



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



FERNANDO BEZZON

**ADESIVIDADE DE CIMENTOS ENDODÔNTICOS ÀS
PAREDES DO CANAL RADICULAR**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Endodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para a obtenção do título de Mestre em Endodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Juliane Maria Guerreiro
Tanomaru

Co-Orientador: Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho

Araraquara

- 2008 –

FERNANDO BEZZON

**ADESIVIDADE DE CIMENTOS ENDODÔNTICOS
ÀS PAREDES DO CANAL RADICULAR**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador Profa. Dra. Juliane Maria Guerreiro Tanomaru

2º Examinador Prof. Dr. Luís Geraldo Vaz

3º Examinador Prof. Dr. Marco Antonio Hungaro Duarte

Araraquara, 26 de junho de 2008.

DADOS CURRICULARES

Fernando Bezzon

Nascimento	3/12/1974, Araraquara-SP
Filiação	José Antonio Bezzon Marilsy Bonetti Bezzon
1994 – 1997	Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr./UNESP)
1997 - 1997	Aperfeiçoamento em Endodontia pela Fundação Araraquarense de Ensino e Pesquisa em Odontologia (FAEPO)
2001 - 2001	Aperfeiçoamento em Instrumentação Rotatória de Canais Radiculares pela Fundação Araraquarense de Ensino e Pesquisa em Odontologia (FAEPO)
2006 - 2008	Curso de Pós-Graduação em Endodontia, nível Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr./UNESP)

Dedicatória

Aos meus pais,

José Antonio e Marilsy, pela determinação e pelo amor incondicional que sempre dedicaram à família. Por estarem sempre ao meu lado, me apoiando em todos os momentos da minha vida. Agradeço pelos ensinamentos que me deram, os quais sempre influenciaram na minha conduta, nos meus valores morais e no meu caráter, fundamentais para a felicidade e o sucesso de uma pessoa.

AMO MUITO VOCÊS!!!

Agradecimentos Especiais

A Deus, pela saúde, paz e força que me permitem prosseguir.

Aos meus avós, **Antonio** (*in memoriam*), **Gilda** (*in memoriam*), **Idomeo** (*in memoriam*) e **Jandira**, pelos bons momentos passados juntos, pelo carinho, incentivo, amor e pelos conselhos que ficarão para a vida toda.

Ao meu irmão, **Guilherme**, e minha cunhada, **Lara**, pelo exemplo de vida que são, por serem motivo de orgulho pra mim e por ter a certeza de que sempre poderei contar com eles.

Aos meus sobrinhos **Luigi** (afilhado), **Lucca** e **Ângelo** pelos momentos de alegria proporcionados por suas brincadeiras e por seus gestos inocentes e sinceros de carinho.

Aos meus tios **Idomeo** e **Edair** pelo exemplo profissional, especialmente ao **Idomeo** pela influência direta que tem como professor em minha formação acadêmica, pelo incentivo no caminho à pós-graduação e pela confiança em mim depositada. Obrigado!

Às minhas tias **Maria Clara** e **Dulce** pelo incentivo para a continuidade de meus estudos em nível de pós-graduação.

À minha namorada, **Michele**, por sempre me incentivar e pela sua paciência. Desculpe-me pela ausência em alguns momentos.

Agradecimentos

À minha orientadora, professora **Dra. Juliane Maria Guerreiro Tanomaru**, e ao meu co-orientador, professor **Dr. Mário Tanomaru Filho**, pelos ensinamentos, profissionalismo e convívio, pela paciência e amizade durante todo o curso. Obrigado por tudo!

À Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - **UNESP**, na pessoa de seu magnífico reitor, professor **Dr. Marcos Macari**, e vice-reitor, professor **Dr. Herman Jacobus Cornelis Voorwald**.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara - **FOAr.**, na pessoa de seu diretor, professor **Dr. José Cláudio Martins Segalla**, e de sua vice-diretora, professora **Dra. Andréia Affonso Barretto Montandon**.

Ao Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, representado pelo chefe do Departamento, professor Dr. Fábio Luiz Camargo Villela Berbert, e pelo vice-chefe, professor Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior.

Ao Programa de Pós-Graduação em Endodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, coordenado pelo professor Dr. Mário Tanomaru Filho.

Aos docentes da Disciplina de Endodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Dr. Idomeo Bonetti Filho, Dr. Mário Tanomaru Filho, Dr. Renato de Toledo Leonardo, Dr. Fábio Luiz Camargo Villela Berbert e Dr. Roberto Miranda Esberard, pela convivência e contribuição à minha formação profissional durante as aulas, clínicas, os seminários e laboratórios.

À professora **Dra. Juliane Maria Guerreiro Tanomaru**, pelo aprendizado proporcionado, pelo convívio nas clínicas da Disciplina de Terapêutica e pelo constante apoio durante a realização desta dissertação de Mestrado.

Aos docentes da **Disciplina de Clínica Integrada** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pela excelente maneira com que me receberam para a realização do estágio-docência. Os momentos e os ensinamentos compartilhados durante as clínicas foram de grande valia.

Ao professor **Dr. Luís Geraldo Vaz**, pelo auxílio e convívio e pela amizade em todos os momentos que precisei.

Aos colegas de trabalho da **Seção Técnica de Triagem, Emergência e Documentação** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, em especial à Fátima, Ângela e Marisa, pela compreensão e contribuição, e pelo apoio durante a realização do curso de Mestrado. Sem a ajuda de vocês, tudo seria mais difícil!

Aos **funcionários da Seção de Pós-Graduação** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, sempre dispostos a ajudar, precisos em suas considerações e competentes na realização do seu trabalho.

Aos **funcionários do Departamento de Odontologia Restauradora** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pelo auxílio em todos os momentos que necessitei.

Aos **funcionários da Biblioteca** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, por serem sempre solícitos e eficientes.

Aos **amigos de turma e alunos especiais do curso de mestrado em Endodontia** da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Frederico, Guilherme, Norberto, Hugo, Érica, Cláudia, Adriana, Santiago, Paula e Melina, pela amizade e pelos bons momentos de convivência, tanto nas atividades científicas quanto nos momentos de lazer e descontração.

Aos colegas da turma de doutorado em Endodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, Gustavo Sivieri, Ronaldo, Denise, Eduardo Bortoluzzi, Alexandre Bier, José Carlos (Mexicano), Fernanda Pappen Anderson, Arnaldo, Sérgio, Fernando Crisci, Henrique (*in memoriam*), Erick, Regina, Maurício (Equatoriano), Renato, Alexandre Câmara e Cris, pela amizade e pelo aprendizado compartilhados.

