

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

Fabio Picoli

**ESTUDO “IN VITRO” DO EFEITO DA APLICAÇÃO DO LASER
Er:YAG E DA SOLUÇÃO DE EDTAC NA SUPERFÍCIE DENTINÁRIA,
SOBRE A ADESIVIDADE DE DIFERENTES CIMENTOS
ENDODÔNTICOS CONTENDO HIDRÓXIDO DE CÁLCIO.**

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Saquy

Ribeirão Preto

2001

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

**ESTUDO “IN VITRO” DO EFEITO DA APLICAÇÃO DO LASER
Er:YAG E DA SOLUÇÃO DE EDTAC NA SUPERFÍCIE DENTINÁRIA,
SOBRE A ADESIVIDADE DE DIFERENTES CIMENTOS
ENDODÔNTICOS CONTENDO HIDRÓXIDO DE CÁLCIO.**

*Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo,
para a obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa
Odontologia Restauradora, opção Endodontia.*

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Saquy

Orientado: Fabio Picoli

Ribeirão Preto

2001

Picoli, Fabio

S735

Estudo “in vitro” do efeito da aplicação do laser Er:YAG e da solução de EDTAC na superfície dentinária, sobre a adesividade de diferentes cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio.

88 p. 28 cm

Dissertação de Mestrado apresentada à FORP USP - Departamento de Odontologia Restauradora

Orientador: Saquy, Paulo César

CDU 616.314.18 - Endodontia



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Endodontia (USP.0837) do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo com apoio CAPES e FAPESP.

"Não há homens, por mais sábios que sejam, que na sua juventude não tenham pronunciado palavras ou feito atos cuja memória desejariam ver apagada ou abolida. Mas não devem eles lamentar esses atos, pois só se chega ao conhecimento vivendo a experiência de atos agradáveis e desagradáveis.

Na estrada de nossas vidas, não receberemos a sabedoria de outrem mas por nossas determinações e sacrifícios, pois só assim os conhecimentos obtidos se tornarão perduráveis e eternos..."

Proust

DEDICATÓRIA

Em especial, aos meus pais, Murilo Picoli e Marlene Panaggio Picoli, a minha irmã e colega de profissão Lara Cristina Picoli, e a minha namorada Patrícia Vansan, pela compreensão, amor e estímulo, que permitiram a conclusão desta obra;

Ao meu Orientador Prof. Dr. Paulo Cesar Saquy, pela dedicação e orientação precisa na realização deste trabalho;

Ao Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora, por todo conhecimento científico e filosofia de vida transmitidos durante este curso;

dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ter me iluminado durante a realização deste trabalho e ser uma inesgotável fonte de inspiração nos momentos de dificuldade.

*O que mais precisamos na vida é de alguém que nos leve a realizar o que podemos.
Você professor, fez-me entender que a soma das coisas é a infinita conjugação do verbo
"fazer".*

Ao Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora, muito obrigado.

A todos os Professores que participaram de minha formação na Pós-Graduação, em especial: Profa. Dra. Izabel Cristina Fröner, Prof. Dr. Luiz Pascoal Vansan, Prof. Dr. Ricardo Gariba Silva, Prof. Dr. Ricardo Novak Savioli, Prof. Dr. Manoel D. Sousa-Neto, Prof. Dr. Wanderley Ferreira da Costa e Prof. Dr. Geraldo Maia Campos;

Aos colegas da primeira turma do curso de Pós-graduação em Odontologia, Programa Odontologia Restauradora, opção Endodontia: Prof. Alexandre Bonini, Prof. Antônio Luis Cussioli, Prof. Benito André S. Mirandi, Prof. Eduardo Luiz Barbin, Prof. José Antônio Brufato Ferraz, Prof. José Antônio S. Salomão, Prof. José Roberto M. Yunes, Prof. Júlio César Emboava Spanó e Profa. Tanit Clementino Santos;

Aos colegas da Segunda turma do curso de Pós-Graduação em Odontologia, Programa Odontologia Restauradora, opção Endodontia: Danilo Mathias Zanello Guerisoli, Profa. Eliana Cristina Gulin de Oliveira, Fabiana Carelli de Castro, Prof. João Vicente B. Barbizan, José Arthur Marchi, José Renato Santana, Melissa Andréia Marchesan, Prof. Rodrigo G. Ribeiro e Profa. Yasmine M. E. M. Almeida, por todos aqueles momentos de agradável convivência e sincera amizade;

À Capes, pela bolsa de estudos concedida que permitiu minha total dedicação a este trabalho;

À Fapesp, pelo financiamento do aparelho de laser Er:YAG, KAVO KEY Laser II (Kavo Dental GmbH Vertriebsgesellschaft, Alemanha), que possibilitou a realização deste estudo;

Ao coordenador do Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais (L.I.P.E.M.) Prof. Dr. Heitor Panzeri, por permitir a utilização da Máquina Universal de Ensaio modelo MEM 2000 (EMIC, Curitiba, Paraná, Brasil), e aos técnicos Ricardo de Souza Antunes e Edson Volta, por auxiliarem na execução da parte experimental desta pesquisa;

Aos técnicos do Laboratório de Pesquisa em Endodontia da FORP-USP, Reginaldo Santana e Luíza Godoi Pitol;

Às funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora, Silvia Ferreira Camargo, Rosângela Angelini e Maria Izabel C. F. Miguel;

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação, Isabel Cristina G. Sola e Márcia Aparecida Bianco;

Ao funcionário Juliano Pratti Mercantil, técnico do Setor de Computação e “webmaster” da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo;

Ao Hermano Teixeira Machado, pelas fotografias realizadas e utilizadas para ilustrar esta obra;

À Bernadete Malerbo, pela correção das Referências Bibliográficas;

À todos que, direta ou indiretamente, colaboraram para a conclusão deste trabalho;

meus sinceros agradecimentos.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, sou profundamente grato pela oportunidade de cursar o Mestrado em Odontologia, programa Odontologia Restauradora, opção Endodontia, o que me habilitará a busca de novos horizontes na luta profissional do amanhã;

meu eterno reconhecimento.

SUMÁRIO

Resumo

1 Introdução.....	1
2 Retrospectiva da Literatura	5
2.1 <i>EDTA e smear layer na Endodontia.....</i>	<i>6</i>
2.2 <i>Adesividade dos cimentos endodônticos.....</i>	<i>10</i>
2.3 <i>Laser na Endodontia</i>	<i>16</i>
3 Proposição.....	27

4 Material e Método	29
4.1 <i>Determinação da relação pó/líquido, pó/resina e pasta/pasta dos cimentos obturadores testados</i>	31
4.2 <i>Determinação do tempo de endurecimento/polimerização.....</i>	32
4.3 <i>Preparo dos dentes</i>	33
4.4 <i>Tratamento da superfície dentinária</i>	35
4.5 <i>Teste de adesividade</i>	39
5 Resultados	43
6 Discussão.....	63
7 Conclusões.....	69
8 Anexos	71
9 Referências Bibliográficas	77
Summary	

RESUMO

Estudou-se *in vitro*, o efeito da aplicação do laser Er:YAG e da solução de EDTAC na superfície dentinária, sobre a adesividade de diferentes cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio.

Sessenta molares superiores humanos de estoque foram selecionados e tiveram suas superfícies oclusais desgastadas, deixando exposta uma plataforma plana de dentina. Posteriormente, estes dentes foram fixados pela raiz em bases de resina acrílica e divididos em três grupos (vinte dentes em cada grupo).

No grupo 1 (controle), a superfície dentinária não recebeu nenhum tratamento. No grupo 2, aplicou-se uma solução de EDTAC sobre a dentina, por 5 minutos. No grupo 3, a dentina recebeu a aplicação do laser Er:YAG com os seguintes parâmetros: potência 2,25W; distância focal 11mm; frequência de 4Hz; tempo de aplicação de 1 minuto; energia de 200 mJ; energia total aplicada ao dente, 62 J.

Resumo

Após o tratamento da dentina exposta, os dentes foram divididos em quatro subgrupos, constituídos de cinco dentes cada, para receberem os seguintes cimentos a serem testados: Sealer 26[®], Apexit[®], Sealapex[®] e CRCS[®]. A adesão foi mensurada com o auxílio de uma Máquina Universal de Ensaio.

Os resultados evidenciaram haver diferença estatisticamente significativa ($p < 0,01$) para os cimentos testados e os diferentes tratamentos aplicados à superfície dentinária. Os cimentos endodônticos testados puderam ser agrupados, quanto a sua adesividade à dentina, em ordem decrescente da seguinte forma: Sealer 26[®], CRCS[®], Apexit[®] e Sealapex[®].

A aplicação do laser Er:YAG e da solução de EDTAC, não resultaram em um aumento significativo da capacidade adesiva dos cimentos CRCS[®] e Sealapex[®]. Entretanto, tanto a aplicação do laser Er:YAG, como da solução de EDTAC, foram eficientes para aumentar a adesão dos cimentos Sealer 26[®] e Apexit[®]. A aplicação do laser Er:YAG só foi significativamente superior à solução de EDTAC, em proporcionar um aumento da adesividade do cimento Sealer 26[®] à dentina.

1 INTRODUÇÃO

A obturação do canal radicular representa a fase final do tratamento endodôntico e o seu êxito está intimamente relacionado à qualidade do preparo químico-mecânico. Uma correta limpeza e modelagem facilitarão a realização de um selamento tridimensional do canal radicular, favorecendo, desta forma, o prognóstico do tratamento realizado.

A necessidade de se obter uma obturação hermética do canal radicular levou os profissionais a realizarem inúmeras pesquisas ao longo da evolução da Endodontia, com o propósito de testar os materiais em uso e desenvolver novos agentes obturadores que apresentassem as necessárias propriedades físico-químicas, antimicrobianas e biológicas preconizadas a partir dos trabalhos de PRINZ (1912), GROSSMAN (1958) e BRANSTETTER & FRAUNHOFER (1982).

Um cimento obturador de canais radiculares deve ser pegajoso quando misturado, para fornecer boa adesão entre os cones e as paredes do canal; deve proporcionar uma vedação hermética; deve ser radiopaco, de modo que possa ser visualizado radiograficamente; as partículas de pó devem

Introdução

ser pequenas para que possam ser misturadas facilmente com o líquido; não deve contrair depois de colocado no canal; deve ser bacteriostático ou, pelo menos impróprio ao crescimento microbiano; não deve manchar as estruturas dentinárias; deve endurecer lentamente para possibilitar bom tempo de trabalho; deve ser insolúvel nos líquidos teciduais; deve ser bem tolerado pelos tecidos periapicais; deve ser solúvel em solvente comum, caso seja necessário remover a obturação do canal.

Entre os cimentos obturadores de canais radiculares disponíveis no mercado, os cimentos que contêm hidróxido de cálcio na sua composição são relativamente recentes.

Sem dúvida, estes cimentos foram desenvolvidos para satisfazer os profissionais que desejavam um material obturador que apresentasse as propriedades biológicas do hidróxido de cálcio.

Entretanto, poucos trabalhos foram realizados para avaliar as propriedades físico-químicas destes cimentos, principalmente quanto à capacidade adesiva dos mesmos (HYDE, 1986; WENBERG & ØRSTAVIK, 1990; BIRMAN et al., 1990; GETTLEMAN et al., 1991; FIDEL, 1993; FIDEL et al., 1994).

No passado, a atenção dos profissionais estava especialmente voltada para a importância da obturação do canal radicular e dos materiais utilizados na realização deste procedimento. Porém, pouco se sabia sobre as condições da parede do canal após a instrumentação, e se a superfície obtida ao final do preparo do canal radicular era ideal para a realização da obturação.

É indiscutível a necessidade de se produzir uma superfície apropriada para que o cimento obturador apresente adesividade à parede do canal. Uma superfície aderente ideal deve apresentar-se limpa, com uma textura lisa e suave, o que irá permitir o íntimo contato do material obturador com a mesma.

A partir do trabalho de McCOMB & SMITH (1975), observou-se que as técnicas e instrumentos utilizados na realização do preparo do canal produzem paredes dentinárias recobertas por resíduos orgânicos e inorgânicos, que tornam esta superfície insatisfatória para procedimentos adesivos, uma vez que estes resíduos não se encontram firmemente aderidos à dentina subjacente. Esta camada de resíduos tem sido chamada de *smear layer*.

A *smear layer* é resultado direto de procedimentos que envolvem o corte da dentina. Sua espessura é variável, geralmente em torno de 1µm à 2µm, podendo ser encontrada no interior dos

canalículos dentinários, a uma profundidade de até 40µm. Fazem parte de sua composição raspas de dentina, restos de tecido pulpar e, às vezes, até mesmo bactérias (MADER et al., 1984).

Inúmeros trabalhos têm demonstrado que a *smear layer* interfere na ação desinfetante das soluções irrigantes, age como uma barreira física impedindo a penetração dos cimentos endodônticos nos canalículos dentinários, prejudicando a adesão dos cimentos às paredes do canal radicular e afetando a eficiência de selamento da obturação (McCOMB & SMITH, 1975; WHITE et al., 1984; WHITE et al., 1987; SEN et al., 1995; BERHREND et al., 1996).

Com o objetivo de remover a *smear layer* formada durante o preparo dos canais radiculares, vários métodos têm sido propostos, entre eles, o uso de ácidos orgânicos (TIDMARSH, 1978; BAUMGARTNER et al., 1984) e agentes quelantes como o EDTA (McCOMB & SMITH, 1975; YAMADA et al., 1983; BYSTRÖM & SUNDQVIST, 1985; BAUMGARTNER & MADER, 1987).

Entretanto, a maioria dos autores está de acordo com a afirmação de que nenhum instrumento, técnica de instrumentação ou solução irrigante disponível atualmente, é capaz de produzir canais radiculares totalmente livres de debris e da *smear layer* (McCOMB & SMITH, 1975; GOLDBERG & ABRAMOVITCH, 1977; YAMADA et al., 1983; GARBEROGLIO & BECCE, 1994).

Recentemente, um novo método, que utiliza a radiação laser para promover a limpeza dos canais radiculares, vem sendo estudado, tendo demonstrado resultados promissores.

No início dos anos 60, o Dr A.L. SCHAWLOW, um dos co-inventores do princípio do laser, descreveu o mesmo como “uma invenção em busca de uma aplicação” (MIDDA & RENTON-HARPER, 1991).

Os primeiros estudos envolvendo o uso do laser na Odontologia foram realizados por GOLDMAN et al. e STERN & SOGNAES, em 1964. Desde então, o laser vem sendo amplamente investigado quanto as suas possíveis aplicações clínicas, que incluem cirurgia de tecidos moles, remoção de tecido cariado, realização de preparos cavitários, condicionamento da superfície dental, fotopolimerização de compósitos e tratamento da hipersensibilidade dentinária (MILLER & TRUHE 1993; WIDGOR et al., 1995; CERNAVIN et al., 1994).

Mais especificamente na Endodontia, o laser tem sido proposto com a finalidade de vaporizar tecido pulpar, de esterilizar o canal radicular, de alterar a morfologia da parede dentinária, de selar o forame apical e de remover *smear layer* das paredes dos canais radiculares preparados.

Introdução

Tal gama de aplicações se deve ao fato da luz laser apresentar algumas características físicas peculiares, que permitem que a mesma tenha propriedades interessantes para seu uso na Odontologia.

O laser, abreviatura da expressão “*light amplification by stimulated emission of radiation*”, é um feixe de ondas eletromagnéticas monocromáticas, coerentes e colimadas. Ao contrário da luz comum, as ondas de luz geradas e amplificadas pelo aparelho laser não se difundem, propagam-se sempre na mesma direção, com a mesma frequência, o que possibilita sua focalização de forma precisa e intensa.

A compreensão dos fenômenos que envolvem a interação laser/tecido é de fundamental importância, uma vez que cada meio ativo (sólido, líquido ou gasoso) resulta na produção de uma luz laser de um comprimento de onda específico e cada comprimento de onda reage com o tecido de uma maneira diferente, dependendo das propriedades ópticas deste último (KUTSCH, 1993; BRUGNERA JÚNIOR & PINHEIRO, 1998).

Os efeitos da radiação laser sobre a morfologia e limpeza da dentina e o potencial de sua aplicação na Endodontia têm sido explorados por vários pesquisadores (HARASHIMA et al., 1997; TAKEDA et al., 1998a; TAKEDA et al., 1998b; MATSUOKA et al., 1998; TAKEDA et al., 1998c; CECCHINI et al., 1999; TAKEDA et al., 1999).

Recentemente, o laser Er:YAG tem atraído a atenção dos pesquisadores, pela capacidade de remover *smear layer* das paredes dos canais, expondo os canalículos dentinários, sem exceder o limiar de tolerância térmica dos tecidos periapicais (TAKEDA et al., 1998a; TAKEDA et al., 1998b; MATSUOKA et al., 1998; TAKEDA et al., 1998c; CECCHINI et al., 1999; TAKEDA et al., 1999; CUSSIOLI, 1999; SOUSA-NETO, 1999; PÉCORRA et al., 2001).

Tais efeitos poderiam influenciar positivamente a adesão dos cimentos obturadores às paredes dos canais radiculares, uma vez que a remoção da *smear layer* permitiria a penetração destes materiais nos canalículos dentinários, proporcionando, desta forma, um maior embricamento mecânico.

2 RETROSPECTIVA DA LITERATURA

Para melhor entendimento, a retrospectiva da literatura será abordada nos seguintes tópicos:

2.1 EDTA e *Smear layer* na Endodontia.

2.2 Adesividade dos cimentos endodônticos.

2.3 Laser na Endodontia.

2.1 EDTA e *Smear layer* na Endodontia.

NIKIFORUK & SREEBNY (1953) estudaram a ação ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) como agente desmineralizador de tecido duro. Inspirado neste trabalho, NYGAARD-ØSTBY (1957) preconizou o emprego do EDTA na instrumentação de canais radiculares em substituição aos ácidos inorgânicos até então utilizados, devido a sua ação quelante e por ser biologicamente compatível. A solução aquosa EDTA preconizada apresentava como composição: EDTA 15% e hidróxido de sódio ($\text{pH} \cong 7,3$).

HILL (1959) acrescentou um tensoativo derivado do amônio quaternário à solução de EDTA, com o propósito de conferir a essa solução um efeito bacteriostático. Esta solução passou a ser conhecida comercialmente como EDTAC. Este autor observou que esta solução à 15% promovia uma desmineralização das paredes dos canais radiculares entre 3 e 5 minutos de aplicação.

WANDELT (1961) foi o primeiro a questionar a eficácia clínica da solução de EDTA. Este autor especulava que, apesar da reação de quelação com a dentina ser possível, a solução de EDTA não era capaz de propiciar o alargamento efetivo de canais atresicos, uma vez que o mesmo autor, considerava impossível levar uma quantidade suficiente de EDTA ao interior destes canais.

PATTERSON (1963) avaliou a ação das soluções quelantes EDTA e EDTAC, verificando que o EDTAC é mais eficaz na limpeza do canal radicular e na sua capacidade antimicrobiana.

FEHR & ØSTBY (1963), com o objetivo de reduzir a tensão superficial da solução de EDTA, recomendaram a associação de Cetlavin, um tensoativo catiônico derivado do amônio quaternário. Estes autores observaram que a magnitude de desmineralização promovida pela solução de EDTAC foi proporcional ao tempo de sua aplicação. Quando aplicado sobre a dentina, por 5 minutos, desmineralizava uma camada de 20 a 30 micrometros. A área de dentina atingida pela solução de EDTAC apresentava-se bem definida e regular, demonstrando um poder autolimitante desta solução.

WEINREB & MEIER (1965) verificaram que a solução de EDTAC facilitava o preparo de canais radiculares atresicos, mas sugeriram que fosse realizada a irrigação com um volume abundante, renovando-se freqüentemente esta solução, para que a mesma fosse quimicamente efetiva. Estes autores observaram que, quando se realizava a troca freqüente, esta solução apresentava-se mais efetiva que em aplicações contínuas.

GUTIÉRREZ & GARCIA, em 1968, demonstraram que as paredes dentinárias ficavam mais limpas e polidas com o emprego de soluções à base de EDTA.

FROMME et al. (1970), utilizando microscopia eletrônica de varredura, observaram a limpeza e alisamento da superfície dentinária, quando empregada a solução de EDTA. Estes autores também demonstraram uma redução da dureza da dentina promovida por esta solução em áreas volumosas dos canais radiculares, porém, não observaram o mesmo em áreas estreitas.

HOLLAND et al., em 1973, compararam os efeitos de quatro produtos a base de EDTA (RC-Prep[®], EDTA Ultra Duradent[®], EDTAC e EDTA), por meio de uma técnica especial para obtenção de peças sem descalcificação e utilizando um micrótomo para tecido duro. Os resultados demonstraram que as soluções EDTA e EDTAC apresentaram maior ação quelante, sem diferença estatística entre si. Os autores observaram que a renovação constante das soluções à base de EDTA no interior do canal radicular permitiu a obtenção de um maior halo de descalcificação.

SEIDBERG & SCHILDER (1974) publicaram uma avaliação do uso da solução de EDTA na Endodontia. Utilizando o sal tetrassódico de EDTA estes autores demonstraram que esta solução apresentava ação autolimitante.

