durante 3 minutos. Para neutralizar o EDTA, os condutos foram irrigados com 10 ml de solução salina fisiológica e armazenados nesta solução.

G2 (Grupo laser Er:YAG): 20 amostras tiveram seus canais radiculares levemente úmidos e irradiados pelo *laser* de Er:YAG em todas as suas paredes (exceto na porção apical). Em seguida, foram armazenadas em um recipiente contendo solução salina fisiológica.

G3 (Grupo laser Nd:YAG): 20 amostras tiveram seus canais radiculares secos com cones de papel absorventes (Endo Points, Paraíba do Sul – RJ, Brasil) e irradiados pelo *laser* de

Nd:YAG em todas as suas paredes. Em seguida, foram armazenadas em recipiente contendo solução salina fisiológica.

Estes três grupos foram subdivididos em dois subgrupos (A e B) de acordo com o tipo de cimento utilizado. Como segue abaixo:

Subgrupo A (10 amostras de cada grupo): cimentação de núcleo metálico fundido com cimento de fosfato de zinco (LS Vigodent, Rio de Janeiro – RJ, Brasil).

Subgrupo B (10 amostras de cada grupo): cimentação de núcleo metálico fundido com cimento resinoso auto-adesivo de dupla polimerização em cápsula (RelyX Unicem Aplicap, 3M ESPE, Germany).

4.4 Equipamentos e procedimentos utilizados para a irradiação *laser*

O equipamento de *laser* de Er:YAG utilizado foi um modelo Kavo-Key *laser* 3, Erbium:YAG *laser*, pulsado, de alta potência. Para a irradiação foi utilizada uma energia de 76 mJ (saída da fibra), taxa de repetição (frequência) de 6 Hz, potência média da saída da fibra de 0,46 W e fluência de 68,8 J/cm². Para a orientação do *laser* foi utilizada uma luz guia, o *laser* de Hélio-Neônio de baixa potência (com comprimento de onda de 632,8 nm). O sistema de entrega utilizado foi por fibra óptica de 0,375 mm de diâmetro (com dois anéis), nº 40/28 (com 28 mm de comprimento), montada na peça de mão 2062, método em contato. A Figura 4 mostra o equipamento *laser* de Er:YAG utilizado. A Figura 5 mostra a fibra nº 0,375 mm do *laser* de Er:YAG montada na peça de mão 2062.



Figura 4 - *Laser* de Er:YAG



Figura 5 - Fibra nº 0,375mm montada na peça de mão 2062

A irradiação com o *laser* foi realizada introduzindo-se a fibra óptica no comprimento de 9 mm, estabelecidos durante o preparo do canal radicular, que se encontrava levemente úmido (Sebrão, 2003), do ápice à região cervical em toda a sua extensão, realizando movimentos helicoidais durante aproximadamente 4,5 segundos, com velocidade de 2 mm/s, de acordo com Gutknecht *et al.*(1996). Este procedimento foi repetido por cinco vezes, com intervalos de 20 segundos por irradiação. Após 1 minuto, foram feitas mais cinco irradiações com o mesmo intervalo de 20 segundos por irradiação (Moritz *et al*, 2000). A Figura 6 mostra a fibra do *laser* de Er:YAG sendo calibrada no comprimento de trabalho estabelecido (9 mm) para irradiação intra-canal. A Figura 7 mostra a irradiação intra-canal com o *laser* de Er:YAG.

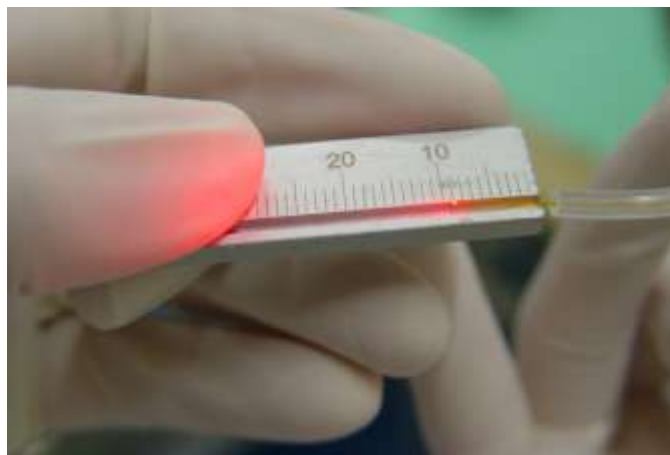


Figura 6 - Comprimento de 9 mm para irradiação intra-canal



Figura 7 - Irradiação intra-canal com o *laser* de Er:YAG

O equipamento de *laser* de Nd:YAG utilizado foi um modelo Pocket Pro[™] S4 (Lares Research), pulsado, de alta potência. Para a irradiação foi utilizada a energia de 100 mJ, taxa de repetição (frequência) de 15 Hz, com potência média de 1,5 W e fluência de 124 J/cm². Para a orientação do *laser* foi utilizada uma luz guia, o *laser* de Hélio-Neônio de baixa potência (com comprimento de onda de 632,8 nm). O sistema de entrega utilizado foi por fibra óptica com 0,32 mm de diâmetro, em contato, sendo a ponta da fibra o local onde ocorre a interação tecidual. A Figura 8 mostra o equipamento *laser* de Nd:YAG utilizado. A Figura 9 mostra a fibra de 0,32 mm de diâmetro utilizada para a irradiação intra-canal do *laser* de Nd:YAG.



Figura 8 - *Laser* de Nd:YAG



Figura 9 - Fibra de 0,32 mm do *laser* de Nd:YAG

A irradiação do *laser* foi realizada introduzindo-se a fibra óptica no comprimento de 9 mm, estabelecidos durante o preparo do canal radicular que se encontrava seco, do ápice à região cervical em toda a sua extensão, realizando movimentos helicoidais durante aproximadamente 4,5 segundos. Este procedimento foi repetido por cinco vezes, com intervalos de 20 segundos. Após 1 minuto, foram feitas mais cinco irradiações com o mesmo intervalo de 20 segundos por irradiação (Moritz *et al*, 2000). A Figura 10 mostra a irradiação intra-canal com o *laser* de Nd:YAG.



Figura 10 - Irradiação intra-canal com o *laser* de Nd:YAG

4.5 Cimentação dos núcleos metálicos fundidos

Após a irradiação com os comprimentos de onda citados foi feita a cimentação dos núcleos metálicos fundidos da maneira como se segue.

Para o subgrupo A (Cimento de Fosfato de Zinco - LS Vigodent, Rio de Janeiro – RJ, Brasil) a técnica utilizada foi seguida de acordo com as especificações do fabricante. Para cada porção medida do pó, adicionou-se 3 gotas do líquido. Dividiu-se o pó ao meio, cada metade também foi dividida ao meio e um dos quartos dividido ao meio, resultando 5 porções. Com uma espátula nº 36 (Duflex) incorporou-se a menor parte do pó ao líquido, durante 10 segundos, utilizando-se a maior área possível da placa. As demais partes foram sendo adicionadas e espatuladas seqüencialmente por 15 segundos cada uma, perfazendo um tempo total de espatulação de 90 segundos. O cimento foi levado ao canal radicular com auxílio de um instrumento rotatório tipo lentulo e os núcleos também tiveram uma pequena porção de cimento colocado sobre sua superfície. Em seguida, os núcleos metálicos fundidos foram assentados e, após a presa final (tempo aproximado de 5 minutos e 30 segundos), os excessos foram removidos. As Figuras 11 e 12 mostram a cimentação dos núcleos metálicos fundidos com cimento de fosfato de zinco.



