INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**Análise da resistência de união adesiva de retentores intrarradiculares metálicos
e estéticos cimentados em condutos irradiados com laser de diodo de alta
potência (830nm)**

CLÁUDIA STREFEZZA

**Tese apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Doutor em Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Materiais**

**Orientadora:
Profa. Dra. Denise Maria Zezell**

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

São Paulo
2013

**“A verdadeira viagem de descobrimento não consiste em procurar novas paisagens, mas em ter novos olhos.”
(Marcel Proust)**

Aos meus queridos pais, Ilda e Norberto,

Que sempre souberam me ensinar os caminhos mais nobres e virtuosos

Meu eterno reconhecimento e gratidão.

Aos irmãos Liliana e Fábio, sobrinho Maurício, e minha cunhada Maria Estela.

Muito Obrigada.

À Profa. Dra. Denise Maria Zezell

A quem admiro profundamente pelo direcionamento de sua vida profissional.

Agradeço pelo apoio em todas as horas e pela brilhante orientação científica.

Muito obrigada pela oportunidade deste convívio tão engrandecedor.

Denise, nós somos o que fazemos e sobretudo o que fazemos para mudar o que somos. Saiba que esta mudança positiva deve-se ao empenho e dedicação de uma grande amiga como você.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Carlos de Paula Eduardo, por ter me recebido e me amparado na vida acadêmica. A quem admiro pela sua erudição, seu idealismo e dedicação à Odontologia. Agradeço pelos conhecimentos e experiência de vida transmitidos ao longo de nossa convivência.

À Profa. Dra. Sheila Gouw pela amizade e companheirismo que nos une em todos os momentos. Muito obrigada.

Ao querido amigo Prof. M.Sc. Weber Bueno de Andrade por seu apoio inestimável e sua amizade sincera e verdadeira. Sinto-me privilegiada por tê-lo como amigo.

Ao Prof. Dr. José Quinto Jr. pelo importante apoio, incansável e preciosa contribuição na elaboração do experimento e desta tese. Muito obrigada.

À Profa. Dra. Luciane Hiramatsu Azevedo agradeço pelo companheirismo, ensinamentos preciosos e por sua amizade.

À Prof. Dra. Cláudia Bianchi Zamataro pela inestimável ajuda na realização desta tese e na elaboração do artigo científico. Obrigada por sua amizade.

À Profa. Dra. Patrícia da Ana pelas sugestões que enriqueceram este trabalho.

À Profa. Dra. Sonia L. Baldochi pelas sugestões por ocasião do seminário de área.

Aos amigos de longa jornada Prof. Dr. Edgar Tanji e Prof. Dr. José Eduardo P. Pelino, obrigada pela amizade de tantos anos.

À Profa. Dra. Míriam Turbino. Muito obrigada.

Aos amigos do LELO: Liliane, Profa. Dra. Patrícia Freitas, Profa. Dra. Ana Cecília Aranha, Gê e demais colaboradores. Muito obrigada.

Aos funcionários do Departamento de Dentística da FOUSP: Sônia, Aldo e Selma. Muito obrigada.

Ao Laboratório Especial de *Laser* em Odontologia (LELO) por permitir a utilização de suas dependências e equipamentos. Obrigada pela utilização do Laser de Diodo Opus 10 (OpusDent, Sharplan – Israel – Tel Aviv) utilizado neste experimento.

Aos maravilhosos amigos do Grupo do Curso de Estética Dental Fundectofor: Alexandre, Daniela, Gabriela, Henrique, Luciana, Marcelo e Thelma. Desejo que esta cumplicidade e amizade nos acompanhem para sempre. Agradeço a compreensão das minhas ausências durante esta árdua jornada. Muito obrigada.

À Lígia De Pietro amiga de todas as horas

Aos colegas do curso de pós-graduação do IPEN/CLA: Moisés, Quinto, Cacau, Carolina, Vivi, Thiago, Marcelo, Paulo, Ana Cláudia, Maíra e Cássio. Ao Valdir colega e técnico do laboratório de Biofotônica. Obrigada.

Aos pesquisadores do CLA/IPEN: Prof. Dr. Anderson Zanardi de Freitas, Prof. Dr. Gessé Calvo Nogueira, Profa. Dra. Martha Simões Ribeiro, Profa. Dra. Martha F. Vieira, Prof. Dr. Niklaus U. Wetter, Prof. Dr. Nilson Dias Vieira Jr. Prof. Dr. Wagner de Rossi.

Aos funcionários da CPG do IPEN: Ana Cláudia e Ana e demais colaboradores obrigada.

Ao Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (IPEN), ao (CLA) Centro de *Lasers* e Aplicações e ao Centro de Tecnologia das Radiações (CTR) por permitir a utilização das suas dependências e equipamentos.

Ao Banco de Dentes Humanos, e ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela cessão de dentes humanos para este trabalho.

Ao CEPID-FAPESP (Centro de Pesquisa e Inovação de Difusão em Óptica e Fotônica 05/51689-2), CNPq/INCT INFO: 373.916/2008; CAPES Pro-Equipamentos 919-2010, por permitirem a aquisição de equipamentos e materiais indispensáveis para a realização deste trabalho.

A todos da FOUSP e IPEN que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Meus sinceros agradecimentos.

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ADESIVA DE RETENTORES
INTRARRADICULARES METÁLICOS E ESTÉTICOS CIMENTADOS EM
CONDUTOS IRRADIADOS COM LASER DE DIODO DE ALTA POTÊNCIA (830 nm)**

CLÁUDIA STREFEZZA

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar, *in vitro*, a resistência de união de retentores intrarradiculares previamente irradiada com *laser* de diodo em alta intensidade ($\lambda = 830$ nm), tanto em regime contínuo como pulsado. Foram utilizados retentores intrarradiculares metálicos ou de fibra de vidro, cimentados com fosfato de zinco ou cimento resinoso auto-condicionante. Assim, as variáveis analisadas foram o regime de irradiação, o tipo de retentor intrarradicular e o tipo de agente cimentante na resistência de união. Estas variáveis foram analisadas, *in vitro*, nos 3 terços radiculares (cervical, médio e apical) de 90 dentes humanos endodonticamente tratados, preparados para receber retentor intrarradicular e irradiados com *laser* de diodo em alta intensidade (830 nm). Após a irradiação os retentores foram cimentados com cimento de fosfato de zinco ou com cimento resinoso autocondicionante. As raízes foram seccionadas por meio de cortes transversais dos terços cervical, médio e apical, obtendo-se, assim, seis amostras de cada raiz. Cada uma das amostras foi submetida ao ensaio de resistência de união de maneira cega. Conclui-se que a resistência mecânica à compressão de retentores intrarradiculares em dentina previamente irradiada com *laser* de diodo de alta intensidade ($\lambda = 830$ nm) apresentou maiores valores na dentina intrarradicular tanto no regime contínuo como pulsado, sendo ligeiramente superior no regime pulsado. Foi

possível verificar que, nos terços médio e cervical, a irradiação com *laser* de diodo pulsado ($P_m = 1 \text{ W}$, $I = 994 \text{ W/cm}^2$) resultou em maiores valores de resistência de união, com ambos os cimentos e ambos os tipos de núcleo. Houve diferença estatisticamente significativa nos valores de união nos diferentes terços dos grupos tratados, sendo superior para o terço cervical ($p < 0,05$). Assim, a técnica de irradiação do conduto com *laser* de diodo mostrou-se eficaz no aumento da resistência de união de retentores intrarradiculares.

**ANALYSIS OF BOND STRENGTH IN ESTECTICS AND METAL POSTS CEMENTED
IN ROOT CANALS IRRADIATED WITH HIGH POWER DIODE LASER (830 nm)**

CLÁUDIA STREFEZZA

Abstract

The aim of this study was to evaluate, *in vitro*, the bond strength of intracanal post cemented on irradiated dentin by a high intensity diode laser ($\lambda = 830$ nm), both continuous and pulsed regime. Metal or fiber glass posts were used and cemented with zinc phosphate cement or *self-etching* resin-based cement. Thus, the variables analyzed were the regime of irradiation, the type of post and type of luting agent on bond strength. These variables were analyzed *in vitro* the 3 root thirds (cervical, middle and apical) of 90 endodontically treated human teeth prepared to receive posts and irradiated with diode laser at high intensity (830 nm). After irradiation, posts were cemented with zinc phosphate or *self-etching* resin cement. The roots were transversely in the cervical, middle and apical thirds, resulting in six samples each root. Each sample was subjected to the test of bond strength blindly. We concluded that the mechanical strength of intracanal posts cemented on dentin irradiated by high intensity diode laser ($\lambda = 830$ nm) showed higher adhesion values in dentin, both for continuous and pulsed regime, being slightly higher in the pulsed regime. It was possible to verify that in the cervical and middle thirds, irradiation with pulsed diode laser ($P_m = 1$ W, $I = 994$ W/cm²) resulted in higher bond strength using both cements and both types posts. There was a significant difference among the different thirds of the treated groups, being higher for the cervical third ($p < 0,05$). So, irradiation with diode laser was effective to increase the resistance of union of intrarradicular posts.

Sumário

AGRADECIMENTOS	4
Resumo	7
Abstract.....	9
1. INTRODUÇÃO	11
2. OBJETIVOS.....	17
2.1. GERAL.....	17
2.2. ESPECÍFICOS	17
3 REVISÃO DE LITERATURA	18
3.1 Retentores intrarradiculares.....	18
3.2 Fixação do retentor à estrutura dental.....	22
• Cimento fosfato de zinco.....	23
• Cimentos resinosos.....	24
3.3 <i>Laser</i>	28
4 MATERIAL E MÉTODOS	35
4.1 Obtenção e preparo endodôntico das amostras.....	35
4.2 Preparo e Modelagem dos condutos Intrarradiculares	38
4.3 Aleatorização de Grupos Experimentais	38
4.4 Parâmetros de Irradiação com <i>laser</i> de diodo	39
4.5 Cimentação dos retentores intrarradiculares.....	41
4.6 Formação dos corpos de prova	44
4.7 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	46
4.8 Análise Estatística	47
5 RESULTADOS	49
6 DISCUSSÃO.....	61
7 CONCLUSÕES.....	69
8. ANEXOS.....	70
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71

1. INTRODUÇÃO

Os dentes tratados endodonticamente e com grande destruição coronária apresentam-se mais frágeis sendo indicado um retentor intrarradicular para retenção do tratamento restaurador da porção coronária e conseqüente restabelecimento da função do elemento dental. A importância do uso de retentores intrarradiculares não só está diretamente relacionada ao sucesso do tratamento endodôntico e restaurador, como à presença de suporte periodontal sadio, aumentando a longevidade do elemento dental. Assim, a retenção proporcionada pelos agentes cimentantes intrarradiculares, em oposição às forças mastigatórias, constitui fator crítico na durabilidade de uma restauração^(1,2).

A terapia endodôntica tem como objetivo promover a limpeza, desinfecção e modelagem do sistema de canais radiculares, visando a redução microbiana e selamento apical e marginal, possibilitando ao elemento dental o retorno às suas funções específicas^(3,4).

O núcleo metálico fundido foi, até os anos de 1980, considerado o melhor tipo de retenção intrarradicular, devido a sua alta fidelidade a morfologia do conduto radicular. Para tanto ele deve ser padronizado em relação ao desgaste interno do conduto radicular que deve ter 1/3 do diâmetro do dente, 2/3 do comprimento total do dente e pelo menos 4 mm da obturação na região apical. Deve apresentar-se justaposto às paredes do conduto e apoiado em superfície coronária plana^(5,6). A remoção de dentina intrarradicular para a modelagem do núcleo e a retenção friccional às paredes do conduto tornam a estrutura remanescente mais susceptível à fratura.

A cimentação do núcleo metálico fundido usualmente é feita utilizando-se um cimento sem características de adesão à estrutura dental, uma vez que a retenção é dada mecanicamente.

Pinos confeccionados em metal não permitem a dissipação homogênea das forças mastigatórias, fazendo com que sejam criadas áreas de tensão. Devido a estes problemas clínicos, estudos longitudinais provaram que este tipo de reabilitação apresenta um alto índice de fratura radicular ^(7,8,9).

Como consequência dos fatores negativos relacionados aos núcleos metálicos, foi adotado um novo conceito de pino, o pré-fabricado em fibra, que visa permitir a reconstrução do núcleo protético coronário, com menor desgaste de dentina do conduto e portanto menos invasivo, além de reforçar a estrutura dental remanescente.

A reabilitação de dentes tratados endodonticamente em função do remanescente dental pode ser baseada na adesão intrarradicular de um pino de fibra capaz de preservar o máximo de estrutura dental sadia e assim distribuir homogeneamente as forças mastigatórias prevenindo fraturas radiculares.

Com o advento de pinos em fibra reforçada, o conceito de adesão desta estrutura ao substrato dental, tornou-se de suma importância uma vez que a retenção do pino é dada mais pela adesão química do que por retenção mecânica.