Aos colegas dos demais cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, pela amizade e pelo intercâmbio de conhecimentos interdisciplinares.

Sumário

RESUMO	15
ABSTRACT	17
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	26
3 PROPOSIÇÃO.....	43
4 MATERIAL E MÉTODO	44
5 RESULTADO	57
6 DISCUSSÃO	66
7 CONCLUSÃO	78
8 REFERÊNCIAS	79
9 ANEXO	90

Lista de abreviaturas, siglas e símbolos.

UNESP	- Universidade Estadual Paulista
MTA	- Mineral Trióxido Agregado
CaCl ₂	- cloreto de cálcio
mm	- milímetro
ANOVA	- Análise de Variância
MPa	- megapascal
USA	- United States of America
Al ₂ O ₃	- óxido de alumínio
Fe ₂ O ₃	- óxido férrico
SO ₃	- óxido de enxofre
Bi ₂ O ₃	- óxido de bismuto
pH	- Potencial Hidrogeniônico
EDTA	- Ácido Etilenodiaminotetracético
NaOCl	- hipoclorito de sódio
Ca(OH) ₂	- hidróxido de cálcio
Er:Yag	- Erbium-doped Yttrium Aluminium Garnet (Er:Y ₃ Al ₅ O ₁₂)
EDTAC	- Ácido Etilenodiaminotetracético + Cetavlon
min	- minuto
Nd:YAG	- Neodymium-doped Yttrium Aluminium Garnet; (Nd:Y ₃ Al ₅ O ₁₂)
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura

TEM	- Microscópio Eletrônico de Transmissão
ml	- mililitro
K	- Kerr
CHX	- Clorexidina
MTAD	- Mistura de isômero de tetraciclina, ácido e detergente
ISO	- International Organization for Standardization
#	- número
H	- Hedstroem
PVC	- Poli Cloreto de Vinila
rpm	- rotações por minuto
g	- grama
kN	- quilonewton
N	- newton
ADA	- American Dental Association
SEM	- Scanning Electron Microscopy

Bezzon F. Adesividade de cimentos endodônticos às paredes do canal radicular [Dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

Resumo

Este estudo teve como objetivo comparar *in vitro*, por meio do teste *push-out*, a adesividade de diferentes cimentos endodônticos às paredes do canal radicular de dentes extraídos de humanos. Os cimentos testados foram: Endofill, AH Plus, Epiphany, Activ GP, cimento endodôntico experimental (derivado da mamona - Polifil), MTA branco, MTA acrescido de CaCl_2 e Endo CPM Sealer. Para o estudo foram utilizados 40 dentes unirradiculados de humanos, os quais tiveram as suas coroas seccionadas na junção amelocementária e as raízes incluídas em resina. Os dentes foram cortados transversalmente, sendo selecionadas três fatias de 2 mm de cada raiz. Em seguida, com o uso de uma broca tronco-cônica acoplada em delineador, os canais foram preparados e limpos com EDTA 17% em ultra-som por 3 minutos. Os corpos-de-prova foram distribuídos aleatoriamente em oito grupos (n=15), cada um contendo cinco fatias de cada porção radicular (cervical, média e apical). Após o preenchimento com os materiais em estudo, os espécimes foram mantidos por 48 horas a 37°C, sendo então submetidos ao teste *push-out* em uma máquina de ensaio mecânico. Após o teste mecânico, as paredes radiculares foram examinadas em lupa estereoscópica com aumento de 40X, para avaliação do padrão de fratura (coesiva, mista ou adesiva). Os dados obtidos foram submetidos aos testes ANOVA e Tukey, com

nível de significância de 5%. Para a análise do padrão de fratura, foi utilizado o teste Kruskal-Wallis, complementado pelo teste de Dunn, com nível de significância de 5%. Os resultados demonstraram os seguintes valores médios de adesão à dentina para cada cimento, em MPa: Endofill – $3,32 \pm (1,04)$; AH Plus – $6,26 \pm (2,29)$; Epiphany – $10,63 \pm (2,50)$; Activ GP – $1,08 \pm (0,22)$; Polifil – $5,28 \pm (1,01)$; MTA branco – $2,16 \pm (0,94)$; MTA acrescido de CaCl_2 – $4,53 \pm (1,87)$ e Endo CPM Sealer – $3,76 \pm (1,32)$. Quanto ao tipo de fratura, houve diferença significativa entre o cimento Epiphany e os demais ($p < 0,05$). Os cimentos Endofill, AH Plus e MTA branco apresentaram fraturas predominantemente adesivas. O Epiphany apresentou fraturas predominantemente coesivas. Concluiu-se que o cimento Epiphay apresentou o maior valor de adesão à dentina e o Activ GP o menor ($p < 0,05$), tendo os outros cimentos valores intermediários. Em relação aos cimentos de MTA, o acréscimo de CaCl_2 ao MTA branco aumentou significativamente a resistência adesiva. O cimento Epiphany apresentou padrão de fratura coesiva.

Palavras-Chave: Cimentos dentários; adesividade; dentina; resistência ao cisalhamento.

Bezzon F. Endodontic sealers adhesiveness to the root canal walls [Dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

Abstract

The aim of this in vitro study was to compare, using the push-out test, the adhesiveness among different endodontic sealers and the root dentin canal walls of extracted human teeth. The tested sealers were: Endofill, AH Plus, Epiphany, Activ GP, experimental endodontic sealer (derived from castor oil - Polifil), white MTA, MTA with calcium chloride and Endo CPM Sealer. Forty human single root teeth were used. The crowns were cut in the amelocemental junction and the root portions immersed in resin. Each root was transversally sliced, being selected three discs of 2 mm from each root. Following this, the root canals were prepared using a conic drill connected to a delineator and cleaned with 17% EDTA in an ultra-sonic cleaner for 3 minutes. The specimens were randomly divided into eight similar groups (n=15), containing five slices of each root portion (cervical, medium and apical). The specimens were filled with the studied materials, and maintained for 48 hours at 37°C. Then, they were submitted to the push-out test. After the mechanical test, the root walls were evaluated in a stereoscopic microscope with a 40X magnification level, in order to evaluate the bond failure (cohesive, mixed or adhesive). The obtained data were submitted to ANOVA and Tukey tests, with the level of 5% of significance. For the bond failure analysis, it was used the Kruskal-Wallis test,