Figuras 11 e 12 - Cimentação de núcleo metálico fundido com cimento de fosfato de zinco

Para o subgrupo B (Cimento Resinoso Auto-adesivo de Dupla Polimerização em cápsula - RelyX Unicem Aplicap, 3M ESPE, Germany) a técnica utilizada, de acordo com as especificações do fabricante, foi a que se segue: após lavagem do canal radicular com *spray* ar/água, o mesmo foi seco com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis –RJ, Brasil). Em seguida, foi utilizado o dispositivo maxicap (Figura 13), por 2 segundos, para o destravamento da cápsula, que foi levada a um amalgamador de alta potência (Amalga Mix II, Gnatus) por 15 segundos para a completa mistura do material (Figura 14). Após este procedimento, a cápsula foi inserida no dispositivo aplicador aplicap (Figura 15) e o

material foi levado ao canal radicular com o auxílio de um instrumento rotatório tipo lentulo (Maillefer, Paris). Em seguida, o núcleo metálico fundido foi assentado. Após remoção dos excessos, foi realizada a fotopolimerização do conjunto com o aparelho Ultralux eletronic (Dabi Atlante) por 20 segundos em cada uma das faces vestibular, lingual, mesial e distal.



Figura 13 - Maxicap (dispositivo para destravamento da cápsula)



Figura 14 - Amalgamador



Figura 15- Dispositivo aplicador (Aplicap)

4.6 Embutimento dos corpos-de-prova

Os corpos-de-prova foram incluídos em resina de poliéster ortocristal (Denverpoly, São Paulo, Brasil), no intuito de se possibilitar a realização do teste de tração, em um processo descrito a seguir.

A partir de um tubo de PVC (cloreto de polivinila), com 32 mm de diâmetro, foram confeccionados anéis de 20 mm de altura, os quais foram vaselinados e colocados em um

paralelômetro (DCL) de modo que os corpos-de-prova ficassem centralizados em seu interior. Em seguida, a resina de poliéster foi vertida dentro deles. A utilização do paralelômetro teve como finalidade, além da centralização das raízes, manter os núcleos paralelos para evitar a interferência de forças oblíquas durante o procedimento de tração.

Após a polimerização da resina, os corpos-de-prova foram removidos dos anéis.

A Figura 16 mostra o paralelômetro utilizado para a centralização dos corpos-de-prova. A Figura 17 mostra um corpo-de-prova incluído em resina de poliéster.



Figura 16 - Paralelômetro DCL



Figura 17 - Corpo-de-prova incluído em resina de poliéster

4.7 Armazenamento dos corpos-de-prova/ Teste de resistência à tração

Realizado o procedimento de cimentação e de embutimento dos corpos-de-prova, os mesmos foram armazenados por 24 horas em água destilada a 37 ° C para realização dos testes de tração (Tao & Pashley, 1989, Hibst & Keller, 1989, Gimble *et al*, 1994, Saraceni, 1998, Bispo, 2000, Navarro, 2001).

O teste de tração foi conduzido utilizando uma máquina EMIC (DL- 500, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com velocidade constante de 0,5 mm/min, utilizando um dispositivo

especial para fixação dos corpos-de-prova. A Figura 18 mostra a máquina EMIC DL 500 utilizada para o tracionamento dos corpos-de-prova. A Figura 19 mostra o dispositivo utilizado para fixação dos corpos-de-prova durante o procedimento de tração.



Figura 18 - Máquina de tracionamento EMIC DL 500



Figura 19 - Dispositivo para fixação dos corpos-de-prova

Os resultados de resistência à tração foram obtidos, inicialmente, em Newton (N) e foram convertidos em Megapascal (MPa), dividindo-os pela área correspondente dos núcleos metálicos fundidos. O cálculo para obtenção da área dos núcleos foi obtido considerando a seguinte expressão matemática:

Área do núcleo = $\pi R (R + 2 h + r + g)$ sendo R= raio da porção cervical do núcleo; h = altura; r = raio da porção apical; g = aresta lateral de acordo com a Figura 20.

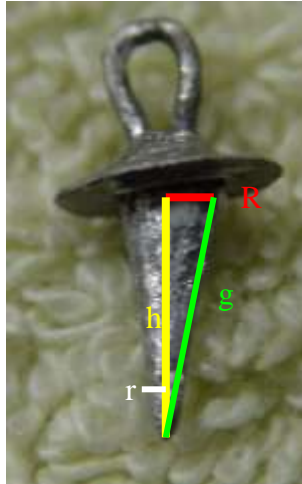


Figura 20 - Área do núcleo metálico fundido

Após este procedimento foram realizadas a análise estatística de ANOVA (modelo fatorial) e teste Tukey para avaliação dos dados e obtenção dos resultados.

5. RESULTADOS

Os resultados originais consistiram de 60 valores de resistência de união expressos em MPa obtidos a partir do cruzamento dos 2 fatores em estudo (Tratamento superficial em 03 níveis - controle, Er:YAG e Nd:YAG – e material para cimentação em 02 níveis – fosfato de zinco e cimento resinoso/ Relyx Unicem) e considerando as 10 repetições ($3 \times 2 \times 10 = 60$).

A análise estatística descritiva desses dados está ilustrada na Tabela 2. Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA, modelo fatorial).

Tabela 2. Valores médios da tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com *lasers*), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/ Relyx unicem

Cimento	Tratamentos	N	Média	Desv.pad.	EPM	Limite de Confiança	
						-95,00%	+95,00%
Fosfato de zinco	Controle	10	3,40	0,50	0,16	3,04	3,76
Fosfato de zinco	Er:YAG	10	3,67	0,68	0,21	3,18	4,16
Fosfato de zinco	Nd:YAG	10	3,17	0,23	0,07	3,01	3,33
Cimento resinoso/Relyx unicem	Controle	10	4,63	0,73	0,23	4,10	5,15
Cimento resinoso/Relyx unicem	Er:YAG	10	8,66	1,10	0,35	7,87	9,44
Cimento resinoso/Relyx unicem	Nd:YAG	10	6,66	0,59	0,19	6,24	7,08

N – número de dados; Desv. Pad. -desvio padrão; EPM – erro padrão da média

Os resultados demonstraram haver diferenças estatisticamente significativas para os tratamentos superficiais e para os materiais de cimentação. A interação, com significância estatística entre esses dois fatores, deve-se às diferentes respostas para os 3 tratamentos em função dos tipos de cimentos utilizados conforme demonstra a Tabela 3.