Os pinos de fibra de vidro possuem uma taxa de sucesso aceitável, sendo que na maioria dos casos de falha se dá ou no processo de união química ou em casos que apresentem um remanescente coronário muito reduzido, menor que 2 mm ^(10,11).

Um dente hígido frente a forças mastigatórias absorve e transmite ao osso de forma homogênea, distribuindo-as sem que haja sobrecarga de qualquer uma das estruturas, desta forma um bom material odontológico deve se assemelhar ao máximo a estas características. O pino de fibra apresenta uma vantagem frente a outros materiais com relação à distribuição de carga, que é o módulo de elasticidade. O módulo de elasticidade é a capacidade de um material se deformar frente a uma força sem que esta cause uma alteração irreversível. Assim sendo, o pino de fibra apresenta um módulo de elasticidade próximo da dentina que permite que o pino se deforme frente a forças mastigatórias de forma semelhante ao dente ⁽¹²⁾.

A *smear layer* intrarradicular é constituída de restos de matéria orgânica e inorgânica, proveniente da utilização de instrumentos cortantes ou abrasivos, óleos, saliva e microorganismos. Esta camada é observada dentro dos canais radiculares após a manipulação do canal radicular para o preparo do conduto para receber um núcleo seja metálico ou pré-fabricado. A sua espessura é altamente irregular podendo ser bastante espessa em algumas regiões e ser fonte de contaminação por bactérias presentes no conduto. Com isso, muitas soluções irrigadoras são utilizadas para a remoção e provável descontaminação do canal. O hipoclorito de sódio (NaOCl), em diferentes concentrações, e o EDTA (etileno diamino tetra-acético), além de diferentes comprimentos de onda *laser* são empregados com a finalidade de remoção ou controle da presença do *smear layer* no conduto radicular.

A utilização de agentes cimentantes intrarradiculares na presença de *smear layer* (camada de 'lama dentinária') é bastante discutida, uma vez que alguns autores afirmam que a camada auxilia no vedamento dos túbulos

dentinários, enquanto outros afirmam que esta camada age como barreira física, interferindo na adesão e na penetração dos agentes cimentantes nos túbulos dentinários ^(13,14).

A irradiação *laser* intracanal promove alterações morfológicas no substrato dentinário que podem interferir na adesividade. A irradiação intracanal com os *lasers* de Nd:YAG e Er:YAG possibilitou um aumento na resistência de união adesiva dos cimentos à dentina, quando associados com o cimento resinoso, entretanto, quando associados com o cimento de fosfato de zinco, não influenciaram na retenção de núcleos metálicos fundidos ⁽¹⁵⁾. A ação da irradiação *laser* Er,Cr:YSGG na dentina radicular preparada para receber retentor intrarradicular de fibra de vidro, avaliando-se três tipos de agentes cimentantes resinosos resultou em resistência de união adesiva superior nos grupos irradiados do que nos grupos controle ⁽¹⁶⁾. Ainda são escassos os estudos que utilizam o *laser* de diodo de alta intensidade ($\lambda = 830 \text{ nm}$) em modo contínuo ou pulsado, para avaliar sua influência na resistência de união adesiva de retentores intrarradiculares metálicos fundidos ou estéticos ^(17,18).

A irradiação com *lasers* de Nd:YAG, Er:YAG e diodo vem otimizando os resultados, principalmente atuando sobre microorganismos resistentes (localizados em profundidade na massa dentinária) à substâncias antimicrobianas utilizadas convencionalmente, reduzindo o risco de infecções refratárias ^(19,20). Os *lasers* de diodo de alta intensidade, com comprimento de onda entre 805 e 980 nm, também têm assumido destaque na endodontia devido à sua ação antimicrobiana ^(21,22,23), com ação compatível aos resultados reportados em literatura quando foram utilizados outros tipos de *lasers* de alta intensidade.

A irradiação *laser* no conduto radicular demonstrou ser efetiva quanto à redução bacteriana promovida em locais que não são totalmente acessíveis ao tratamento químico convencional e que podem, portanto tornar-se um refúgio para os microorganismos ^(24,25). Por meio de ação térmica promovida pelo *laser* em condições seguras de irradiação, obtém-se uma redução microbiana intracanal favorecendo assim a sanificação do sistema radicular.

Os *lasers* de diodo em 830 nm são relativamente pouco absorvidos pela água e hidroxiapatita (Figura 1), principais componentes do elemento dental, portanto cuidados precisam ser tomados quando este *laser* for clinicamente utilizado, especialmente em modo de emissão contínuo, devido ao rápido aumento de temperatura causado nos tecidos adjacentes. Há na literatura a interpretação errônea de que se trata de um comprimento de onda com interações teciduais semelhantes às do Nd:YAG pulsado ^(22,23). O *laser* de diodo com comprimento de onda entre 800 nm a 900 nm, no modo contínuo, resulta em penetração térmica muito superior ao do *laser* de neodímio pulsado.

Figura 1 Espectro de absorção dos principais cromóforos de tecidos biológicos e localização da emissão do *laser* de diodo em alta intensidade ($\lambda=830$ nm) ⁽²⁶⁾

Entretanto, com parâmetros de irradiação seguros para o tecido periodontal, o *laser* de diodo (830 nm) é capaz de atuar na dentina do sistema de canais radiculares em profundidade, proporcionando um alto índice de descontaminação microbiana ⁽²³⁾.otimizando as técnicas convencionais, inibindo infecções refratárias, aumentando a longevidade do elemento dental. Soma-se ao rol de vantagens do *laser* de diodo o fato de ser atualmente o de menor custo para aquisição.

Frente ao exposto, surgiu o propósito de analisar o efeito da irradiação com o *laser* de diodo de alta potência ($\lambda = 830$ nm), em regime contínuo e pulsado, e sua influência na retenção de retentores metálicos ou de fibra, cimentados com dois diferentes tipos de agentes cimentantes em face às alterações morfológicas promovidas na dentina intrarradicular.

Havendo aumento da retentividade mecânica e consequentemente da estabilidade dos retentores intrarradiculares, a técnica deste presente estudo poderá ser clinicamente promissora, pois os aspectos térmicos de segurança da irradiação com este comprimento de onda já foram determinados em pesquisas anteriores no Centro de *Lasers* e Aplicações do IPEN-CNEN/SP ⁽²³⁾.

2. OBJETIVOS

2.1. GERAL

Avaliar *in vitro* a resistência de união de retentores intrarradiculares metálicos ou de fibra de vidro cimentados com fosfato de zinco ou cimento resinoso auto-condicionante, em dentina previamente irradiada com *laser* de diodo em alta intensidade ($\lambda=830$ nm, no regime contínuo e pulsado), ou sem irradiação (controle).

2.2. ESPECÍFICOS

- a. Avaliar a influência do regime de operação *laser* de diodo ($\lambda=830$ nm) com irradiação contínua e pulsada (50% duty cycle) na dentina intrarradicular irradiada, após seu preparo núcleo protético;
- b. Avaliar a influencia de dois tipos diferentes de cimento (fosfato de zinco e cimento resinoso) na união de núcleos metálicos protéticos em condutos irradiados, previamente a cimentação;
- c. Avaliar a influência na resistência de união adesiva de núcleos de fibra de vidro reforçados à dentina radicular com cimentos resinosos auto-condicionantes, após a irradiação dos condutos em dois regimes de irradiação;
- d. Avaliar a pressão necessária para deslocamento de dois tipos de núcleo protético (metálico ou de fibra) cimentados em dentina previamente irradiada com *laser*.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Retentores intrarradiculares

Os dentes gravemente injuriados e sem vitalidade pulpar apresentam alta probabilidade de fratura e colapso da estrutura dental remanescente, se não forem corretamente restaurados e reabilitados. Na história pregressa destes dentes, os mesmos já passaram por perda de estrutura devido à lesão cáriosa, fragilizada por preparos cavitários e pela própria desvitalização pulpar inerente ao preparo químico cirúrgico durante o tratamento endodôntico. O tratamento endodôntico é indispensável e precede a colocação do núcleo. Entretanto, o tratamento endodôntico favorece a desidratação da dentina tornando os dentes mais suscetíveis às fraturas⁽²⁷⁾ em consequência da perda de elasticidade. A restauração de dentes tratados endodonticamente ainda representa um desafio à odontologia moderna. As modificações ocorridas pelo tratamento endodôntico, bem como as forças laterais, podem levar a concentrações de tensões em um ponto determinado da estrutura dental podendo ocasionar fratura radicular ou da porção coronária⁽²⁸⁾, quando se usam retentores intrarradiculares.

Por vários anos os núcleos metálicos fundidos foram a única forma de restauração de dentes sem vitalidade pulpar e com extensa perda coronária. Porém essa técnica de reconstrução apresentava desvantagens clínicas tais como: a dificuldade para a remoção do retentor caso fosse necessária uma nova intervenção no canal radicular; a necessidade de uma etapa laboratorial onde além da mão de obra do técnico em prótese para confecção do retentor tem-se também o alto custo dos equipamentos e de algumas ligas em metal nobre utilizadas além de requererem um número maior de consultas clínicas e

a possibilidade de corrosão na interface retentor/paredes canal radicular dependente do material empregado ⁽²⁹⁾. Outra desvantagem é o elevado módulo de elasticidade que proporciona a concentração de tensões com transmissão das forças diretamente à estrutura radicular resultando em maior chance de fratura.

Em um sistema mais próximo do ideal o retentor teria o módulo de elasticidade o mais próximo possível ao da dentina ⁽³⁰⁾. Sabe-se que o retentor perfeito deve transmitir a mínima tensão residual ao dente, permitir fácil remoção para possível retratamento endodôntico e possibilitar a suficiente retenção da restauração, sendo esta a sua principal função ⁽³¹⁾.

Entretanto, a utilização dos retentores metálicos fundidos é ainda muito comum no meio clínico sendo indicada principalmente para dentes sem remanescente coronário em toda sua extensão marginal. Devido as cores das ligas (Au, Ag, NiCr e etc) geralmente utilizadas nos retentores metálicos serem muito diferentes da cor natural do dente, há maior dificuldade na obtenção da estética dental o que propiciou um incentivo à pesquisa de sistemas livres de metal. Portanto atualmente observa-se uma maior indicação de retentores estéticos de fibra de vidro. Estes retentores estéticos devem possuir uma condição mínima de remanescente dental de 2 mm de estrutura sadia em toda a extensão marginal, a fim de se evitar fraturas do retentor ^(28,32).

Apesar de que novas técnicas e materiais tenham surgido pesquisadores ainda preconizam a utilização dos retentores metálicos fundidos, afirmando que sua qualidade e técnica, são mais efetivas. A literatura justifica ainda que devido a longa experiência clínica na sua utilização e por ser uma técnica consagrada, estes são e continuarão sendo uma boa opção para a

reconstrução com finalidade protética ⁽³³⁾. Em casos em que o retentor metálico fundido é selecionado para a reabilitação, alguns cuidados extras com a estética são necessários, como exemplo, a cautela ao escolher-se o material que será utilizado na coroa. As coroas de cerâmica livre de metal são translúcidas e deixam transparecer o metal, portanto adicionalmente ao metal é necessária uma infraestrutura opaca, ou ainda a aplicação de uma camada de material opaco diretamente sobre o retentor metálico ⁽³⁴⁾.

Com o advento dos retentores pré-fabricados em fibra que substituem os núcleos metálicos fundidos convencionais foi possível à diminuição dos passos clínicos. Com menor número de horas clínicas diminuíram-se assim os custos e visto que este sistema é de utilização imediata, isto é, não requer a colaboração de um laboratório de prótese na etapa de sua confecção. Com a utilização destes retentores estéticos também é possível preservar-se mais a estrutura dental remanescente através da confecção de um núcleo em resina composta ^(35,36,37). Os núcleos de fibra possuem módulo de elasticidade bastante próximo ao da dentina, o que possibilita melhor distribuição das tensões provenientes da carga mastigatória ao remanescente dental com menor risco de fratura radicular, rapidez de confecção, fase clínica única, baixo custo ⁽³⁸⁾, mostrando ser uma técnica mais rápida e segura, portanto.