complemented by Dunn's test, with a level of 5% of significance. The results demonstrated the following medium values of dentin adhesion for each sealer, in MPa: Endofill - $3,32 \pm (1,04)$; AH Plus - $6,26 \pm (2,29)$; Epiphany - $10,63 \pm (2,50)$; Activ GP - $1,08 \pm (0,22)$; Polifil - $5,28 \pm (1,01)$; white MTA - $2,16 \pm (0,94)$; MTA increased of calcium chloride - $4,53 \pm (1,87)$ and Endo CPM Sealer - $3,76 \pm (1,32)$. Concerning the bond failure, there were significant differences between the Epiphany sealer and the others ($p < 0,05$). The Endofill, AH Plus and white MTA sealers showed predominantly adhesive failure. For Epiphany, the failure was predominantly cohesive. It was concluded that Epiphany sealer showed the greatest rate of dentin adhesion and the Activ GP, the smallest ($p < 0,05$). The other sealers had intermediate values. Concerning the MTA sealers, the addition of calcium chloride to white MTA increased significantly the bond strength. The Epiphany sealer showed a cohesive bond failure.

Keywords: Dental cements; adhesiveness; dentin; shear strength.

1 Introdução

O adequado selamento do sistema de canais radiculares, após limpeza e modelagem do canal radicular, tem grande importância para o sucesso do tratamento endodôntico^{61,37}. Esse selamento depende do emprego do cimento endodôntico, uma vez que a gutapercha não apresenta capacidade seladora e adesiva às paredes dentinárias^{68,37,66,38}. A adesão do cimento obturador tanto à gutapercha quanto à dentina é desejável para a obtenção de melhor selamento apical após a obturação endodôntica⁵⁹.

Existem várias formulações de cimentos endodônticos utilizados na endodontia. Os mais antigos são os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol, amplamente difundidos e usados^{22,37}. Esses cimentos apresentam baixa resistência à compressão e alta solubilidade e, ainda, pouca adesão à dentina^{39,22,37,77}. Cimentos à base de resina epóxi apresentam propriedades físicas, químicas e mecânicas satisfatórias^{86,39,76}. Entre esses cimentos, o AH Plus (Dentsply/De Trey, Konstanz, Alemanha) tem demonstrado baixa solubilidade e desintegração⁶⁰ e boa adesividade quando comparado aos cimentos, também resinosos, Diaket e Endo-REZ¹¹. Quando em associação com a gutapercha, em alguns trabalhos, apresentou

melhores resultados de adesão que o conjunto Epiphany/Resilon^{19,87,18}.

O material obturador Resilon (Pentron Clinical Technologies, LLC, Wallingford, CT, USA) apresenta propriedades termoplásticas e é considerado aderente às resinas à base de metacrilato⁶⁶. É indicado em associação ao cimento Epiphany (Pentron Clinical Technologies, LLC, Wallingford, CT, USA), à base de metacrilato, objetivando a formação de um monobloco entre a dentina intraradicular e o material obturador, o que iria proporcionar melhor selamento⁶⁶ e uma resistência à fratura radicular⁸² quando comparados com guta-percha e cimentos convencionais. Quando alguns cimentos endodônticos, como o AH 26 (Dentsply/De Trey, Konstanz, Alemanha), o Endofill (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil), o Endo-REZ (Ultradent, South Jordan, USA) e o Epiphany foram comparados isoladamente, por meio de um teste *push-out*, sem o uso do componente sólido da obturação, o Epiphany apresentou maior resistência adesiva à dentina em relação aos demais cimentos⁴. Em outro trabalho, de Haragushiku²³ (2007), de metodologia semelhante, comparando a adesividade dos cimentos AH Plus, Epiphany, Epiphany Experimental e Apexit Plus, foi obtida uma maior adesividade para o AH Plus, seguido pelo Epiphany, Epiphany Experimental e Apexit Plus. No entanto, na comparação da associação guta-percha/AH Plus com a

Epiphany/Resilon, a primeira tem apresentado melhores resultados de adesão^{19,87,18}.

Cimentos à base de ionômero de vidro têm sido propostos fundamentados na adesão que podem apresentar à dentina do canal radicular⁹¹. Essa é a proposta do sistema de obturação Activ GP (Brasseler, Savannah, GA, USA), que é composto por cones de guta-percha impregnados e cobertos por ionômero de vidro e um cimento de ionômero de vidro com tempo estendido de trabalho e adesividade intermediária à dentina radicular quando comparado com cimentos à base de óxido de zinco e eugenol e cimentos resinosos¹⁸, mas que apresenta baixa radiopacidade em comparação a cimentos que contenham hidróxido de cálcio ou à base de óxido de zinco e eugenol⁷⁸. Em relação ao selamento apical, a associação do cimento de ionômero de vidro com o cone único de guta-percha do mesmo sistema de obturação apresentou resultado semelhante quando comparado ao AH Plus por meio da compactação vertical por termoplastificação⁴². Por outro lado, em relação ao selamento apical por meio da infiltração bacteriana, quando comparado ao AH Plus, não mostrou adequado selamento apical⁴¹.

Na busca por novos cimentos endodônticos, tem sido pesquisado um cimento experimental à base de polímero de mamona, constituído por uma poliuretana vegetal extraída da *Ricinus communis*, oleaginosa da classe dicotiledônea, ordem

Geraneaces e da família *Euforbaceaes*, com resultados promissores de biocompatibilidade, osseointegração, efetividade germicida e bactericida, além de baixa citotoxicidade⁵².

Outro material que vem sendo muito estudado é o MTA e seus derivados. Desde sua introdução como cimento retro-obturador, o uso do MTA expandiu-se para outras indicações visando reparo perirradicular e neoformação óssea^{85,84,63}. Essas aplicações incluem capeamento pulpar direto, reparos de perfuração radicular e de furca, apicificação e, atualmente, a obturação de canal radicular^{62,26,55,15,14,8,84,63}.

O MTA é um pó que consiste de uma combinação de trióxidos minerais (Al_2O_3 ; Fe_2O_3 ; SO_3 ; Bi_2O_3) com outras partículas minerais hidrofílicas, o qual se cristaliza na presença de umidade⁸⁵. A hidratação do pó resulta em um gel coloidal que se solidifica em menos de três horas⁸⁵. Apesar de possuir boas propriedades físicas, químicas e biológicas, o MTA apresenta algumas desvantagens, entre elas o seu longo tempo de presa, que pode favorecer uma deformação ou deslocamento. Em virtude de sua semelhança com o cimento Portland¹³, aditivos da construção civil são acrescentados à sua formulação a fim de melhorar suas propriedades^{2,24,3,6,32}. O aditivo mais utilizado tem sido o CaCl_2 , que diminui o tempo de presa do MTA^{24,32} e melhora a sua capacidade seladora⁶.