BAKER et al. (1975), por meio de microscopia eletrônica de varredura, observaram que os agentes quelantes alteravam a morfologia normal dos canalículos dentinários. Segundo os autores, estas alterações eram devidas, provavelmente, a diferenças na mineralização da dentina intertubular e peritubular. Esta última, sendo mais densa, proporcionava maior resistência a alterações morfológicas provocadas pelos agentes quelantes.

McCOMB & SMITH (1975) avaliaram *in vitro*, por meio de microscopia eletrônica de varredura, os efeitos de diferentes técnicas de instrumentação e soluções irrigantes utilizadas no preparo dos canais radiculares, e observaram que, após a instrumentação, independentemente da técnica ou do instrumento utilizado, os canalículos dentinários encontravam-se completamente obscurecidos por uma camada de resíduos (*smear layer*). A separação desta camada em algumas áreas do canal indicou que esta não encontrava-se firmemente aderida à dentina subjacente. Os resultados demonstraram que nenhuma técnica de irrigação foi capaz de remover completamente a *smear layer* das paredes dos canais radiculares. O produto comercial REDTA[®], quando utilizado como solução irrigante, produziu paredes dentinárias mais limpas.

Retrospectiva da Literatura

Em 1976, McCOMB et al., complementando o estudo realizado por McCOMB & SMITH no ano anterior, realizaram um estudo *in vivo* onde utilizaram microscopia eletrônica de varredura para avaliar as paredes de canais radiculares preparadas com o auxílio de diferentes soluções irrigantes. Os resultados encontrados foram similares aos observados previamente *in vitro*. O uso de uma solução de EDTA produziu paredes dentinárias mais limpas.

GOLDBERG & ABRAMOVITCH (1977) estudaram *in vitro*, a ação do EDTAC sobre as paredes dentinárias do canal radicular com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura, e verificaram que as paredes dos canais tratados com EDTAC, após a instrumentação, apresentavam uma textura lisa e os canalículos dentinários um aspecto circular e regular, com grande parte da camada superficial de resíduos tendo sido eliminada.

YAMADA et al. (1983), por meio de microscopia eletrônica de varredura, compararam a instrumentação com diferentes volumes de diversas soluções irrigantes, como a solução salina, hipoclorito de sódio à 5,25%, o EDTA à 17% e à 8,5% e o ácido cítrico à 25%. Os resultados revelaram que a associação de 10ml de EDTA à 17% com 10ml de hipoclorito de sódio à 5,25% foi mais efetiva na remoção da *smear layer*.

BRANCINI et al. (1983) analisaram a capacidade de limpeza de algumas soluções irrigantes, com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura. Os resultados demonstraram que a eficiência de limpeza das soluções irrigantes obedeceu a seguinte ordem decrescente: EDTA, ácido cítrico, Dehyquart A[®], Tergentol[®], e líquido de Dakin.

MADER et al. (1984) investigaram, com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura, as características morfológicas da *smear layer* encontrada em paredes de canais radiculares instrumentadas com limas tipo K e irrigadas com hipoclorito de sódio a 5,25%. Os autores observaram que a *smear layer* consistia basicamente de uma camada de resíduos que recobria a parede do canal radicular, apresentando 1 a 2 μm de espessura e resíduos que foram compactados no interior dos canalículos dentinários durante a instrumentação, chamados de *smear plugs*, podendo chegar a 40 μm de profundidade.

PÉCORA (1985), por meio de um método histoquímico, avaliou a permeabilidade da dentina radicular, após o preparo manual dos canais radiculares com a utilização das seguintes soluções irrigantes: líquido de Dakin, solução de Milton, soda clorada, soda clorada alternada com peróxido de

hidrogênio, EDTA, RC-Prep[®] mais soda clorada, Tergentol-Furacin[®], Endo-PTC[®], e água como controle. Os resultados evidenciaram que as soluções halogenadas e a de EDTA foram as que mais aumentaram a permeabilidade da dentina radicular.

ZUOLO et al. (1987) estudaram o efeito do EDTA e de suas associações com tensoativos aniônicos e catiônicos sobre a permeabilidade dentinária, e observaram que a solução de EDTA, associada com um tensoativo catiônico (EDTAC), era mais efetiva na promoção do aumento da permeabilidade da dentina radicular.

Em 1988, OLIVEIRA, realizando o preparo biomecânico de canais radiculares por meio de instrumentação manual e combinação manual/ultra-sônica, avaliou a capacidade de limpeza de algumas soluções irrigantes sobre as paredes dentinárias, e observou que o EDTA proporcionou melhores condições de limpeza que o hipoclorito de sódio à 5% e água oxigenada à 3%, utilizados alternadamente; que o hipoclorito de sódio à 1%, à 0,5%, e que a água destilada.

GUIMARÃES et al. (1988) avaliaram a tensão superficial de várias soluções auxiliares da instrumentação dos canais radiculares, e observaram que a adição de tensoativos à solução de EDTA reduzia sensivelmente sua tensão superficial.

CIUCCHI et al. (1989) compararam a efetividade de diferentes procedimentos de irrigação na remoção da *smear layer* da parede de canais radiculares. A microscopia eletrônica de varredura revelou que os canais que receberam irrigação final com NaOCl apresentavam superfícies cobertas com *smear layer*, enquanto que a solução de EDTA produziu paredes quase que completamente livres da *smear layer*.

CENGIZ et al. (1990), com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura, analisaram a influência da direção dos canalículos dentinários na remoção da *smear layer* por meio de diferentes soluções irrigantes, verificando que a direção dos canalículos dentinários não influenciava na formação ou remoção da *smear layer*.

AKTENER & BILKAY (1993) avaliaram a eficiência de misturas de EDTA-etilenodiamino em diferentes concentrações, na remoção da *smear layer* de paredes de canais radiculares instrumentados. A avaliação por microscopia eletrônica de varredura revelou paredes totalmente livres da *smear layer* e canalículos dentinários patentes e abertos. Os melhores resultados foram obtidos utilizando-se 10

Retrospectiva da Literatura

mililitros de uma mistura de 4 partes de EDTA combinada com 3 partes de etilenodiamino, como solução irrigante.

GARBEROGLIO & BECCE (1994) avaliaram *in vitro*, o efeito de seis soluções irrigantes sobre a *smear layer* produzida durante a instrumentação manual dos canais radiculares. Os resultados foram analisados com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura. As soluções irrigantes avaliadas foram: hipoclorito de sódio à 1% e 5%, uma combinação de ácido fosfórico à 24% e ácido cítrico à 10%, soluções de EDTA à 0,2%, 3% e 17%. As soluções de hipoclorito de sódio não foram capazes de remover a *smear layer*. A solução de EDTA à 0,2% não removeu completamente a *smear layer*, especialmente dos orifícios dos canalículos dentinários. As outras três soluções irrigantes foram efetivas na remoção da *smear layer*, sem diferença estatisticamente significativa entre si.

LEONARDO & LEAL (1998) recomendam a utilização de soluções quelantes, como o EDTA e o EDTAC, para irrigação final do canal radicular, com o objetivo de remover a camada residual (*smear layer*), possibilitando um melhor contato do material obturador com as paredes do canal radicular.

2.2 Adesividade dos cimentos endodônticos.

A adesão é uma propriedade desejável em um cimento endodôntico, uma vez que a gutapercha, por si só, não apresenta capacidade de aderir às paredes dentinárias do canal radicular.

Com o intuito de testar a capacidade adesiva dos cimentos obturadores de canais radiculares, incontáveis métodos foram desenvolvidos, cada qual com suas respectivas vantagens e peculiaridades.

KEMPER & KILIAN (1976) introduziram um novo método para a avaliação da capacidade adesiva de materiais odontológicos à estrutura dental, por meio da utilização de uma Máquina Universal de Ensaio.

GROSSMAM (1976) estudou algumas propriedades físicas dos cimentos obturadores de canais radiculares, entre elas a adesividade. Os materiais testados foram: AH26[®], Diaket[®], Kerr sealer[®], Mynol[®], N2[®], N2 no-lead[®], ProcoSol[®] (nonstaining), RC2B[®], Roth 801[®], Roth 811[®], Tubliseal[®] e cimento de óxido de zinco e eugenol. Os resultados demonstraram que quanto menor o tamanho das partículas, mais fácil é a manipulação do cimento, tornando a mistura mais suave e com um

melhor escoamento. Quanto maior a temperatura e umidade, menor o tempo de endurecimento. Todos os cimentos apresentaram evidências de contração, quando expostos à temperatura ambiente por 5 a 7 dias. Os cimentos resinosos (AH 26[®] e Diaket[®]) apresentaram adesão, ou seja, ligação física do cimento à parede do canal, melhor que os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol.

Mc COMB & SMITH (1976) avaliaram *in vitro* algumas propriedades físicas de nove cimentos obturadores de canais radiculares (Kerr antiseptic pulp canal sealer[®], Tubliseal[®], ProcoSol nonstaining[®], ProcoSol Silver[®], PCA[®], Roth 801[®], Roth 511[®], Diaket[®] e AH26[®]), e as compararam com as propriedades de dois cimentos endodônticos especialmente preparados, com fórmulas à base de poliacarboxilato (5TD e 5TDR). As propriedades estudadas foram: escoamento, tempo de endurecimento, radiopacidade, adesão à dentina radicular, resistência à compressão e solubilidade. Os cimentos obturadores à base de óxido de zinco e eugenol apresentaram baixa resistência à compressão e alta solubilidade, não apresentando adesão à dentina, fato que ocorreu também com o cimento à base de resina polivinílica (Diaket[®]). O cimento à base de resina epoxi (AH26[®]) apresentou propriedades superiores em relação à resistência, escoamento, radiopacidade e adesão, embora tenha mostrado uma alta solubilidade. Os cimentos à base de poliacarboxilato apresentaram uma adesão à dentina duas vezes maior do que aquela apresentada pelo cimento AH26[®]. Os autores ressaltam que quanto maior a quantidade de resíduos orgânicos e inorgânicos no interior do canal radicular, mais difícil torna-se a adesão do cimento às paredes dentinárias.

LESTER & BOYDE (1977) estudaram canais instrumentados, irrigados e obturados, por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os autores observaram *smear layer* recobrendo as paredes dos canais preparados com hipoclorito de sódio como solução irrigante. Após a obturação, verificou-se que o cimento endodôntico à base de óxido de zinco e eugenol utilizado, não penetrou nos canalículos dentinários, aderindo preferencialmente aos cones de guta-percha.

ØRSTAVIK et al. (1983) avaliaram por meio de uma Máquina Universal de Ensaio, a adesividade dos seguintes cimentos endodônticos à dentina e à guta-percha: AH 26[®], Procosol[®], Forfenan[®], Diaket[®], Kloroperka N-φ[®], Endomethasone[®], N2 normal[®] e Fosfato de zinco. Os autores observaram uma maior capacidade adesiva do cimento à base de resina epoxi AH 26[®], tanto à dentina, quanto à guta-percha, em relação aos demais cimentos estudados

A partir de 1983, a *American Dental Association* estabeleceu uma série de normas e testes para avaliar os materiais obturadores endodônticos, com a finalidade de se promover uma uniformidade dos resultados. Os testes de escoamento, espessura do filme, tempo de trabalho, tempo de endurecimento, solubilidade e desintegração, radiopacidade e estabilidade dimensional foram incluídos na Especificação 57 da *American Dental Association*. O teste de adesividade não foi incluído nesta normatização por não existir um consenso entre os pesquisadores quanto ao melhor método para se avaliar esta propriedade.

WHITE et al. (1984) avaliaram a influência da *smear layer* na penetração de certos materiais obturadores plásticos (pHEMA e silicone) nos canalículos dentinários. Os resultados demonstraram que a presença da *smear layer* impediu a penetração dos materiais nos canalículos dentinários, enquanto que sua remoção, por meio de irrigação com EDTA e hipoclorito de sódio, permitiu que estes materiais penetrassem consideravelmente nos canalículos. Os autores concluíram que isto aumentaria o contato do material obturador com a dentina, e poderia melhorar a capacidade de adesão e selamento da obturação, através do embricamento mecânico proporcionado.

HYDE (1986) estudou o escoamento, tempo de trabalho, tempo de endurecimento, pH, solubilidade, adesão e radiopacidade de alguns cimentos obturadores de canais radiculares: Sealapex[®], CRCS[®], Tubliseal[®] e Roth 801[®]. Foi verificado que os cimentos que continham hidróxido de cálcio nas suas fórmulas (Sealapex[®] e CRCS[®]) provocaram um aumento significativo do pH da água que os continha, ocorrendo o oposto com os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol. O Sealapex[®] apresentou maior solubilidade e desintegração do que o Roth 801[®], que é um cimento tipo Grossman. Somente o cimento CRCS[®] apresentou adesão satisfatória.

WHITE et al. (1987), continuando seu estudo de 1984, avaliaram a influência da *smear layer* na penetração de dois materiais obturadores plásticos (pHEMA e silicone) e dois convencionais (Roth 801[®] e AH26[®]), nos canalículos dentinários. Os resultados demonstraram que os quatro materiais estudados apresentaram, igualmente, capacidade de penetrar nos canalículos dentinários expostos e patentes, após a remoção da *smear layer* através da irrigação final com EDTA e NaOCl. Nos canais obturados com a *smear layer* presente, a penetração dos materiais nos canalículos dentinários foi imprevisível e pouco freqüente.

WENNBERG & ØRSTAVIK (1990) estudaram a adesividade de oito cimentos endodônticos, à dentina e à guta-percha. Os materiais estudados foram: AH26[®], CRCS[®], Diaket[®], clorofórmio-resina, kloroperka N-φ[®], ProcoSol[®], Sealapex[®] e Tubliseal[®]. O cimento que apresentou a melhor adesão foi o AH26[®] e a pior foi o Sealapex[®]. Os cimentos CRCS[®], Kloroperka N-φ[®], ProcoSol[®], clorofórmio-resina e Sealapex[®] apresentaram falha de coesão, na inspeção das superfícies fraturadas. O tratamento prévio da dentina com EDTA causou um significativo aumento na adesão do ProcoSol[®], clorofórmio-resina, Sealapex[®] e Tubliseal[®].

BIRMAN et al. (1990) estudaram a adesividade e o escoamento do cimento Sealapex[®], em comparação ao cimento N-Rickert[®]. Os resultados demonstraram que o cimento Sealapex apresentou um menor grau de escoamento em relação ao cimento N-Rickert[®], e que a adesividade do cimento Sealapex[®] anula-se frente ao teste de tração, ao final de 168 horas.

GETTLEMAN et al. (1991) avaliaram a influência da presença da *smear layer* na adesão dos cimentos obturadores AH26[®], Sultan[®] e Sealapex[®] à dentina humana. Os resultados mostraram diferença significativa entre os cimentos, sendo que o AH26[®] apresentou a maior força de adesão e o Sealapex[®] a menor. Quando a *smear layer* foi removida com a utilização da solução de EDTA, apenas o cimento AH26[®] apresentou uma melhora na força de adesão.

OKSAN et al. (1993) avaliaram a influência da *smear layer* na penetração de quatro cimentos endodônticos (Diaket[®], N2 Universal[®], SPAD[®] e Forfenan[®]) nos canalículos dentinários. Os resultados demonstraram que a *smear layer* impede a penetração dos cimentos nos canalículos. Entretanto, sua remoção, com a utilização de EDTA e hipoclorito de sódio, permitiu a penetração de todos os cimentos nos canalículos dentinários, sendo que o Diaket[®], N2[®] e o SPAD[®] penetraram mais profundamente que o Forfenan[®]. Os autores concluíram que a penetração dos cimentos poderia ser afetada por suas propriedades físico-químicas.

FIDEL (1993), utilizando um dispositivo semelhante ao desenvolvido por GROSSMAN em 1976, estudou as propriedades físicas de alguns cimentos obturadores de canais radiculares contendo hidróxido de cálcio em sua composição (Sealer 26[®], CRCS[®], Sealapex[®], Apexit[®]), e um cimento experimental (PR-Sealer). Os resultados demonstraram que os cimentos Sealapex[®] e Apexit[®] exibiram os menores valores de adesão.

Retrospectiva da Literatura

FIDEL et al. (1994) estudaram vários cimentos que contêm hidróxido de cálcio nas suas formulações: Sealer 26[®], Sealapex[®], Apexit[®] e CRCS[®]. A adesão à dentina, com e sem o uso de EDTA, foi mensurada. O sealapex[®] e o Apexit[®] apresentaram os menores valores de adesividade. A aplicação do EDTA sobre a dentina aumentou a adesão de todos os cimentos à superfície, com exceção do cimento Sealapex[®].

SOUSA-NETO (1994) estudou o efeito da adição de óleos vegetais (amêndoas doces, soja, milho e rícino) ao eugenol sobre algumas propriedades físicas do cimento obturador de canais radiculares do tipo Grossman, entre elas a capacidade adesiva, e verificou que a adição destes óleos vegetais ao eugenol reduzia a capacidade de adesão deste cimento à dentina. O autor observou também que, quanto maior a relação pó-líquido, maior seria a adesividade do cimento tipo Grossman à dentina.

AL-GHAMDI & WENNERBERG (1994) afirmaram que, se o cimento endodôntico fosse impermeável, insolúvel aos fluidos teciduais, fosse dimensionalmente estável, e tivesse adesividade à dentina e à guta-percha, conceberiam tal cimento teria a capacidade de selar eficientemente o canal radicular, se utilizado em combinação com uma técnica de obturação adequada.

WEIGER et al. (1995) avaliaram a capacidade de adesão de um cimento à base de ionômero de vidro, após o tratamento das paredes dentinárias com diversas soluções: EDTA 20% seguido de irrigação com NaOCl 1%, ácido fosfórico à 37%, ácido cítrico à 6%, ácido nítrico à 2,5%, ácido poliacrílico à 10% e 20%, e NaCl 0,9% como controle. Os resultados demonstraram que o pré-tratamento com EDTA e NaOCl promoveu uma adesão significativamente maior do cimento à dentina, enquanto que, o pré-tratamento da dentina com a solução salina (grupo controle) resultou na menor capacidade adesiva do cimento. Os autores concluíram que a eliminação da *smear layer* parece ser um fator essencial para se obter uma melhor adesão do cimento à dentina radicular.

SILVA et al. (1997) estudaram a adesividade de alguns cimentos obturadores de canais radiculares antes e após a aplicação do EDTAC sobre a superfície dentinária. Os resultados obtidos evidenciaram que antes da aplicação do EDTAC, a ordem dos cimentos, da maior adesividade para a menor, ficou assim estabelecida: Fillcanal[®], N-Rickert[®], Endomethasone[®] e Endomethasone Ivory[®]. Após a aplicação do EDTAC a ordem dos cimentos não foi alterada, e a aplicação do EDTAC sobre a superfície dentinária surtiu efeitos estatisticamente significantes apenas para o cimento Endomethasone Ivory[®].

SOUSA NETO (1997) avaliou a influência de diferentes tipos de breus (X, WW e WG) e resinas hidrogenadas (Staybelite[®] e Staybelite éster 10[®]) no escoamento, tempo de endurecimento, estabilidade dimensional, solubilidade e desintegração, espessura do filme e adesividade dos cimentos tipo Grossman. Para o teste de adesividade, foi empregada uma Máquina Universal de Ensaios. Este autor verificou que a adesividade dos breus à dentina é superior a das resinas hidrogenadas, e concluiu que este fato é devido às cargas elétricas presentes nos breus.

KOUVAS et al. (1998) estudaram a influência da *smear layer* na profundidade de penetração de três cimentos endodônticos (Sealapex[®], Roth 811[®] e CRCS[®]) nos canalículos dentinários. A remoção da *smear layer* previamente à obturação, com o uso do EDTA e NaOCl, permitiu a penetração de todos os cimentos (profundidades variaram entre 35µm e 80µm), enquanto que, na presença da *smear layer*, nenhum cimento foi capaz de penetrar nos canalículos dentinários. Os cimentos Sealapex[®] e Roth 811[®] penetraram mais profundamente que o CRCS[®], o que, segundo os autores, poderia estar relacionado ao tamanho das partículas (menores nos cimentos Sealapex[®] e Roth 811[®]).

LALH et al. (1999), por meio de um teste de cisalhamento, avaliaram a adesividade à dentina dos seguintes cimentos obturadores de canais radiculares à base de ionômero de vidro: Ketac-Endo[®], KT-308 (cimento experimental) e ZUT (combinação do KT-308 e um agente antimicrobiano). Noventa incisivos bovinos foram selecionados e tiveram suas coroas desgastadas até à exposição da dentina. Estes dentes foram divididos em três grupos, para receberem diferentes condicionamentos da superfície dentinária exposta: tratamento com água destilada, tratamento com NaOCl 2,6% e tratamento com solução de EDTA 17%, seguida de irrigação com NaOCl 2,6%. Os resultados do teste de cisalhamento demonstraram que os cimentos experimentais KT-308 e ZUT aderiram melhor à dentina que o cimento Ketac-Endo[®], e que a adesão de todos os três cimentos endodônticos testados foi superior na presença da *smear layer*.