Tabela 3. Análise de variância para os dados de tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com *lasers*), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/Relyx unicem

	SQ	GL	QM	F
Cimentos	156,849	1	156,849	329,935
Tratamentos	46,708	2	23,354	49,125
Cimento*Trat	35,743	2	17,871	37,593
Resíduo	25,671	54	0,475	

ANOVA modelo fatorial

SQ – soma dos quadrados; GL – graus de liberdade; QM – Quadrado médio; F – Teste F para variâncias; p – probabilidade

Pela comparação entre as médias, pode-se notar que, para o fator cimentos, o cimento resinoso/Relyx unicem promoveu maior resistência de união quando comparado ao cimento fosfato de zinco como mostram a Figura 21 e a Tabela 2. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os tratamentos com o cimento resinoso/Relyx unicem, indicando que o tratamento com o *laser* de Er:YAG promoveu a maior adesão, seguido do tratamento com o *laser* de Nd:YAG e o Controle como mostram a Figura 21 e a Tabela 4. Quanto ao cimento fosfato de zinco, observou-se, pela comparação entre as médias, que os 3 tratamentos não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si.

Tabela 4. Teste de Tukey, para comparação dos valores médios de tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com *lasers*), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/Relyx unicem

Cimentos	Tratamentos	Fosfato de zinco			Cimento resinoso/Relyx unicem	
		Controle	Er:YAG	Nd:YAG	controle	Er:YAG
Fosfato de zinco	Controle					
Fosfato de zinco	Er:YAG	0,94769				
Fosfato de zinco	Nd:YAG	0,97787	0,59251			
Cimento resinoso/Relyx unicem	Controle	0,00274	0,03454	0,00037		
Cimento resinoso/Relyx unicem	Er:YAG	0,00014	0,00014	0,00014	0,00014	
Cimento resinoso/Relyx unicem	Nd:YAG	0,00014	0,00014	0,00014	0,00014	0,00014

O valor tabelado representa a probabilidade de erro para comparações par a par calculados pelo método de Tukey. Diferenças estatisticamente significativas para $p < 0,05$

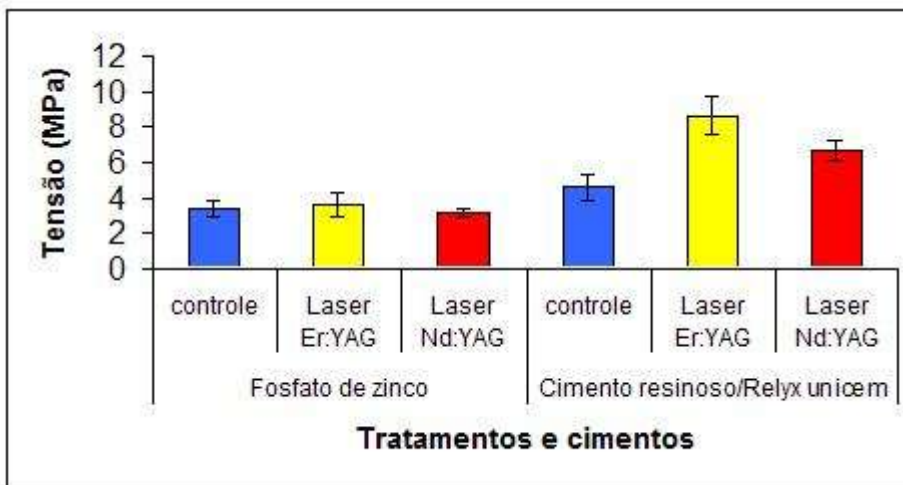


Figura 21. Gráfico dos valores médios da tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para tratamentos das paredes do canal radicular (convencional e com *lasers*), em função dos cimentos fosfato de zinco e cimento resinoso/Relyx unicem

Com relação aos tratamentos testados (Controle, Er:YAG e Nd:YAG), foi observado que ocorreram diferenças significativas em função dos cimentos utilizados. Maiores diferenças foram observadas com o tratamento com o *laser* de Er:YAG, seguido do *laser* de Nd:YAG e o grupo Controle como mostra a Figura 22.

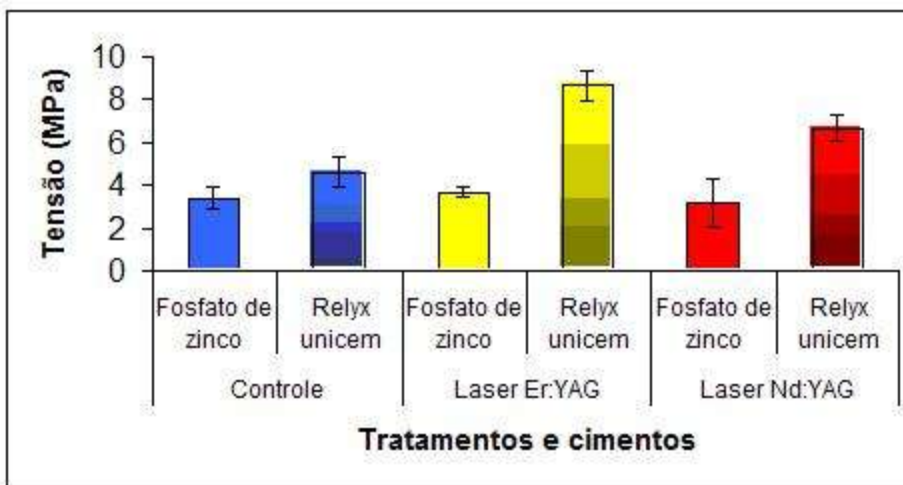


Figura 22. Gráfico dos valores médios da tensão de ruptura dos núcleos metálicos fundidos, para os cimentos, em função dos tratamentos Controle, *laser* de Er:YAG e *laser* de Nd:YAG

6. DISCUSSÃO

6.1 Da escolha do sistema intra-radicular

Uma grande parcela dos cirurgiões-dentistas encontra-se diante de um entrave quando precisa planejar o tratamento restaurador de dentes tratados endodonticamente e com substancial perda de estrutura coronária. Essa fragilidade dos dentes despulpados está intimamente ligada à desidratação do elemento dental, com conseqüente diminuição da elasticidade dentinária e, especialmente, à perda de estrutura dental sadia devido à cárie, fratura, preparo e instrumentação do canal radicular. Dessa maneira, as raízes tornam-se frágeis, tendo diminuídas as suas capacidades de suportar as cargas intra-orais e de resistir à fratura. A quantidade de tecido dental remanescente é um fator determinante na resistência de dentes tratados endodonticamente. Alguns autores sugerem que, nas situações em que duas ou mais paredes coronárias adjacentes estiverem ausentes, o uso de retentores intra-radulares deve ser considerado para promover retenção e estabilidade à coroa protética (Trabert & Cooney, 1984).

Apesar dos núcleos metálicos fundidos apresentarem algumas desvantagens como o maior número de sessões clínicas, maior custo e comprometimento estético, eles ainda são os sistemas intra-radulares mais utilizados na clínica diária para reabilitação de dentes tratados endodonticamente.

6.2 Da escolha do agente cimentante

A indicação do agente cimentante adequado tem gerado controvérsias. Um dos principais objetivos dos agentes cimentantes é o selamento da fenda existente entre o núcleo e a parede dentinária do canal radicular. A espessura da película de cimento entre o núcleo e a parede dentinária é um fator de retenção, portanto, quanto menor for esta película, melhor será a ação do agente cimentante (Philipps, 1993).

O cimento de fosfato de zinco é o mais antigo e popular cimento odontológico e sua formulação permanece semelhante àquela introduzida há mais de um século. Ainda hoje, o cimento de fosfato de zinco é o mais utilizado na cimentação de núcleos metálicos fundidos e coroas protéticas. Apresenta baixo custo, facilidade de trabalho e boas propriedades

mecânicas, porém é um cimento crítico quanto à solubilização em meio bucal (Godorovsky, 1992).