O cimento obturador à base de MTA, Endo CPM Sealer (MTM Argentina SA), é um cimento endodôntico que, segundo seu fabricante, apresenta as seguintes propriedades: insignificante contração de presa, baixo grau de solubilidade, boa adaptação e aderência às paredes dentais, fácil manipulação, adequado período de trabalho, alto grau de fluidez, não pigmentação da estrutura dental, biocompatibilidade, fácil remoção em casos de retratamento, capacidade de indução de formação óssea, adequado pH e presa na presença ou ausência de umidade. Além disso, o Endo CPM Sealer apresenta em sua composição não somente o MTA e veículos, mas também o CaCl_2 .

Em relação à adesão, pode-se defini-la como o processo pelo qual duas superfícies de composições moleculares diferentes unem-se por forças de atração, sejam elas mecânicas, químicas ou físicas¹². Considerando-se as forças mecânicas, a adesão ocorre por aprisionamento do material em outro corpo, dentro de cavidades naturais ou artificiais. A adesão química pode ser obtida pelas forças de valência primárias, como, por exemplo, ligações covalentes e iônicas. A adesão física, por sua vez, depende das forças de valência secundárias: forças de Van der Waals, forças de Dispersão de London e pontes de hidrogênio⁴⁴.

Um termo mais adequado para definir a união que ocorre na interface entre material obturador e dentina pode ser colagem

mecânica⁷⁷, que representa a união de duas substâncias sem que a força que as mantém unidas seja exclusivamente devido à atração de suas moléculas.

Entretanto, a maioria dos estudos sobre a resistência ao deslocamento de materiais obturadores de canais radiculares à dentina tem utilizado o termo adesão⁷⁷. Essa denominação passou a ser aceita mais em função da freqüência de uso em trabalhos científicos do que pelo conceito, uma vez que muitas tensões de resistência ao deslocamento, chamadas de adesão, não passam de entrelaçamento ou encaixe mecânico de uma substância a outra, ou, na Endodontia, de uma substância a uma superfície.

Para que ocorra adesão, é necessário que haja uma proximidade bastante grande entre os materiais que se pretenda unir. Portanto, uma condição primordial é a capacidade de umectação do líquido num material sólido⁵³, ou seja, uma baixa tensão superficial ou um adequado escoamento desse líquido na superfície do substrato. Essa capacidade de umectação permitirá a aproximação necessária entre dois materiais, facilitando a atração molecular e propiciando a adesão¹².

Em se tratando da Endodontia, a adesividade significa a capacidade do cimento obturador de aderir às paredes dentinárias do canal radicular e propiciar um meio cimentante que promova a união dos cones de guta-percha entre si e deles com a dentina^{51,73}.

A adesão do material obturador às paredes do canal radicular é importante tanto em situações estáticas como dinâmicas. Na situação estática, a adesão elimina espaços que possam permitir a percolação de fluidos entre a obturação e a dentina⁴⁸. Em uma situação dinâmica, a adesão é necessária para impedir o deslocamento da obturação durante procedimentos operatórios⁷⁵.

Considerando-se a importância dessa propriedade na obturação de canais radiculares, o surgimento de novos materiais obturadores, os resultados controversos de outros e o fato de o MTA e seus derivados estarem sendo usados como materiais retro-obturadores e obturadores de canais radiculares, torna-se oportuna a avaliação desses diversos materiais no que diz respeito ao seu comportamento em relação à adesividade.

2 Revisão da Literatura

Adesividade de cimentos endodônticos

Grossman²² (1976) estudou algumas propriedades físicas dos cimentos obturadores de canais radiculares, entre elas a adesividade. Em relação à adesão, observou que os cimentos resinosos AH 26 e Diaket apresentaram melhor adesão que os cimentos à base de óxido de zinco e eugenol.

McComb, Smith³⁹ (1976) avaliaram, *in vitro*, algumas propriedades físicas, químicas e mecânicas (escoamento, tempo de endurecimento, radiopacidade, adesão à dentina radicular, resistência à compressão e solubilidade) de nove cimentos obturadores de canais (Kerr sealer, Tubliseal, Procosol (nonstaining), Procosol Silver, PCA, Roth 801, Roth 811, Diaket e AH 26) e as compararam com as propriedades de dois cimentos endodônticos especialmente preparados com fórmulas à base de policarboxilato (5TD e 5TDR). Os cimentos endodônticos à base de óxido de zinco e eugenol mostraram baixa resistência à compressão e alta solubilidade, não apresentando adesão à dentina, fato que também ocorreu com o cimento à base de resina polivinílica (Diaket). O cimento à base de resina epóxi (AH 26) apresentou

propriedades superiores em relação a resistência à compressão, escoamento, radiopacidade e adesão, embora tenha mostrado alta solubilidade. Os cimentos à base de policarboxilato apresentaram adesão à dentina duas vezes maior que aquela apresentada pelo cimento AH 26. Os autores ressaltaram 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.

Wennberg, Ørstavik⁹² (1990) estudaram a adesividade de alguns cimentos endodônticos posicionados entre a dentina bovina e a guta-percha. Os materiais estudados foram: AH 26, CRCS, Diaket, clorofórmio-resina, Kloroperka N, ProcoSol, Sealapex e Tubliseal. O cimento que apresentou os níveis mais altos de adesão foi o AH 26, sendo os piores níveis encontrados com o Sealapex. Na avaliação macroscópica das superfícies fraturadas, ficou demonstrado que os cimentos CRCS, Kloroperka N, ProcoSol, clorofórmio-resina e Sealapex apresentaram falha coesiva. O tratamento prévio da dentina com EDTA causou um significativo aumento na adesão do ProcoSol, do clorofórmio-resina, do Sealapex e do Tubliseal.