KATAOKA et al. (2000) estudaram a capacidade adesiva de um novo cimento resinoso obturador de canais radiculares à dentina, por meio de um teste de tensão de tração. O exame microscópico eletrônico de varredura revelou a formação de uma camada híbrida de aproximadamente 2µm de espessura, resultado da penetração da resina experimental no interior dos canalículos dentinários. Os autores obtiveram uma excelente adesão quando realizou-se o pré-tratamento da dentina com EDTA 15%, seguido pela aplicação de um primer composto por uma solução aquosa de HEMA 50% contendo 5% de glutaraldeído.

2.3 Laser na Endodontia.

SCHAWLOW & TOWNES (1958) desenvolveram, a partir da teoria da emissão estimulada de EINSTEIN (1916), os princípios pelos quais todos os lasers operam.

MAIMAN (1960) realizou a primeira descrição de um aparelho para emissão de ondas coerentes de luz e conseguiu, pela primeira vez, a emissão estimulada de radiação, pela excitação de um cristal de rubi, gerando o primeiro raio laser.

STERN & SOGNAES (1964) realizaram o primeiro estudo envolvendo o uso de laser na Odontologia. Eles aplicaram o laser de rubi em tecidos dentais *in vitro* e observaram que este tipo de laser formava crateras e fusão de esmalte e dentina, além de promover alterações de temperatura dos tecidos irradiados.

A primeira aplicação de laser em dentes *in vivo* foi realizada por GOLDMAN et al. (1965) que aplicou o laser de rubi em um dente de seu irmão, que relatou não ter sentido dor, nem durante, nem depois do ato operatório.

WEICHMAN & JOHNSON (1971) foram os pioneiros na utilização do laser na Endodontia. Os autores tentaram, sem sucesso, o selamento do forame apical com a aplicação do laser de CO₂. No ano seguinte, WEICHMAN et al. (1972) tentaram novamente o selamento do forame apical, só que desta vez, utilizando o laser de Nd:YAG. Da mesma forma que no trabalho anterior, os autores não obtiveram sucesso.

DEDERICH et al. (1984) analisaram as paredes dos canais radiculares irradiadas com o laser Nd:YAG e observaram uma redução da permeabilidade dentinária das mesmas após a irradiação. Os efeitos do laser Nd:YAG variaram desde a ausência de modificações estruturais ao derretimento e recristalização das paredes dos canais radiculares, dependendo de fatores como potência, tempo de exposição e coloração da dentina.

TANI & KAWADA (1987) investigaram *in vitro*, os efeitos da radiação laser sobre a *smear layer*, por meio de microscopia eletrônica de varredura e penetração do corante azul de metileno à 1%, e observaram que os laser de CO₂ e Nd:YAG provocam derretimento e vaporização da *smear layer*, além de fechar compactamente os canalículos dentinários pelo derretimento do *smear plug*.

COOPER et al. (1989), utilizando o laser de CO₂ *in vitro*, afirmaram ter conseguido um aumento de 300% na força de adesão da resina composta à dentina irradiada pelo laser, em comparação com a dentina não irradiada.

KELLER & HIBST (1989) investigaram *in vitro*, os efeitos do laser Er:YAG sobre os tecidos mineralizados dos dentes e observaram que o mesmo tem a capacidade de remover partículas em microexplosões, vaporizando-as, num processo chamado ablação. Os autores concluíram que o laser Er:YAG é efetivo tanto na remoção de partículas de esmalte, quanto de dentina, sem produzir entretanto, alterações danosas na superfície dos tecidos, como as observadas com a aplicação do laser de CO₂.

BURKES et al. (1992) investigaram *in vitro*, as alterações estruturais e de temperatura em dentes submetidos à aplicação do laser Er:YAG, com ou sem adição do *spray* de água. As alterações de temperatura foram mensuradas por meio de sondas térmicas colocadas nas câmaras pulpares dos dentes extraídos. Os resultados demonstraram que a temperatura pulpar aumentou em média 4°C, e o grau de ablação foi mais efetivo com a adição do *spray* de água.

LEVY (1992) observou a presença de canalículos dentinários selados e uma melhor limpeza dos canais radiculares irradiados com o laser Nd:YAG, em comparação com as técnicas convencionais de preparo. O autor afirma que o selamento dos canalículos dentinários, causado pelo derretimento da dentina irradiada pelo laser, poderia reduzir a permeabilidade das paredes dentinárias, melhorando assim, o selamento da obturação do canal.

GOODIS et al. (1993), em um estudo comparativo *in vitro*, utilizando o laser Nd:YAG e métodos convencionais de limpeza e modelagem dos canais radiculares, observaram que o laser foi capaz de remover a *smear layer*, restos de tecido pulpar e pôle, ocasionalmente, alterar a morfologia da parede dentinária.

BAHCALL et al. (1993) estudaram o potencial de aplicação do laser Nd:YAG para realização do preparo do canal radicular. Um sistema de fibra óptica foi utilizado para levar a radiação laser ao interior do canal radicular e para realizar o debridamento e alargamento do mesmo. Os autores observaram a presença da *smear layer* tanto nos canais preparados convencionalmente, quanto nos dentes tratados com o laser Nd:YAG. A análise microscópica eletrônica de varredura revelou que não houve evidência de fechamento dos canalículos dentinários após o tratamento com o laser.

WIDGOR et al. (1995) estudaram *in vitro*, os efeitos do laser Er:YAG sobre a dentina e relataram que a irradiação em alta potência com este laser resulta num limitado efeito térmico na dentina, sem carbonização e zonas de necrose. Os autores concluíram que o laser Er:YAG causa menor dano térmico que os lasers Nd:YAG e CO₂.

SAUNDERS et al. (1995) analisaram os efeitos do laser Nd:YAG na limpeza do canal radicular e na capacidade de promover a fusão de um *plug* apical, a partir de raspas de dentina, hidroxiapatita e porcelana dental de baixa fusão. Os resultados deste estudo demonstraram que o laser Nd:YAG foi capaz de promover a remoção de tecido pulpar da porção coronária dos canais não instrumentados, porém, o mesmo foi incapaz de remover resíduos das paredes dos canais radiculares preparados. Quanto a formação de um *plug* apical a partir de raspas de dentina, hidroxiapatita ou porcelana de baixa fusão, os autores não obtiveram sucesso.

MISERENDINO et al. (1995) analisaram, com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura, os efeitos do laser Nd:YAG sobre a permeabilidade dentinária e aparência estrutural da parede do canal radicular, e observaram, após a aplicação do laser, selamento dos canalículos dentinários e redução da permeabilidade dentinária pela vitrificação da parede do canal.

LAN & LIU (1995) estudaram os efeitos do laser Nd:YAG sobre os canalículos dentinários de dentes humanos extraídos, com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura. Os resultados revelaram que as amostras não irradiadas do grupo controle apresentaram numerosos canalículos dentinários expostos. A aplicação do laser Nd:YAG, com 30mJ de energia, causou o derretimento da dentina e o fechamento dos canalículos dentinários, sem provocar rachaduras na superfície dentinária. Entretanto, quando a energia do laser foi aumentada para 40mJ e 50mJ, linhas de fraturas, rupturas do material derretido e exposição dos canalículos dentinários foram observadas.

READ et al. (1995) estudaram os efeitos do laser de CO₂ sobre a dentina apical de dentes que sofreram apicectomia. Os efeitos da energia laser sobre a dentina variaram desde ausência de alterações à carbonização, formação de rachaduras, crateras e vitrificação da superfície. Rachaduras foram evidentes em todas as amostras. Os autores concluíram que a radiação do laser de CO₂ não foi capaz de obliterar de forma consistente os canalículos dentinários.

MASHIDA et al. (1995) avaliaram as alterações térmicas e microestruturais resultantes do preparo dos canais radiculares com o uso do laser KTP:YAG. Os autores demonstraram que o laser

KTP:YAG (532nm), com potência de 3 W, com um tempo de exposição de 2 segundos e frequência de 5 Hz, foi capaz de remover resíduos e a *smear layer* das paredes dos canais radiculares, sem exceder o limiar de tolerância térmica dos tecidos periapicais.

GOUW SOARES et al. (1996) analisaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, os efeitos da radiação do laser Er:YAG na estrutura morfológica da superfície da dentina apical e, por meio de microscopia óptica, a quantidade de penetração do corante azul de metileno nesta superfície irradiada. Os resultados da análise microscópica eletrônica de varredura revelaram ausência de danos estruturais, derretimento ou rachaduras, e superfície dentinária cortada limpa, livre da *smear layer*. Os autores puderam concluir que o laser Er:YAG pode ser considerado uma alternativa potencial em procedimentos clínicos de ressecções radiculares.

VISURI et al. (1996) avaliaram *in vitro*, a capacidade de adesão da resina composta à dentina após o preparo cavitário com o laser Er:YAG (energia de 350 mJ e frequência de 6 Hz) e observaram que o tratamento com este laser produziu um aumento significativo na força de adesão da resina à superfície dentinária. O exame microscópico eletrônico de varredura revelou exposição dos canalículos dentinários após o tratamento da superfície com o laser.

ECHEVARRIA et al. (1996) estudaram a adaptação de seis cimentos endodônticos (cimento de Grossman, AH-Plus[®], Endion[®], AH26[®], Sealer EWT[®] e Ketac-Endo[®]) à dentina de canais radiculares expostos à radiação do laser de CO₂, com potência de 3W, aplicado em intervalos de 0,3 segundos, por um período de 5 segundos. Os canais foram obturados e posteriormente avaliados por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os autores concluíram que a radiação emitida pelo laser de CO₂ não afetava a adaptação dos cimentos endodônticos estudados, à dentina radicular.

PELAGALLI et al. (1997) investigaram a eficiência do laser Er:YAG (energia de 100mJ e frequência de 10Hz) na remoção de cáries, preparo cavitário e condicionamento da superfície dental. O exame microscópico eletrônico de varredura revelou canalículos dentinários expostos, ausência de microfraturas ou zonas de carbonização e condicionamento eficiente, tanto da superfície externa, quanto interna da cavidade, após a utilização do laser.

ISRAEL et al. (1997) estudaram *in vitro*, os efeitos dos lasers de CO₂, Nd:YAG e Er:YAG sobre a superfície radicular, e observaram que os lasers de CO₂ e Nd:YAG induziram alterações na superfície que incluíam cavitação, formação de glóbulos minerais derretidos e resolidificados, e

Retrospectiva da Literatura

carbonização da camada superficial da raiz. Em contraste, o laser Er:YAG produziu alterações na superfície radicular que poderiam ser esperadas de um condicionamento ácido, remoção da *smear layer* e exposição da matriz colágena. Não foram observadas evidências de derretimento ou carbonização da superfície no grupo tratado com o laser Er:YAG.

LIU et al. (1997) avaliaram a profundidade do selamento dos canalículos dentinários, produzida pelo laser Nd:YAG. Os dentes irradiados apresentaram derretimento da dentina e fechamento dos orifícios dos canalículos dentinários, cuja profundidade de selamento encontrada pelos autores foi de aproximadamente 4 μ m no centro, e 3 μ m nas margens da superfície irradiada.

HARASHIMA et al. (1997) avaliaram *in vitro* a eficácia do laser Nd:YAG na remoção de *debris* e da *smear layer* das paredes de canais radiculares instrumentados, e observaram que os dentes que receberam tratamento com este laser com 2W de potência e 20 pulsos por segundo, apresentaram paredes limpas através da evaporação, derretimento, fusão e recristalização dos *debris* e da *smear layer*.

ZEZELL et al. (1997) estudaram os aspectos micromorfológicos de cavidades classe I preparadas com o laser Er:YAG, por meio de microscopia eletrônica de varredura, assim como as alterações na composição dentinária, analisadas por fluorescência de Rx. O laser de Er:YAG mostrou ser eficiente em promover a ablação tanto do esmalte, quanto da dentina, que resultou em preparos cavitários com margens irregulares. A microscopia eletrônica de varredura revelou que o esmalte apresentava um aspecto de condicionamento e a dentina, canalículos dentinários abertos, sem qualquer sinal de recristalização ou derretimento. A análise por meio de fluorescência de Rx mostrou que quase não houve alterações no conteúdo mineral dos tecidos irradiados.

TANJI et al. (1997a) avaliaram as alterações micromorfológicas da superfície dentinária irradiada pelo laser Er:YAG com três diferentes densidades energéticas: 8,64 J/cm², 11, 29J/cm², 14,11 J/cm². Os dentes foram irradiados no modo desfocado, a uma distância de 20mm da superfície alvo. A análise microscópica eletrônica de varredura demonstrou que, com densidade energética de 14,11 J/cm², maiores áreas ablacionadas puderam ser encontradas. A remoção da *smear layer* formada durante o preparo das amostras foi eficiente, com exposição dos canalículos dentinários. Os autores puderam concluir que o laser Er:YAG com 14,11 J/cm² de densidade energética é capaz de promover um melhor padrão micromecânico para retenção de materiais restauradores.

AZAM KHAN et al. (1997) examinaram as alterações morfológicas e térmicas, da porção apical de dentes humanos extraídos, tratados com laser Nd:YAG, CO₂ e de argônio. A avaliação através da microscopia eletrônica de varredura, demonstrou que a energia laser vaporizou os resíduos depositados, produzindo uma superfície vitrificada. O exame histopatológico revelou uma área apical cônica e dilatada. Todos os três aparelhos utilizados foram capazes de vaporizar os resíduos, mas o grau de alteração morfológica foi altamente dependente do nível e duração da energia aplicada. O laser de argônio produziu as maiores temperaturas, enquanto que o laser Nd:YAG produziu os melhores resultados quanto à remoção de resíduos e preservação da forma do canal preparado.

BLUM et al. (1997) avaliaram a limpeza do canal radicular promovida por cinco técnicas de preparo diferentes, incluindo o uso do laser Nd:YAP. O laser, isoladamente, foi incapaz de promover qualquer aumento no diâmetro do canal, demonstrando ser insuficiente para realização do preparo do canal radicular, porém, promoveu a fusão da dentina e obliteração dos canalículos dentinários. Os resultados demonstraram que a utilização combinada de aparelhos sub-sônico e laser, com hipoclorito de sódio como solução irrigante, foi capaz de promover a eliminação da *smear layer* dos canais radiculares.

TANJI et al. (1997b) avaliaram os aspectos micromorfológicos da superfície dentinária irradiada pelo laser Er:YAG com três diferentes energias: 60 mJ, 80mJ e 100mJ. Os resultados demonstraram que o laser Er:YAG é eficiente em remover a *smear layer*, expondo os canalículos dentinários. Os autores concluíram que o laser Er:YAG pode promover na dentina, um aumento da resistência aos ácidos, evitando cáries secundárias, e que com 100mJ de energia, o mesmo promoveu um melhor padrão para retenção micromecânica de materiais restauradores.

ANIC et al. (1998) compararam as alterações morfológicas produzidas *in vitro*, induzidas pelo uso dos lasers de argônio, CO₂ e Nd:YAG aplicados perpendicularmente e paralelamente à superfície dentinária, e concluíram que o ângulo do feixe laser, em relação à superfície alvo, pode ser um fator determinante na quantidade de energia absorvida pela dentina e, conseqüentemente, nas alterações morfológicas induzidas pelo laser.

ZENNYU et al. (1998) avaliaram a influência da direção do feixe de laser Er:YAG sobre morfologia dentinária. O laser foi aplicado paralelamente e perpendicularmente aos canalículos dentinários nos seguintes parâmetros: energia 180mJ, 10 pulsos por segundo de aplicação, tempo de

aplicação de 2 segundos para a dentina. Após o tratamento com o laser, os dentes foram observados por meio de microscopia eletrônica de varredura que revelou não haver diferença significativa entre a aparência morfológica das superfícies dentinárias irradiadas perpendicularmente e paralelamente. A aplicação do laser criou superfícies dentinárias livres da *smear layer* com canalículos dentinários expostos e patentes.

AOKI et al. (1998) compararam a capacidade de remoção de cárie utilizando o laser Er:YAG com os métodos mecânicos convencionais. Os resultados demonstraram que o laser Er:YAG foi capaz de promover a ablação da dentina cariada, com mínimo dano térmico à dentina hígida adjacente. A superfície da dentina irradiada, observada por meio de microscopia eletrônica de varredura, revelou ocasionalmente, uma boa definição dos canalículos dentinários expostos. A dentina intertubular sofreu seletivamente maior ablação que a dentina peritubular, mostrando uma protrusão dos canalículos dentinários, com uma aparência de “bainha”.

FRIED & SHORI (1998) estudaram a viabilidade de utilização do laser Er:YAG *short Q-switched*, com duração de pulso de 150 ns, para ablação dos tecidos mineralizados dos dentes, em comparação com o laser Er:YAG contínuo. Os resultados demonstraram que o laser Er:YAG-*short Q-switched* foi capaz de remover dentina com eficiência comparável ao laser Er:YAG contínuo. A análise microscópica eletrônica de varredura revelou que as paredes das crateras formadas pelo *laser short Q-switched* apresentavam-se limpas e condicionadas, sem qualquer sinal de derretimento ou fusão dos canalículos dentinários. Os autores puderam concluir que o laser *short Q-switched* é capaz de realizar ablação dos tecidos mineralizados dos dentes eficientemente, com mínimo dano térmico aos tecidos adjacentes, sem necessidade de utilização de refrigeração com água, se aplicado com frequência de até 5Hz.

KUMAZAKI (1998) avaliou preparos cavitários realizados com o laser Er:YAG. Inicialmente, o autor aplicou o laser, com 150 mJ de energia, na superfície de esmalte de dentes bovinos *in vitro*, e observou, por meio de microscopia eletrônica de varredura, que a superfície irradiada apresentava características que lembravam o condicionamento com ácido fosfórico. As superfícies de esmalte tratadas com o laser Er:YAG receberam a aplicação de resina e foram submetidas a um teste de tensão de tração que revelou que o condicionamento com o laser foi semelhante ou superior ao realizado com o ácido fosfórico, em relação à adesividade da resina ao esmalte.

MATSUOKA et al. (1998) investigaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, o efeito do laser Er:YAG na remoção de resíduos próximos do batente apical de canais radiculares preparados, e os resultados demonstraram que os dentes que receberam tratamento com o laser Er:YAG com 3W de potência, 150mJ e 20pps apresentaram redução significativa dos resíduos remanescentes, em comparação ao grupo controle (sem tratamento com o laser).

TAKEDA et al. (1998a) avaliaram *in vitro*, a eficácia do laser Er:YAG na remoção de *debris* e da *smear layer* das paredes dos canais radiculares preparados, e observaram que as mesmas apresentavam-se livres de *debris* e *smear layer*, e os orifícios dos canalículos dentinários encontravam-se expostos, tanto nos canais tratados com 1W de potência quanto nos tratados com 2W.

CECCHINI et al. (1998) avaliaram *in vitro*, os efeitos térmicos da aplicação intracanal do laser Er:YAG e as alterações morfológicas promovidas pelo mesmo na superfície do canal radicular, por meio de par termoeletrônico e microscópio eletrônico de varredura, respectivamente. Os parâmetros utilizados foram: frequência 10 Hz e energia 40 a 80 mJ, na ponta da fibra óptica (output). Os resultados demonstraram um aumento de 2 a 4 °C na temperatura da superfície radicular, e paredes dentinárias sem presença da *smear layer*, o que possibilitou aos autores o estabelecimento de parâmetros energéticos clinicamente seguros para a utilização deste laser no interior dos canais radiculares.

TAKEDA et al. (1998b) observaram as alterações morfológicas produzidas nas paredes dos canais radiculares irradiados com o laser Er:YAG (parâmetros: 1W, 100mJ e 10Hz), e avaliaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, sua eficácia na remoção de *debris* e da *smear layer*. Os resultados revelaram que as paredes dos canais radiculares irradiadas apresentavam-se livres de *debris*, com evaporação da *smear layer* e abertura dos canalículos dentinários. Os autores concluíram que três segundos foi o tempo mínimo de exposição para se obterem resultados efetivos.

TAKEDA et al. (1998c) compararam a capacidade de três diferentes tipos de laser (argônio, Nd:YAG e Er:YAG) em remover a *smear layer* das paredes dos canais radiculares preparados *in vitro*. Os resultados foram analisados com o auxílio de um microscópio eletrônico de varredura. Os autores concluíam que o laser Er:YAG (parâmetros: 1W, 100 mJ e 10Hz) foi mais efetivo na remoção da *smear layer* das paredes dos canais radiculares, em comparação aos outros sistemas laser testados.

Retrospectiva da Literatura

CECCHINI et al. (1999) estudaram, por meio de microscopia eletrônica de varredura, as alterações morfológicas produzidas nas paredes dos canais radiculares irradiados pelos lasers Er:YAG (2,94 μ m) e Nd:YAG (1,06 μ m) nos seguintes parâmetros: energia de 40 a 100 mJ/pulso e frequência de 10 a 15 Hz. Os resultados demonstraram que os canais irradiados com o laser Er:YAG apresentaram uma remoção mais efetiva da *smear layer* sem, no entanto, provocar rachaduras na superfície. As amostras irradiadas com o laser Nd:YAG apresentaram derretimento e recristalização da dentina, além de remoção da *smear layer*.