O cimento de fosfato de zinco não tem aderência a nível molecular, fixando o núcleo por se introduzir em pequenas irregularidades das superfícies dentinárias. Sua união se dá de maneira mecânica. Anusavice (1998) relata como uma desvantagem do cimento de fosfato de zinco, a falta de adesividade do material, tanto ao retentor como à estrutura dental.

Hoje, contamos com as propriedades adesivas dos cimentos resinosos para cimentação de retentores intra-radiculares. A obtenção da adesão de materiais restauradores à estrutura dental, desenvolvida inicialmente por Buonocore (1955), com a técnica do condicionamento ácido do esmalte, e a consagração desta adesão, com o selamento da dentina através dos sistemas adesivos, tornou indiscutível o preparo de um elemento dental que receberá cimentação de peça protética com o procedimento adesivo (Nakabayashi; Kojima; Masuhara, 1982).

Os cimentos resinosos possuem uma união micromecânica, sendo essa maior que a resistência do cimento de fosfato de zinco. As irregularidades profundas necessárias à ligação micromecânica podem ser produzidas sobre a superfície dentinária por tratamento feito com ácido fosfórico e, sobre metais, por tratamento eletrolítico ou químico, por jato de óxido de alumínio (Shillingburg, *et al*, 1998).

A utilização de um cimento resinoso dual pela técnica adesiva é indicada em diversos estudos, com o intuito de melhorar a interação entre a restauração e a estrutura dental, minimizando o estresse e diminuindo a probabilidade de fratura (Swift; May Jr; Wider, 1998; Braga; Ballester; Daronch, 2000; Kiyon, 2001). Os diversos cimentos resinosos de cura dual (dupla polimerização) mostram comportamentos diferentes devido à quantidades relativas de fotoiniciador (canforoquinona) e componentes de ativação química (peróxido-amina). Estes cimentos duais têm mostrado valores de forças de adesão maiores que cimentos quimicamente ativados, provavelmente devido a estes últimos terem menos iniciadores e/ou mais inibidores da polimerização para estender o tempo de trabalho (Braga; Ballester; Daronch, 2000).

Os cimentos resinosos, ainda, apresentam características como insolubilidade no meio bucal, alta resistência e qualidades estéticas, o que os faz ser o material de eleição para a cimentação de restaurações indiretas estéticas livres de metal.

Os agentes cimentantes utilizados neste estudo foram eleitos seguindo os seguintes critérios: o cimento de fosfato de zinco é o mais antigo e tradicional agente cimentante utilizado para a fixação de sistemas intra-radulares; e o cimento resinoso (Relyx unicem - 3M) foi eleito por ser um material novo no mercado.

6.3 Da metodologia

Durante o preparo químico cirúrgico das paredes intra-radulares, deposita-se sobre toda a superfície dentinária uma camada amorfa, com espessura variável, denominada *smear layer*, que não pode ser removida por meios mecânicos, mas apenas parcialmente por meios químicos, com o uso de algumas substâncias como o EDTA, o ácido cítrico ou o ácido fosfórico. Devido a *smear layer* apresentar limitada união ao substrato dental, uma das alternativas para a obtenção de um aumento na resistência das restaurações adesivas ao substrato dental seria a remoção total desta camada, através da irradiação com *laser*, ou a manutenção e tratamento dessa camada amorfa (Brännstrom, 1984; Tao; Pashley, 1989; Pashley; Carvalho, 1997; Navarro, 2001).

No presente estudo, optou-se pela realização da irradiação a *laser* previamente à cimentação, para avaliar a influência na resistência à tração do sistema intra-radicular, após o tratamento das paredes intra-radulares. Diversos estudos têm focado que a irradiação com os *lasers* de Er:YAG e Nd:YAG leva a uma redução microbiana intra-canal (Gutknecht *et al* 1996; Moritz *et al* 1999). Porém, não há na literatura estudos que mostrem como estas alterações morfológicas, causadas pelo uso destes comprimentos de onda nas paredes intra-radulares, influenciam na retenção dos sistemas intra-radulares, que foi o objetivo deste estudo.

6.4 Dos resultados

Em relação ao tipo de agente cimentante utilizado foi verificado que o cimento resinoso (Relyx unicem – 3M) obteve maior resistência de união à dentina que o cimento de fosfato de zinco, em todos os grupos (com diferenças estatisticamente significativas ao nível de

5%). Alguns autores como Cohen *et al* (1998); Duncan & Pamejei (1998); Mitchell (2000) obtiveram em seus estudos resultados semelhantes ao presente trabalho, com uma maior retentividade dos sistemas intra-radulares cimentados com cimento resinoso em comparação com o cimento de fosfato de zinco. Outros autores como Gomes *et al* (2001); Bergeron *et al* (2001); Alfredo *et al* (2005) não encontraram diferenças estatisticamente significativas para raízes utilizando o sistema intra-radicular, cimentados com cimento resinoso, em relação ao cimento de fosfato de zinco, diferindo dos resultados deste trabalho.

Em relação aos três grupos nos quais foi utilizado, o cimento de fosfato de zinco, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os mesmos. Isso se deve provavelmente pelo mecanismo de união do cimento de fosfato de zinco (união mecânica). Segundo Anusavice (1998), o cimento de fosfato de zinco não possui como propriedade inerente a adesividade às estruturas dentais, metálicas ou cerâmicas. Entretanto, este cimento acaba proporcionando retenção, devido ao embricamento micromecânico nas rugosidades das peças cimentadas. Comparando-se os três grupos, podemos dizer que no grupo do *laser* de Er:YAG houve uma pequena melhora dos resultados, porém sem significância estatística; já no grupo *laser* de Nd:YAG houve uma pequena piora dos resultados (sem significância estatística).

Dentre os grupos em que foi utilizado como agente cimentante o cimento resinoso (Relyx unicem - 3M), podemos observar que a maior resistência de união ocorreu no grupo em que foi utilizado o *laser* de Er:YAG. Segundo Takeda (1998a) e Matsuoka *et al.* (2000) o uso do *laser* de Er:YAG nas paredes intra-radulares remove a *smear layer* e abre os túbulos dentinários o que favorece a união micromecânica estabelecida entre o cimento resinoso e o canal radicular. Os resultados obtidos no presente estudo se assemelham aos resultados obtidos por Tanji *et al* (1998), que relatam que este comprimento de onda cria uma melhor micro-retentividade devido à ablação do tecido e a abertura dos canalículos dentinários, sugerindo um aumento na adesividade dos materiais. Alfredo *et al* (2005) também obtiveram uma melhora na retenção de um sistema intra-radicular, quando utilizado o *laser* de Er:YAG em comparação a um grupo em que não se fez nenhum tratamento da superfície dentinária.