A influência da *smear layer* na adesão dos cimentos AH 26, Sultan e Sealapex foi avaliada por Gettleman et al.²⁰ (1991), que utilizaram dentes anteriores recém-extraídos. Para isso, os dentes

foram seccionados longitudinalmente, e uma das metades foi colocada em um frasco contendo solução de EDTA a 17% e, em seguida, imersa em solução de NaOCl a 5,25% para a remoção da *smear layer*. A outra metade não recebeu qualquer tratamento. Após a avaliação microscópica para confirmação da remoção da *smear layer*, dispositivos especialmente desenvolvidos para esse estudo foram preenchidos com os cimentos a serem testados e posicionados sobre as superfícies dentinárias. Os corpos-de-prova foram então submetidos à tração em uma máquina de ensaios mecânicos (Instron). Os resultados mostraram que o cimento AH 26 apresentou os maiores índices de adesividade, superior estatisticamente aos demais, sendo o Sealapex o cimento que apresentou os piores resultados. Quanto à presença ou ausência da *smear layer* no grupo do cimento AH 26, sua ausência aumentou significativamente os índices de adesão.

Fidel¹⁷ (1993), estudando diversas propriedades físicas e químicas de alguns cimentos endodônticos contendo Ca(OH)_2 em sua composição – Sealer 26, CRCS, Sealapex, Apexit – e um cimento experimental (PR-Sealer), avaliou a propriedade de adesão. Utilizou cilindros de aço inoxidável, com 10 mm de altura e 6 mm de diâmetro interno, sobre a superfície oclusal desgastada de molares recém-extraídos, preenchendo-os com os cimentos. O cilindro foi preso a um arame acoplado a uma polia. A tensão a que os cimentos

eram submetidos foi gradualmente modificada pela massa depositada na extremidade livre do arame. Os resultados mostraram que os cimentos Sealapex e Apexit exibiram os menores valores de adesão.

No ano seguinte, Fidel et al.¹⁶ (1994) estudaram a influência da *smear layer* na adesão dos cimentos Sealer 26, Sealapex, Apexit, CRCS e Fillcanal. Mais uma vez, os cimentos Sealapex e Apexit apresentaram os menores valores de adesão. A aplicação de EDTA sobre a dentina aumentou a aderência de todos os cimentos à superfície, com exceção do cimento Sealapex.

Sousa-Neto⁷² (1999) avaliou a influência da irradiação da dentina humana na adesão de alguns cimentos endodônticos. Utilizou 40 molares que tiveram as suas coroas desgastadas na face oclusal até a obtenção de uma superfície plana, e que, a seguir, foram divididos em dois grupos: no primeiro, a superfície dentinária foi tratada apenas com soro fisiológico e, no outro grupo, foi aplicado laser de Er:Yag. Foram testados os cimentos Grossman, Endomethasone, N-Rickert e Sealer 26, que foram posicionados em contato com a superfície de dentina por meio de anéis metálicos. Após a presa dos cimentos, com o auxílio de uma máquina de ensaios mecânicos, os anéis foram tracionados, e a tensão necessária para o rompimento do conjunto cimento/dentina foi mensurada e expressa em MPa. Os resultados mostraram que a

irradiação da dentina não influenciou a adesão dos cimentos testados, com exceção do cimento Sealer 26, que apresentou os melhores resultados também no grupo em que a solução fisiológica foi utilizada.

Timpawat et al.⁸³ (2001) realizaram um estudo para determinar a resistência adesiva de diferentes cimentos à base de ionômero de vidro (Ketac-Endo, Espe, Seefeld, Germany) nas paredes do canal radicular, depois de pré-tratamento com diferentes condicionadores ácidos de superfície usados em dentística restauradora, comparados com EDTA. Os resultados desse estudo sugeriram que os ácidos cítrico ou fosfórico deveriam ser considerados uma alternativa ao EDTA para a rotina de remoção da *smear layer*.

Pécora et al.⁵¹ (2001) realizaram um estudo para avaliar os efeitos do laser Er:YAG e do EDTAC sobre a adesão, nas estruturas dentinárias, de cimentos endodônticos à base de resina epóxi, tendo como controle o cimento Fillcanal. Utilizaram 99 molares de humanos, distribuídos em três grupos, que foram tratados como segue: 1) irradiados com laser Er:YAG (2,25W, 4Hz, 200mJ, 62J); 2) irrigados com EDTAC por 5 minutos; 3) grupo controle que não recebeu tratamento. Os resultados evidenciaram o aumento da adesividade dos cimentos após a aplicação do laser de Er:YAG, que se mostrou estatisticamente diferente do EDTAC e do grupo

controle. Em relação aos cimentos, em ordem decrescente de adesividade, foram listados da seguinte forma: AH Plus, Topseal, Sealer 26, AH 26, Sealer Plus e, por último, o Fillcanal.

Lee et al.³⁷ (2002), em estudo in vitro, compararam quatro tipos de cimentos endodônticos (Kerr, à base de óxido de zinco e eugenol; Sealapex, à base de hidróxido de cálcio; AH 26, à base de resina epóxi; Ketac-Endo, à base de ionômero de vidro) quanto à adesão à dentina e à guta-percha. Superfícies de dentina coronária ou guta-percha foram criadas usando-se um disco diamantado para a obtenção de superfícies lisas, sobre as quais foram colocados os materiais testados dentro de cilindros de alumínio com 5 mm de diâmetro interno. Os espécimes foram armazenados em 100% de umidade por 24 horas e, após esse período, os cilindros foram tracionados para avaliação da resistência adesiva. Os cimentos endodônticos apresentaram a seguinte ordem crescente de adesão à dentina: Kerr<Sealapex<Ketac-Endo<AH 26, enquanto a adesão à guta-percha ocorreu da seguinte forma: Ketac-Endo<Sealapex<Kerr<AH 26.

Tagger et al.⁷⁷ (2002) propuseram uma nova metodologia para verificar a adesão dos cimentos endodônticos à dentina. Esses autores utilizaram terceiros molares extraídos, que foram desgastados na superfície oclusal até a exposição da dentina. Tubos de polietileno com 5 mm de comprimento foram preenchidos com os

cimentos testados e colocados sobre a dentina. Após a presa do cimento endodôntico, o conjunto dente/material obturador foi posicionado em uma máquina de ensaios mecânicos e submetido a uma tensão de cisalhamento de 0,5 mm/min, a fim de se medir a tensão necessária para deslocar os cimentos da superfície dentinária. Os autores testaram nove tipos de cimento endodôntico de diferentes composições (Sealapex, Roth, CRCS, Apexit, Pulp Canal Sealer, Ketac-Endo, Bioseal, AH 26 e Sealer 26). Os resultados evidenciaram que os cimentos à base de resina epóxi apresentaram os maiores valores de adesão em relação aos demais cimentos estudados. Os autores concluíram afirmando que a metodologia é bastante simples e de fácil reprodução para a mensuração *in vitro* da adesão dos cimentos obturadores.