TAKEDA et al. (1999) analisaram *in vitro*, os efeitos de três soluções irrigantes (EDTA 17%, ácido fosfórico 6%, ácido cítrico 6%) e dois tipos de laser (CO₂ e Er:YAG) na remoção da *smear layer* produzida pelo preparo manual dos canais radiculares. Os resultados demonstraram que os lasers de CO₂ (parâmetros: 1W, modo contínuo) e Er:YAG (parâmetros: 1W de potência, 100mJ de energia, 10Hz de frequência) foram mais eficazes na remoção da *smear layer* que as soluções de EDTA, ácido fosfórico e ácido cítrico.

CUSSIOLI (1999) estudou a adesão de alguns cimentos obturadores à base de resina epóxica (AH Plus[®], Topseal[®], Sealer 26[®], AH26[®], Sealer Plus[®]) sobre a dentina humana, após a ação do EDTAC e do laser Er:YAG (frequência de 4Hz, energia de 200mJ, energia total de 62J, potência de 2,25W), e observou que, quando a superfície dentinária foi tratada com o laser, houve um aumento na capacidade adesiva dos cimentos obturadores testados em relação à dentina tratada com a solução de EDTAC. Já a dentina sem tratamento (grupo controle) proporcionou os menores valores de adesão dos cimentos obturadores testados.

SOUSA NETO (1999) estudou *in vitro*, a influência da aplicação do laser Er:YAG (frequência de 4Hz, energia de 200mJ, energia total de 62J, potência de 2,25W) na adesão dos cimentos obturadores de canais radiculares à base de resina epóxica (Sealer 26[®]) e à base de óxido de zinco e eugenol (N-Rickert[®], Endométhasone[®] e Grossman), à dentina humana. Os resultados demonstraram que o cimento à base de resina epóxica aderiu melhor que os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol, tanto no grupo em que a dentina recebeu tratamento prévio com o laser, quanto no grupo sem tratamento, e que o tratamento com o laser promoveu uma melhora significativa somente na adesão do cimento à base de resina epóxica (Sealer 26[®]).

DOSTALAVA et al. (1999) avaliaram as diferenças entre tecidos dentais irradiados com o laser Er:YAG por contato ou sem contato direto. Os autores puderam verificar que o laser por contato direto é mais rápido e necessita uma menor energia para realizar ablação eficiente dos tecidos mineralizados dos dentes (esmalte e dentina).

CAMARGO et al. (1999) estudaram comparativamente, *in vitro*, duas diferentes técnicas de apicectomia e preparo cavitário para obturação retrógrada: brocas diamantadas em alta rotação e laser Er:YAG. Os resultados foram analisados por meio de microscopia eletrônica de varredura e demonstraram que no grupo irradiado com o laser Er:YAG, as superfícies radiculares encontravam-se lisas, sem *debris ou smear layer*, diferentes dos resultados encontrados nos dentes do grupo preparado com brocas diamantadas. Estas diferenças também foram observadas nas cavidades preparadas para obturação retrógrada.

PECORA et al. (2000) analisaram, *in vitro*, o efeito do laser Er:YAG nos parâmetros frequência 15 Hz, energia 140 mJ, energia total 42 J e 300 pulsos, na permeabilidade das paredes dentinárias do canal radicular após a instrumentação endodôntica e irrigação com água destilada e deionizada ou hipoclorito de sódio. A avaliação da permeabilidade dentinária foi realizada por meio de um método histoquímico. Secções transversais dos dentes foram obtidas nos terços cervical, médio e apical. Os resultados evidenciaram que a instrumentação do canal com água destilada e deionizada e aplicação do laser Er:YAG promoveram o maior aumento na permeabilidade dentinária. O uso do laser após a irrigação com hipoclorito de sódio e hipoclorito de sódio isoladamente, mostraram uma capacidade intermediária de aumentar a permeabilidade dentinária, enquanto que, o uso da água destilada isoladamente resultou numa menor permeabilidade.

PÉCORA et al. (2001) avaliaram *in vitro*, o efeito da aplicação do laser Er:YAG (parâmetros: potência 2,25W; distância focal 11mm; frequência 4Hz; energia 200mJ; energia total 62J; 313 impulsos) e da solução de EDTAC na capacidade adesiva de alguns cimentos à base de resina epóxi, à dentina humana. O cimento Fillcanal (tipo Grossman) foi utilizado como controle. Três dentes de cada grupo foram analisados por microscopia eletrônica de varredura. A adesão foi mensurada por meio de uma Máquina Universal de Ensaios. Os resultados demonstraram que o tratamento da dentina com o laser Er:YAG proporcionou os maiores valores de adesão dos cimentos endodônticos à base de resina epoxi testados. Já a dentina tratada com EDTAC, apresentou valores intermediários e a dentina sem

Retrospectiva da Literatura

tratamento, apresentou os menores valores de adesão. Os cimentos utilizados puderam ser agrupados em ordem decrescente de adesão, do seguinte modo: AH Plus[®], TopSeal[®] e Sealer 26[®], AH 26[®], Sealer Plus[®], e Fillcanal[®] (cimento tipo Grossman). A análise microscópica eletrônica de varredura evidenciou a capacidade de remoção da *smear layer* da superfície dentinária com a utilização do laser Er:YAG.

A retrospectiva da literatura evidenciou uma escassez de trabalhos sobre a influência do laser na capacidade adesiva dos cimentos endodônticos à dentina. Apenas SOUSA-NETO (1999), CUSSIOLI (1999) e PÉCORA *et al.* (2001) avaliaram a adesividade de alguns cimentos endodônticos à dentina após a aplicação do laser Er:YAG, entretanto, nenhuma destas pesquisas chegou a abranger os cimentos obturadores de canais radiculares contendo hidróxido de cálcio.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar *in vitro* o efeito da aplicação do laser Er:YAG e da solução de EDTAC na superfície dentinária, sobre a adesividade de diferentes cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio.

4 MATERIAL E MÉTODO

Os cimentos obturadores de canais radiculares, utilizados neste trabalho, assim como as marcas comerciais, os fabricantes, a procedência e os números dos lotes de fabricação estão listados na tabela I. A apresentação comercial dos cimentos pode ser vista na Figura 1.

Tabela I. Cimentos testados: marcas comerciais, fabricantes, procedência e número do lote.

Cimentos	Fabricante	Lote
Sealer 26 [®]	Dentsply – Brasil	46828
Apexit [®]	Vivadent – Liechtenstein	912697
Sealapex [®]	Kerr – Estados Unidos	9-1064
CRCS [®]	Hygienic – Estados Unidos	99081



Figura 1. Apresentação comercial dos cimentos Sealer 26[®], Apexit[®], Sealapex[®] e CRCS[®].

4.1 Determinação da relação pó/líquido, pó/resina e pasta/pasta dos cimentos obturadores testados.

O passo inicial para a realização dos experimentos foi elaborar uma relação correta entre os componentes dos cimentos obturadores, que foi rigorosamente seguida durante a realização do teste de adesividade. O objetivo foi estabelecer uma quantidade de pó ou de pasta que, manipulada com uma quantidade previamente estabelecida de líquido, resina ou pasta, pudesse fornecer um cimento obturador que possuísse a consistência clínica ideal preconizada por GROSSMAN (1962).

Para o cimento Sealer 26[®] procedeu-se do seguinte modo: inicialmente, pesaram-se 3 gramas de pó deste cimento. A seguir, colocou-se em uma seringa de insulina previamente adaptada, 0,2 mililitro da resina do mesmo. Realizou-se o mesmo procedimento para o cimento CRCS[®], porém, para dispensar o volume de 0,2 ml do líquido deste cimento (eugenol/eucaliptol), utilizou-se uma pipeta graduada. O líquido do cimento CRCS[®] e a resina do cimento Sealer 26[®] foram então colocados sobre uma placa de vidro lisa e limpa, de 20 mm de espessura.

O pó foi incorporado ao líquido ou à resina aos poucos, com o auxílio de uma espátula metálica número 24 flexível, submetendo-o a uma espatulação rigorosa.

Uma vez obtida a consistência clínica ideal, pesou-se a quantidade de pó remanescente, que não havia sido utilizada durante a manipulação, e determinou-se, por simples subtração, a quantidade de pó que havia sido efetivamente utilizada.

O tempo dispendido durante a espatulação do cimento também foi registrado.

Todo este procedimento foi repetido cinco vezes para cada cimento testado, obtendo-se por média aritmética a quantidade de pó necessária para cada 0,2 mililitro de líquido ou resina. Quantidade esta, que era suficiente para o preenchimento dos cilindros de alumínio utilizados no teste de adesividade.

Para os cimentos Sealapex[®] e Apexit[®], que são apresentados comercialmente na forma de pasta/pasta, seguiram-se as especificações dos fabricantes que determinavam quantidades iguais das pastas base e catalisadora.

No presente trabalho, utilizaram-se 5 centímetros de cada pasta, o que era suficiente para o preenchimento dos cilindros de alumínio.

4.2 Determinação do tempo de endurecimento/polimerização.

Para realizar este experimento, confeccionaram-se moldes de aço inoxidável, cilíndricos, com diâmetro interno de 10 mm e espessura uniforme de 2 mm. Fixavam-se os moldes externamente, com auxílio de cera utilidade, sobre uma placa de vidro de 1 mm de espessura, por 25 mm de largura e 75 mm de comprimento.

A seguir, manipulava-se o cimento a ser testado, de acordo com a relação pó/líquido obtida previamente e colocava-o no interior do molde metálico, até que esse ficasse totalmente preenchido.

Passados 120 ± 10 segundos do início da mistura, colocava-se o conjunto lâmina de vidro e molde preenchido pelo cimento, sobre um bloco metálico de dimensões 10 x 20 x 10 milímetros, sendo que este bloco estava acondicionado dentro de um recipiente plástico, com vedação hermética, que era mantido a uma temperatura constante de 37°C , dentro de uma estufa, com uma umidade relativa do ar de 95%, devidamente constatada por um higrômetro marca HYGRO-HAAR-SYNTH, de procedência alemã. Assim, o conjunto formado pelo corpo de prova/lâmina de vidro/bloco metálico ficava dentro da câmara climatizada até o final do teste.

Decorridos 150 ± 10 segundos do início da mistura, abaixava-se verticalmente uma agulha tipo Gillmore de 100 gramas e ponta ativa de 2,0 mm, sobre a superfície horizontal do material.

Repetia-se a colocação da agulha sobre o material em intervalos regulares de cinco minutos, até que ela não mais provocasse marcas na superfície do cimento que estava sendo testado.

O tempo de endurecimento/polimerização de um cimento era tido como sendo o tempo decorrido desde o início da mistura até o momento em que as marcas da agulha tipo Gillmore não eram mais visíveis na superfície do cimento testado.

Considerou-se o tempo de endurecimento/polimerização como sendo a média aritmética de três repetições.

4.3 Preparo dos dentes.

Foram utilizados 60 molares humanos superiores e inferiores estocados no Laboratório de Pesquisa em Endodontia, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP), dotados de coroas íntegras e conservados em solução de timol a 0,1%, mantidos em geladeira a 9 graus centígrados, até o momento de uso.

Esses dentes foram retirados da geladeira e lavados em água corrente durante 24 horas para a remoção dos traços da solução de timol.

Posteriormente, as superfícies oclusais deste molares foram desgastadas no sentido transversal, com pontas diamantadas tronco-cônicas de número 4138 (marca KG Soresen, Barueri, SP, Brasil) acionadas por alta rotação e refrigeradas com água, para remoção de todo o esmalte oclusal e obtenção de uma superfície de dentina, a mais regular possível.

Uma vez removido todo o esmalte oclusal, a superfície dentinária obtida foi planificada, com lixas d'água da marca Norton de numeração 400, 500 e 600.

Após esse processo, os dentes foram lavados em água corrente por 24 horas, com o objetivo de remover prováveis resíduos de lixa.

Uma vez preparada a superfície oclusal, os dentes foram fixados pela raízes, em bases de resina acrílica, para a posterior adaptação à Máquina Universal de Ensaio (Figura 2).



Figura 2. Dente após o desgaste da superfície oclusal e fixação pela raiz em base de resina acrílica.

4.4 Tratamento da superfície dentinária.

Os dentes preparados foram divididos, aleatoriamente, em três grupos diferentes, com 20 dentes cada, que foram submetidos aos seguintes tratamentos:

No primeiro grupo, a superfície dentinária não sofreu nenhum tipo de tratamento, servindo como controle.

No segundo grupo, aplicou-se, com o auxílio de uma pipeta automática, 50 µl de solução de EDTAC, por 5 minutos.

A solução de EDTAC foi aviada no Laboratório de Pesquisa em Endodontia da FORP-USP, e consiste na solução aquosa do sal dissódico do ácido etilenodiaminotetracético a 15%, pH 7,3, acrescido 0,1 % de Cetavlon (cetiltrimetilamonio). O ácido etilenodiaminotetracético e o cetavlon utilizados foram da marca Merck (Merck KGaA, Darmstadt, Alemanha).

No terceiro grupo, as superfícies dentinárias foram irradiadas com a utilização do laser de Er:YAG, KAVO KEY Laser II (Kavo Dental GmbH Vertriebsgesellschaft, Alemanha), por meio de uma peça de mão laser nº 2051, nos seguintes parâmetros: distância focal de 11 milímetros com incidência perpendicular à superfície dentinária; frequência de 4 Hz; energia de 200 mJ; 313 impulsos; energia total 62 J; período de aplicação de um minuto e potência de 2,25W (Figuras 3 e 4).



Figura 3. Aparelho de laser Er:YAG, modelo KAVO KEY Laser II, produzido pela Kavo Dental GmbH Vertriebsgesellschaft, Alemanha.



Figura 4. (A) Painel do aparelho de laser Er:YAG, KAVO KEY Laser II, mostrando os parâmetros utilizados neste estudo, (B) Peça de mão número 2051, utilizada para a irradiação dos dentes.

Material e Método

Após o tratamento, as superfícies dentinárias foram lavadas com água destilada deionizada por um minuto e secas com jatos de ar.

Para cada cimento obturador de canais radiculares testado foram realizadas cinco repetições em dentina sem tratamento, cinco em dentina tratada com EDTAC e cinco em dentina tratada com laser Er:YAG.

Para a realização do teste de adesividade, foram confeccionados cilindros de alumínio com 10 milímetros de altura por 6 milímetros de diâmetro interno, dotados de uma alça lateral de fio de aço inoxidável.

Esses cilindros eram colocados sobre a dentina previamente preparada e fixados lateralmente com cera periférica, da marca Kota (São Paulo, Brasil) para facilitar o seu preenchimento com os diferentes cimentos a serem testados.

4.5 Teste de adesividade.

Os cimentos foram manipulados segundo as relações pó/líquido, pó/resina ou pasta/pasta, previamente estabelecidas.

Para evitar a formação de bolhas de ar no interior do material e na interface cimento/dentina, os cilindros foram cuidadosamente preenchidos com pequenas quantidades de cimento, sob constante vibração, promovida por um vibrador da marca Buffalo Dental, de procedência americana.

Após este procedimento, o conjunto foi levado a uma estufa e foi mantido a uma temperatura de 37 graus centígrados e 95% de umidade relativa, por um período superior a três vezes o tempo de endurecimento do material testado.

Uma vez completado o tempo necessário para o endurecimento/polimerização dos cimentos testados, o conjunto (corpo de prova) foi colocado em uma Máquina Universal de Ensaio modelo MEM 2000, fabricada pela EMIC (Curitiba, Paraná, Brasil), dotada de célula de carga (sensor de força de tração), sistema oscilante (eliminador de força de cisalhamento), dispositivo de pega (confeccionado para prender a alça do cilindro preenchido com o cimento obturador à Máquina Universal de Ensaio) e Acessório fixador de aço inoxidável (utilizado para prender a base do corpo de prova à extremidade inferior da Máquina Universal de Ensaio) (Figuras 5 e 6).

Colocado o corpo de prova em posição, acionou-se a Máquina Universal de Ensaio com a velocidade constante de 1 mm/min, até que o cilindro, contendo o material testado, se destacasse da superfície dentinária.

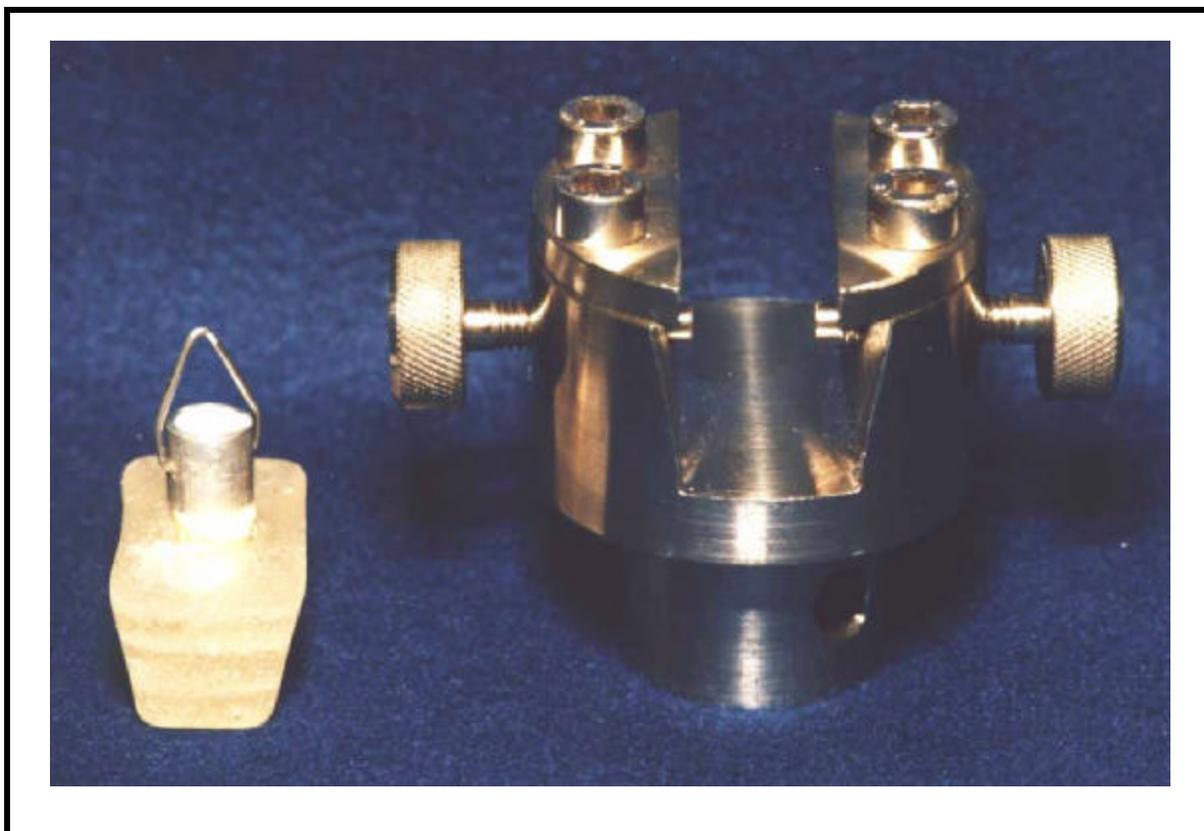


Figura 5. Corpo de prova e dispositivo para fixação deste na Máquina Universal de Ensaio.

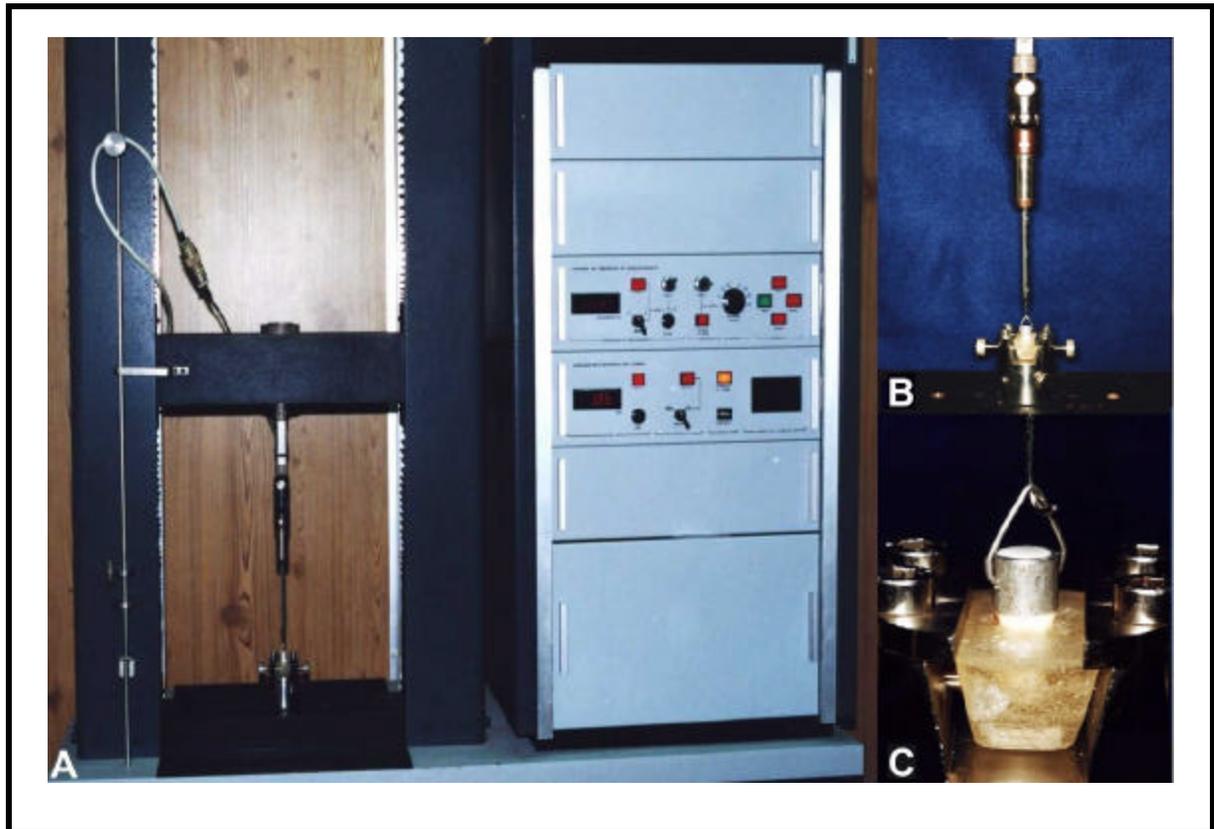


Figura 6. (A) Máquina Universal de Ensaio MEM 2000, fabricada pela EMIC (Curitiba, Paraná, Brasil); (B) Conjunto corpo de prova/dispositivo de fixação montados na Máquina Universal de Ensaio; (C) visão aproximada do conjunto.