O grupo do *laser* de Nd:YAG, cimentado, com cimento resinoso Relyx unicem obteve resultados de união menores que o grupo de *laser* de Er:YAG, porém, maiores que o grupo controle. A irradiação com o *laser* de Nd:YAG na parede do canal radicular provoca uma alteração morfológica de fusão e ressolidificação de toda a camada dentinária, até mesmo da camada de esfregaço, formando pequenos glóbulos que cobrem os túbulos dentinários (Dederich, D.N.; Zakariasen, K.L. & Tulip, J. 1984). Acreditamos que esta alteração da *smear layer* seja mais favorável à adesão que o tratamento convencional desta camada com EDTA (Grupo controle). Matos *et al* (1999) em seu estudo sobre tracionamento de resinas compostas em dentinas tratadas com o *laser* de Nd:YAG, antes e após o procedimento adesivo, obtiveram os seguintes resultados: para o tratamento utilizando o *laser*, após o procedimento com o adesivo dentinário houve um favorecimento da adesão, enquanto que para o tratamento com o *laser*, antes do uso do ácido condicionante, houve uma piora na adesão.

Além disso, no presente estudo, os núcleos metálicos fundidos receberam um tratamento da superfície metálica utilizando o jateamento com pó de óxido de alumínio. Segundo McCaughey (1993) este jateamento torna a superfície rugosa, aumentando a área específica para a adesão e também reduz a espessura da camada de óxido, levando a uma união química do cimento resinoso à camada de óxido formada na superfície metálica jateada. Segundo Uemura (1999), para superfícies metálicas jateadas foram encontrados valores médios de resistência maiores que aqueles obtidos para as superfícies não jateadas.

Outra explicação para a obtenção deste resultado utilizando o *laser* de Nd:YAG pode ser apontada: a diferença existente entre a dentina coronária e a dentina radicular. No entanto, o objetivo deste estudo não foi avaliar as alterações morfológicas criadas pelo uso dos *lasers* e sim verificar se estas alterações influenciariam na retenção de núcleos metálicos fundidos.

É possível que o cimento resinoso tenha boa adesão às paredes de dentina e que, apesar da obliteração de alguns túbulos dentinários, a rugosidade uniforme deixada nas paredes dentinárias possa ter favorecido a adesão deste cimento, com conseqüente melhora da adesividade. Tanji *et al* em 1998 e Miserendino *et al*, em 1995, verificaram que com o *laser* de Nd:YAG ocorria fusão e ressolidificação da dentina, com obliteração de alguns

túbulos dentinários. Pequenas irregularidades em toda superfície dentinária, neste trabalho, podem ter contribuído para uma melhora na adesão.

Não há na literatura, até o momento, relatos de estudos utilizando o *laser* de Nd:YAG previamente à cimentação de núcleos metálicos fundidos e a resistência de união à dentina. Por isso, mais estudos quantitativos e qualitativos são necessários para avaliar a influência do uso deste *laser*, previamente à cimentação de sistemas intra-radiculares.

7. CONCLUSÕES

Utilizando os *lasers* de Er:YAG e de Nd:YAG, previamente à cimentação de núcleos metálicos fundidos, nos parâmetros deste estudo, pode-se concluir que:

1. O cimento resinoso promoveu maior adesão que o cimento de fosfato de zinco em todos os grupos.
2. Não houve diferença, estatisticamente significativa, para os grupos que utilizaram o cimento de fosfato de zinco.
3. O *laser* de Er:YAG, associado ao cimento resinoso, promoveu maior resistência de união à dentina, quando comparado aos demais tratamentos.
4. O *laser* de Nd:YAG, associado ao cimento resinoso, promoveu um resultado de união à dentina maior que o grupo controle, porém menor que o grupo do *laser* de Er:YAG.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALBUQUERQUE, R. de C.; DUTRA, R. A.; VASCONCELLOS, W. A. Pinos intra-radiculares de fibras de carbono em restaurações de dentes tratados endodonticamente. **Rev Ass Paul Cirur Dent**, São Paulo, v.52, n.6, p.441-444, Nov./Dez., 1998.
2. ALFREDO, E.; JUNIOR, J.R.; SILVA-SOUSA, Y.; SOBRINHO, L.O.; SAQUY, P.C.; SOUSA-NETO, M.D. Evaluation of retention of post-core system cemented with different materials on dentine surfaces treated with EDTA or Er:YAG laser irradiation. **Photomedicine and Laser Surgery**, v.23, n.1, p. 36-40, 2005.
3. ANIC, I. *et al.* Scanning electron microscopic study of dentin lased with Argon, CO₂ and Nd:YAG laser. **J. Endod.**, v.24, n.2, p.77-81, Feb, 1998.
4. ANTONIO, M.P.S. **Estudo *in vitro* do efeito bacteriano causado pela irradiação do laser de Er:YAG aplicado intracanal.** 2001. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo, São Paulo.
5. ANUSAVISE, K.J. **Phillips materiais dentários.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 412p., 1998.
6. Apostilas dos professores do curso de Mestrado Profissionalizante FOU SP-IPEN, 2003.
7. ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **J Dent**, Oxford, v.27, n.4, p.275-278, May, 1999.
8. ASSIF, D.; GORFIL, C. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.69, n.1, p.36-40, Jan., 1993.
9. ASSIF, D.; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.71, n.6, p.565-567, June, 1994.
10. AUN, C.E.; BARBERINI, A.F.; CAMARGO, S.C.C.; KFOURI, L.S.; SIMIONATO, M.R.L. Bactericidal effects of Nd:YAG laser irradiation in endodontics. **Part of the SPIE Conference on Lasers in Dentistry V**, San Jose, California, v.3593, p.22-30, Jan., 1999.
11. BAUMGARTNER, J.C.; MADER, C.L. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. **J. Endod.**, v.13, n.4, p.147-57, Apr., 1987.

12. BERGERON, B.E.; MURCHISON, D.F.; SCHINDLER, W.G. *et al.* Effect of ultrasonic vibration and various sealer and cement combinations on titanium post removal. **J. Endod.**, v.1, p.13-17, 2001.
13. BEX, R.T. *et al.* Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical root fracture. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.67, n.6, p.768-772, June, 1992.
14. BISPO, L.B. **Condicionamento do esmalte com Er:YAG laser e ácido fosfórico: resistência à tração e microscopia eletrônica de varredura.** 2000. Dissertação (Mestrado em Dentística) – Faculdade de Odontologia – Universidade de São Paulo, São Paulo.
15. BRÄNNSTRÖM, M. Smear layer: pathological and treatment considerations. **Oper Dent**, v. 10, p. 35-42, Mar., 1984. [Suplemento 3].
16. BURGESS, J. O.; SUMMITT, J. B.; ROBBINS, J. W. The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four post systems. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.68, n.6, p.899-903, Dec., 1992.
17. CAPUTO, A. A.; HOKAMA, S. N. Stress and retention properties of a new threaded endodontic post. **Quintessence Int**, Berlin, v.18, n.6, p.431-435, June, 1987.
18. CARVALHO, C.A.T. **Efeitos dos lasers de Nd:YAG e de Er:YAG na adaptação das obturações de canais radiculares: análise do selamento marginal apical.** 1999. Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”, São José dos Campos.
19. CHRISTENSEN, G. J. Posts and cores: state of the art. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.129, n.1, p.96-97, Jan., 1998.
20. CIUCCHI, B.; KHETTABI, M.; HOLTZ, J. The effectiveness of different endodontic irrigation procedure on the removal of the smear layer: a scanning electron microscopic study. **Int. Endod. J.**, v.22, n.1, p.21-8, Jan., 1989.
21. COHEN, B.I., PAGNILLO, M.K., NEWMAN, I. *et al.* Retention of three endodontic post cemented with five dental cements. **J. Prosthet. Dent.**, v.5, p.520-525, 1998.
22. COHEN, B. I. *et al.* Pilot study of the cyclic fatigue characteristics of five endodontic posts with four core materials. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.27, n.1, p.83-92, Jan., 2000.