De Deus et al.⁹ (2002) estudaram a penetração dos cimentos Endofill, Sealapex, AH Plus e Pulp Canal Sealer nos túbulos dentinários, com ou sem a utilização de EDTA para a remoção da *smear layer*. Após a obturação, as raízes foram seccionadas para avaliação por meio de microscopia eletrônica de varredura. O cimento Pulp Canal Sealer foi o que apresentou a maior capacidade de penetração no interior dos túbulos dentinários. Os piores resultados foram encontrados com o cimento Sealapex.

Saleh et al.⁵⁸ (2002) estudaram a adesão de cinco cimentos obturadores de canais radiculares – Grossman (CG), Apexit (AP),

Ketac-Endo (KE), AH Plus (AH), RoekoSeal Automix (RS) e RoekoSeal Automix com um *primer* experimental (RP) – à dentina e à guta-percha, além dos efeitos de pré-tratamentos dentinários. O pré-tratamento com EDTA produziu uniões mais fracas que o grupo controle, enquanto o pré-tratamento com ácido fosfórico e ácido cítrico aumentou a adesão do cimento de Grossman. O *primer* usado com o cimento RoekoSeal aumentou significativamente sua adesão à dentina não-tratada. A avaliação das superfícies fraturadas indicou falhas de adesão na dentina para o cimento de Grossman e para o RoekoSeal, além de falhas na guta-percha para o Ketac-Endo e para o RoekoSeal Automix com um *primer* experimental. A falha pareceu ser puramente coesiva no cimento AH Plus e no Apexit. Os autores verificaram que, de modo geral, a remoção da *smear layer* pode prejudicar a adesão do cimento à dentina.

Najar et al.⁴³ (2003) estudaram a adesividade do cimento obturador Ketac-Endo à base de ionômero de vidro, com e sem a presença de *smear layer*, em relação a outros dois cimentos obturadores: Grossman e Sealer 26. Os resultados evidenciaram que a adesividade do cimento Ketac e a do Grossman foram estatisticamente semelhantes entre si e apresentaram valores inferiores aos do cimento Sealer 26, independentemente da remoção da *smear layer*. O cimento Sealer 26 apresentou adesividade

superior à dos demais cimentos testados, tendo a remoção da *smear layer* aumentado ainda mais a sua adesividade.

Imai, Komabayashi²⁹ (2003) estudaram a adesividade e a infiltração marginal de um cimento obturador resinoso injetável (Endoresin-2), composto por um pó de metilmetacrilato e sulfato de bário radiopaco e um líquido de monômero de metilmetacrilato e catalisador borato de tributil. Os resultados indicaram que o Endoresin-2 apresentou propriedades satisfatórias na obturação do canal radicular em relação à adesividade à dentina e ao selamento apical.

Utilizando metodologia similar à do estudo realizado por Sousa-Neto⁷² (1999), Picoli et al.⁵⁴ (2003) avaliaram a adesão de alguns cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio (Sealer 26, Apexit, Sealapex e CRCS) à dentina utilizando os testes de tração em máquina de ensaios mecânicos. As superfícies dentinárias foram tratadas com solução de EDTAC ou irradiação com laser Er:YAG, e o grupo controle não recebeu tratamento algum. Os cimentos testados apresentaram diferentes resistências adesivas e puderam ser ordenados em forma decrescente de adesão: Sealer 26, CRCS, Apexit e Sealapex. A irradiação com laser Er:YAG e a aplicação de EDTAC não interferiram nas resistências adesivas dos cimentos CRCS e Sealapex; entretanto, aumentaram a adesão dos cimentos Apexit e Sealer 26.

Gogos et al.²¹ (2004) avaliaram a resistência adesiva dos cimentos Fibrefill (à base de resina de metacrilato), Endion (à base de ionômero de vidro), Topseal (à base de resina epóxi) e CRCS (à base de hidróxido de cálcio) ao canal dentinário humano. O cimento Fibrefill apresentou a maior resistência adesiva, seguido pelo Topseal, Endion e CRCS. As superfícies fraturadas revelaram falhas na adesão, principalmente adesiva à dentina para o Fibrefill e coesiva para o cimento Endion. Os cimentos CRCS e Topseal mostraram tanto falhas adesivas quanto coesivas.

Eldeniz et al.¹¹ (2005) avaliaram a adesividade de três cimentos endodônticos: Diaket, AH Plus e Endo-REZ. Os resultados mostraram que a remoção da *smear layer* aumentou a resistência adesiva de todos os cimentos e que o cimento AH Plus apresentou os maiores valores de adesão à dentina com ou sem *smear layer*.

Por meio do teste de deslocamento *push-out*, em máquina de ensaios mecânicos, Sousa-Neto et al.⁷³ (2005) avaliaram a adesão do cimento Sealer 26 às paredes dentinárias de canais radiculares irrigados com EDTAC 17% por 5 minutos ou irradiados com os lasers Er:YAG e Nd:YAG com diferentes parâmetros de aplicação. Os resultados evidenciaram que os dentes irradiados com laser Er:YAG ou Nd:YAG apresentaram uma resistência adesiva superior à dos dentes irrigados com EDTAC 17%.

Tay et al.⁸¹ (2005) avaliaram, *in vitro*, a qualidade estrutural do selamento apical obtido com a obturação de canais radiculares com o sistema Resilon/Epiphany e com a associação AH Plus/guta-percha. Por meio de MEV, foram observadas fendas ao longo das paredes dos canais radiculares e, utilizando TEM, foi avaliada a infiltração marginal. Os exames revelaram áreas livres de fendas e com fendas ao longo das paredes em ambos os sistemas. Do mesmo modo, foram encontradas infiltrações marginais, mostrando que, com esses sistemas, o selamento hermético dos canais apicais ainda não é possível.

Gesi et al.¹⁹ (2005) compararam a tensão interfacial entre Resilon/Epiphany e gutapercha/AH Plus usando um teste de cisalhamento (*push-out*) e analisaram os padrões de fratura em MEV após o teste. O grupo da gutapercha exibiu tensão interfacial significativamente maior que o grupo do Resilon quando falhas prematuras que ocorreram no grupo do Resilon foram incluídas na análise. As fatias de gutapercha falharam exclusivamente ao longo da interface gutapercha/cimento. As falhas nas fatias de Resilon ocorreram predominantemente ao longo da interface cimento/dentina, com reconhecida fratura dos *tags* de resina. Deslocamento entre Resilon e Epiphany foi também surpreendentemente observado em alguns espécimes.