No novo sistema de retentores pré-fabricados em fibra de vidro há a inclusão de fibras de carbono numa matriz resinosa onde se buscou um material que se aproximasse, do ponto de vista mecânico, às características do tecido dental perdido, determinando-se uma mudança importante na restauração coroa-raiz. Este advento trouxe grandes avanços, principalmente nas propriedades mecânicas, como a elevada resistência à flexão e o módulo

flexural próximo à estrutura dental ^(39,40). O módulo de elasticidade dos retentores de fibra de vidro com reforço de fibras de carbono (FRC) (~ 48 GPa) é o mais similar ao da dentina (18,6 GPa) do que em relação ao módulo de elasticidade dos retentores metálicos ⁽¹³⁾ (150 - 200 GPa). Esta particularidade, associada a cimentação adesiva, cria uma unidade mecanicamente homogênea ⁽⁴¹⁾. Isto faz com que o conjunto pino-cimento-adesivo dentina trabalhe mecanicamente como corpo único, distribuindo homogeneamente as tensões e minimizando a probabilidade de ocorrência de fraturas. Caso elas ocorram, são predominantemente localizadas em porções mais cervicais, o que facilita o processo de reabilitação ⁽⁴²⁾

A inovação desse tipo de fibra resultou em um retentor com melhores características estéticas, pois se apresentam na cor branca ou translúcida podendo ser utilizado em regiões que requerem uma maior proximidade com a cor do elemento dental. Do ponto de vista mecânico, esse tipo de fibra melhorou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com esse sistema de retentores. Isso pelo fato de que os retentores de fibra de vidro apresentaram resultados de módulo flexural inferior, quando comparados aos retentores de fibra de carbono grafite e também muito próximos da dentina. Estudos demonstram que dentes restaurados com retentores de fibra de vidro reforçado tiveram também os maiores valores de resistência de união adesiva em testes laboratoriais. Outra característica confirmada pelos testes é que esses pinos apresentam um baixo módulo de elasticidade, dessa forma quando incide uma carga sobre a estrutura radicular o estresse é minimizado e também ocorre uma melhor absorção das tensões entre pino e raiz ⁽³⁷⁾. Com este sistema temos ainda menor desgaste do

remanescente dental, adesão à dentina por meio de cimentos resinosos associados ao adesivo, além de simplicidade da técnica ⁽³⁸⁾.

Outra vantagem dos retentores à base de fibras reforçadas é a facilidade de remoção através de instrumentos rotatórios, facilitando o acesso ao canal radicular em situações de retratamentos ou de fraturas. Os retentores de fibra de vidro são formados por fibra de vidro envolto por uma matriz de resina epóxica ou seus derivados (36% do peso total da estrutura) e por substâncias radiopacas, importantes para a identificação através de radiografias. A união entre fibras de vidro e matriz é obtida por agente de união, a fim de favorecer a adesão entre os dois componentes. De qualquer modo, a resistência da ligação não é elevada, contudo é suficiente para impedir o desfibramento dos pinos pelo descolamento das fibras da matriz, durante as cargas funcionais e parafuncionais ⁽⁴³⁾.

O comportamento mecânico destes pinos varia quando submetidos a cargas advindas de diferentes direções ⁽⁴⁴⁾. Porém às cargas diagonais, que são verificadas nos dentes posteriores durante a mastigação dos alimentos, apresentam valores registrados praticamente idênticos àqueles resultantes na dentina de um elemento dental hígido ^(45,46).

3.2 Fixação do retentor à estrutura dental

Embora a fixação do retentor ao conduto radicular seja primordial, é justamente a maior causa de insucesso. Isto se deve provavelmente pelo rompimento da união entre o sistema de cimentação e a dentina radicular e a maior concentração de tensões nesse local, considerando-se esta uma área crítica. Mesmo que a interface sistema adesivo/dentina radicular seja

problemática, outra grande preocupação se concentra na interface cimento-pino. Foi comprovado que a microinfiltração marginal que ocorre nos pinos deve-se, principalmente, à diferença entre a rigidez de cimento e do pino que é maior do que entre o cimento e o substrato dentinário, levando a possível fratura da interface cimento-retentor ⁽⁴⁷⁾.

É de suma importância ressaltar o estudo das diferentes interfaces envolvidas na fixação dos pinos à dentina radicular. Uma restauração envolvendo retentor tem pelo menos duas interfaces, uma entre o retentor e o cimento e outra entre o cimento ou adesivo e a dentina radicular.

O sucesso das cimentações dos retentores seja ela adesiva ou não adesiva, dependerá da efetiva união estabelecida entre estas diferentes interfaces.

Vários componentes estruturais da dentina e as propriedades físicas deste substrato podem afetar diretamente a fixação, como a matriz orgânica de colágeno, o reforço de hidroxiapatita, e a distribuição e organização microestrutural destes elementos ⁽⁴⁸⁾.

- **Cimento fosfato de zinco**

O cimento de fosfato de zinco tem sido utilizado na odontologia por mais de um século. É obtido através de uma reação ácido-base, iniciada através da mistura do pó (composto por 90% de óxido de zinco e 10% de óxido de magnésio) com o líquido, que consiste aproximadamente de 67% de ácido fosfórico tamponado com alumínio e zinco. Fixa as restaurações indiretas às estruturas dentárias por meio de retenção mecânica através das irregularidades da superfície dentária e do material da prótese indireta.

É um dos cimentos mais utilizados na cimentação de coroas, visto que apresenta baixo custo, facilidade de trabalho e boas propriedades mecânicas, e ainda apresenta uma pequena espessura de película, devido ao seu bom escoamento, o que favorece o assentamento final da prótese. Algumas das limitações do cimento de fosfato de zinco são: a sua falta de adesão à estrutura dentária, a alta solubilidade, além da possibilidade de causar irritação pulpar e sensibilidade pós-operatória devido ao seu pH ácido. Este cimento pode ser empregado na cimentação de próteses unitárias ou parciais fixas com metal, retentores intrarradiculares e restaurações indiretas metalo-cerâmicas ⁽⁴⁹⁾.

- **Cimentos resinosos**

A adesão entre materiais restauradores e os tecidos duros tem sido estudada há muitos anos. As primeiras pesquisas com adesivos dentinários ocorreram em 1949, com o desenvolvimento do primeiro adesivo à base de GPDM – dimetacrilato de ácido glicerofosfórico. Mas em 1955, foi proposto o uso de ácidos para alterar a superfície do esmalte, promovendo microrretenção mecânica mais apropriada para adesão ^(50,51). Com o aperfeiçoamento da técnica do condicionamento ácido (em esmalte e dentina), desenvolvimento de novos sistemas adesivos e cimentos resinosos possibilitou-se a melhor adesão dos retentores intrarradiculares pré-fabricados estéticos em fibra à dentina radicular no processo de reconstrução coronária em dentes desvitalizados, favorecendo a retenção. O condicionamento ácido objetiva remover ou alterar a camada de *smear layer* que fica sobre a dentina, principalmente.

A *smear layer* intrarradicular é constituída de restos de matéria orgânica e inorgânica, de instrumentos cortantes ou abrasivos, óleos, saliva e

microorganismos. Esta camada é observada dentro dos canais radiculares após instrumentação e é considerada bastante espessa. Inicialmente a maior preocupação com a presença desta camada dentro do canal era a possibilidade de ter contaminação por bactérias presentes no conduto, após a obturação. Com isso, muitas soluções irrigadoras são utilizadas para a remoção e provável descontaminação do canal. O hipoclorito de sódio (NaOCl), em diferentes concentrações, e o EDTA (etileno diamino tetra-acético), diferentes comprimentos de onda *laser* são soluções empregadas com esta finalidade ^(25,52).

Para alcançar a união entre este substrato tão heterogêneo e o material adesivo, é necessária a penetração de monômeros resinosos na superfície de dentina condicionada, criando embricamento micromecânico entre o colágeno e a resina, assim formando camada híbrida. A criação de uma camada híbrida eficiente só é possível devido a um adequado tratamento da dentina. Este pode ser realizado com o auxílio de ácidos inorgânicos (ácido fosfórico) ou orgânicos (metacrilatos carboxílicos). No substrato dentinário deve-se tomar o cuidado especial na remoção de água para evitar o colapsamento das fibras colágenas ⁽⁵³⁾.

Porém para diminuir problemas causados pelo excesso de secagem dentinária foram lançados os adesivos autocondicionantes, nos quais ácidos orgânicos são utilizados em dentina e não requerem o enxágue após o condicionamento. Esses materiais possuem *primers* contendo monômeros que conseguem dissolver parcialmente a *smear layer* e penetrar nos túbulos dentinários, realizando hibridização ao incorporar parte da *smear layer* ⁽⁵⁴⁾.

O monômero ácido dos sistemas adesivos autocondicionantes, no entanto, age de forma menos agressiva, desmineralizando a dentina em menor profundidade, podendo alcançar valores elevados de resistência de união adesiva ⁽⁵⁵⁾

A heterogeneidade da dentina da parede radicular é outro fator que influencia no procedimento adesivo. Esta pode influenciar na adesão do retentor de fibra, especialmente com relação à densidade e diâmetro dos túbulos dentinários. A morfologia da dentina avaliada nos canais radiculares em termos de orientação de túbulos dentinários, densidade e mesmo aumento da área de superfície após condicionamento mostra aumento muito maior da adesão na dentina do terço cervical e médio ⁽⁵⁶⁾. Em outro estudo foi comprovado que a região cervical tem maior resistência de união do que na região apical ⁽⁵⁷⁾.

Apesar das diferenças nas constituições regionais entre as diferentes porções de dentina radicular, algumas propriedades mecânicas como resistência a tração, são semelhantes em dentinas cervical, coronária e radicular ⁽⁵⁸⁾. Foi verificado em testes de resistência à tração, que as diferentes dentinas apresentavam valores similares tanto quando foram tracionadas perpendicularmente à direção dos túbulos dentinários (cervical: 60,3 MPa; radicular 59,6 MPa), como quando tracionadas paralelamente aos túbulos (cervical: 36,7 MPa; radicular: 41,1MPa). O cimento de obturação endodôntica também pode influenciar na resistência de união entre pinos de fibra e dentina radicular. A utilização de material para a obturação endodôntica à base de eugenol pode afetar negativamente na adesividade dos cimentos resinosos à dentina. Muito embora, este cimento e a dentina circundante possam ser

removidos na preparação para a colocação do pino de fibra, o ideal é não utilizar estes materiais para a obturação do conduto radicular ⁽⁵⁹⁾.

Todavia, estes não são os únicos fatores que interferem na resistência adesiva entre cimento resinoso e dentina radicular. Tem-se ainda o alto fator C (contração de polimerização) nos canais radiculares ⁽⁶⁰⁾, dificuldade de fotopolimerização do cimento e adesivos dentro dos condutos radiculares ⁽⁶¹⁾. O alto fator C está relacionado à configuração da cavidade que é medida pela razão entre as faces aderidas e as livres da restauração. No caso de pinos endodônticos o fator C é muito grande porque o número de paredes aderidas se sobrepõe ao número de paredes livres, já que o conduto radicular tem apenas uma parede livre que é a entrada deste ⁽⁶²⁾. Estes fatores se impõem tanto na interface adesiva dos cimentos e dentina radicular como na interface cimento e pino, causando uma diminuição dos valores de resistência adesiva.

3.3 Laser

Estudos mostram que as alterações na superfície dentinária, promovidas pela irradiação do *laser* em alta intensidade, são decorrentes dos parâmetros de irradiação (comprimento de onda, frequência, tempo de exposição, regime dos pulsos, largura temporal, interação do comprimento de onda com o tecido alvo, e etc.). As condições seguras de irradiação são as que não causam efeitos adversos nos tecidos adjacentes ao tecido alvo ^(24,63,64).

Os *lasers* de diodo emitindo em 830 nm (**Figura 1**) do espectro são relativamente pouco absorvidos pelas principais estruturas dentais, isto é, pela água e hidroxiapatita, porém há grande transmissão de fótons no tecido. *Lasers* de diodo de alta potência com comprimentos de onda próximos a 800 nm são absorvidos pelos tecidos dentais duros semelhantemente à absorção de fótons de comprimento de onda do Nd:YAG, porém, com um poder de penetração superior e principalmente com consequente aumento de temperatura muito maior.

Os *lasers* de diodo de alta potência podem emitir continuamente entre 5 e 10.000 Watts de potência. Eles podem emitir, atualmente, numa faixa espectral de comprimento de onda que pode atingir uma grande extensão. O seu comprimento de onda final está determinado de acordo com as características de constituição do diodo. As emissões podem variar desde o visível do espectro eletromagnético, até o infravermelho próximo ⁽⁶⁵⁾.

O regime de operação do *laser* de diodo não é o regime pulsado habitual dos *lasers* odontológicos. O regime típico de um *laser* de diodo de alta potência é chamado de “quasi-contínuo”. O seu pico de potência máxima não ultrapassa

o limite estabelecido. Além disto, a sua emissão pode ser regulada por tempo útil de emissão ⁽⁶⁵⁾, conforme se vê na Figura 2

Figura 2 Regime de operação “quasi-contínuo” do *laser* de diodo de alta potência.

Porém do ponto de vista térmico, cuidados precisam ser tomados quando usado em modo de emissão contínuo, devido ao rápido aumento de temperatura no tecido alvo ou nos tecidos adjacentes. Um equipamento com essas características pode ser benéfico, pois seu efeito térmico é capaz de descontaminar uma massa dentinária do sistema de canais radiculares em maior profundidade, proporcionando um alto índice de descontaminação microbiana ^(23,24,66).

Trabalhos demonstram alterações do *smear layer* ^(24,66) promovidas pelo *laser* de diodo em alta intensidade. Dependendo dos parâmetros de energia empregados podem-se promover alterações sobre o *smear layer* como a abertura de túbulos dentinários, fusão parcial e recristalização das paredes dentinárias.