Material e Método

A Máquina Universal de Ensaio registrava qual a força (em Kgf) necessária para o rompimento do conjunto. Os valores foram transformados em Newton (unidade de força), multiplicando-se cada dado por 9,807, uma vez que um Kgf é igual a 9,807 Newton. Em seguida, calculou-se a tensão de tração (σ), que foi obtida pela seguinte equação:

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

Onde " σ " é a tensão de tração em Mega Pascals (MPa), "F" é intensidade da força de tração em Newtons (N), e "A" é a área da superfície em metros quadrados (m²).

Como os cilindros possuíam diâmetro interno de 6 mm (0,006m), a área foi obtida pela equação:

$$A = \pi R^2$$

Onde "A" é igual a área de secção transversal da luz do cilindro que contém o cimento em metros quadrados (m²), "R" é o raio da secção transversal da luz do cilindro em metros (m), igual a 0,003m e " π " é igual a 3,1416. Assim, determinou-se a área de contato do cimento com a superfície dentinária, cujo valor é constante e igual a 2,827x10⁻⁵m².

Uma vez determinada a área, utilizando-se a equação " $\sigma = F / A$ ", obtinham-se os valores de tensão de tração em Mega Pascals (MPa), necessários para o rompimento dos corpos de prova.

Os valores de tensão de tração foram inseridos em uma tabela para posterior análise estatística com o auxílio do software GMC 7.7, idealizado, elaborado e gentilmente cedido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos.

5 RESULTADOS

Os resultados dos testes preliminares da relação pó/liquido, pó/resina, tempo de espatulação, bem como do tempo de endurecimento/polimerização, estão listados nas tabelas II e III, respectivamente.

Resultados

Tabela II. Valores da relação pó/liquido/resina (gramas) e tempo de espatulação dos cimentos testados (segundos).

Cimentos	Quantidade pó/ 0,2 ml de liquido/resina (g)					Média (g)	Tempo de Espatulação (s)					Média (s)
	1	2	3	4	5		1	2	3	4	5	
Repetições												
Sealer 26 [®]	0,22	0,29	0,26	0,21	0,28	0,25	78	85	82	90	83	83
CRCS [®]	1,03	0,96	1,05	0,93	0,97	0,98	86	92	95	89	94	91
Sealapex ^{®*}							35	32	39	34	29	33
Apexit ^{®*}							32	37	36	30	37	34

* Conforme as especificações dos fabricantes, utilizaram-se partes iguais de pasta base e catalisadora (5 cm de cada pasta).

Tabela III. Tempo de endurecimento/polimerização dos cimentos testados (minutos).

Cimentos	Tempo de endurecimento/polimerização (minutos)			Média
Sealer 26 [®]	2519	2517	2523	2519
Apexit [®]	409	416	405	410
Sealapex [®]	3062	3067	3061	3063
CRCS [®]	29	35	32	32

Os valores obtidos em Kgf, fornecidos pela Máquina Universal de Ensaio, encontram-se listados na Tabela IV.

Tabela IV. Carga necessária para o rompimento dos corpos de prova (Kgf)

Superfície dentinária	Cimentos			
	Sealer 26 [®]	Apexit [®]	Sealapex [®]	CRCS [®]
Sem tratamento	11,73	1,84	0,64	1,98
	10,61	1,43	0,56	2,21
	11,92	1,64	0,66	2,39
	12,20	1,25	0,51	1,88
	10,88	1,51	0,53	2,26
EDTAC	14,57	2,27	0,68	2,47
	13,49	1,94	0,61	2,75
	12,96	2,09	0,72	2,32
	13,29	1,86	0,57	2,66
	12,81	2,16	0,63	2,40
Laser Er:YAG	18,24	2,32	0,71	2,17
	15,96	2,11	0,59	2,28
	16,62	2,37	0,62	2,23
	18,77	2,26	0,73	1,99
	16,25	1,95	0,65	2,09

Estes valores consistiram do produto fatorial de 4 cimentos (Sealer 26[®], Apexit[®], Sealapex[®], CRCS[®]), 3 tratamentos (dentina sem tratamento, dentina + EDTAC; dentina + laser Er:YAG) e 5 repetições (dentes), totalizando 60 valores numéricos.

A partir destes dados, calculou-se a tensão de tração, utilizada neste estudo para avaliar a adesividade dos cimentos obturadores de canais radiculares contendo hidróxido de cálcio sobre a dentina humana, após diferentes tratamentos. Os valores calculados da tensão de tração em Mega Pascals (MPa) estão listados na Tabela V.

Resultados

Tabela V. Tensão de tração necessária para o deslocamento dos cilindros contendo os cimentos das superfícies dentinárias (MPa).

Superfície dentinária	Cimentos			
	Sealer 26 [®]	Apexit [®]	Sealapex [®]	CRCS [®]
Sem tratamento	4,069	0,638	0,222	0,686
	3,680	0,496	0,194	0,766
	4,135	0,568	0,228	0,829
	4,232	0,433	0,176	0,652
	3,774	0,523	0,183	0,784
	$\bar{X} = 3,978 \pm 0,23$	$\bar{X} = 0,531 \pm 0,07$	$\bar{X} = 0,200 \pm 0,02$	$\bar{X} = 0,743 \pm 0,07$
EDTAC	5,054	0,787	0,235	0,856
	4,679	0,672	0,211	0,953
	4,495	0,725	0,249	0,804
	4,610	0,645	0,197	0,922
	4,443	0,749	0,218	0,832
	$\bar{X} = 4,656 \pm 0,24$	$\bar{X} = 0,715 \pm 0,05$	$\bar{X} = 0,222 \pm 0,02$	$\bar{X} = 0,873 \pm 0,06$
Laser Er:YAG	6,327	0,804	0,246	0,752
	5,536	0,731	0,204	0,790
	5,765	0,822	0,215	0,773
	6,511	0,784	0,253	0,690
	5,637	0,676	0,225	0,725
	$\bar{X} = 5,955 \pm 0,43$	$\bar{X} = 0,763 \pm 0,05$	$\bar{X} = 0,228 \pm 0,02$	$\bar{X} = 0,746 \pm 0,03$

De posse dos valores da tensão de tração (Tabela V), realizaram-se testes estatísticos preliminares, que evidenciaram a não normalidade e não homocedasticidade da distribuição amostral. Os resultados destes testes estão expressos nos Anexos.

Desta forma, realizou-se a transformação dos dados por meio da raiz quadrada dos valores originais (Tabela VI).

Tabela VI. Dados originais transformados (raiz quadrada)

Superfície dentinária	Cimentos			
	Sealer 26 [®]	Apexit [®]	Sealapex [®]	CRCS [®]
	2,01718	0,79875	0,47117	0,82825
	1,91833	0,70427	0,44045	0,87521
Sem tratamento	2,03347	0,75366	0,47749	0,91049
	2,05718	0,65803	0,41952	0,80747
	1,94268	0,72319	0,42778	0,88544
	2,24811	0,88713	0,48477	0,92520
	2,16310	0,81976	0,45935	0,97622
	EDTAC	2,12014	0,85147	0,49900
	2,14709	0,80312	0,44385	0,96021
	2,10784	0,86545	0,46690	0,91214
	2,51535	0,89666	0,49598	0,86718
	2,35287	0,85499	0,45166	0,88882
Laser Er:YAG	2,40104	0,90664	0,46368	0,87920
	2,55167	0,88544	0,50299	0,83066
	2,37424	0,82219	0,47434	0,85147

Os dados transformados foram então submetidos a uma série de testes estatísticos preliminares com a finalidade de verificar se, após a transformação, a distribuição amostral apresentava-se normal.

Inicialmente, realizaram-se os cálculos dos parâmetros amostrais, que sugeriram que a distribuição amostral é normal, uma vez que 20 dados encontram-se acima da média e 20 abaixo, demonstrando uma simetria da distribuição dos dados em torno da média (Tabela VII).

Resultados

Tabela VII. Parâmetros amostrais dos valores transformados (raiz quadrada).

Parâmetros amostrais	Valores
Soma dos dados amostrais	0,0000
Soma dos quadrados dos dados	0,0989
Termo de correção	0,0000
Varição total	0,0989
Média geral da amostra	0,0000
Variância da amostra	0,0017
Desvio padrão da amostra	0,0409
Erro padrão da média	0,0053
Mediana (dados agrupados)	0,0000
Dados abaixo da média	20,0000
Dados iguais à média	20,0000
Dados acima da média	20,0000

Calculou-se, então, a distribuição das frequências por intervalo de classe e acumuladas, que estão representadas na tabela VIII.

Tabela VIII. Distribuição das frequências absolutas e acumuladas dos dados amostrais. Valores transformados (raiz quadrada).

A- Frequências por intervalos de classe							
Intervalos de classe	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Frequências absolutas	0	4	16	20	15	4	1
Em valores percentuais	0,0	6,7	26,7	33,3	25,0	6,7	1,7
B- Frequências acumuladas							
Intervalos de classe	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Frequências absolutas	0	4	20	40	55	59	60
Em valores percentuais	0,0	6,7	33,3	66,7	91,7	98,3	100,0

Observa-se que os dados da distribuição de frequências absolutas por intervalos de classe apresentam tendência central: 0, 4, 16, 20, 15, 4, 1. De posse destes dados, gerou-se

um histograma ao qual foi sobreposta a curva normal matemática, para efeito de comparação (Figura 7).

A partir dos percentuais acumulados de frequência, que constam na Tabela VIII, foi traçado o gráfico da Figura 10, que ilustra a sobreposição de duas linhas, uma correspondente a curva normal matemática e a outra à curva experimental.

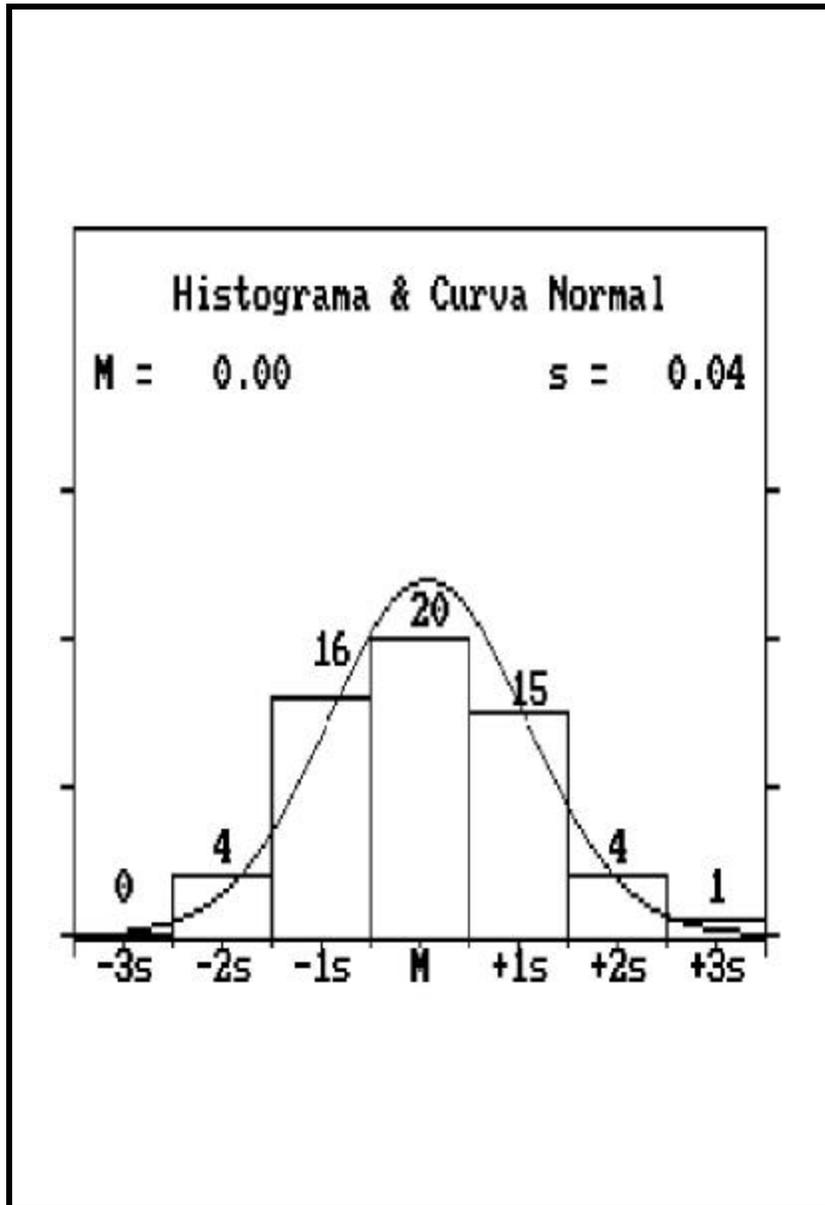


Figura 7. Histograma da distribuição amostral e curva normal.

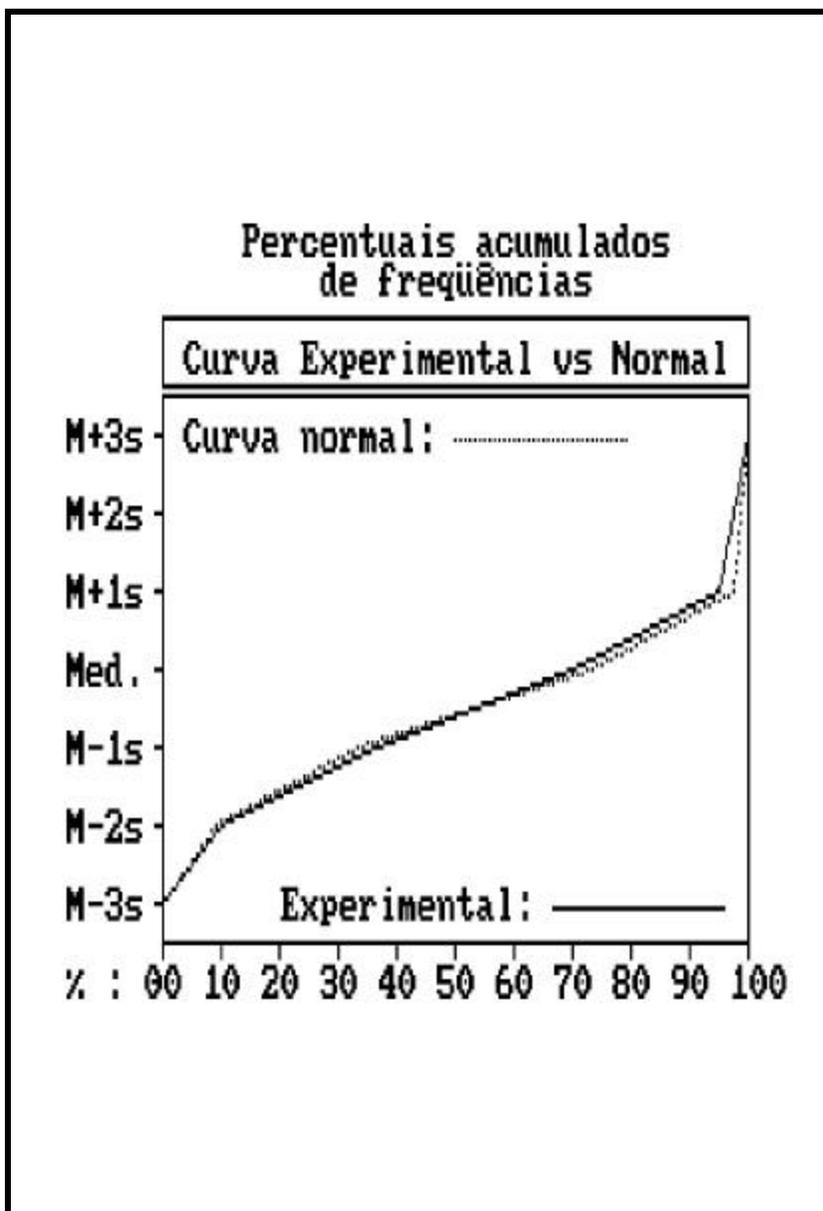


Figura 8. Gráfico dos percentuais acumulados das curvas normal matemática e experimental.

Resultados

A maneira como as linhas se ajustam quase que perfeitamente, demonstra o grau de concordância ou aderência, entre a curva normal matemática e a curva experimental, indicando a possibilidade de a distribuição amostral testada ser normal.

Para elucidar esta dúvida, realizou-se o teste de aderência à curva normal, o qual indicou que a probabilidade de a distribuição amostral ser normal é de 74,5%, como pode ser visto na Tabela IX.

Tabela IX. Teste de aderência da distribuição de freqüências à curva normal. Dados transformados (raiz quadrada).

Freqüências por intervalos de classe							
Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal:	0,44	5,40	24,20	39,89	24,20	5,40	0,44
Curva experimental:	0,00	6,67	26,67	33,33	25,00	6,67	1,67
Cálculo do Qui Quadrado							
Graus de liberdade:	4	Interpretação:					
Valor do Qui quadrado:	1,95	A distribuição amostral testada é normal					
Probabilidade de Ho:	74,5%						

A fim de verificar homogeneidade das variâncias da distribuição amostral, aplicou-se, então, o teste de Cochran, apresentado na Tabela X.

Tabela X. Teste de homogeneidade de Cochran.

Parâmetros	Valores
Número de variâncias testadas	12,0000
Número de graus de liberdade	4,0000
Variância maior	0,0079
Soma das variâncias	0,0247
Valor calculado pelo teste	0,3193
Valor crítico (significância de 1%)	0,3428

O valor calculado para 12 variâncias testadas com 4 graus de liberdade foi de 0,3193, menor, portanto, que o valor crítico tabelado de 0,3428 para 1% de probabilidade, o que demonstra a homogeneidade da distribuição amostral.

Como os testes estatísticos preliminares demonstraram a normalidade e homogeneidade da distribuição amostral, a estatística paramétrica está indicada.

O teste paramétrico que melhor se adapta ao modelo experimental é a análise de variância, por se tratar de um teste que permite a comparação de dados múltiplos e independentes. Os resultados deste teste estão dispostos na Tabela XI.

Tabela XI. Análise de variância. Valores transformados (raiz quadrada).

Fonte de Variação	Soma de Quadr.	G.L.	Quadr. Médios	(F)	Prob.(Ho)
Entre cimentos	25,9793	3	8,6598	4202,53	0,000%
Entre tratamentos	0,2465	2	0,1233	59,81	0,000%
Interação CxL	0,3403	6	0,0567	27,52	0,000%
Resíduo	0,0989	48	0,0021		
Variação total	26,6649	59			

A análise de variância demonstrou haver diferença significativa ao nível de 1% entre os cimentos, entre os tratamentos e para a interação cimentos x tratamentos.

Para identificar quais dentre os cimentos eram estatisticamente diferentes entre si, realizou-se o teste complementar de Tukey, entre as médias dos cimentos estudados (Tabela XII).

Tabela XII. Teste de Tukey: Entre os cimentos testados.

Cimentos	Médias	Valor crítico ($\alpha=0,01$)
Sealer 26 [®]	2,19669 ⊗	0,05514
CRCS [®]	0,88631 •	
Apexit [®]	0,81538 *	
Sealapex [®]	0,46526 ◆	

Símbolos diferentes indicam diferença estatística significativa.

Resultados

O teste complementar de Tukey evidenciou haver diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% de probabilidade entre todos os cimentos testados, o que possibilitou ordená-los em ordem decrescente de adesividade à dentina do seguinte modo: Sealer 26[®], CRCS[®], Apexit[®], Sealapex[®].

A fim de elucidar quais, dentre os tratamentos da dentina, seriam significativamente diferentes entre si, realizou-se o teste complementar de Tukey. A Tabela XIII mostra os resultados deste teste para os diferentes tratamentos aplicados à dentina.

Tabela XIII. Teste de Tukey: Entre tratamentos aplicados à dentina.

Tratamentos da dentina	Médias	Valor crítico ($\alpha=0,01$)
Laser Er:YAG	1,16335 ♦	0,04099
EDTAC	1,10188 •	
Sem tratamento	1,00750 *	

Símbolos diferentes indicam diferença estatística significativa.