23. CUSSIOLI, A.; PÉCORA, J.D.; BRUGNERA, JR; ZANIN, F.; SILVA, R.S.
Avaliação da permeabilidade da dentina das paredes dos canais radiculares após a instrumentação dos canais radiculares e aplicação do laser de Er:YAG. Anais do I Congresso Interno de Pesquisa FORP-USP, Ribeirão Preto, p.16, Maio, 1999a.
24. CUSSIOLI, A.L. **Estudo *in vitro* do efeito da aplicação do laser Er:YAG e da solução de EDTA na superfície dentinária sobre a adesividade de diferentes cimentos endodônticos à base de resina epóxica.** 1999b. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto (abstract).
25. CZONSTKOWSKY, M.; WILSON, E.G.; HOLSTEIN, F.A. The smear layer in endodontics. **Dent. Clin. North Am.**, v.34, n.1, p.13-25, Jan., 1990.
26. DAHLÉN, G.; SAMUELSSON, W.; MOLANDER, A.; REIT, C. Identification and microbial susceptibility of enterococci isolated from the root canal. **Oral Microbiol. Immunol.**, v.15, n.5, p.309-11, Oct., 2000.
27. DEAN, J. P.; JEANSONNE, B. G.; SARKAR, N. *In vitro* evaluation of a carbon fiber post. **J Endod**, Baltimore, v.24, n.12, p.807-810, Dec., 1998.
28. DEDERICH, D.N.; ZAKARIASEN, K.L. & TULIP, J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following Nd:YAG laser irradiation. **J. Endod.**, v.10, p.428- 31, 1984.
29. DEDERICH, D.N.; ZAKARIASEN, K.L. & TULIP, J. An *in vitro* quantitative analysis of changes in root canal wall dentin due to pulsed neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. **Lasers in the Life Sciences**, v.2, p.39-51, 1988.
30. DUCAN, J.P., and PAMEIJER, C.H. Retention of parallel-sided titanium post cemented with six luting agents: an *in vitro* study. **J. Prosthet. Dent.**, v.4, p.423-428, 1998.
31. ECONOMIDES, N.; LIOLIOS, E.; KOLOKURIS, I.; BELTES, P. Long-Term evaluation of the influence of smear layer removal on the sealing ability of different sealers. **J. Endod.**, v.25, n.2, p.123-5, Feb., 1999.
32. EDUARDO, C.P.; CECCHINI, R.C.M.; CECCHINI, S.C. O papel coadjuvante do Nd:YAG *laser* na endodontia. Caso clínico. **Rev ABO Nac**, São Paulo, v.1, n.2, p.102-104, Out., 1993.
33. EDUARDO, C.P.; CECCHINI, R.C.M.; CECCHINI, S.C.M.; ZECELL, D.M. **Clinical uses of Neodymium Laser in Dentistry**, 1994.

34. FEGAN, S.E.; STEIMAN, H.R. Comparative evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation: an *in vitro* study. **J. Endod.**, v.21, n.8, p.415-417, 1995.
35. FERRARI, M.; VICHI, A.; GARCIA-GODOY, F. Clinical evaluation of fiber reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. **Am J Dent**, San Antonio, v.13, Special Issue, p.15B-18B, May, 2000a.
36. FERRARI, M.; *et al.* Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am J Dent**, San Antonio, v.13, Special Issue, p.9B-13B, May, 2000b.
37. GATEAU, P.; SABEK, M.; DAILEY, B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.82, n.3, p.341-347, Sept., 1999.
38. GEKELMAN, D. **Estudo *in vitro* dos efeitos da irradiação do laser Nd:YAG no selamento do terço apical de obturações endodônticas executadas com e sem tampão dentinário.** 2000. Tese (Mestrado em Endodontia)- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
39. GETTLEMAN, B.H.; MESSER, H.H.; MAHMOUD, E.E. Adhesion of sealer cements to dentin with and without the smear layer. **J. Endod.**, v.17, n.1, p.15-20, Jan., 1991.
40. GIMBLE, C.; HANSEN, R.; SWETT, A.; WINN, D.; PELAGALLI, J.; COZEAN, C. Er:YAG clinical studies for hard tissue applications. In: **International Congress on Lasers in Dentistry**, p.267-71, 1994.
41. GODOROVSKY, S.; ZIDAN, O. Retentive strength desintegration, and marginal quality of luting cements. **J Prosth Dent**, v.68, n.2, p.269-274, Aug., 1992.
42. GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R. & GOLDMAN, B. Impact of the laser on dental caries. **Nature** 203, p.417, 1964.
43. GOMES, A.P.; KUBO, C.H.; SANTOS, R.A., *et al.* The influence of ultrasound on the retention of cast posts cemented with different agents. **Int. Endod. J.**, v.2, p. 93-99, 2001.
44. GOYA, C.; YAMAZAKI, R.; TOMITA, Y.; KIMURA, Y.; & MATSUMOTO, K. Effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on smear layer at the apical stop and apical leakage after obturation. **Int. Endod.**, v.33, p.266-71, 2000.
45. GUTKNECHT, N. *et al.* The efficiency of root canal disinfection using a Holmium: Yttrium- Aluminum- Garnet laser *in vitro*. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.15, n.2, p.75-8, 1997.

46. GUTKNECHT, N.; MORITZ, A.; CONRADS, G.; SIEVERT, T.; LAMPERT, F. Bactericidal effect of the Nd:YAG laser *in vitro* root canals. **J. Clin. Las. Med. Surg.**, v.14, n.2, p.77-80, 1996.
47. HARASHIMA, T.; TAKEDA, F.H; KIMURA, Y; MATSUMOTO, K. Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.15, n.3, p.131-5, 1997.
48. HARDEE, M.W.; MISERENDINO, L.J.; KOS, W.; WALIA, H. Evaluation of the antibacterial effect of intracanal Nd:YAG laser irradiation. **J. Endod.**, v.20, n.8, p.377-380, 1994.
49. HEYDECKE, G. *et al.* Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.87, n.4, p.438-445, Apr., 2002.
50. HIBST, R.; KELLER, U. Experimental studies of the application of Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. **Lasers Surg. Med.**, v.9, n.4, p.338-344, 1989.
51. HUYSMANS, M. C. *et al.* Failure behaviour of fatigue-tested post and cores. **Int Endod J**, London, v.26, n.5, p.294-300, Sept., 1993.
52. ISIDOR, F.; ÖDMAN, P.; BRONDUM, K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.9, n.2, p. 131-136, Mar/Apr., 1996.
53. KANTOR, M. E.; PINES, M. S. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.38, n.4, p.405-412, Oct., 1977.
54. KIMURA, Y.; YAMAZAKI, R.; GOYA, C.; TOMITA, Y.; & MATSUMOTO, K. A comparative study on the effects of three types of laser irradiation at the apical stop and apical leakage after obturation. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.17, p.261-6, 1999.
55. KIMURA, Y.; WILDER-SMITH, P.; MATSUMOTO, K. Lasers in endodontics: a review. **Int. Endod. J.**, v.33, n.3, p.173-185, May, 2000.
56. KOKA, K.; KIMURA, K.; MATSUMOTO, K. A clinical study on the effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation at root canals immediately after pulpectomy and shaping. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.17, p.53-6, 1999.
57. KOUCHI, Y.; NINOMIYA, J.; YASUDA, H.; FUKUI, K.; MORIYAMA, T.; OKAMOTO. H. Location of *Streptococcus mutans* in the dentinal tubules of open infected root canals. **J. Dent. Res.**, Copenhagen, v.59, n.12, p.2038-2046, Dec., 1980.