O teste *push-out* tem a finalidade de atribuir um valor numérico para a avaliação dos resultados conseguidos no experimento, no presente estudo avaliar a resistência de união adesiva. Do ponto de vista mecânico o *push-out* é um teste de compressão para averiguar a resistência de união até o ponto da

fratura. Neste caso os corpos de prova são finas fatias da raiz dental com o núcleo cimentado.¹⁶

Durante o teste, os corpos de prova são colocados em uma máquina de ensaio e aplica-se uma força sobre a secção do pino. O dente deve estar posicionado e a ponta que faz a pressão deve ter o diâmetro menor do que o diâmetro a ser ensaiado. A força é aplicada no sentido de deslocamento do pino e anota-se a força máxima de deslocamento. A velocidade da força sobre a amostra é de 0,5mm/minuto⁽¹⁶⁾.

A resistência de união adesiva entre retentores de fibra de vidro reforçado e condutos radiculares foi avaliada usando um cimento resinoso dual e sistema adesivo de três estágios, ou seja, com condicionamento total da dentina radicular (*total-etching*). Os canais radiculares foram irradiados com *laser* de Nd:YAG, *laser* de Er,Cr:YSGG, ambos e controle (não irradiados) previamente à cimentação com cimento resinoso. Fraturas foram observadas entre a interface de todos os três grupos (controle e irradiados), embora o grupo irradiado com *laser* de Nd:YAG tenha mostrado a pior força de retenção⁽⁶⁷⁾.

A resistência de união adesiva de retentores de fibra de vidro após irradiação prévia para a cimentação, com *laser* de diodo em alta intensidade (980 nm), foi analisada comparando-se a condição de irradiação ou não do conduto com o uso de dois tipos de cimentos resinosos (*self-adhesive* e *self-etching*). Para o estudo, quarenta dentes caninos foram divididos em quatro grupos: grupo I (*self-adhesive* + irradiação *laser*), grupo II (*self-adhesive* sem irradiação *laser*), grupo III (*self-etching* + irradiação *laser*) e grupo IV (*self-etching* sem irradiação *laser*). As amostras foram submetidas ao ensaio

mecânico *push-out* para determinar se a pressão necessária para o deslocamento dos retentores, analisando o comportamento em três diferentes porções do pino intrarradicular (cervical; médio e apical). Observou-se que a irradiação e o tipo de cimento utilizado, significativamente afetam a resistência de união adesiva ($p < 0,05$). A cimentação nos grupos irradiados apresentou maior resistência adesiva em todos os terços do retentor (cervical, médio e apical) em relação aos não irradiados. Para todos os grupos a resistência adesiva no terço cervical foi maior. Quando os cimentos foram comparados, o *self-adhesive*, apresentou melhor resistência de união adesiva.⁽¹⁷⁾

A avaliação dos efeitos de diferentes tratamentos nos condutos radiculares preparados previamente a cimentação de retentores intrarradiculares em fibra com cimento resinoso tipo *self-etching* (Panavia F) por meio de teste *push-out*. Foram utilizados quarenta dentes unirradiculares humanos para o estudo, onde após o tratamento endodôntico, selamento dos condutos e padronização do comprimento de trabalho, receberam preparo do conduto radicular com profundidade padrão em 10 mm, com brocas específicas fornecidas pelo fabricante dos retentores. Após a aleatorização dos grupos ($n = 10$), o grupo I controle foi irrigado com água destilada por um minuto; o grupo II foi irrigado com 5 ml de NaOCl (2,25%) por um minuto; o grupo III foi irrigado com 5 ml de NaOCl (2,25%) por um minuto seguido por irrigação com 5 ml de EDTA (17%) por um minuto e finalizado por irrigação com água destilada e o grupo IV foi irradiado com *laser* de diodo emitindo em 915 nm com potência de 1,25 W em modo contínuo, com 3 aplicações em 5 s., em movimentos helicoidais. Foram observadas alterações em função do tratamento aplicado ao

conduto e ao terço observado, sendo o terço cervical sempre o de maior valor para a resistência de união adesiva ($p < 0,05$) ⁽⁶⁸⁾.

Um estudo avaliou a resistência de união adesiva de retentores de fibra de vidro cimentados à superfície intrarradicular previamente irradiadas com *laser* de diodo em alta intensidade emitindo em 980 nm. Neste estudo foram utilizados 50 dentes caninos humanos divididos em 5 grupos experimentais: G1 (1,5 W/ 100 Hz), G2 (1,5 W/CW), G3 (3 W/100 Hz), G4 (3 W/CW), G5 (controle). Após a cimentação dos retentores, as amostras foram submetidas ao teste de *push-out* e as fraturas foram analisadas. Todos os grupos irradiados tiveram um aumento da resistência de união adesiva quando comparados ao grupo controle, embora diferenças estatisticamente significantes só foram encontradas no terço cervical dos dentes irradiados ⁽¹⁸⁾.

Os efeitos da irradiação com *laser* de Er,Cr,:YSGG da parede dentinária do conduto radicular preparado para receber retentores intrarradiculares de fibra de vidro FRC Postec, foi verificado com o uso de três tipos diferentes de agentes cimentantes resinosos (*self-adhesive*, *total-etching* e *self-etching*). As irradiações foram realizadas intracanal com movimentos helicoidais, e posteriormente cimentados os retentores com o três diferentes agentes cimentantes. As amostras foram preparadas para o teste mecânico de compressão para avaliar a resistência de união. Avaliando se os melhores resultados foram obtidos nos grupos irradiados ⁽¹⁶⁾.

Dada a complexidade anatômica do sistema radicular, os túbulos não são totalmente acessíveis ao tratamento convencional, podendo os mesmos, tornarem-se um refúgio para os microorganismos. Diversos estudos associando sistemas *lasers* ao tratamento convencional demonstraram que ele

é efetivo para limpar e descontaminar a parede dentinária do canal bem como os túbulos dentinários (**Erro! Indicador não definido.**).

A redução bacteriana nos canais radiculares foi avaliada *in vitro* com o uso de um *laser* diodo de 810 nm, com as seguintes características: potência variável de 0,5 W a 15 W, largura de pulso de 2 a 32 ms, podendo ser operado no modo contínuo (CW) ou interrompido, frequência variável de 1,5 a 250 Hz, com um *laser* guia de HeNe de 01 mW e 533nm. Os canais radiculares de 44 dentes humanos foram endodonticamente preparados e esterilizados. Posteriormente os condutos radiculares foram inoculados com *Escherichia coli* e *Streptococcus faecalis*. Quando o dente foi irradiado com 4 W, com tempo de exposição de cinco segundos em cinco aplicações, não se observou crescimento bacteriano posterior. Estudo por termografia no infravermelho revelou que a irradiação com potência de 4 W, em movimentos circulares, resultou em um aumento máximo da temperatura de 6°C nas superfícies radiculares. Teste de infiltração dentinária através da penetração de corantes e as micrografias eletrônicas de varredura da superfície irradiada revelaram que houve o completo fechamento dos túbulos dentinários das paredes dos canais radiculares. Os autores afirmam ainda que o grau de redução microbiana é equivalente ao obtido com o *laser* Nd:YAG ⁽⁶⁹⁾.

No intuito de verificar o grau de redução microbiana intracanal por irradiação *laser*, após o tratamento endodôntico convencional em quarenta pacientes que tinham canais unirradiculares infectados; os canais foram instrumentados até a lima de número 40, seguidos da irradiação do *laser* de diodo de 810 nm em quatro consultas. A irradiação dos condutos foi conduzida por fibra ótica de 400 µm, no modo pulsado, com 2 W, 50 Hz, em cinco

aplicações de cinco segundos com intervalo entre elas. Para confirmar os resultados, testes microbiológicos antes e depois do tratamento foram realizados, e os resultados comparados com aqueles obtidos com o tratamento antibacteriano convencional. Como resultado obteve elevado grau de redução microbiana ⁽⁷⁰⁾.

Para conhecer o efeito bactericida da irradiação *laser* em função da espessura da dentina, secções longitudinais de dentina radicular bovina de 100 µm, 300 µm e 500 µm que foram esterilizadas, inoculadas em um lado com uma suspensão de *Enterococcus faecalis* e irradiadas no lado oposto, foram irradiadas com o *laser* de diodo de 810 nm, em modo contínuo, com uma fibra de 400 µm, em uma angulação de 5° com a superfície, por um período de 30 segundos. A potência utilizada no display do aparelho foi de 3 W. Realizou-se a diluição e semeadura das amostras em placas de *Agar sangüis* com posterior contagem bacteriana. Obtiveram uma redução bacteriana de aproximadamente 97% em cortes de 100 µm e de 74 % em cortes longitudinais de 500 µm ⁽⁷¹⁾.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Obtenção e preparo endodôntico das amostras

Após aprovação do comitê de ética em pesquisa em seres humanos da Faculdade de Odontologia da USP (FOUSP), foi realizado o tratamento endodôntico de 90 dentes humanos unirradiculares, procedentes do Banco de Dentes da FOUSP. Foram selecionados dentes com ausência de qualquer sinal de calcificação, reabsorção ou tratamento endodôntico prévio e, a seguir, submersos em hipoclorito de sódio à 0,5% por 48 horas, para remoção das estruturas orgânicas remanescentes, seguido por soro fisiológico no período mínimo de 72 horas, para reidratação. Cumpridas estas fases, os dentes foram armazenados em água destilada e mantidos em ambiente úmido durante todas as fases do experimento.

A cirurgia de acesso e o preparo da câmara pulpar foram realizados, inicialmente com o auxílio de instrumentos rotatórios em alta rotação e o preparo da entrada do canal com instrumentos Endo Z e instrumentos tipo Gates-Glidden, ambas em baixa rotação. Para manter as condições de umidade durante o processo de instrumentação, as raízes foram fixadas a um dispositivo que manteve a raiz imersa, na sua porção externa, em soro fisiológico. Em seguida, realizou-se o esvaziamento do canal radicular, através da introdução do instrumento tipo K nº 10 (Maillefer – Dentsply USA) e irrigação, utilizando 10 ml de hipoclorito de sódio a 1%, até a visualização da ponta do instrumento no limite do forame apical, com o auxílio de lupa de 10 aumentos. Nessa fase, esta lima foi pinçada por meio de uma pinça

hemostática reta, em seu ponto de referência na borda incisal da coroa e medida com o auxílio de uma régua endodôntica. Deste valor foi obtida a odontometria, subtraindo-se 1 mm para determinação do comprimento real de trabalho. Foi realizada a padronização do diâmetro do forâmen apical com a introdução do instrumento tipo K nº 15 (Maillefer – Dentsply USA), até que este instrumento ficasse travado na posição de 1 mm além do forame apical e, em seguida, realizada a movimentação de ½ volta no sentido horário e posterior retirada do instrumento.

Foi realizado o preparo químico-cirúrgico, com instrumentos rotatórios série ProFile (Maillefer – Dentsply USA) com o auxílio de motor de redução 16:1 (Endo Pro, Driller, São Paulo, Brasil) com contra-ângulo de 1:1 na velocidade de 350 RPM. Foram utilizados como substâncias químicas auxiliares o creme de Endo-PTC associado a 15 ml de hipoclorito de sódio a 1 % ⁽⁷²⁾.

O preparo coroa-ápice consistiu da utilização dos instrumentos em posição aquém do comprimento real de trabalho, na seguinte sequencia de conicidades e diâmetros, respectivamente: ProFile Orifice Shaper 3 (06/40), ProFile Orifice Shaper 2 (06/30), ProFile .06/25, ProFile .06/20, ProFile .04/25 e ProFile .04/20. Foi realizado preparo ápice-coroa com a utilização dos instrumentos ProFile no comprimento real de trabalho na conicidade .04 com a seguinte sequencia de diâmetros: 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45. O preparo foi finalizado com a utilização de instrumento manual, o Verifier (Maillefer – Dentsply USA), de diâmetro 45. Findo o preparo, foram realizadas a irrigação do conduto com 15 ml de EDTA-T (17%), seguido com irrigação de NaOCl (1%) e a aspiração do conteúdo, com cânula metálica acoplada à bomba de

vácuo. A secagem final dos canais foi feita com auxílio de cones padronizados de papel absorvente, esterilizados (Roeko, Coltène/Whaledent, Langenau, Alemanha) ⁽⁷²⁾.

Em seguida, foi realizada a individualização do cone principal para a obturação do conduto radicular no CRT (comprimento real de trabalho), com a utilização de um cone de guta-percha standardizado de conicidade 04, checado com régua calibradora, no orifício de diâmetro 45, ambos da marca Maillefer (Dentsply, USA). Após a verificação de seu travamento e individualização, o cone selecionado foi separado, aguardando-se o momento da obturação. A técnica de obturação empregada foi a da condensação lateral com espaçador digital de número 30 e cones acessórios modelo R7 (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil), utilizando-se cimento AH Plus (Dentsply, Germany). Foi feita a remoção do excesso do cimento obturador e dos cones de guta-percha, ficando o conduto pronto para o procedimento de modelagem. Foi aplicado curativo de espera com o preenchimento da cavidade com algodão estéril e selamento da porção externa com curativo temporário.