Hiraishi et al.²⁵ (2005) avaliaram a resistência adesiva do Resilon ao cimento Next (Heraeus-Kulzer), um cimento à base de metacrilato, utilizando um teste de cisalhamento modificado. Após o teste, os espécimes foram examinados por meio de MEV. O controle de resina composta exibiu significativamente maior média de resistência adesiva, que foi 4,4 a 4,7 vezes maior que aquelas dos grupos de Resilon. Aumentar a rugosidade superficial do Resilon não contribuiu para um aumento na resistência adesiva ao cisalhamento desse cimento à base de metacrilato. Padrões de fraturas no controle de resina composta foram fraturas coesiva e mista, enquanto os dos grupos de Resilon foram predominantemente fraturas adesivas, com uma pequena porcentagem de mistas.

Tay et al.⁸⁰ (2006) avaliaram a resistência adesiva do Resilon ao RealSeal, um cimento à base de metacrilato, por meio de um teste de cisalhamento modificado. O controle de resina composta exibiu médias de resistência adesiva 7,3 a 26,9 vezes maiores que as dos grupos de Resilon. As diferentes resistências adesivas nos grupos de Resilon com diferentes rugosidades superficiais, destacaram a contribuição do embricamento mecânico em relação à adesão química na retenção do cimento.

Também comparando a adesividade dos cimentos AH Plus e Epiphany, Ungor et al.⁸⁷ (2006) realizaram tratamento endodôntico em 65 dentes unirradiculados. A instrumentação foi realizada com o

Sistema Protaper, tendo como solução irrigadora o NaOCl a 1,25%, a cada troca de instrumentos. Para a remoção da *smear layer*, durante e após a instrumentação, foi feita irrigação com 5 ml de EDTA a 17%. Em seguida, os dentes foram aleatoriamente distribuídos em grupos e foi realizada a obturação: nos Grupos 1 e 2, os dentes foram obturados com o cimento AH Plus em conjunto com guta-percha e Resilon respectivamente; nos Grupos 3 e 4, foi utilizado o cimento Epiphany em conjunto também com os cones de guta-percha ou de Resilon. O grupo controle foi obturado somente com guta-percha. Foram confeccionados, então, a partir desses dentes, cilindros de dentina radicular que, posteriormente, foram submetidos ao teste *push-out*. Os resultados mostraram que a resistência adesiva do conjunto cimento Epiphany/guta-percha foi estatisticamente superior à dos demais grupos. Foi verificado também que a adesão do conjunto AH Plus/guta-percha foi maior que a do conjunto AH Plus/Resilon. Os discos foram, também, avaliados em lupa estereoscópica com aumento de 25X, evidenciando que a falha era principalmente adesiva à dentina em todos os grupos.

Barbizan⁴ (2006) estudou a adesão dos cimentos obturadores de canais radiculares AH 26, Endofill, Endo-REZ e Epiphany à dentina radicular, submetida a diversas soluções irrigadoras, utilizando o teste *push-out*. Sessenta dentes unirradiculados de

humanos foram instrumentados pela técnica coroa-ápice até uma lima tipo K 55 e, posteriormente, alargados com uma broca de preparo para pino com 1,5 mm de diâmetro, sob irrigação com NaOCl a 2,5%, seguido de irrigação final com EDTA 17%; gel de CHX a 2% alternado com soro fisiológico e seguido por EDTA 17% ou apenas com soro fisiológico, como controle. A seguir, foram obturados com os cimentos, sendo o cimento Epiphany fotopolimerizado por 40 segundos na entrada dos canais radiculares. Após a presa dos materiais, os dentes foram cortados transversalmente, obtendo-se discos de 2 mm de espessura, sendo as amostras submetidas à tensão de compressão pelo teste *push-out*, realizado em máquina de ensaios mecânicos (1mm/min), e os resultados expressos em MPa. Os resultados mostraram que o cimento Epiphany apresentou a maior resistência adesiva à dentina, seguido pelos cimentos Endo-REZ e AH 26, que foram semelhantes entre si, ficando, por último, o cimento Endofill. O uso da CHX aumentou a resistência adesiva à dentina de todos os cimentos testados.

Sly et al.⁶⁹ (2007) avaliaram a adesão do sistema Resilon/Epiphany em comparação com o conjunto cimento AH 26/guta-percha. Foram utilizados 30 caninos superiores distribuídos em dois grupos, os quais foram instrumentados da mesma maneira e obturados com os materiais citados utilizando a técnica obturadora

termoplástica (System B). As raízes foram fatiadas horizontalmente, numa espessura de 2 mm, e analisadas em microscópio de luz emitida, onde foram realizadas fotografias de ambas as faces do corpo-de-prova. A seguir, foram posicionadas na máquina de ensaios mecânicos, onde foi realizado o teste *push-out* no sentido ápice-coroa. Um computador ligado ao equipamento calculou a resistência adesiva de cada conjunto. Um total de 78 discos de dentina foram avaliados para cada grupo, sendo os resultados expressos em MPa. As médias para o sistema Resilon/Epiphany e para o conjunto AH 26/guta-percha foram, respectivamente, 0,51 e 1,7, o que demonstrou que a adesão proporcionada pelo cimento AH 26 foi superior à do cimento Epiphany.

Fisher et al.¹⁸ (2007) também compararam, *in vitro*, a resistência adesiva de diversos cimentos endodônticos à dentina radicular por meio do teste *push-out*. Utilizaram 25 dentes unirradiculados de humanos, os quais tiveram suas coroas cortadas e o comprimento de trabalho determinado pelo método visual, com a utilização de uma lima tipo K, 1 mm aquém do ápice. Para o preparo dos dentes, foram usadas Gates Glidden e instrumentação rotatória com o EndoSequence, em conjunto com irrigação com NaOCl a 5,25% e lavagem final com EDTA a 17%. Foi realizada obturação com cone único e utilizados os seguintes cimentos endodônticos: 1- Kerr EWT Pulp Canal Sealer; 2- AH Plus; 3- Epiphany/Resilon; 4-

Activ GP; 5- Endo-REZ. Em seguida, foi realizado o teste *push-out* com uma carga compressiva de velocidade 0,5 mm/min até falha adesiva. O Grupo 2 (guta-percha/AH Plus) mostrou uma significativa maior resistência adesiva em comparação a todos os outros grupos. Também, os Grupos 1 (guta-percha/Kerr EWT) e 4 (Activ GP) tiveram uma significativa maior resistência adesiva quando comparados aos Grupos 3 (Resilon/Epiphany) e 5 (Endo-REZ).