58. LAGE-MARQUES, J.L.; EDUARDO, C.P.; & MATSUMOTO, K. A study on morphological changes of the root canal walls lased by pulsed Nd:YAG laser. **J. Jap. Endod. Assoc.**, Showa, v.16, p.64-9, 1995.
59. LEVY, G. Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: a comparative study. **J. of Endod.**, v.18, p.123-7, 1992.
60. LIBMAN, W. J.; NICHOLLS, J. I. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v.8, n.2, p.155-161, Mar/Apr., 1995.
61. LUI, J. L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. **Quintessence Int**, Berlin v.25, n.5, p.313-319, May, 1994.
62. MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**. p.493-4, 1960.
63. MARCHI, G. M. *et al.* Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. **J Oral Rehabil**, Oxford, 2001, *in press*.
64. MARTINEZ-INSUA, A. *et al.* Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.80, n.5, p.527-532, Nov., 1998.
65. MATOS, A.B.; OLIVEIRA, D.C.; KURAMATO JR, M.; EDUARDO, C.P.; MATSON, E. Nd:YAG Laser influence on sound dentin bond strength. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.17, n.4, p.165-169, 1999.
66. MATSUOKA, E.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Studies on the removal of debris near the apical seats by Er:YAG laser and assessment with a fiberscope. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.16, p.255-261, 1998.
67. MATSUOKA, E.; YONAGA, K.; KINOSHITA, J.I.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morphological study on the capability of Er:YAG laser irradiation for root canal preparation. **J. of Clin. Laser Med. Surg.**, v.18, n.4, p.215-19, 2000.
68. McCAUGHEY, A.D. Sandblasting and tin-plating-surface treatments to improve bonding with resin cements. **Dent. Update**, v.20, n.4, p.153-159, 1993.
69. McCOLOMB, D.; & SMITH, D.C. A preliminary scanning electron microscope study of root canals after endodontic procedures. **J. Endod.**, v.1, n.7, p.238-42, 1975.

70. MEHL, A.; FOLWACZNY, M.; HAFFNER, C.; HICKEL, R. Bactericidal effects of 2,94 μ m Er:YAG laser irradiation in dental root canals. **J. Endod.**, v.25, n.7, p.490-93; July, 1999.
71. MELLO, I. **Influência do laser de Er:YAG aplicado nas paredes do canal radicular no selamento marginal apical de quatro cimentos obturadores.** 2000. Tese (Mestrado em Endodontia) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
72. MERYON, S.D.; BROOK, A.M. Penetration of dentine by three oral bacteria *in vitro* and their associated cytotoxicity. **Int. Endod. J.**, v.23, n.4, p.196-202, July, 1990.
73. MISERENDINO, L.J.; LEVY, G.C.; & RIZOU, I.M. Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. **J. Endod.**, v.21, p.83-7, 1995.
74. MITCHELL, C.A. Selection of materials for post cementation. **Dental Update**, v.7, p.350-354, 2000.
75. MORITZ, A.; DOERBUDAK, ECHT, N.; GOJARKHAY, K.; SHOOP, U.; & SPERR, W. Nd:YAG laser irradiation of infected root canals in combination with microbiological examinations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Vienna, v.128, p.1525-30, 1997.
76. MORITZ, A.; JAKOLITSCH, S.; GAHARKHAY, K.; SCHOOP, U.; KLUGER, W.; MALLINGER, R.; SPERR, W.; & GEORGOPOULOS, A. Morphologic changes correlating to different sensitivity of *Escherichia coli* and *Enterococcus faecalis* to Nd:YAG laser irradiation through dentin. **Lasers Surg. Med.**, v.26, p.250-61, 2000.
77. MORITZ, A.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; JAKOLITSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; & SPERR, W. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG and Er:YAG laser irradiation in root canal: an *in vitro* comparison. **J. Clin. Las. Med. Surg.**, v.17, n.4, p.161-4, 1999.
78. MOSHONOV, J.; ORSTAVID, D.; YAMAGUCHI, S.; PETTIETTE, M.; & TROPE, M. Nd:YAG laser in root canal disinfection. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.11, n.5, p.220-224, 1995.
79. NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrate. **J Biomed Mater Res**, v. 16, p. 265-272, 1982.

80. NAVARRO, R.S. **Resistência à tração de resina composta sobre esmalte e dentina condicionados com laser de Er:YAG e um sistema adesivo auto-condicionante. Análise das estruturas pela Microscopia Eletrônica de Varredura.** 2001. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
81. NIEMZ, M.H. **Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications.** Sprienger-Verlag Berlin Heidelberg, 1996.
82. OKSAN, T. *et al.* The penetration of root canal sealers into dentinal tubules. A scanning electron microscopy study. **Int. Endod. J.**, v.26, p.301-5, 1993.
83. PAGHDIWALA, A.F. Root resection endodontically treated teeth by Er:YAG laser irradiation. **J. Endod.**, v.19, n.2, p.91-4, Fev., 1993.
84. PASHLEY, D.H. Smear Layer: physiological considerations. **Op. Dent.**, v.9, n.3, p.13-39. Summer, 1984.
85. PASHLEY, E.L. *et al.* Effect of CO₂ energy on dentin permeability. **J. Endod.**, v.18, n.6, p.257-62, June, 1992.
86. PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J Dent**, v. 25, n. 5, p. 335-372, Sept., 1997.
87. PECIULIENE, V.; BALCIUNIENE, I.; ERIKSEN, H.M.; HAAPASALO, M. Migration of a *Streptococcus faecalis* in previously root-filled canals in a lithuanian population. **J. Endod.**, v.26, n.10, p.593-95, Oct., 2000.
88. PÉCORÁ, J.D.; BRUGNERA-JUNIOR, A.; CUSSIOLI, A.L.; SILVA, R. Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er:YAG laser application. **Lasers Surg. Med.**, v.26, n.3, p.277-281, 2000.
89. PÉCORÁ, J.D.; Evaluation of Er:YAG laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. **Braz. Dent. J.**, v.12, n.1, p.27-30, 2001.
90. PHILIPPS, R. W. **Skinner materiais dentários.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap. 14, p.276-281, 1993.
91. PICOLI, F. **Estudo *in vitro* do efeito da aplicação do laser de Er:YAG e da solução de EDTAC na superfície dentinária, sobre a adesividade de diferentes cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio.** 2001. Dissertação (Mestrado)- Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto..
92. PURTON, D. G.; PAYNE, J. A. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. **Quintessence Int**, Berlin, v.27, n.2, p.93-97, Feb., 1996.