Foi realizada a secção das coroas dentais, na junção cimento-esmalte, com a utilização de disco de carborundum montado em um torno de alta rotação. As raízes tiveram seus ápices cortados em 0,5 mm com o uso do disco supracitado, padronizando o comprimento da raiz em 14 mm. As amostras foram acondicionadas em ambiente úmido e em temperatura de 36 °C, durante 48 horas, até a próxima etapa do experimento.

4.2 Preparo e Modelagem dos condutos Intrarradiculares

Após o tratamento endodôntico, e foi realizado o preparo dos condutos radiculares para receberem os retentores intrarradiculares. Tendo a região cervical como referencia, procedeu-se a desobturação (remoção) da guta percha intracanal em 10 mm do comprimento radicular com o auxilio de brocas de Gates-Glidden, seguindo a ordem crescente de diâmetros (1, 2 e 3). O preparo final do conduto radicular, onde se obteve a forma para alojamento de retentor intrarradicular, foi realizado com instrumento rotatório específico, fornecido pelo fabricante do sistema de retentores intrarradiculares. O sistema de fibra utilizado foi o FRC Postec Plus, de número três (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

O conduto preparado foi irrigado com NaOCl a 1% e neutralizado com 5 ml de água destilada. Todo o processo de irrigação foi feito com o auxilio de seringa cuja agulha foi posicionada no fundo do conduto realizando em movimentos helicoidais de apical para cervical.

4.3 Aleatorização de Grupos Experimentais

Os dentes previamente tratados foram acondicionados em ambiente úmido e mantidos em refrigeração. Aleatoriamente foram divididos em 9 grupos conforme a Tabela 1:

Tabela 1 Divisão de grupos experimentais, regime de irradiação, tipo de retentor e agente cimentante

	LASER DIODO OPUS 10-	RETENTOR	CIMENTO
GRUPO I (n=10)	CONTROLE (Não irradiado)	METÁLICO	FOSFATO DE ZINCO
GRUPO II (n=10)	CONTROLE (Não irradiado)	METÁLICO	PANAVIA F
GRUPO III (n=10)	CONTROLE (Não irradiado)	FIBRA DE VIDRO	PANAVIA F
GRUPO IV (n=10)	CONTÍNUO	METÁLICO	FOSFATO DE ZINCO
GRUPO V (n=10)	PULSADO	METÁLICO	FOSFATO DE ZINCO
GRUPO VI (n=10)	PULSADO	FIBRA DE VIDRO	PANAVIA F
GRUPO VII (n=10)	CONTÍNUO	METÁLICO	PANAVIA F
GRUPO VIII (n=10)	PULSADO	METÁLICO	PANAVIA F
GRUPO IX (n=10)	CONTÍNUO	FIBRA DE VIDRO	PANAVIA F

4.4 Parâmetros de Irradiação com *laser* de diodo

Os condutos radiculares, dos grupos estudo, foram irradiados com o *laser* de diodo em alta intensidade Opus 10 (OpusDent, Sharplan – Israel – Telaviv- processo n. 2004-06794-0) (Figura 3) com comprimento de onda em 830 nm (± 5 nm). O regime de operação foi no modo contínuo (CW) ou pulsado (PL) com ciclo útil de trabalho 50 % (50 ms ativado/50 ms desativado). A

potência emitida na saída da fibra ($\varnothing = 300 \mu\text{m}$) foi medida por medidor de potência/energia antes e depois da irradiação de cada amostra (Fieldmaster, Coherent Inc., EUA).

Figura 3 Laser de diodo Opus 10 (Opusdent, Yokneam-Israel) (830 nm)

Os seguintes parâmetros de irradiação foram empregados:

1. Regime contínuo: $P = 2 \text{ W}$ (no monitor); fibra óptica com $\varnothing = 300 \mu\text{m}$; $I = 1.989 \text{ W/cm}^2$ (na saída da fibra).

2. Regime pulsado: $P = 2 \text{ W}$ (no display) com potência média de 1 W ; fibra óptica com $\varnothing = 300 \mu\text{m}$; $I = 994 \text{ W/cm}^2$ (na saída da fibra); ciclo útil de 50%.

A fibra foi inserida no interior do conduto na extensão do preparo para o retentor e movimentada no sentido ápice / coroa em movimentos helicoidais na velocidade de 2 mm/s . Esse procedimento de irradiação do conduto, conhecido como ciclo, foi feita em 5 vezes em cada amostra, com intervalos de resfriamento de 20 segundos entre os ciclos. Este intervalo foi determinado em estudo de termografia no infravermelho⁽²³⁾, conforme visto na Figura 4 .

Figura 4- Análise termográfica na superfície radicular externa de amostras irradiadas com laser de diodo de alta intensidade ($\lambda=830\text{ nm}$)⁽²³⁾.

4.5 Cimentação dos retentores intrarradiculares

Os condutos dos grupos controle e irradiados receberam a cimentação dos retentores intrarradiculares conforme a Tabela 1. Os retentores dos grupos controle foram cimentados imediatamente após o preparo dos condutos. Nos grupos irradiados, imediatamente após a irradiação dos espécimes procedeu-se à cimentação dos retentores intrarradiculares de fibra de vidro e os retentores metálicos.

No sistema FRC Postec Plus, de número três (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein), tem-se o retentor em fibra de vidro cônico de superfície lisa que acompanha o kit e por serem padronizados, podem ser encontrados no mercado.

Porém, os retentores intrarradiculares metálicos, foram confeccionados em laboratório, reproduzidos a partir do modelo do retentor de fibra de vidro

para assegurar que tivessem as mesmas dimensões e garantir que fossem todos semelhantes entre si. Foram fundidos em liga de 80% de prata (Pratalloy, Dentisply, Rio de Janeiro, Brasil). Para garantir a confiabilidade da reprodução, os retentores foram checados em suas dimensões com auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Japão).

Nos grupos I, IV e V, foi realizada a cimentação dos retentores intrarradiculares metálicos com agente cimentante de fosfato de zinco (SS White, Brasil). Para esta cimentação utiliza-se álcool 70% no retentor, previamente, para remoção de eventuais resíduos, óleo ou outros contaminantes provenientes da sua manipulação. Este agente cimentante foi manipulado, com espátula flexível, em placa de vidro grossa resfriada, seguindo a proporção recomendada pelo fabricante e obedecendo ao tempo de presa química final de 8 minutos.

Nos grupos II, VII e VIII a cimentação dos retentores intrarradiculares, metálicos, foi realizada com agente cimentante resinoso autocondicionante (Panavia F, Kuraray Medical, Japão), conforme instruções do fabricante. Previamente a esta cimentação aplicou-se álcool 70% no retentor para remoção de resíduos e óleos provenientes da sua manipulação. Em seguida utiliza-se o *primer* metálico no retentor metálico por 1 minuto. Manipula-se o *primer* A e B e leva-se ao interior do canal. A seguir manipula-se o agente cimentante em proporções iguais e leva-se ao retentor posicionando-o no interior do conduto. Remove-se o excesso, aplica-se uma camada de Oxyguard II (Kuraray Medical inc, Okayama, Japão) sobre a interface pino e cimento na região cervical para impedir o contato com o ar, uma vez que a resina não polimeriza na presença de oxigênio. Procede-se então a polimerização com luz

LED com potência de $500\text{mW}/\text{cm}^2$ (Bluephase, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) por 40 segundos por face. Aguarda-se sob pressão por 2 minutos

Nos demais grupos (III, VI e IX) a cimentação dos retentores intrarradiculares em fibra de vidro foi feita com agente cimentante resinoso autocondicionante (Panavia F, Kuraray Medical, Japão), conforme instruções dos fabricantes. Previamente a esta cimentação utilizou-se álcool 70% no retentor para remoção de resíduos, óleo ou outros contaminantes provenientes da sua manipulação. Em seguida os retentores foram condicionados com ácido fosfórico à 35% por um minuto, enxaguados com água abundante e secos com jato de ar. Procedeu-se em seguida a aplicação uniforme de silano monobond (Monobond, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) no retentor de fibra de vidro por 1 minuto. Removeu-se o excesso com jatos de ar. Manipulou-se o *primer* A e B e leva-se ao interior do canal. A seguir manipula-se o agente cimentante em proporções iguais e leva-se ao retentor, posicionando-o no interior do conduto. Removeu-se o excesso e aplicou-se uma camada de Oxyguard II (Kuraray Medical inc., Okayama, Japão) sobre a interface pino e cimento para impedir o contato com o ar, uma vez que esta resina não polimeriza na presença de oxigênio. Procedeu-se então a polimerização com luz LED com potência de $500\text{ mW}/\text{cm}^2$ (Bluephase, Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein) por 40 segundos por face. Aguarda-se sob pressão por 2 minutos.

Mesmo considerando-se que o agente cimentante resinoso deste estudo é do tipo Dual, procedeu-se a fotopolimerização do mesmo a fim de assegurar a adequada polimerização externa da resina.

Após a cimentação, os espécimes (conjunto raiz com os retentores cimentados) foram acondicionados em câmara incubadora (Marconi, Piracicaba, SP, Brasil) e mantidos por 48 horas em temperatura constante de 37° C em umidade de 100%, para a completa polimerização da resina.

4.6 Formação dos corpos de prova

Para análise de teste de resistência união os espécimes (raízes tratadas e com os retentores cimentados) foram cortados para a obtenção dos corpos de prova necessários para o ensaio.

O ensaio mecânico realizado foi o de resistência à compressão também conhecido como *push-out*. Os corpos de prova de cada uma das raízes foram obtidos a partir de cortes transversais (em relação ao longo eixo do conduto radicular) de 1 mm de espessura para obtenção de 6 amostras. Desta maneira, foram analisadas em cada uma das raízes, duas amostras de corte transversal da região apical, duas da região média e duas da região cervical.

Os cortes foram executados perpendiculares ao longo eixo dos pinos com uma cortadeira de precisão (Accutom 5- Struers, Cleveland, OH, EUA) com disco diamantado de dupla face de corte nas dimensões de 76 x 0,15 mm (Struers, Cleveland, OH, EUA), em 600 RPM e velocidade de avanço de 0,2 mm/minuto com refrigeração abundante de água ⁽¹⁶⁾.

Os grupos foram ensaiados em máquina de ensaio universal do Centro de Tecnologia das Radiações/CTR /IPEN (Instron 5567, Norwood, EUA) Figura 5. A pressão foi exercida à uma velocidade de 0,5 mm/min até que a fratura ocorresse. Neste momento, o valor da carga em Newton foi registrado e o

cálculo da pressão necessária para o deslocamento da secção do pino definida como resistência de união, usualmente descrita na literatura em MPa.

Figura 5 Máquina Universal de ensaio Instron, com detalhamento esquemático do corpo de prova

A resistência de união foi calculada dividindo-se a força no momento da extrusão (N) pela área de superfície do cone resultante conforme a equação da Figura 6.

Figura 6 Equação utilizada para o calculo da área de superfície do cone de cada sessão da raiz

Destaca-se que o teste de resistência mecânica à compressão ocorreu da superfície de menor diâmetro para a de maior diâmetro (sentido apical-cervical).

As amostras foram numeradas e tanto o teste *push-out* quanto a avaliação estatística inicial foram feitas de forma cega.

4.7 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Após o teste mecânico, três amostras foram submetidas à avaliação morfológica por meio de microscopia eletrônica de varredura (SEM TM3000, Hitashi, Japão) no Centro de Lasers e Aplicações (IPEN - CNEN-SP).

Após a fixação inicial em solução de glutaraldeído 2%, durante 2 horas, foram realizadas 3 lavagens de 5 minutos com solução de tampão fosfato 0,1 M e a seguir as amostras foram deixadas em solução de tampão tetróxido de ósmio por 20 minutos. Novamente as amostras foram submetidas a 3 lavagens de 5 minutos com solução de tampão fosfato 0,1 M. A seguir, foram submetidas à desidratação progressiva em soluções de concentrações crescentes de álcool (25%, 50%, 70%, 90% e 100%), onde foram submersas por 15 minutos em cada solução. Após a desidratação progressiva, as amostras foram fixadas em hexametildisilazano (HMDS) por 20 minutos e secas em capela por 2 horas e mantidas secas em dissecador por, no mínimo, 24 horas antes de serem submetidas ao início da metalização. Até o momento da obtenção das imagens, as amostras foram mantidas em dissecador com sílica para evitar alteração da superfície preparada ⁽⁷³⁾.

As amostras foram examinadas pelo Microscópio Eletrônico de Varredura (SEM TM3000, Hitashi, Japão) no Centro de *Lasers* e Aplicações (*IPEN - CNEN-SP*).

4.8 Análise Estatística

Os grupos foram previamente codificados e tanto os ensaios mecânicos, a MEV, quanto à avaliação estatística inicial foram feitas de forma cega.