O teste complementar de Tukey evidenciou haver diferença estatisticamente significativa ao nível de 1%, entre os diferentes tipos de tratamento aplicados à dentina, quanto a capacidade adesiva dos cimentos.

A adesividade dos cimentos à dentina que recebeu a aplicação do laser Er:YAG foi significativamente superior à dentina que recebeu tratamento com EDTAC, que por sua vez, também foi superior à dentina que não recebeu nenhum tratamento.

Para verificar-se o comportamento de cada cimento, frente aos diferentes tipos de tratamento aos quais a dentina foi submetida, realizou-se o teste complementar de Tukey, a partir das médias dos componentes da interação cimentos x tratamentos. Os resultados deste teste podem ser vistos na Tabela XIV.

Tabela XIV. Teste de Tukey: Interação cimentos x tratamentos.

Cimentos	Comparações dos tratamentos	Diferença entre as médias	Significância	Valor crítico ($\alpha=0,01$)
Sealer 26	Sem tratamento x EDTAC	0,16349	1%	0,10247
	Sem tratamento x Laser	0,44526	1%	
	EDTAC x Laser	0,28177	1%	
Apexit	Sem tratamento x EDTAC	0,11780	1%	
	Sem tratamento x Laser	0,14560	1%	
	EDTAC x Laser	0,01809	ns	
Sealapex	Sem tratamento x EDTAC	0,02349	ns	
	Sem tratamento x Laser	0,03045	ns	
	EDTAC x Laser	0,00696	ns	
CRCS	Sem tratamento x EDTAC	0,07272	ns	
	Sem tratamento x Laser	0,00210	ns	
	EDTAC x Laser	0,07062	ns	

1%: *significante ao nível de 1 % - ns: não significante*

Realizou-se então, a construção dos gráficos das Figuras 9, 10 e 11, a partir das médias dos componentes da interação cimentos x tratamentos, para ilustrar os resultados do teste complementar de Tukey.

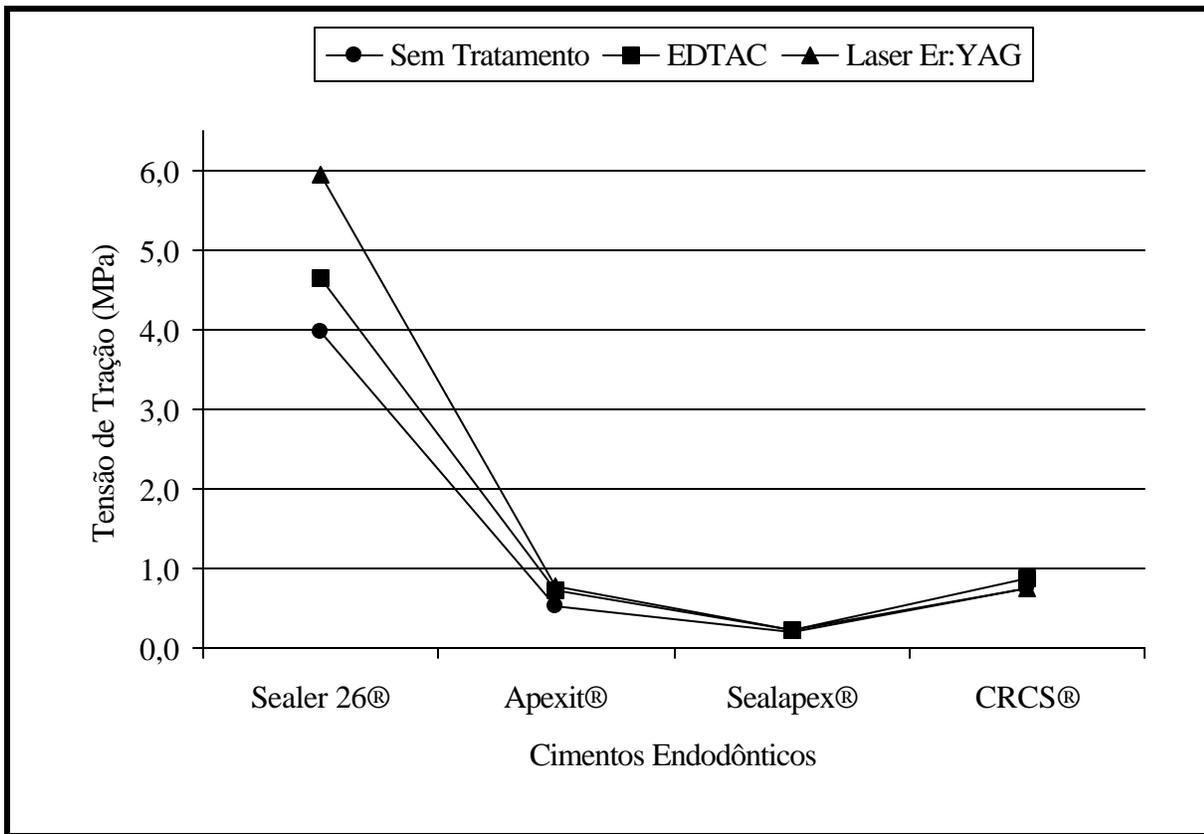


Figura 9. Gráfico da tensão de tração em função dos cimentos endodônticos estudados.

No gráfico da Figura 9, verifica-se que o cimento Sealapex apresentou os menores valores de adesividade à dentina, nas diferentes condições de tratamento, em relação aos demais cimentos testados.

Observa-se ainda neste gráfico, que o cimento Sealer 26 apresentou os maiores valores de adesividade, nas diferentes condições de tratamento da superfície dentinária, enquanto que o cimento CRCS e Apexit, apresentaram valores intermediários de adesividade à dentina.

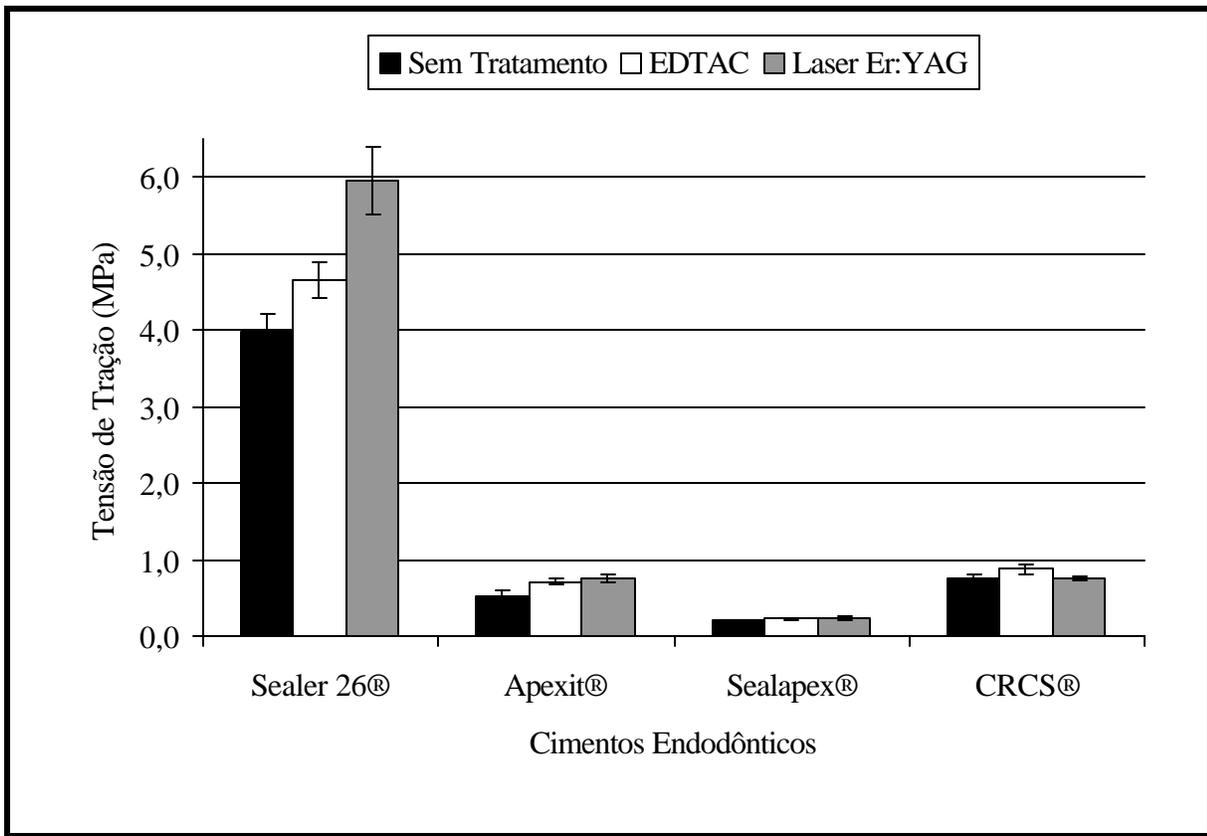


Figura 10. Gráfico da tensão de tração em função dos cimentos endodônticos estudados.

O gráfico da Figura 10 ilustra, de modo agrupado, cada cimento obturador estudado e a tensão de tração necessária para seu deslocamento da dentina sem tratamento, e das dentinas que receberam tratamento com a solução de EDTAC e laser Er:YAG.

Observa-se que a dentina sem tratamento proporcionou os menores valores de adesão dos cimentos obturadores estudados, enquanto que os tratamentos com a solução de EDTAC e o laser Er:YAG, resultaram em um aumento significativo da capacidade adesiva dos cimentos Sealer 26 e Apexit.

Os cimentos CRCS e Sealapex não apresentaram aumento significativo após os diferentes tratamentos aplicados à dentina, sendo que este último apresentou os menores valores de adesão, nas diferentes condições de tratamento que a superfície dentinária foi submetida. Isto pode ser melhor visualizado no gráfico da Figura 11.

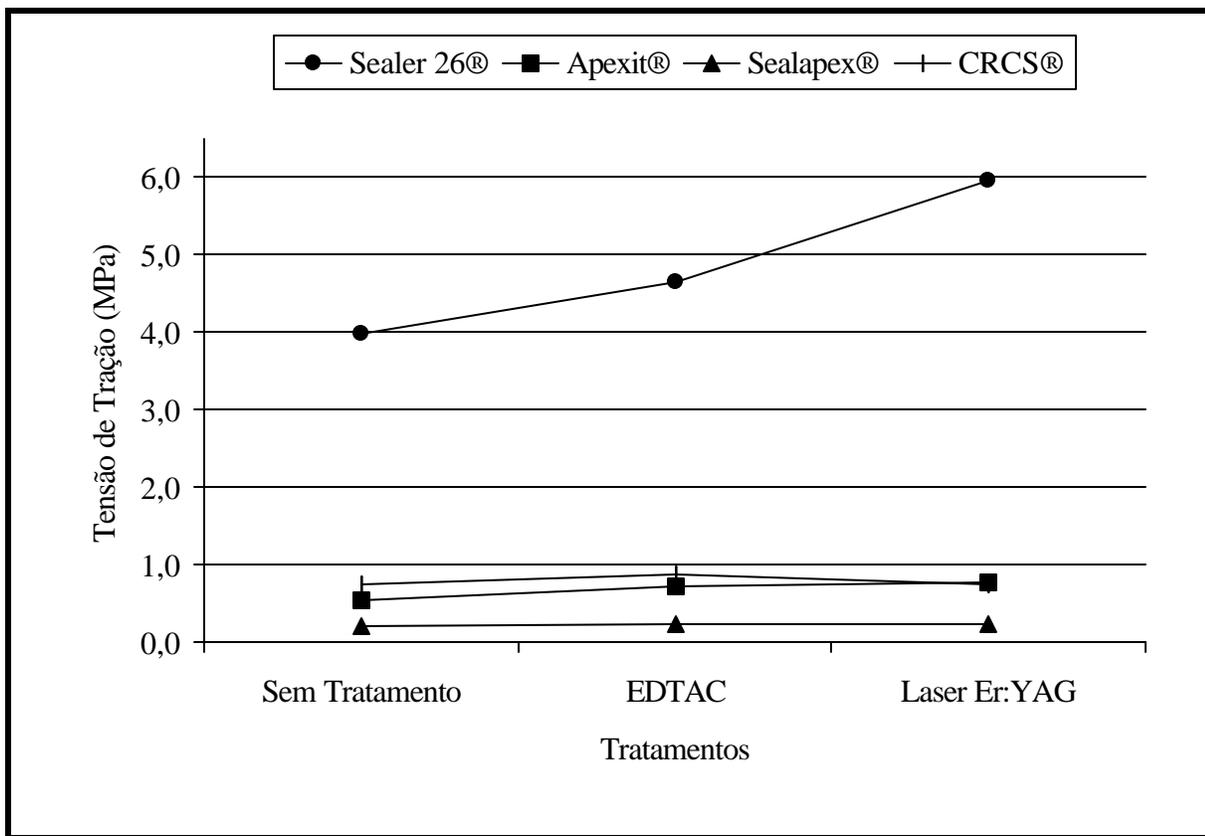


Figura 11. Gráfico da tensão de tração em função dos tratamentos da superfície dentinária.

No gráfico da Figura 11, verifica-se com maior clareza que os cimentos Sealer 26 e Apexit, após o tratamento da dentina com a solução de EDTAC e com o laser Er:YAG, obtiveram aumento significativo de sua capacidade adesiva, sendo que o cimento Sealer 26 apresentou maiores valores de adesão.

6 DISCUSSÃO

Desde os primórdios da Endodontia, quando esta ainda era considerada empírica, tinha-se noção da importância de se realizar a obturação do canal radicular, com o propósito de se promover um selamento hermético do sistema de canais radiculares para prevenir a infecção ou reinfecção dos tecidos periapicais.

Para alcançar estes objetivos, os profissionais da Odontologia testaram inúmeros materiais e, com a evolução das pesquisas, começaram a listar certas propriedades que o material obturador ideal deveria possuir, entre elas a adesividade deste à dentina (PRINZ, 1912; GROSSMAN, 1958; BRANSTETTER & FRAUNHOFER, 1982).

Entretanto, por não haver uma padronização para a realização destes experimentos, os pesquisadores começaram a encontrar dificuldade em comparar os resultados obtidos em seus trabalhos, com os de outros profissionais.

Discussão

A partir de 1983, a *American Dental Association* estabeleceu uma série de normas e testes para avaliar os materiais obturadores endodônticos, com a finalidade de se promover uma uniformidade dos resultados, o que levou os profissionais a realizarem avaliações das propriedades dos materiais com maior rigor científico.

Os testes de escoamento, espessura do filme, tempo de trabalho, tempo de endurecimento, solubilidade e desintegração, radiopacidade e estabilidade dimensional foram incluídos na Especificação 57 da *American Dental Association*. O teste de adesividade não foi incluído nesta normatização por não existir um consenso entre os pesquisadores quanto ao melhor método para se avaliar esta propriedade.

Neste estudo, a avaliação da capacidade adesiva dos cimentos obturadores de canais radiculares contendo hidróxido de cálcio, foi realizada por meio de uma Máquina Universal de Ensaio, metodologia anteriormente utilizada por ØRSTAVIK et al. (1983), seguido por HYDE (1986), WENNERBERG & ØRSTAVIK (1990), SOUSA-NETO (1997 e 1999) e CUSSIOLI (1999). Segundo estes autores, os resultados do teste de adesividade fornecidos pela Máquina Universal de Ensaio, são passíveis de reprodutibilidade e apresentam uma maior uniformidade.

Os resultados obtidos neste estudo foram expressos em Mega-Pascal (MPa) para favorecer a comparação com outros trabalhos, uma vez que esta unidade é aceita internacionalmente. A mensuração da adesividade foi realizada por meio da força de tração, que apresenta a mesma intensidade e direção da força de adesão, diferindo desta, apenas em relação ao sentido da força.

Neste experimento, optou-se pela utilização de uma solução quelante de EDTA para tratamento da dentina, uma vez que a literatura tem evidenciado em inúmeros trabalhos que a mesma é eficaz na limpeza das paredes dos canais radiculares, removendo a *smear layer* da superfície dentinária (YAMADA et al., 1983; BRANCINI et al., 1983; BAUMGARTNER & MADER, 1987; CIUCCHI et al., 1989; CENGIZ et al., 1990; GARBEROGLIO & BECCE, 1994), além de aumentar a permeabilidade da dentina (PÉCORÀ, 1985).

Acrescentou-se a esta solução de EDTA, 0,1% de Cetavlon, um tensoativo catiônico derivado do amônio quaternário, que confere à mesma algumas vantagens como menor tensão superficial (FEHR & ØSTBY, 1963; GUIMARÃES et al., 1988), maior eficiência em promover o aumento da permeabilidade dentinária (ZUOLO et al., 1987) e, conseqüentemente, uma maior capacidade de

limpeza da dentina (PATTERSON, 1963; GOLDBERG & ABRAMOVITCH, 1977). Esta solução é conhecida comercialmente como EDTAC.

O laser Er:YAG, cujo comprimento de onda é de 2,94 μ m, emite um tipo de radiação infravermelha próxima ao pico de absorção da água e da hidroxiapatita (OH), o que permite que o mesmo tenha uma grande capacidade de interagir com os tecidos mineralizados dos dentes (BRUGNERA JÚNIOR & PINHEIRO, 1998). Por este motivo, o laser Er:YAG foi escolhido para este estudo.

Ao interagir com a dentina, num processo chamado ablação (KELLER & HIBST, 1989; BURKES et al., 1992), ele induz alterações na superfície dentinária semelhantes as provocadas pelo condicionamento ácido, resultando na remoção da *smear layer* (VISURI et al., 1996; PELAGALLI et al., 1997; AOKI et al., 1998; TAKEDA et al., 1998a; TAKEDA et al., 1998b; TAKEDA et al., 1998c; CECCHINI et al., 1999; TAKEDA et al., 1999, CUSSIOLI, 1999) e exposição da matriz colágena (ISRAEL et al., 1997).

Para evitar que a aplicação do laser pudesse provocar dano térmico à superfície dentinária e, para que o mesmo pudesse interagir com o tecido dentinário de forma mais efetiva, a irradiação foi realizada sob ação constante de um jato de água liberado pelo próprio aparelho (BURKES et al., 1992).

A análise estatística dos resultados evidenciou diferença significativa ao nível de 1% entre os diversos tratamentos aplicados à superfície dentinária. A adesividade dos cimentos à dentina que recebeu a aplicação do laser Er:YAG foi significativamente superior à dentina que recebeu tratamento com a solução de EDTAC, que por sua vez, foi superior à dentina que não recebeu nenhum tratamento.

O laser Er:YAG, quando aplicado à dentina, promove ablação desta, removendo a *smear layer* por vaporização, deixando os canalículos dentinários expostos (TAKEDA et al., 1998a; TAKEDA et al., 1998b; CECCHINI et al., 1999), que podem ser preenchidos parcialmente pelos cimentos, além de alterar morfológicamente a superfície dentinária, criando o que TANJI et al. (1997a) chamaram de padrão micro-mecânico de retenção. Isto propicia um aumento da área de contato do cimento obturador com a dentina e um maior embricamento mecânico entre ambos, o que foi observado por SOUSA-NETO (1999), CUSSIOLI (1999) e PÉCORRA et al. (2001).

Discussão

Por sua vez, a aplicação da solução de EDTAC sobre a superfície dentinária promove a remoção parcial da *smear layer* devido a sua ação quelante (GOLDBERG & ABRAMOVITCH, 1977), permitindo a penetração dos cimentos no interior dos canalículos dentinários, o que propicia, além de um aumento da superfície de contato do material obturador com a dentina, também, um embricamento mecânico.

Já a dentina que não recebeu nenhum tratamento, apresenta-se recoberta por uma camada de resíduos, resultante do preparo dos dentes. A presença desta camada de resíduos (*smear layer*) prejudica a adesão dos cimentos endodônticos, uma vez que a mesma atua como uma interface adicional entre material obturador e dentina, dificultando, ou até mesmo impedindo, a penetração dos cimentos obturadores nos canalículos dentinários (LESTER & BOYDE, 1977; WHITE et al., 1984; WHITE et al., 1987; OKSAN et al., 1993; KOUVAS et al., 1998).

Os cimentos Sealer 26[®], Apexit[®], Sealapex[®] e CRCS[®], utilizados neste estudo, são classificados como cimentos contendo hidróxido de cálcio. Entretanto, quimicamente, são cimentos diferentes entre si. Por este motivo, apresentaram comportamentos distintos diante dos diversos tratamentos aplicados à superfície dentinária.

O Cimento Sealapex[®] apresentou os menores valores de adesividade, diante das diferentes condições de tratamento aplicados à dentina. Esta baixa capacidade adesiva está de acordo com a obtida em outros trabalhos (HYDE, 1983; BIRMAN et al., 1990; WENNBERG & ØRSTAVIK, 1990; GETTLEMAN et al., 1991; FIDEL, 1993; FIDEL et al., 1994).

Isto pode ser explicado pela dificuldade que este cimento tem em endurecer (HYDE, 1986), alta solubilidade e desintegração (HYDE, 1986; FIDEL, 1993) e pelo baixo grau de escoamento (BIRMAN, et al., 1990).