93. RAMSKOLD, L.; FONG, C.; STROMBERG, T. Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. **J. Endod.**, Huddinge, v.23, p.96-100, 1997.
94. REAGAN, S. E. *et al.* Effects of cyclic loading on selected post-and-core systems. **Quintessence Int**, Berlin, v. 30, n.1, p.61-67, Jan., 1999.
95. ROONEY, J.; MIDDA, M.; LEEMING, J. A laboratory investigation of the bactericidal effect of a Nd:YAG laser. **British Dental Journal**, v.176, p.61-4, 1994.
96. SARACENI, C.H.C. **Resistência à tração de um sistema adesivo em superfícies dentinárias tratadas com microabrasão por óxido de alumínio e irradiação com laser de Er:YAG.** 1998. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
97. SAUPE, W. A.; GLUSKIN, A. H.; RADKE JR., R. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int**, Berlin, v.27, n.7, p.483-491, July, 1996.
98. SEBRÃO, C.C.N. **Avaliação da microinfiltração apical de condutos radiculares irradiados *in vitro* com Laser de Er:YAG.** 2003. Dissertação de Mestrado – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
99. SEN, B.H.; WESSELINK, P.R.; TÜRKÜN, M. The smear layer a phenomenon in root canal therapy. **Int. Endod. J.**, v.28, n.3, p.141-148, May., 1995.
100. SEN, B.H.; PISKIN, B.; BARAN, N. The effect of tubular penetration of root canal sealers on dye microleakage. **Int. Endod. J.**, v.29, n.1, p.23-28, Jan., 1996.
101. SHILLINGBURG, H.T.JR, *et al.* Fundamentos de Prótese Fixa, São Paulo: Quintessence Editora, Ltda, Cap. 22, p.327, 1998.
102. SIDOLI, G. E.; KING, P. A.; SETCHELL. D. J. An *in vitro* evaluation of a carbon fiber-based post and core system. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.78, n.1, p.5-9, July, 1997.
100. SILVA, L.X. **Avaliação *in vitro* do efeito da irradiação de laser Nd:YAG na permeabilidade dentinária, após o preparo do canal radicular, tendo como fonte de variação a substância química auxiliar.** 2000. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
101. SIVERS, J. E.; JOHNSON W. T. Restoration of endodontically treated teeth. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.36, n.3, p.631-650, July, 1992.

102. SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.64, n.4, p.419-424, Oct., 1990.
103. SORNKUL, E.; STANNARD, J.G. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. **J Endod**, Baltimore, v.18, n.9, p.440-443, Sept., 1992.
104. SOUZA-NETO, M.D. **Estudo *in vitro* do efeito da aplicação do laser Er: YAG sobre a dentina humana na adesividade de diferentes cimentos obturadores dos canais radiculares.** 1999. Tese (Livre Docência)- Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.
105. SOUZA-NETO, M.D.; PASSARINHO-NETO, J.G.; CARVALHO-JUNIOR, J.R.; CRUZ-FILHO, A.M.; PÉCORÁ, J.D.; SAQUY, P.C. Evaluation of the effect of EDTA, EGTA and CDTA on dentin adhesiveness and microleakage with different root canal sealers. **Braz. Dent. J.**, v.13, n.2, p.123-8, 2002.
106. SOUZA, R.A.; SILVA, S.J.A. Interferência da camada residual no selamento apical. **Rev. bras. Odontol.**, v.58, n.1, p.16-19, Jan/Fev., 2001.
107. STABHOLZ, A. *et al.* Effects of Nd:YAG laser on apical seal of teeth after apicectomy and retrofill. **J. Endod.**, v.18, n.8, Aug., 1992.
108. STERN, R.H., SOGNAES, R.F. Laser beam effect on dental hard tissue. **J. of Dent. Research**, n.43, p.873, 1964.
109. TAKEDA, F.H. *et al.* Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canals walls. **J. Endod.**, v.24, n.8, p.548-51, Aug., 1998a.
110. TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; ETO, J.N.; KIMURA, Y.; & MATSUMOTO, K. Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.14, n.6, p.270-3, Dec., 1998b.
111. TAKEDA, F.H; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; & MATSUMOTO, K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.16, p.117-22, 1998c.
112. TAM, A.; YU, D.C. An avaluation of the effectiveness of two canal lubricants in removing smear layer. **Comp. Cont. Educ. Dent.**, v.21, n.11, p.967-72, Nov., 2000(abstract).
113. TANJI, E.Y., SOARES, S.C.G.; EDUARDO, C.P. M.E.V. de canais radiculares irradiados com Er:YAG e Nd:YAG lasers. In: Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica, 15, 1998, Águas de São Pedro. Anais... São Paulo: SBPqO, 1998a, p.47. (Abstract A 126).

114. TANJI, E.Y.; GOUW-SOARES, S.C.; GROTH, E.B., *et al.* Comparative study of root canal wall irradiated with Nd:YAG and Er:YAG lasers. Presents at the 7th International Congress of the German Society of *Lasers* in Dentistry, Frankfurt, 1998.
115. TAO, L.; PASHLEY, D.H. The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability. **Dent. Mater**, v.5, n.2, p.133-39, 1989.
116. TRABERT, K. C.; CAPUTO A. A.; ABOU-RASS, M. Tooth fracture – A comparison of endodontic and restorative treatments. **J Endod**, Baltimore, v.4, n.11, p.341-345, Nov., 1978.
117. TRABERT, K. C.; COONEY, J. P. The endodontically treated tooth: restorative concepts and techniques. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.28, n.4, p.923-951, Oct., 1984.
118. TROPE, M.; MALTZ, D. O.; TRONSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v.1, n.3, p.108-111, June, 1985.
119. UEMURA, E.S. **Estudo comparativo “in vitro” da resistência ao cisalhamento de discos metálicos de níquel-cromo, com ou sem tratamento de superfície, unidos à dentina bovina, com quatro cimentos.** 136f. Tese (Doutorado em Odontologia, área de concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 1999.
120. WANDEL, S. Eine kritische betrachtung zur aufbereitung von wuzelkanälen mit komplexi-bildnem. **Dtch. Zahnaerztliche Z.**, v.16, p.81-6, 1961.
121. WEICHMAN, J.A.; & JOHNSON, F.M. Laser use in endodontics. A preliminary investigation. **Oral Surgery**, v.31, p.416-20, 1971.
122. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; COHEN, J.N. Bacterial reduction of contaminated dentin by Nd:YAG laser. **J. Dent. Res.**, v.70, p.412, 1991a. (Abstract 1170).
123. WHITE, J.M.; GOODIS, H.E.; ROSE, C.L. Use of the pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. **Lasers in Surgery and Medicine**, v.11, p.455-61, 1991b.
124. WHITE, R.R.; GOLDMAN, M.; LIN, P.S. The influence of the smear layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials. Part II. **J. Endod.**, v.13, n.8, p.369-74, Aug., 1987.
125. YAMADA, R.S.; ARMAS, A.; GOLDMAN, M.; LIN, S.P. A scanning electron microscopic comparison of a high volume final flush with several irrigation solutions: Part3. **J. Endod.**, v.9, n.4, p.137-42, 1983.