Os dados foram avaliados quanto a sua normalidade (pelo teste de Shapiro Wink). Sendo considerados normais foi utilizado o teste ANOVA/Tukey, com $p = 0,05$. Foi utilizado o programa Origin 8.5.1 para todos estes testes.

Os dados foram avaliados quanto ao:

a) Comparação geral dos grupos

Apical

Médio

Cervical

b) Comparação Região Cervical

Regime de operação do *laser* x grupos

Tipo de retentor x grupos

Tipo de agente cimentante x grupos

c) Comparação Região Média

Regime de operação do *laser* x grupos

Tipo de retentor x grupos

Tipo de agente cimentante x grupos

\

d) Comparação Região Apical

Regime de operação do *laser* x grupos

Tipo de retentor x grupos

Tipo de agente cimentante x grupos

5 RESULTADOS

A Figura 7 mostra a resistência de força de união para os grupos controle e irradiados intragrupos e intergrupos em relação a todos os terços, tipo de retentor e agente cimentante.

Figura 7- Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados intragrupos e inter grupos, em relação a todos os terços, ao tipo de retentor e agente cimentante utilizados. A barra corresponde ao desvio padrão da média.

As Figura 8, Figura 9 e Figura 10 demonstram os resultados médios e erro padrão de resistência mecânica de compressão, calculados para cada grupo deste estudo.

Figura 8 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço apical, ao tipo de retentor e agente cimentante utilizados. A barra corresponde ao erro padrão.

Figura 9 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço médio, ao tipo de retentor e agente cimentante utilizados. A barra corresponde ao erro padrão.

Figura 10 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço cervical, ao tipo de retentor e agente cimentante utilizados. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme podemos ver nas figuras Figura 8, Figura 9 e Figura 10:

No grupo controle de retentor intrarradicular de metal cimentado com cimento de fosfato de zinco (Grupo I) obteve-se baixa resistência de união em todos os terços (apical, médio e cervical) quando comparados aos demais grupos, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os terços ($p < 0,05$).

No grupo controle de retentor intrarradicular de metal cimentado com cimento resinoso Panavia F (Grupo II) obteve-se baixa resistência de união adesiva em todos os terços (apical, médio e cervical) quando comparados aos demais grupos. Houve diferença estatisticamente significativa entre os terços

médio e apical e entre os terços cervical e apical, tendo sido a adesão melhor no terço cervical ($p < 0,05$).

No grupo controle de retentor intrarradicular de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso Panavia F (Grupo III) obteve-se baixa resistência de união adesiva em todos os terços (apical, médio e cervical) quando comparados aos demais grupos. Houve diferença estatisticamente significativa entre o terço médio e apical e entre o terço cervical e apical, tendo sido a adesão melhor no terço cervical ($p < 0,05$).

No grupo irradiado em emissão contínua (CW) de retentor intrarradicular de metal cimentado com cimento de fosfato de zinco (Grupo IV) houve diferença estatisticamente significativa entre o terço cervical e apical e entre o terço cervical e médio. Quando comparado aos outros grupos, o terço apical teve melhores resultados que os terços apicais dos Grupos II e III. O terço médio teve melhores resultados que os terços médios dos Grupos I e II. Já o terço cervical obteve melhores resultados que os terços cervical dos Grupos I, II e III ($p < 0,05$).

No grupo irradiado em emissão pulsada (PL) de retentor intrarradicular de metal cimentado com cimento fosfato de zinco (Grupo V), houve diferença estatisticamente significativa entre todos os terços, sendo os terços médio e cervical superiores em relação ao apical ($p < 0,05$). Quando comparado aos outros grupos, o terço apical teve melhores resultados que os terços apicais do Grupo II. Os terços médios e cervicais tiveram melhores resultados que seus respectivos dos Grupos I, II e III.

No grupo irradiado em emissão pulsada (PL) de retentor intrarradicular de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso Panavia F (Grupo VI) houve

diferença estatisticamente significativa entre todos os terços, sendo superior no terço cervical. Quando comparado aos outros grupos, o Grupo VI não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação ao grupo VII, mas apresentou a maior resistência de união adesiva em todos os terços ($p < 0,05$) para os demais grupos.

No grupo irradiado em emissão contínua (CW) de retentor intrarradicular de metal cimentado com cimento resinoso Panavia F (Grupo VII) houve diferença estatisticamente significativa entre todos os terços, sendo superior no terço cervical ($p < 0,05$). Quando comparado aos outros grupos, o terço apical teve melhores resultados que os terços apicais dos Grupos I, II, III e V. Já os terços médios e cervicais tiveram melhores resultados que seus respectivos dos Grupos I, II, III, IV, V, VIII e IX ($p < 0,05$).

No grupo irradiado em emissão pulsada (PL) de retentor intrarradicular de metal cimentado com cimento de resinoso Panavia (Grupo VIII) houve diferença estatisticamente significativa entre todos os terços, sendo superior no terço cervical. ($p < 0,05$). Quando comparado aos outros grupos, o terço apical teve melhores resultados que os terços apicais dos Grupos I, II e III. Já os terços médios e cervicais tiveram melhores resultados que seus respectivos dos Grupos I, II, III, IV e V ($p < 0,05$).

No grupo irradiado em emissão contínua (CW) de retentor intrarradicular de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso Panavia F (Grupo IX) houve diferença estatisticamente significativa entre todos os terços, sendo superior no terço cervical. ($p < 0,05$). Quando comparado aos outros grupos, o terço apical teve melhores resultados que os terços apicais dos Grupos I, II e III. Já os

terços médios e cervicais tiveram melhores resultados que seus respectivos dos Grupos I, II, III, IV e V ($p < 0,05$).

Figura 11 Resistência da força de união para os grupos irradiados, em relação ao terço cervical, regime de operação pulsado. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a **Figura 11** acima o Grupo VII obteve uma resistência de união superior aos grupos V e VIII (sendo o VIII superior ao V)

Figura 12 Resistência da força de união para os grupos irradiados, em relação ao terço cervical, regime de operação contínuo. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a **Figura 12** acima o Grupo VII obteve uma resistência de união superior aos grupos IV e IX (sendo o IX superior ao IV)

Figura 13 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço cervical, agente cimentante fosfato de zinco. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 13** acima o Grupo V obteve uma resistência de união superior aos grupos IV e I (sendo o IV superior ao I)

Figura 14 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço cervical, agente cimentante resinoso Panavia F. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a **Figura 14** acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior ao grupo VII (sendo IX superior ao VIII)

Figura 15 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço cervical, retentores metálicos. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a **Figura 15** acima o Grupo VII obteve uma resistência de união superior aos grupos VIII, V, IV e controles (sendo VIII superior ao V e IV)

Figura 16 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço cervical, retentores de fibra de vidro. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a Figura 16 acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior aos grupos IX e III (sendo IX superior ao III)

Figura 17 Resistência da força de união para os grupos irradiados, em relação ao terço médio, regime de operação pulsado. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a Figura 17 acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior aos grupos VIII e V (sendo VIII superior ao V)

Figura 18 Resistência da força de união para os grupos irradiados, em relação ao terço médio, regime de operação contínuo. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 18** acima o Grupo VII obteve uma resistência de união superior aos grupos IX e IV (sendo IX superior ao IV)

Figura 19 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço médio, retentores metálicos. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a **Figura 19** acima o Grupo VII obteve uma resistência de união superior aos grupos VIII, V, IV, e controles.

Figura 20 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço médio, retentor de fibra de vidro. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a **Figura 20** acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior aos grupos IX e III.

Figura 21 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço médio, agente cimentante resinoso Panavia F. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme a **Figura 21** acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior aos grupos VII, VIII e IX e controles.

Figura 22 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço médio, agente cimentante fosfato de zinco. A barra corresponde ao erro padrão

Conforme **Figura 22** acima o Grupo V obteve uma resistência de união superior aos grupos IV e I.

Figura 23 Resistência da força de união para os grupos irradiados, em relação ao terço apical, regime de operação pulsado. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 23** acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior aos grupos VIII e V(sendo VIII superior ao V).

Figura 24 Resistência da força de união para os grupos irradiados, em relação ao terço apical, regime de operação contínuo. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 24** o Grupo VII e IX obtiveram semelhança na resistência de união (sendo VII ligeiramente superior ao IX)

Figura 25 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço apical, retentores metálicos. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 25** acima o Grupo VII obteve uma resistência de união superior aos demais grupos.

Figura 26 Resistência da força de união para os grupos irradiados, em relação ao terço apical, retentores fibra de vidro. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 26** acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior aos grupos IX e III.

Figura 27 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço apical, agente cimentante resinoso Panavia F. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 27** acima o Grupo VI obteve uma resistência de união superior aos demais grupos.

Figura 28 Resistência da força de união para os grupos controle e irradiados, em relação ao terço apical, agente cimentante resinoso fosfato de zinco. A barra corresponde ao erro padrão.

Conforme **Figura 28** acima os Grupos IV e V apresentam médias próximas em relação ao grupo I, portanto não houve destaque.

Amostras foram submetidas à avaliação morfológica por meio de microscopia eletrônica de varredura, conforme ilustra a (grupo III – Fibra de vidro + Panavia).

Figura 29 Micrografias eletrônicas de varredura de canais radiculares cimentados com sistema adesivo autocondicionante Panavia F (A) e retentor de fibra de vidro (Ivoclar). Note que todo o conjunto (cimento mais retentor) é deslocado (B) com manutenção da dentina intrarradicular (C). Grupo controle III.

6 DISCUSSÃO

A resistência de união dos retentores intrarradiculares, quando utilizados clinicamente com os agentes cimentantes citados, é em geral adequada. A função mastigatória, entretanto pode levar a deslocamentos do retentor, com consequente perda da prótese da porção coronária, comprometendo aspectos funcionais e estéticos ao paciente. O deslocamento do retentor pode ocorrer por falta de padronização de seu comprimento e diâmetro. No presente estudo, comprimento e diâmetro foram devidamente padronizados para efeitos de controle e comparação. Este trabalho observou que a resistência de união adesiva entre cimento e dentina radicular mostra-se precária, conforme observado nas micrografias eletrônicas (Figura 29). Este fato indica que o eventual deslocamento pode ocorrer por falhas na adesão entre dentina e agente cimentante. Assim, é desejável desenvolver um tratamento na superfície de dentina que resulte potencialmente em um aumento da adesão entre dentina e agente cimentante, como é a proposta deste trabalho. Os resultados apresentados acima demonstram que os grupos irradiados VI, VII apresentaram em todos os terços maior resistência de união em relação aos demais grupos deste estudo. Estes resultados corroboram os resultados de um estudo que avaliou a resistência de união de retentores de fibra de vidro cimentados à superfície intrarradicular, previamente irradiadas com *laser* de diodo em alta intensidade emitindo em 980 nm, nos quais foram utilizados 50 dentes caninos humanos divididos em 5 grupos experimentais: G1 (1,5 W/ 100 Hz), G2 (1,5 W/ CW 0), G3 (3 W/ 100 Hz), G4 (3 W/ CW), G5 (sem irradiação). Após a cimentação dos retentores as amostras foram submetidas ao teste de

push-out e as fraturas foram analisadas. Todos os grupos irradiados tiveram um aumento da resistência de união quando comparados ao grupo controle, embora diferenças estatisticamente significantes só tenham sido encontradas no terço cervical dos dentes irradiados⁽¹⁸⁾. Os melhores resultados de adesão nos terços cervicais obtidos em nosso estudo são esperados em função da maior densidade de túbulos dentinários nesta região radicular, ocorrendo modificação do *smear layer* com a irradiação *laser*, propiciando maior área de penetração dos agentes cimentantes e travamento mecânico dos cimentos com da dentina.

Do ponto de vista mecânico, os retentores intrarradiculares de fibra de vidro melhoram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente pois apresentaram resultados de módulo flexural inferior aos retentores de metal⁽²⁷⁾. Estudos demonstram que dentes restaurados com retentores de fibra de vidro (Fibrekor Post, Jeneric/Pentron, EUA) tiveram os maiores valores de resistência em testes laboratoriais, corroborando os resultados do presente estudo. Outra característica confirmada é que esses retentores de fibra de vidro apresentam um baixo módulo de elasticidade, dessa forma quando incide uma carga sobre a estrutura radicular o estresse é minimizado e também ocorre uma melhor distribuição das tensões no retentor e na raiz⁽²⁷⁾. Esta teoria está de acordo com os valores obtidos nos grupos VI, e IX, durante o ensaio de push out, onde observam-se altos valores em Megapascal (MPa).