FIDEL (1993) chegou a sugerir modificações na fórmula do cimento Sealapex[®], tornando-o mais coeso, reduzindo sua solubilidade e desintegração.

Devido a sua baixa capacidade de escoamento, o cimento Sealapex[®] apresenta uma menor possibilidade de penetrar nos canalículos dentinários e formar projeções para sua retenção mecânica à dentina. Mesmo com a remoção da *smear layer* da superfície dentinária, o que permitiria uma maior penetração do cimento nos canalículos dentinários, este é facilmente deslocado da dentina, devido a sua estrutura pouco coesa.

O CRCS[®] é um cimento à base de óxido de zinco e eugenol, semelhante ao cimento de Grossman, com algumas modificações, como a presença de hidróxido de cálcio.

Os resultados do cimento CRCS[®], obtidos neste estudo, estão de acordo com os obtidos por HYDE (1986), WENBERG & ØRSTAVIK (1990) e FIDEL (1993), e podem ser explicados devido à presença do breu na composição deste cimento, que é responsável por sua capacidade adesiva, que se dá, basicamente, por ligações eletrostáticas entre o cimento e a dentina. Os cimentos obtidos a partir de breus liberam ions que apresentam afinidade elétrica com a dentina, que é constituída de alta concentração de substâncias inorgânicas (SOUSA-NETO, 1997).

Por não depender de um embricamento mecânico, o tratamento da superfície dentinária com a solução de EDTAC e o tratamento com o laser Er:YAG, não promoveram, neste estudo, uma melhora significativa na capacidade adesiva dos cimentos CRCS[®] e Sealapex[®], à dentina.

Entretanto, para o cimento Apexit[®], tanto a aplicação do laser Er:YAG, quanto da solução de EDTAC, promoveram um aumento significativo de sua adesividade à dentina, em relação ao grupo que não recebeu tratamento da superfície dentinária. O tratamento da dentina com o laser Er:YAG e com a solução de EDTAC não apresentaram diferença estatisticamente significante entre si.

Isto poderia ser explicado pelo aumento da área de contato entre cimento e dentina, promovido pela remoção da *smear layer* através da aplicação da solução de EDTAC e do laser Er:YAG.

FIDEL et al. (1994), apesar de terem observado menores valores de adesão para cimento Apexit[®], também obtiveram um aumento significativo da adesividade deste cimento, após a remoção da *smear layer* da dentina com a aplicação da solução de EDTA.

Dentre todos os cimentos testados neste estudo, o cimento à base de resina epóxi Sealer 26[®], apresentou os maiores valores de adesão nas diferentes condições de tratamento da superfície dentinária, o que pode ser explicado pela estrutura extremamente coesa deste cimento.

Vários trabalhos ressaltam a alta capacidade adesiva dos cimentos à base de resina epóxi (McCOMB & SMITH, 1976; WENBERG & ØRSTAVIK, 1990; GETTLEMAN et al., 1991; FIDEL, 1993; FIDEL et al., 1994).

Neste estudo, os tratamentos da superfície dentinária com a solução de EDTAC e com o laser Er:YAG propiciaram o aumento da capacidade adesiva do cimento Sealer 26[®] à dentina, em relação ao grupo que não recebeu tratamento, sendo que, a aplicação do laser Er:YAG proporcionou valores

Discussão

significativamente superiores aos obtidos com a solução de EDTAC. Estes resultados estão de acordo com os obtidos por SOUSA-NETO (1999), CUSSIOLI (1999) e PÉCORA et al. (2001).

Desde a introdução da microscopia eletrônica de varredura na pesquisa endodôntica, mais precisamente a partir do trabalho de McCOMB & SMITH (1975), a influência da presença da *smear layer* na qualidade da obturação dos canais radiculares tem sido alvo da preocupação dos pesquisadores.

Hoje, sabe-se que a presença da *smear layer* é um fator negativo na obturação do canal radicular, pois esta se encontra fracamente aderida à parede do canal, o que prejudica a adesão dos materiais obturadores.

Por este motivo, passou a existir um maior interesse de que esta camada de resíduos (*smear layer*) fosse eliminada antes da obturação, permitindo o íntimo contato do material obturador com a superfície dentinária.

Para este propósito, inúmeros métodos foram desenvolvidos, entre eles a utilização da solução de EDTAC e, mais recentemente, a aplicação de laser Er:YAG.

O laser Er:YAG mostrou-se superior à solução de EDTAC, em promover um aumento da adesividade do cimento resinoso Sealer 26[®] à dentina. Entretanto, não obteve resultados tão expressivos com os outros cimentos testados (CRCS[®], Apexit[®] e Sealapex[®]).

À medida que as pesquisas caminham, novas interrogações surgem e este trabalho abre novas perspectivas, tais como: A) o desenvolvimento de uma metodologia para avaliação da capacidade adesiva dos cimentos obturadores de canais radiculares que fosse universalmente aceita, o que facilitaria a comparação dos resultados, e que este método pudesse ser aplicado no interior dos canais radiculares, o que também favoreceria a compreensão do que acontece na realidade e B) com relação ao estudo do laser, a busca pelo estabelecimento de parâmetros ideais para criar condições de aplicação do laser Er:YAG que permitam, como consequência, uma maior capacidade adesiva dos cimentos endodônticos à dentina.

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- 7.1 Os cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio estudados, podem ser agrupados quanto a sua adesividade à dentina, em ordem decrescente da tensão de tração necessária para o rompimento dos corpos de prova, do seguinte modo: Sealer 26®, CRCS®, Apexit® e Sealapex®.
- 7.2 Os tratamentos da superfície dentinária podem ser agrupados em ordem decrescente, quanto à capacidade de promoverem uma maior adesividade dos cimentos endodônticos à dentina, do seguinte modo: laser Er:YAG, solução de EDTAC e dentina sem tratamento.
- 7.3 A aplicação do laser Er:YAG e da solução de EDTAC, não resultaram em um aumento significativo da capacidade adesiva dos cimentos CRCS® e Sealapex®.

Conclusões

- 7.4 Tanto a aplicação do laser Er:YAG, como da solução de EDTAC, foram eficientes para aumentar a adesão dos cimentos Sealer 26® e Apexit®.
- 7.5 A aplicação do laser Er:YAG só foi significativamente superior à solução de EDTAC, em propiciar um aumento da adesividade do cimento Sealer 26® à dentina.

8 ANEXOS

Anexo 1. Valores da força de tração em Newtons (N).

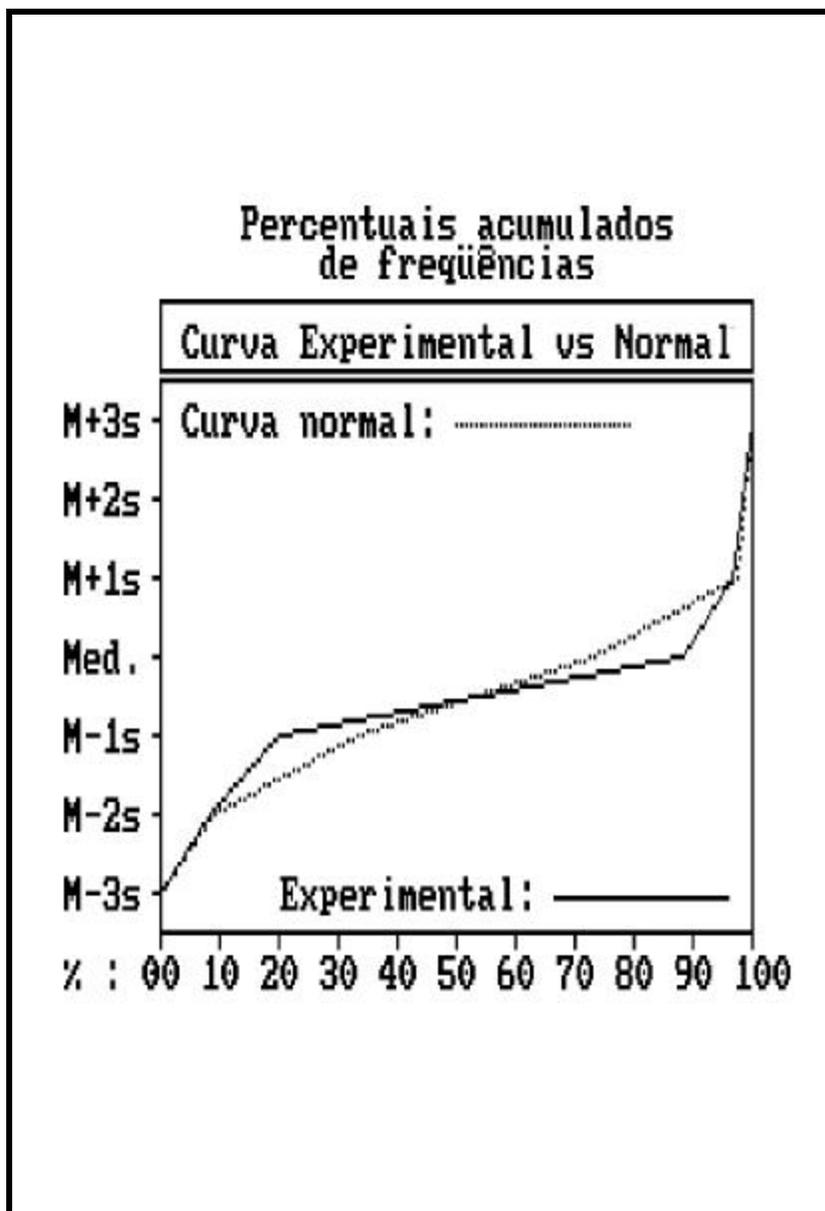
Superfície dentinária	Cimentos			
	Sealer 26 [®]	Apexit [®]	Sealapex [®]	CRCS [®]
Sem tratamento	115,036	18,044	6,276	19,417
	104,052	14,024	5,491	21,673
	116,899	16,083	6,472	23,438
	119,645	12,258	5,001	18,437
	106,700	14,808	5,197	22,163
EDTAC	142,887	22,261	6,668	24,223
	132,296	19,025	5,982	26,969
	127,098	20,496	7,061	22,752
	130,335	18,241	5,589	26,086
	125,627	21,183	6,178	23,536
Laser Er:YAG	178,879	22,752	6,962	21,281
	156,519	20,692	5,786	22,359
	162,992	23,242	6,080	21,869
	184,077	22,163	7,159	19,515
	159,363	19,123	6,374	20,496

Anexo 2. Parâmetros amostrais dos valores originais.

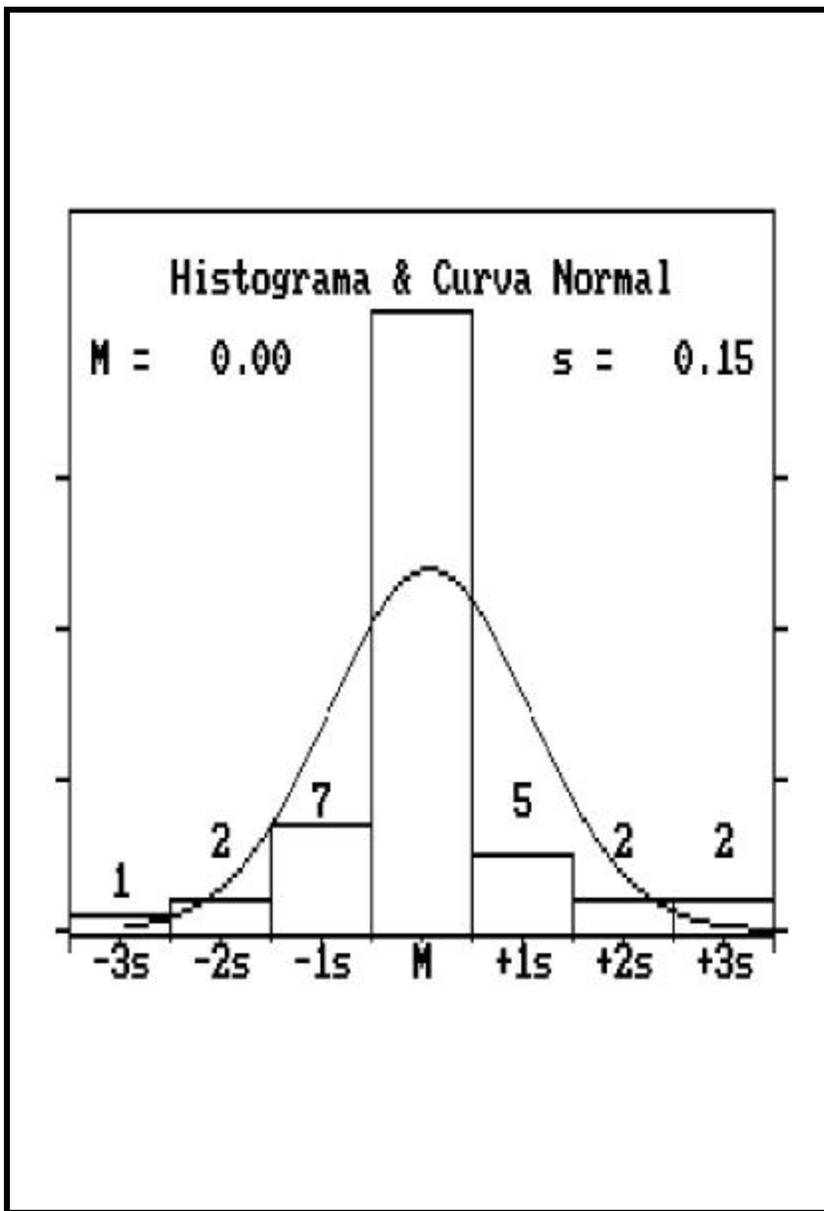
Parâmetros amostrais	Valores
Soma dos dados amostrais	0,0000
Soma dos quadrados dos dados	1,3201
Termo de correção	0,0000
Varição total	1,3201
Média geral da amostra	0,0000
Variância da amostra	0,0224
Desvio padrão da amostra	0,1496
Erro padrão da média	0,0193
Mediana (dados agrupados)	-0,0018
Dados abaixo da média	10,0000
Dados iguais à média	41,0000
Dados acima da média	9,0000

Anexo 3. Distribuição das frequências absolutas e acumuladas dos dados amostrais (valores originais).

A- Frequências por intervalos de classe							
Intervalos de classe	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Frequências absolutas	1	2	7	41	5	2	2
Em valores percentuais	1,7	3,3	11,7	68,3	8,3	3,3	3,3
B- Frequências acumuladas							
Intervalos de classe	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Frequências absolutas	1	3	10	51	56	58	60
Em valores percentuais	1,7	5,0	16,7	85,0	93,3	96,7	100,0



Anexo 4. Gráfico dos percentuais acumulados das curvas normal matemática e experimental (valores originais).



Anexo 5. Histograma da distribuição amostral e curva normal (valores originais).

Anexos

Anexo 6. Teste de aderência da distribuição de frequências à curva normal (valores originais).

Frequências por intervalos de classe							
Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal:	0,44	5,40	24,20	39,89	24,20	5,40	0,44
Curva experimental:	1,67	3,33	11,67	68,33	8,33	3,33	3,33
Cálculo do Qui quadrado							
Graus de liberdade:	4	Interpretação:					
Valor do Qui quadrado:	38,76	A distribuição amostral testada não é normal					
Probabilidade de Ho:	0,00%						

Anexo 7. Teste de homogeneidade de Cochran.

Parâmetros	Valores
Número de variâncias testadas	12,0000
Número de graus de liberdade	4,0000
Variância maior	0,1901
Soma das variâncias	0,3300
Valor calculado pelo teste	0,5760
Valor crítico (significância de 1%)	0,3428

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AKTENER, B.O.; BILKAY, U. Smear layer removal with different concentrations of edta-ethylenediamine mixtures. **J. Endod.**, v.19, n.5, p.228-31, 1993.
- AL-GHAMDI, A.; WENNBERG, A. Testing of sealing ability of endodontic filling materials. **Endod. Dent. Traumatol.** v.10, p.249-55, 1994.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION **Specification N.57 for Endodontic filling materials**, 1983.
- ANIC, I.; SEGOVIC, S.; KATANEC, D.; PRSKALO, K.; NAJZAR-FLEGER, D. Scanning electron microscopic study of dentin lased with Argon, CO₂, and Nd:YAG laser. **J. Endod.**, v.24, n.2, p.77-81, 1998.
- AOKI, A.; ISHIKAWA, I.; YAMADA, T.; OTSUKI, M.; WATANABE, H.; TAGAMI, J.; ANDO, Y.; YAMAMOTO, H. Comparision between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. **J. Dent. Res.**, v.77, n.6, p.1404-14, 1998.

Referências Bibliográficas

- AZAM KHAN, M.; RAHMAN KHAN, M.F.; WAHIDUZZAMAN KHAN, M.; WAKABAYASHI, H.; MATSUMOTO, K. Effect of laser treatment on the root canal of human teeth. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.13, p.139-45, 1997.
- BAHCALL, J.K.; MISERENDINO, L.; WALIA, H.; BELARDI, D.W. Scanning electron microscopic comparison of canal preparation with Nd:YAG laser and hand instrumentation: a preliminary study. **Gen. Dent.**, v.41, p.45-7, 1993.
- BAKER, N.A.; ELEAZER, P.D.; AVERBACH, R.E.; SELTZER, S. Scanning electron microscopic study of the efficacy of various irrigating solutions. **J. Endod.**, v.1, n.4, p.127-35, 1975.
- BAUMGARTNER, J.C.; BROWN, C.M.; MADER, C.L.; PETERS, D.D.; SHULMAN, D.J. A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid. **J. Endod.**, v.10, n.11, p.525-31, 1984.
- BAUM GARTNER, J.C.; MADER, C.L. A scanning electron microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. **J. Endod.**, v.13, n.4, p.147-57, 1987.
- BEHREND, G.D.; CUTLER, C.W.; GUTMANN, J.L. An in vitro study of smear layer removal and microbial leakage along root-canal fillings. **Int. Endod. J.**, v.29, p.99-107, 1996.
- BIRMAN, E.G.; SAMPAIO, J.M.P.; MAGALHÃES, I.; SATO, E. Estudo de propriedades físicas e biológicas de um cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio. **Rev. Fac. Odontol. Univ. São Paulo**, v.4, n.1, p.25-30, 1990.
- BLUM, J.Y.; ABADIE, M.J.M. Study of the Nd:YAP laser. Effect on canal cleanliness. **J. Endod.**, v.23, n.11, p.669-75, 1997.
- BRANCINI, M.R.; BRAMANTE, C.M.; BERBET, A. Poder de limpeza de algumas soluções irrigadoras analisadas pelo microscópio. **Rev. Paul. Endod.**, v.4, n.3, p.116-23, 1983.
- BRANSTETTER, J.; FRAUNHOFER, J.A. The physical properties and sealing action of endodontic sealer cements: a review of the literature. **J. Endod.**, v.8, n.7, p.312-6, 1982.
- BYSTRÖM, A.; SUNDQVIST, G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. **Int. Endod. J.**, v.18, p.35-40, 1985.
- BRUGNERA JÚNIOR, A.; PINHEIRO, A.L.B. **Lasers na odontologia moderna**. 1.ed., São Paulo, Pancast, 1998.

- BURKES, E.J.; HOKE, J.A ; GOMES, E.D.; WOLBARSHT, M.L. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.6, p.847-51, 1992.
- CAMARGO, S.C.C.; GAVINI, G.; EDUARDO, C.P.; COIL, J.M.; AUN, C.E. An in vitro evaluation of Er:YAG laser irradiation in apicectomy and retrofilling cavity preparation, compared to two different techniques: a SEM observation. In: BIOS'98 Biomedical Optics, San Jose, 1998. Technical Abstract Digest. San Jose: **SPIE**, v. 3248, p. 44, abstract 3248-33, 1999.
- CECCHINI, S.C.M.; ZEZZELL, D.M.; BACHMANN, L.; PINOTTI, M.M.; NOGUEIRA, G.E.C.; STREFEZZA, C.; EDUARDO, C.P. Evaluation of two laser systems for intracanal irradiation. **SPIE**, v.3593, p. 31-5, 1999.
- CECCHINI, S.C.M.; ZEZZELL, D.M.; BACHMANN, L.; PINOTTI, M.M.; NOGUEIRA, G.E.C.; EDUARDO, C.P. Thermal effects during in vitro intracanal application of Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6., Maui, Hawaii, 1998. **Program & Abstracts**, Utah: ISLD, 1998. p.16, abstract 32.
- CENGIZ, T.; AKTENER, B.O.; PISKIN, B The effect of dentinal tubule orientation on the removal of Smear layer by root canal irrigants. A scanning electron microscopic study. **Int. Endod. J.**, v.23, p.163-71, 1990.
- CERNAVIN, I.; PUGATSCHEW, A.; BOER, N.; TYAS, M.J. Laser applications in dentistry: a review of the literature. **Austr. Dent. J.**, v.39, n.1, p.28-32, 1994.
- CIUCCHI, B.; KHETTABI, M.; HOLZ, J. The effectiveness of different endodontic irrigation procedures on the removal of the smear layer: a scanning electron microscopic study. **Int. Endod. J.**, v. 22, p. 21-8, 1989.
- COOPER, L.; MYERS, M.; NELSON, D.; MOWERY, A . Shear strength of composite bonded to laser-pretreated dentine. **J. Prosthet. Dent.**, v.60, n.1, p.45-9, 1989.
- CUSSIOLI, A.L. **Estudo in vitro do efeito da aplicação do laser Er:YAG e do EDTAC sobre a adesividade à dentina humana dos cimentos obturadores de canais radiculares à base de resina epóxica.** Ribeirão Preto, 1999. 73p. Tese (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- DEDERICH, D.N.; ZAKARIASEN, K.L.; TULIP, J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following Neodymium Yttrium-Aluminum-Garnet laser irradiation. **J. Endod.**,v.10, n.9, p.428-31,1984.