O módulo de elasticidade destes pinos ($\cong 48$ GPa) é mais próximo ao da dentina (18,6 GPa), em relação ao módulo de elasticidade dos pinos metálicos (150 - 200 GPa)⁽⁴⁰⁾. Esta particularidade, associada à cimentação adesiva, cria uma unidade mecanicamente homogênea⁽²⁸⁾. Isto faz com que o conjunto

retentor-cimento e adesivo-dentina trabalhe mecanicamente como corpo único, distribuindo homogeneamente as tensões e minimizando a ocorrência de fraturas. Caso elas ocorram, são predominantemente localizadas em porções mais cervicais, o que facilita o processo de reabilitação ⁽²⁹⁾. Os valores obtidos em nosso estudo apresentam nos grupos VI (grupo irradiado com retentores de fibra de vidro) uma união mais homogênea no terço cervical, quando comparados aos grupos de metal.

Embora a retenção da restauração seja primordial, a falha na adesão da interface cimento-dentina radicular é a maior causa de insucesso dos tratamentos com retentores intrarradiculares. Isto se deve provavelmente pelo rompimento da união entre o sistema adesivo e a dentina radicular, e se deve a maior concentração de tensões nessa área, considerando-se esta uma área crítica ⁽³⁰⁾. A proposta deste presente estudo foi que por meio da alteração desta superfície radicular em contacto com o retentor, possamos ter um embricamento mais efetivo do cimento. Pelos nossos resultados foi observado que nos grupos onde esta superfície dentinária foi irradiada, a resistência de união adesiva é estatisticamente maior.

O conhecimento da estrutura, composição e propriedades físicas dos pinos de vidro é de suma importância no estudo da adesão entre ele, o cimento resinoso e a dentina radicular, buscando minimizar as falhas adesivas e consequentes insucessos clínicos.

É importante ressaltar o estudo das diferentes interfaces envolvidas na adesão dos retentores à dentina radicular. Uma restauração envolvendo pino tem pelo menos duas interfaces, uma entre o retentor e o cimento resinoso e outra entre o cimento/adesivo e a dentina radicular. O sucesso das

cimentações adesivas dos retentores depende da efetiva união estabelecida e entre estas diferentes interfaces. No presente estudo constatamos uma resistência de união aumentada nas superfícies que foram irradiadas e consequentemente modificadas pela interação da luz *laser* e tecido alvo, proporcionando uma união maior dentina/cimento.

A adesão entre materiais restauradores e os tecidos duros tem sido estudada há muitos anos. As primeiras pesquisas com adesivos dentinários ocorreram em 1949, com o desenvolvimento do primeiro adesivo à base de GPDM – dimetacrilato de ácido glicerofosfórico. Mas em 1955, foi proposto o uso de ácidos para alterar a superfície do esmalte, promovendo microrretenção mecânica apropriada para adesão ^(32, 33). A dentina é uma estrutura biológica complexa. Vários componentes estruturais e as propriedades físicas deste substrato podem afetar diretamente a adesão, como a matriz orgânica de colágeno, o reforço de hidroxiapatita, e a distribuição e organização microestrutural destes elementos. Para alcançar a união entre este substrato tão heterogêneo e o material adesivo, é necessária a penetração de monômeros resinosos na superfície de dentina condicionada, criando embricamento micromecânico entre o colágeno e a resina, assim formando camada híbrida. A criação de uma camada híbrida eficiente só é possível devido a um adequado condicionamento da dentina ⁽¹³⁾. Este deve ser realizado com o auxílio de ácidos inorgânicos (ácido fosfórico) ou orgânicos (metacrilatos carboxílicos), ou de irradiação *laser* em condições adequadas. O ácido mais utilizado para o condicionamento é o fosfórico, em concentrações que variam entre 30 e 40%. Em geral são aplicados por tempos que variam entre 15 e 30 segundos tanto em esmalte, como em dentina, seguido de lavagem pelo

mesmo período. No substrato dentinário deve ser tomado cuidado especial na remoção de água para evitar o ‘colapso’ das fibras colágenas ⁽³⁴⁾. As condições de irradiação *laser* devem buscar remoção de material e não fusão da dentina, o que ocorre no presente estudo é uma modificação do *smear layer* que proporciona um aumento desta adesão.

Foram lançados os adesivos autocondicionantes, nos quais ácidos orgânicos são utilizados em dentina e não requerem o enxágue após o condicionamento. Esses materiais possuem *primers* contendo monômeros que conseguem dissolver parcialmente a *smear layer* e penetrar nos túbulos dentinários, realizando hibridização ao incorporar parte da *smear layer* ⁽³⁵⁾. Porém, o monômero ácido dos sistemas adesivos autocondicionantes age de forma menos agressiva, desmineralizando a dentina em menor quantidade, podendo alcançar valores elevados de resistência de união. Contudo, os sistemas adesivos de três passos, ou seja, aqueles no qual é necessária a aplicação do condicionamento ácido, seguido pelo *primer* hidrofílico, e agente de união hidrófobo são os que mostram os maiores valores de resistência de união e com melhor desempenho em estudo clínico longitudinal ⁽³⁶⁾. Esta categoria de sistemas adesivos remove a *smear layer* de dentina tanto coronária como intrarradicular, proporcionando adesão mais confiável, sendo estes sistemas adesivos chamados de *Gold Standards* ⁽³⁶⁾.

Conforme previamente comentado, a *smear layer* intrarradicular é constituída de restos de matéria orgânica e inorgânica, de instrumentos cortantes ou abrasivos, óleos, saliva e microorganismos. Esta camada é observada dentro dos canais radiculares após instrumentação e é considerada bastante espessa. Inicialmente a maior preocupação com a presença desta

camada dentro do canal era a possibilidade de ter contaminação por bactérias presentes no conduto, após a obturação. Com isso, muitas soluções irrigadoras são utilizadas para a remoção e descontaminação do canal. O hipoclorito de sódio (NaOCl), em diferentes concentrações, e o EDTA (etileno diamino tetra-acético), além de diferentes comprimentos de onda *laser* são soluções empregadas com esta finalidade^(37, 38, 39).

Outro fator que influencia neste procedimento adesivo é a heterogeneidade da dentina do conduto radicular. Esta pode influenciar na adesão do retentor de fibra, especialmente com relação à densidade e diâmetro dos túbulos dentinários. A morfologia da dentina avaliada nos canais radiculares em termos de orientação de túbulos dentinários, densidade e mesmo aumento da área de superfície após condicionamento mostra aumento muito maior da adesão na dentina do terço cervical e médio. Em outro estudo foi comprovado que a região cervical tem maior resistência de união do que a região apical^(40, 43). No presente estudo também constatamos este aumento de resistência de união na região cervical em relação à porção apical, além de observarmos aumento da resistência de união nos grupos irradiados em comparação aos grupos controle.

Apesar das diferenças nas constituições regionais entre as diferentes porções de dentina radicular, algumas propriedades mecânicas como resistência a tração, são semelhantes em dentinas cervical, coronária e radicular⁽⁴⁴⁾. Foi verificado em testes de resistência à tração, que as diferentes dentinas apresentavam valores similares tanto quando foram tracionadas perpendicularmente à direção dos túbulos dentinários (cervical: 60,3 MPa; radicular 59,6 MPa), como quando tracionadas paralelamente aos túbulos

(cervical: 36,7 MPa; radicular: 41,1 MPa). O cimento de obturação endodôntica também pode influenciar na resistência de união entre retentores de fibra e dentina radicular. A utilização de material para a obturação endodôntica à base de eugenol pode afetar negativamente na adesividade dos cimentos resinosos à dentina. Muito embora, este cimento e a dentina circundante possam ser removidos na preparação para a colocação do retentor de fibra, o ideal é não utilizar estes materiais para a obturação do conduto radicular ⁽⁴⁵⁾.

Todavia, estes não são os únicos fatores que interferem na resistência adesiva entre cimento resinoso e dentina radicular. Tem-se ainda o alto fator C (contração de polimerização) nos canais radiculares⁽⁴⁶⁾, dificuldade de fotopolimerização do cimento e adesivos dentro dos condutos radiculares ⁽⁴³⁾. O alto fator C está relacionado à configuração da cavidade que é medida pela razão entre as faces aderidas e as livres da restauração. No caso de retentores endodônticos o fator C é muito grande porque o número de paredes aderidas se sobrepõe ao número de paredes livres, já que o conduto radicular tem apenas uma parede livre que é a entrada deste ⁽⁴⁴⁾. Para minimizar este fator C, o presente estudo padronizou todas as amostras. Estes fatores se impõem tanto na interface adesiva dos cimentos e dentina radicular como na interface cimento e retentor causando uma diminuição dos valores de resistência adesiva.

A orientação e o número de túbulos dentinários são de fundamental importância na adesão, pois quanto mais túbulos dentinários maior a área de adesão. Isto é constatado na região média e cervical dos dentes, conforme mostrado neste estudo no qual a resistência de união foi constatada sendo melhor na região cervical em todos os grupos. Conforme reportado na

literatura, a região cervical e média possui 40.000 mm² de túbulos, proporcionando uma área maior para a penetração do sistema adesivo, aumentando o potencial de adesão ^(13, 32, 33, 34). Com a irradiação *laser* nas paredes preparadas para receber os retentores, observamos que a modificação de *smear layer* que o *laser* produz proporciona uma condição de cimentação mais efetiva em termos de resistência de união, observado principalmente nos grupos irradiados em modo pulsado.

A irradiação com *laser* pulsado de diodo, que já se mostrava uma técnica clinicamente segura na manutenção dos tecidos de suporte do elemento irradiado e na descontaminação intracanal, após o presente estudo mostra-se promissora para aumento da longevidade da restauração do dente endodonticamente tratado.

7 CONCLUSÕES

Conclui-se que a resistência mecânica à compressão de retentores intrarradiculares cimentados em dentina previamente irradiada com *laser* de diodo de alta intensidade ($\lambda = 830 \text{ nm}$), apresenta maiores valores de adesão na dentina intrarradicular tanto regime contínuo como pulsado, sendo ligeiramente superior no regime pulsado.

Foi possível verificar que nos terços médio e cervical, a irradiação com *laser* de diodo pulsado ($P_m = 1 \text{ W}$ no monitor, $I = 994 \text{ W/cm}^2$) resultou em maiores valores de resistência de união, em ambos os cimentos e ambos os tipos de núcleo. Houve diferença estatisticamente significativa nos valores de adesão nos diferentes terços nos grupos tratados, sendo superior para o terço cervical ($p < 0,05$).

8. ANEXOS

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO Protocolo 43/2008

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU o protocolo de pesquisa: "**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE RETENTORES INTRA-RADICULARES METÁLICOS E ESTÉTICOS CIMENTADOS EM CANAIS IRRADIADOS COM LASER DE DIODO**", de responsabilidade da Pesquisadora CLÁUDIA STREFEZZA e sob orientações das Professoras Doutoras DENISE MARIA ZECELL e SHEILA GOUW-SOARES.

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

São Paulo, 10 de abril de 2008

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

¹ SILVER, J. E.; JONHSON, W.T. Restoration of endodontically treated teeth. ***Dent Clin North Am, Philadephia***, v.36 (3), p.631-50, July, 1992.

² 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 (2), p.155-61, Mar/Apr., 1995.

3 GAVINI, G. Avaliação "in vitro" da limpeza da parede do canal radicular (terço apical), após o preparo químico-mecânico, valendo-se da microscopia eletrônica de varredura, tendo como fonte de variação a solução irrigadora e seu volume. ***Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, FOU SP***, São Paulo, 1992.

4 SUNDQVIST, G. Ecology of the root canals flora. ***J Endod***, v.18, (9), p.427-430, Set. 1992b.

5 SHILLINBURG, H.T ET AL. Restoration of endodontically treated tooth. ***Quintessence Pub Co Chicag***, p. 12-44, 1982.

6 SHLLINBURG, H. T.; Kessler, J. C. Preparo para dentes extensamente destruídos. ***In: Fundamentos de prótese fixa***. Editora Santos cap. 7, p. 127-42, 1983.

⁷ NATHANSON, D. Resin retained post: retention mechanisms. ***J Dent Res***, v. 9, p. 11-34, 1989.

⁸ STOCKTON, L.V.; Factors affecting retention of post systems: a literature review. ***J. Prosthet Dent***, v. 81, p. 380-5, 1999.

⁹ MORGANO, S. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. ***J. Prosthet Dent***, v. 75, p.375-80, 1996.

¹⁰ FREDRIKSON, M. ET AL. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber reinforced epoxy resin posts. **J Prosthet Dent**, v.80, p. 151-7, 1998.

¹¹ MARTINEZ-INSUA ET AL. Comparison of fracture resistance of pulples teeth restored with a cast post and core or carbon fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent**, v.80, p.527-32, 1998.

¹² FERRARI, M. ET AL. Clinical evaluation of fiber reinforced epoxy resin posts and cast posts and cores. **Am J Dent**, v.13, p. 15-16, 2000.

¹³ TAY, F.R.; PASHLEY, D. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. **J Adhesive Dent.**, 2:p. 99-116, 2000.

¹⁴ MATSUOKA, E.; YONAGA, K.; KINOSHITA, J.I.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Morfological study on the capability of Er:YAG laser irradiation for root canal preparation. **J Clin Laser Med Surg**, v.18 (4), p.215-19, 2000.