Referências Bibliográficas

- DOSTALOVA, T.; JELINKOVA, H.; MIYAGI, M.; NEMEC, M.; HAMAL, K.; KREJSA, O. Contact and non-contact laser preparation of hard dental tissues by Er:YAG laser radiation delivered by hollow glass waveguide or articulated arm. In: CONFERENCE OF LASER IN DENTISTRY, 5., San Jose, California, 1999. **SPIE**, v.3593, 211-7, 1999.
- ECHEVERRIA, N.N.U.; ECHEVERRIA, N.A.U.; BERTERO, K.; BONAFE, A. Adaptation of various endodontic cements to dentine of root canals exposed to CO₂ laser. **J. Dent. Res.**, v.75, n.5, p.1064, 1996.
- EISNTEIN, A.V. **Deustsh. Phys. Ges**, v.18, p.318, 1916
- FEHR, F.R.; ØSTBY, N.B. Effect of EDTAC and sulfuric acid on root canal dentine. **Oral Surg.**, v.16, n.2, p.199-205, 1963.
- FIDEL, R.A.S. **Estudo das propriedades físico-químicas de alguns cimentos obturadores dos canais radiculares contendo hidróxido de cálcio**. Ribeirão Preto, 1993. 169p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- FIDEL, R.A S.; SOUSA NETO, M.D.; SPANÓ, J.C.E.; BARBIN, E.L.; PÉCORÁ, J.D. Adhesion of calcium hydroxide-containing root canal sealers. **Braz. Dent. J.**, v.5, n.1, p.53-7, 1994.
- FRIED, D.; SHORI, R. Q-switched Er:YAG laser ablation of dental hard tissue. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6., Maui, Hawaii, 1998. **Proceedings**, Utah: ISLD, 1998. p.77-9.
- FROMME, H.G.; GUTTZEIT, R.; RIEDEL, H. Experimentelle untersuchungen zur frage der mechanischenund chemischen. Wurzelkanalausbereltung. Sozwie Zur Wandstandigkeit Von Wurzelzullungsmaterialen. **Dtsch. Zahnaerztliche Z.**, v.25, p.865, 1970.
- GARBEROGLIO, R.; BECCE, C. Smear layer removal by root canal irrigants. **Oral Surg.**, v.78, n.3, p.359-67, 1994.
- GETTLEMAN, B.H.; MESSER, H.H.; ELDEEB, M.E. Adhesion of sealer cements to dentin with and without smear layer. **J. Endod.**, v.17, n.1, p.15-20, 1991.
- GOLDBERG, F.; ABRAMOVICH, A. Analysis of the effect of EDTAC on the dentinal walls of the root canal. **J. Endod.**, v.3, n.3, p.101-5, 1977.

- GOLDMAN, L., GRAY, J.A., GOLDMAN, J., GOLDMAN, B., MEYER, R. Effects of laser impacts on teeth. **J. Am. Dent. Ass.**, v.70, n.3, p.601-6, 1965.
- GOLDMAN, L.; HORNBY, P.; MEYER, R.; GOLDMAN, B. Impact of the laser on dental caries. **Nature**, v.203, p.417, 1964.
- GOODIS, H.E.; WHITE, J.M.; MARSHALL, S.J. Scanning electron microscopic examination of intracanal wall dentin: hand versus laser treatment. **Scanning Microsc.**, v.7, n.3, p. 978-87, 1993.
- GOUW SOARES, S.C.; LAGE-MARQUES, J.L.; EDUARDO, C.P. Apicectomy by Er:YAG laser: a permeability and morphological study (SEM) of the dentine cut surface. In: INTERNATIONAL LASER CONGRESS – LASERS AT THE DOWN OF THE THIRD MILLENNIUM. Athens, 1996. **Proceedings**. Bologna: Monduzzi. 1996. p.365-70.
- GROSSMAN, L.I. An improved root canal cement. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.56, n.3, p.381-5, 1958.
- GROSSMAN, L.I. Algunas observaciones sobre obturación de conductos radiculares. **Rev. Assoc. Odontol. Argent.**, v.50, n.2, p.61-6, 1962.
- GROSSMAN, L.I. Physical properties of root canal cements. **J. Endod.**, v.2 n.6, p.166-75, 1976.
- GUIMARÃES, L.F.L.; ROBAZZA, C.R.C.; MURGEL C.A.F.; PÉCORÁ J.D.; COSTA, W.F. Tensão superficial de algumas soluções irrigantes dos canais radiculares. **Rev. Odontol. USP**, v.2, n.1, p.6-9, 1988.
- GUTIÉRREZ, J.H.; GARCIA, J. Microscopic and macroscopic investigation on results of mechanical preparation of root canal. **Oral Surg.**, v.25, n.1, p.108-16, 1968.
- HARASHIMA, T.; TAKEDA, F.H.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effect of Nd:YAG laser irradiation for removal of intracanal debris and smear layer in extracted human teeth. **J. Clin. laser Med. Surg.**, v.15, n.3, p.131-5, 1997.
- HILL, P.K. Endodontics. **J. Prosth. Dent.**, v.9, n.1, p.142-8, 1959.
- HOLLAND, R.; SOUZA, V.; NERY, M.J.; MELO, W. Efeitos de diferentes preparados à base de EDTA na dentina dos canais radiculares. **Rev. Fac. Odontol. Araçatuba**, v.2, n.1, 127-31, 1973.
- HYDE, D.G. **Physical properties of root canal sealers containing calcium hidroxide**. Michigan, 1986. 80p. Thesis(Master of Science) – University of Michigan.

Referências Bibliográficas

- ISRAEL, M.; COBB, C.M.; ROSSMANN, J.A.; SPENCER, P. The effects of CO₂, Nd:YAG and Er:YAG lasers with and without surface coolant on tooth root surfaces. **J. Clin. Periodontol.**, v.24, n.9, p.595-601, 1997.
- KATAOKA, H.; YOSHIOKA, T.; SUDA, H.; IMAI Y. Dentin bonding and sealing ability of a new root canal resin sealer. **J. Endod.**, v.26, n.4, p.230-5, 2000.
- KELLER, U.; HIBST, R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances : II. Light microscopic and SEM investigations. **Laser Surg. Med.**, v.9, p.345-51, 1989.
- KEMPER, R.; KILIAN, R. New test system for tensile bond strength. **J. Dent. Res.**, v.55, p138, 1976, Special Issue B, Abstract 308.
- KOUVAS, V.; LIOLIOS, E.; VASSILIADIS, L.; PARISSIS-MESSIMERIS, S.; BOUTSIOUKIS, A. Influence of smear layer on depth penetration of three endodontic sealers: an SEM study. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.14, p.191-5, 1998.
- KUMAZAKI, M. Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6., Maui, Hawaii, 1998. **Proceedings**, Utah: ISLD, 1998. p.12-6.
- KUTSCH, V.K. Lasers in dentistry: comparing wavelengths. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.124, n.2, p.49-53, 1993.
- LALH, M.S.; TITLEY, K.; TORNECK, C.D.; FRIEDMAN, S. The shear bond strength of glass ionomer cement sealers to bovine dentine conditioned with common endodontic irrigants. **Int. Endod. J.**, v.32, p.430-5, 1999.
- LAN, W.H.; LIU, H.C. Sealing of human dentinal tubules by Nd:YAG laser. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.13, n.5, p.329-33, 1995.
- LEONARDO, M.R.; LEAL, J.M. **Endodontia – tratamento de canais radiculares**. 3.ed. São Paulo. Panamericana, 1998
- LESTER, K.S.; BOYDE, A. Scanning electron microscopy of instrumented, irrigated and filled root canals. **Br. Dent. J.**, v.143, n.6, p.359-67, 1977.

- LEVY, G. Cleaning and shaping the root canal with a Nd:YAG laser beam: a comparative study. **J. Endod.**, v.18, n.3, p.123-7, 1992.
- LIU, H.; LIN, C.; LAN, W. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. **J. Endod.**, v.23, n.11, p.691-3, 1997.
- MADER, C.L.; BAUMGARTNER, J.C.; PETERS, D.D. Scanning electron microscopic investigation of the smeared layer on root canal walls. **J. Endod.**, v.10, n.10, p.477-83, 1984.
- MAIMAN, T.H. Stimulated optical radiation in ruby. **Nature**, v.187, p. 493-4, 1960.
- MASHIDA, T.; WILDER-SMITH, P.; ARASTIA, A.M. Root canal preparation using the second harmonic KTP:YAG laser: a thermographic and scanning electron microscopic study. **J. Endod.**, v.21, n.2, p.88-91, 1995.
- MATSUOKA, E.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Studies on the removal of debris near the apical seats by Er:YAG laser and assessment with a fiberscope. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.16, n.5, p.255-61, 1998.
- McCOMB, D.; SMITH, D.C. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. **J. Endod.**, v.1, n.7, p.238-42, 1975.
- McCOMB, D.; SMITH, D.C. Comparison of physical properties of polycarboxilate-based and conventional root canal sealers. **J. Endod.**, v.2, n.8, p.228-235, 1976.
- McCOMB, D.; SMITH, D.C.; BEAGRIE, G.S. The results of in vivo endodontic chemomechanical instrumentation – A scanning electron microscopic study. **J. Br. Endod. Soc.**, v.9, n.1, p.11-8, 1976.
- MIDDA, M.; RENTON-HARPER, P. Lasers in dentistry. **Br. Dent. J.**, v.170, n.9, p.343-6, 1991.
- MILLER, M.; TRUHE, T. Lasers in dentistry: an overview. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.124, n.2, p.32-5, 1993.
- MISERENDINO, L.J.; LEVY, G.C.; RIZOIU, I.M. Effects of Nd:YAG laser on permeability of root canal wall dentin. **J. Endod.**, v.21, n.2, p.83-7, 1995.
- NIKIFORUK, G.; SREEBNEY, L. Demineralization of hard tissues by organic chelating agents at neutral pH. **J. Dent. Res.**, v.32, n.6, p.859-67, 1953.

Referências Bibliográficas

- NYGAARD-ØSTBY, B. Chelation inroot canal therapy. Ethylenediamine tetra-acetic acid for cleansing and widening of root canals. **Odont.Tidskrift**, v.65, n.2, p.3-11, 1957.
- OKSAN, T.; AKTENER, B.O.; SEN, B.H.; TEZEL, H. The penetration of root canal sealers into dentinal tubules. A scanning electron microscopic study. **Int. Endod. J.**, v.26, p.301-5, 1993.
- OLIVEIRA, M.R.B. **Soluções irrigadoras empregadas na biomecânica dos canais radiculares. Avaliação in vitro da eficiência da limpeza sobre dentina radicular humana, através da microscopia eletrônica de varredura. Instrumentação manual e combinação manual/ultra-sônica.** Araraquara, 1988. p.103. Tese (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.
- ØRSTAVIK, D.; ERIKSEN, H.M.; BEYER-OLSEN, E.M. Adhesive properties and leakage of root canal sealer in vitro. **Int. Endod. J.**, v.16, p.59-63, 1983.
- PATTERSON, S.A. In vivo and in vitro studies of the effect of disodium salt of ethylenediamine tetraacetate on human dentine and its endodontic implications. **Oral Surg.**, v.16, n.1, p.83-103, 1963.
- PÉCORA, J.D. **Contribuição ao estudo da permeabilidade dentinária radicular. Apresentação de um método histoquímico e análise morfométrica.** Ribeirão Preto, 1985, 110p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- PÉCORA, J.D.; BRUGNERA-JUNIOR, A.; CUSSIOLI, A.L.; ZANIN, F.; SILVA, R. Evaluation of dentin root canal permeability after instrumentation and Er:YAG laser application. **Laser Surg. Med.**, v.26, p.277-81, 2000.
- PÉCORA, J.D.; CUSSIOLI, A.L.; GUERISOLI, D.M.Z.; MARCHESAN, M.A.; SOUSA-NETO, M.D.; BRUGNERA-JUNIOR, A. Evaluation of Er:YAG laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. **Braz Dent. J.**, v.12, n.1, p.27-30, 2001.
- PELAGALLI, J.; GIMBEL, C.B.; HANSEN, R.T.; SWETT, A.; WINN, D.W. Investigational study of the use of Er:YAG laser versus dental drill for caries removal and cavity preparation - phase I. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.15, n.3, p.109-15, 1997.
- PRINZ, H. Filling root canals with na improved parafinn compound. **D. Cosmos**, v.54, n.2, p.1081-94, 1912.
- READ, R.P.; BAUMGARTNER, J.C.; CLARK, S.M. Effects of a carbon dioxide laser on human root dentin. **J. Endod.**, v.21, n.1, p.4-8, 1995.

- SAUNDERS, W.P.; WHITTERS, C.J.; STRANG, R.; MOSELEY, H.; PAYNE, A.P.; McGADEY, J. The effect of an Nd:YAG pulsed laser on the cleaning of the root canal and the formation of a fused apical plug. **Int. Endod. J.** v.28, p.213-20, 1995.
- SCHAWLOW, A.L.; TOWNES, C. Infrared and optical masers. **Phys. Rev.**, v.102, p.1940-9, 1958.
- SEIDBERG, B.H.; SCHILDER, H. An evaluation of EDTA in endodontics. **Oral Surg.**, v. 37, n.4, p.609-20, 1974.
- SEN, B.H.; WESSELINK, P.R.; TÜRKÜN, M. The smear layer: a phenomenon in root canal therapy. **Int. Endod. J.**, v.28, p.141-8, 1995.
- SILVA, R.G.; BARBIN, E.L.; SPANÓ, J.C.E.; SAVIOLI, R.N.; PÉCORA, J.D. Estudo da adesividade de alguns cimentos obturadores dos canais radiculares. **ROBRAC**, v.6, n.21, p.14-8, 1997.
- SOUSA-NETO, M.D. **Estudo da influência de alguns óleos vegetais adicionados ao eugenol sobre as propriedades físico-químicas do cimento obturador dos canais radiculares do tipo Grossman.** Ribeirão Preto, 1994. 109p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- SOUSA-NETO, M.D. **Estudo da influência de diferentes tipos de breus e resinas hidrogenadas sobre as propriedades físico-químicas do cimento obturador de canais radiculares do tipo Grossman.** Ribeirão Preto, 1997. 108p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- SOUSA NETO, M.D. **Estudo in vitro do efeito da aplicação do laser Er:YAG sobre a dentina humana na adesividade de diferentes cimentos obturadores dos canais radiculares.** Ribeirão Preto, 1999. 87p. Tese (Livre-Docente) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.
- STERN, R.H.; SOGNAES, R.F. Laser beam effect on dental hard tissues. **J. Dent. Res.**, v.43, n.5, p.873, 1964.
- TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Efficacy of Er:YAG laser irradiation in removing debris and smear layer on root canal walls. **J. Endod.**, v.24, n.8, p.548-51, 1998a.

Referências Bibliográficas

- TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; ETO, J.N.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Effect of Er:YAG laser treatment on the root canal walls of human teeth: an SEM study. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.14, n.6, p.270-3, 1998b.
- TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. Comparative study about the removal of smear layer by three types of laser devices. **J. Clin. Laser Med. Surg.**, v.16, n.2, p.117-22, 1998c.
- TAKEDA, F.H.; HARASHIMA, T.; KIMURA, Y.; MATSUMOTO, K. A comparative study of the removal of smear layer by three endodontic irrigants and two types of laser. **Int. Endod. J.**, v.32, p.32-9, 1999.
- TANI, Y.; KAWADA, H. Effects of laser irradiation on dentin I. Effect on smear layer. **Dent. Mater. J.**, v.6, n.2, p.127-34, 1987.
- TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Study of dentin surface conditioning with Er:YAG laser. **J. Dent. Res.**, v.76, n.5, p.987, 1997a.
- TANJI, E.Y.; MATSUMOTO, K.; EDUARDO, C. P. Scanning electron microscopic observations of dentin surface conditioned with Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF THE GERMAN SOCIETY OF LASER DENTISTRY, 6., Frankfurt, 1997. **Abstracts**. Frankfurt: DGL, 1997b. p.6, Abstract 6.
- TIDMARSH, B. Acid cleansed and resin sealed root canals. **J. Endod.**, v.4, n.4, p.117-21, 1978.
- VISURI, S.R.; GILBERT, J.L.; WRIGHT, D.D.; WIDGOR, H.A.; WALSH Jr., J.T. Shear strenght of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. **J. Dent. Res.**, v.75, n.1, p.599-605, 1996.
- YAMADA, R.S.; ARMAS, A.; GOLDMAN, M. LIN, S.P. A scanning electron microscopic comparision of a high volume final flush with several irrigating solutions. Part 3. **J. Endod.**, v.9, n.4, p.137-42, 1983.
- WANDEL, S. Eine kritische betrachtung zur aufbereitung von wuzelkanälen mit komplexi-bildnern. **Dtch. Zahnärztliche Z.**, v.16, p.81-6, 1961.
- WEICHMAN, J.A.; JOHNSON, F.M. Laser in endodontics: a preliminary investigation. **Oral Surg.**, v.31, n.3, p.416-20, 1971.

- WEICHMAN , J.A.; JOHNSON, F.M.; NITTA, L.K. Laser in endodontics: part II. **Oral Surg.**, v.34, n.5, p.828-30, 1972.
- WEIGER, R.; HEUCHERT, T.; HAHN, R.; LÖST, C. Adhesion of a glass ionomer cement to human radicular dentine. **Endod. Dent. Traumatol.**, v.11, p.214-9, 1995.
- WEINREB, M.M.; MEIER, E. The relative efficiency of EDTA, sulfuric acid, and mechanical instrumentation in the enlargement of root canals. **Oral Surg.**, v.19, n.2, p.247-52, 1965.
- WENBERG, A; ØRSTAVIK, D. Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. **Int. Endod. J.**, v.23, p.13-9, 1990.
- WHITE, R.R.; GOLDMAN, M.; LIN, P.S. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials. **J. Endod.**, v.10, n.12, p.558-62, 1984.
- WHITE, R.R.; GOLDMAN, M.; LIN, P.S. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials.Part II. **J. Endod.**, v.13, n.8, p.369-74, 1987.
- WIDGOR, H.; ABT, E.; ASHRAFI, S.; WALSH, J.T. Efecto del rayo láser sobre los tejidos duros del diente. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.11, n.6, p.63-70, 1995.
- ZENNYU, K.; SHIRAISHI, M.; INOUE, M.; INOUE, M.; KUMAZAKI, M. Influences of irradiating directions of Er:YAG laser on morphology of hard dental tissues. In: INTERNATIONAL CONGRESS ON LASER IN DENTISTRY, 6., Maui, Hawaii, 1998. **Proceedings**, Utah: ISLD, 1998. p.197-8.
- ZEZELL, D.M.; TANJI, E.Y.; HAYPEK, P.; EDUARDO, C.P. Scanning electron microscopy and rx fluorescence of class I cavity preparation with Er:YAG laser. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF THE GERMAN SOCIETY OF LASER DENTISTRY, 6., Frankfurt, 1997. **Abstracts**. Frankfurt: DGL, 1997. p.8, Abstract 11.
- ZUOLO, M.; MURGEL, C.A.F.; PÉCOR, J.D.; ANTONIAZZI, J.H.; COSTA, W.F. Ação do EDTA e suas associações com tensoativos na permeabilidade da dentina radicular. **Rev. Odontol. USP.**, v.1, n.4, p.18-23, 1987.

SUMMARY

The effect of Er:YAG laser and EDTAC application on the dentine surface, on adhesion of different calcium hydroxide sealers was studied *in vitro*.

The occlusal dentine surface of 60 maxillary human molars was flattened and the roots were fixed in acrylic resin. The teeth were divided into three groups of twenty teeth each.

In group 1 (control), the dentinal surface did not receive any treatment. In group 2, EDTAC was applied for 5 min to dentine. In group 3, Er:YAG laser was applied for 1 min to the dentine at the following parameters: 2.25 W, 11 mm focal distance, 4 Hz, 200 mJ and total energy of 62 J.

After treatment of the dentine surface, the teeth were divided into 4 sub-groups of five teeth each and received the following cements: Sealer 26[®], Apexit[®], Sealapex[®] and CRCS[®]. Adhesion was measured with a Universal testing machine.

Summary

Results showed statistical significant difference ($p < 0.01$) between the cements and the different dentine treatments. Adhesion at the cements could be classified in the following decreasing order: Sealer 26[®], CRCS[®], Apexit[®] and Sealapex[®].

The application of Er:YAG laser and EDTAC did not result in a significant increase in adhesion of CRCS[®] and Sealapex[®]. However, they did increase the adhesion of Sealer 26[®] and Apexit[®]. Laser application was superior to EDTAC for increasing adhesion of Sealer 26[®] to dentine.