¹⁵ MELLO, N. J. C. 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. **Dissertação Mestrado Profissionalizante – Lasers em Odontologia, IPEN/FOUSP**, 2006.

¹⁶ QUINTO JR., J. Laser de Er,Cr:YSGG em condutos radiculares preparados para a cimentação de núcleos protéticos. **Tese de doutorado na Área de Tecnologia Nuclear-Materiais IPEN**, 2011.

¹⁷ GARCIA, L.F.R.; NAVES, L.Z.; SOBRINHO, L.; CONSANI, S.; SOUZA, F. C. P. Bond strength of a self-adhesive resinous cement to root dentin irradiated with a 980 nm diode laser **Acta Odontologica Scandinavica**, 68:171-179, 2010.

¹⁸ FARINA, P. A. The effect of a 980 nm diode laser with different parameters of irradiation on the bond strength of fiberglass posts. **AGD Academy of General Dentistry**, p. 31-37, January 2011.

¹⁹ GOUW-SOARES, S.; STABHOLZ, A.; LAGE-MARQUES, J.L.; ET AL. Comparative study of dentine permeability after apicectomy and surface treatment with 9.6 micron TEA CO₂ and Er:YAG *laser* irradiation. **J Clin Laser Med Surg** 22:129–39, 2004.

²⁰ SCHOOP, U.; KLUGER, W.; MORITZ, A.; NEDJELIK, N.; GEORGOPOULOS, A.; SPERR, W. Bactericidal effect of different laser systems in the deep layers of dentin. **Lasers Surg Med** 35:1 11– 6, 2004.

21 MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; DOERTBUDAK, O.; SPERR, W. Irradiation of infected root canals with a diode *laser in vivo*: Results of microbiological examinations. **Las Surg Med**, v.21, p.221-26, 1997.

22 GUTKNECHT, N.; VAN GOGSWAARDT, D.; CONRADS, G.; APEL, C.; SCHUBERT, C.; LAMPERT, F. Diode *laser* radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin. **J Clin Laser Med Surg**; 18: 57– 60, 2000.

23 RIBEIRO, A.C.; NOGUEIRA, G.E.C.; ANTONIAZZI, J.H.; MORITZ, A.; ZECELL, D.M. Effects of diode *laser* (810 nm) irradiation on root canal walls: Thermografic and morphological studies. **Journal of Endodontics**, v.33 (3), p.252-55, 2007.

²⁴ GUTKNECHT, N.; FRANZEN, R.; MEISTER, J.; VANWEERSCH, L.; MIR, M. Temperature evolution on human teeth root surface after diode *laser* assisted endodontic treatment. **Lasers Med Sci** ;20: 99 –103, 2005.

²⁵ BOARI,H.G.; ZECELL, D.M.; EDUARDO, C.P., Dye-enhancing Nd:YAG irradiation of enamel aiming caries prevention, **J Dent Res** 79 , 1079–1079, 2002.

²⁶ MALDONADO, E.P; RIBEIRO, M.S.; ZECELL, D. M. Mecanismos de interação *laser*-tecido. **Apostila do curso de mestrado profissionalizante, Ipen-Fousp**, p. 13, 2000.

²⁷ ALBUQUERQUE, R. C. Pinos intra-radulares pré-fabricados.In: Cardoso, R. J. A.; Gonçalves, E. A. N. **Odontologia: arte,ciência e técnica. São Paulo: ArtesMédicas**, v. 19, p. 441-462,2002.

²⁸ LIMA, A. F. M.; JOLY, J. C.; CARARA, K. R. Fratura radicular em dentes humanos e a presença de retentores intra-radiculares. **Rev Bras Cirur Period**, São Paulo, v. 2, n. 5, p. 40-44, 2004.

²⁹ MACCARI, P. C. A.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **J Esthet Restor Dent, Hamilton**, no.15, p. 25-31, 2003.

³⁰ LASILA, L. V. J. ET AL. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent Mater, Kidlington**, v. 20, p. 29-36, 2004.

³¹ FERRARI M, VICHI A, MANNOCCI F, MASON PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am J Dent** ;13(Spec No):9B-13B, 2000.

³² DRUMMOND JL. In vitro evaluation of endodontic posts. **American Journal of Dentistry, Massachusetts**; v. 13., 2000.

³³ BARKHODAR RA, RADKE R, ABBASI J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. **J Prosthet Dent**. Jun.; 61(6): 676-8., 2012.

³⁴ MORGANO SM, MILOT P. Clinical success of cast metal posts and cores. **J Prosthet Dent**. July; 70(1), 1993.

³⁵ OBLAK, C. ET AL. Fracture resistance and reliability of new Zirconia Posts. **J Prosthet Dent, St. Louis**, v. 91, no. 4, p. 342-348, 2004.

³⁶ QUINTAS AF, NEISSER MP, BOTTINO MA. An S.E.M. evaluation of carbon-fiber post and core resin interface, before and after an in vitro test. **Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos**; 3(1): 12-19, 2000.

³⁷ AKKAYAN, B.; GÜLMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent, St. Louis**, v. 87, no. 4, p. 431-437, 2002.

-
- ³⁸ REIS A, FRANCCI C, LOGUÉRCIO AD, CARRILHO MRO, RODRIGUES FILHO LE. Re-attachment of anterior fractured teeth: strength using different techniques. **Oper Dent.** v. 26, n. 3, p. 287-94, mai/jun 2011.
- ³⁹ WATAHA JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. **J Prosthet Dent.** Feb.; 83(2): 223-34., 2011.
- ⁴⁰ DRUMOND, J. L.; BAPNA, M. S. Static and cyclic loading of fiber-reinforced dental resin. **Dent Mater, Kidlington**, v. 19, p. 226-231, 2003.
- ⁴¹ BOSCHIAN PEST, L.; CAVALLI, G.; BERTANI, P.; GAGLIANI, M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: *push-out* tests and SEM observations. **Dent Mater** ;18(8):596-602, 2002.
- ⁴² MONTICELLI, F.; TOLEDANO, M.; TAY, F.R.; CURY, A.H.; GORACCI, C.; FERRARI, M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. **Dent Mater**; 22(7):602-9, 2006.
- ⁴³ CALLISTER W. Materials science and engineering. An introduction. **Nova York: Wiley and Sons**; 1994.
- ⁴⁴ FERRARI M, ROBERTO SCOTTI. Pinos de Fibra Considerações teóricas e aplicações clínicas: **Artes Médicas Divisão Odontológica**; 2003.
- ⁴⁵ GRANDINI S, GORACCI C, MONTICELLI F, TAY FR, FERRARI M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. **Dent Material**; 21(2):75-82, 2005.
- ⁴⁶ DEJAK AND MIOTKOWSKI Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, p. 116-126, v.105, 2011.

⁴⁷ PRISCO, D.; DE SANTIS, R.; MOLLIKA, F.; AMBROSIO, L.; RENGO, S.; NICOLAIS, L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. **Oper Dent**; 28(5):515-21, 2003.

⁴⁸ PERDIGÃO, J.; RITTER, A.V. Adesão aos tecidos dentários. In: Baratieri LN, Monteiro JrS, Andrada MAC, Vieira LCC, Ritter AV, Cardoso AC, editors. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Santos; p. 83-128, 2001.

⁴⁹ RIBEIRO, C.M.B.; LOPES, M.W.F. Cimentação em prótese: procedimentos convencionais e adesivos. **International Journal of Dentistry**, Recife, 6(2):58-62, 2007.

⁵⁰ BUONOCORE, M.G.. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**;34(6):849-53, 1995.

⁵¹ ANUSAVICE, K.J. **Phillip's science of dental materials**. 10 th ed. ed. Philadelphia: Saunders; 1996.

.

⁵² DE MUNCK J, SHIRAI K, YOSHIDA Y, INOUE S, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, ET AL. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. **Oper Dent**; 31(4):456-65, 2006.

⁵³ .TAY, F.R.; SANO, H.; CARVALHO, R.; PASHLEY, E.L.; PASHLEY, D.H. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. **J Adhes Dent**; 2(2):83-98, 2000.

⁵⁴ TAY, F.R.; CARVALHO, R.; SANO, H.; PASHLEY, D.H. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching primer to dentin. **J Adhes Dent**; 2(2):99-116, 2000.

⁵⁵ WATANABE I. Photocure bonding agents to ground dentin. **J Dent Mater**; 955-973, 1992.

⁵⁶ FERRARI M, VICHI A, MANNOCCI F, MASON PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am J Dent** ;13(Spec No):9B-13B, 2000.

-
- ⁵⁷ PERDIGAO, J.; GERALDELI, S.; LEE, I.K. *Push-out* bond strengths of tooth-colored posts bonded with different adhesive systems. **Am J Dent**; 17(6):422-6, 2004.
- ⁵⁸ LERTCHIRAKARN V, PALAMARA JE, MESSER HH. Anisotropy of tensile strength of root dentin. **J Dent Res**; 80(2):453-6, 2001.
- ⁵⁹ NGOH EC, PASHLEY DH, LOUSHINE RJ, WELLER RN, KIMBROUGH WF. Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin. **J Endod** ; 27(6):411- 4, 2001.
- ⁶⁰ BOUILLAGUET, S.; TROESCH, S.; WATAHA, J.C.; KREJCI, I.; MEYER, J.M.; PASHLEY, D.H. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. **Dent Mater**; 19(3):199-205, 2003.
- ⁶¹ KALKAN, M.; USUMEZ, A.; OZTURK, A.N.; BELLI, S.; ESKITASCIOGLU, G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. **J Prosthet Dent**; 96(1):41-6, 2006.
- ⁶² BERGMANS, L.; MOISIADIS, P.; DE MUNCK, J.; VAN MEERBEEK, B.; LAMBRECHTS, P. Effect of polymerization shrinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. **J Adhes Dent**; 7(4):321-9, 2005.
- ⁶³ MORITZ, A.; SCOOP, V.; GOHARKHAY, K.; SPEER, W.; Treatment of periodontal pockets with diode *laser*. **Lasers Surg Med.**, 22(5): 302-311, 1998.
- ⁶⁴ KREISLER, M.; ALHA, H.; Clinical efficacy of on adjunct unit to conventional scaling and root planing. **Lasers Surg Med.** , 37(5), 350-355, dec 2005.
- ⁶⁵ QUINTO JR., J Estudo in vitro do esmalte dental irradiado com *laser* de diodo de alta potência em 960 nm: Análise morfológica da superfície dental pós-irradiada e análise do comportamento térmico na câmara pulpar devido à aplicação *laser*, **Dissertação de mestrado profissional Lasers em odontologia**, IPEN/FO-USP, 2001.

⁶⁶ GUTKNECHT, N.; ALT, T.; SLAUS, G.; LAMPERT, T.; A clinical comparison of the bactericidal effect of diode *laser* and 5% sodiumhypochlorite in necrotic root canals. **J. Oral Laser Applications** 2:151-57, 2002.

⁶⁷ NAGASE D.Y., FREITAS P.M., MORIMOTO S., ODA M., VIEIRA G.F., Influence of *laser* irradiation on fiber post retention **Lasers Med Sci** 26:377-380, 2011.

68 ARISU HD, KIVANÇ BH, SAĞLAM BC, ŞİMŞEK E, GÖRGÜL G. Effect of post-space treatments on the *push-out* bond strength and failure modes of glass fibre posts **Aust Endod J.** 2013 Apr;39(1):19-24.

⁶⁹ MORITZ, A ; SHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; JAKOLISTSCH, S.; KLUGER, W.; WERNISCH, J.; SPERR, W. The bactericidal effect of Nd:YAG, Ho:YAG, and Er:YAG *laser* irradiation in the root canal : *in vitro* comparison. **Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery**, v. 17 (4), pp. 187-4, 2000.

⁷⁰ MORITZ, A.; GUTKNECHT, N.; SCHOOP, U.; GOHARKHAY, K.; DOERTBUDAK, O.; SPERR, W. Irradiation of infected root canals with a Diode *laser in vivo*: Results of microbiological examinations. **Las Surg Med**, v.21, p.192-31, 1999.

⁷¹ GUTKNECHT N, VAN GOGSWAARDT D, CONRADS G, APEL C, SCHUBERT C, LAMPERT F. Diode *laser* radiation and its bactericidal effect in root canal wall dentin. **J Clin Laser Med Surg**;18:57– 60, 2000.

⁷² DALTON, B.C.; ORSTAVIK, D.; PHILLIPS,C.; PETTIETTE, M; Bacterial reduction with nickel – Titanium rotator instrumentation. **J. Endod.**, v.24, n. 763-7, nov. 1998.

⁷³ ZAMATARO, C. B. Estudo *in situ* da resistência à desmineralização do esmalte dental submetido à irradiação com *laser* de Er,Cr;YSGG associada ao uso de produtos fluoretados. **Tese de doutorado na Área de Tecnologia Nuclear-Materiais IPEN**, 2011.