Wachlarowicz et al.⁸⁹ (2007) avaliaram o efeito das diferentes soluções irrigadoras na resistência adesiva do cimento Epiphany. Para isso, utilizaram discos de dentina obtidos da superfície oclusal de terceiros molares de humanos. Com o auxílio de uma lixa sob refrigeração, foi criada *smear layer*, sendo as superfícies dentinárias tratadas com água, CHX a 2%, NaOCl a 6%, NaOCl a 6% + EDTA a 17% e NaOCl a 1,3% + MTAD. Após a aplicação do *primer* do cimento, a dentina foi seca com jatos de ar e cilindros ocos de inox foram colocados sobre a mesma. O cimento Epiphany foi inserido nos cilindros e fotopolimerizado por 30 segundos. Em seguida, as amostras foram armazenadas em estufa a 37°C, na presença de umidade, por sete dias antes da realização do teste. Os melhores resultados foram encontrados nos grupos em que a superfície dentinária foi tratada com NaOCl a 6%, com NaOCl a 6% + EDTA e NaOCl a 1,3% + MTAD, as quais foram estatisticamente superiores à solução de CHX a 2% e água. Na microscopia se

observou que, no grupo da CHX, as falhas foram predominantemente adesivas e, nos grupos em que o NaOCl foi utilizado, aconteceram tanto falhas adesivas como coesivas.

Recentemente, Nunes et al.⁴⁶ (2008) avaliaram comparativamente a adesão dos cimentos Epiphany e AH Plus à dentina radicular humana, tratada com NaOCl a 1% e com NaOCl a 1% + EDTA a 17%, utilizando o teste *push-out*. Usaram 60 raízes cilíndricas de caninos, as quais tiveram seus canais preparados e distribuídos em três grupos de acordo como o tratamento dentinário: G1 - água destilada (controle), G2 - NaOCl a 1% e G3 - NaOCl a 1% + EDTA a 17%. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos, preenchido cada um com um tipo de cimento. Houve diferença significativa entre os cimentos e entre os tratamentos dentinários. Concluíram que o AH Plus apresentou maior adesão à dentina que o Epiphany, independentemente do tratamento das paredes dos canais radiculares.

3 Proposição

A proposta deste estudo foi comparar, *in vitro*, a adesividade de diversos cimentos endodônticos –Endofill, AH Plus, Epiphany, Activ GP, cimento endodôntico experimental (derivado da mamona - Polifil), MTA branco, MTA acrescido de CaCl_2 e Endo CPM Sealer– às paredes dentinárias dos canais radiculares de dentes extraídos de humanos, por meio do teste *push-out*.

4 Material e método

Este projeto de pesquisa foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP (Protocolo número: 40/07 – Anexo 1).

Foram utilizados para o estudo 40 dentes unirradiculados extraídos de humanos, os quais foram armazenados em solução de cloramina-T trihidratada a 0,5% (Fórmula & Ação Farmácia Magistral, São Paulo, SP) por, no máximo, uma semana e, posteriormente, mantidos em água destilada em refrigerador a 4°C, de acordo com a norma ISO/TS 11405:2003³⁰.

Foram selecionados caninos e incisivos superiores e caninos e pré-molares inferiores unirradiculados com anatomia radicular externa e comprimentos semelhantes e com secção transversal circular ou pequeno achatamento nos terços cervical e médio.

As coroas dentais foram seccionadas transversalmente, próximo à junção amelocementária, empregando-se disco diamantado dupla face (911H, Brasseler, Alemanha) acoplado a uma peça de mão em baixa rotação, padronizando o remanescente radicular com comprimento de 15 mm.

Os canais radiculares foram explorados com lima K # 15 (Destply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), sendo a irrigação realizada

com soro fisiológico. O remanescente do tecido pulpar foi removido com lima H #15 ou 20 (Destsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Estabelecido o comprimento real do dente com lima K # 15 até o nível do forame apical, os canais radiculares foram dilatados inicialmente até limas K # 25, sendo a irrigação realizada com 2 ml de solução de NaOCl a 2,5% (BM Cloro 2,5%, A.P. Coelho Álcool Ltda., Ribeirão Preto, SP) a cada troca de instrumento, a fim de se confeccionar uma guia para o posterior preparo dos canais radiculares.

Em seguida, os dentes foram incluídos em resina (Resina Poliéster Automotiva Natrielli - Natrielli Química Ltda., Santana do Parnaíba, São Paulo), sendo utilizados tubos de PVC de 30 mm de comprimento por 16,7 mm de diâmetro interno, posicionados sobre uma lâmina de cera utilidade (Figura 1a). A região apical dos dentes foi protegida com cera utilidade para impedir a penetração de resina nos canais radiculares (Figura 1b). Os dentes foram posicionados centralmente e de forma paralela aos tubos, utilizando-se um instrumento endodôntico no canal radicular para orientação e lâminas de cera como apoio (Figura 1c). Na manipulação da resina, para cada 100 ml, foram misturadas 15 gotas de ativador.

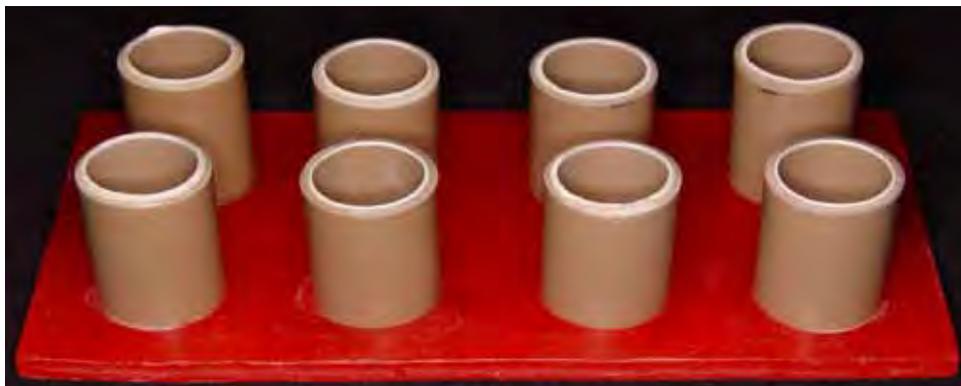


FIGURA 1a – Tubos de PVC posicionados.

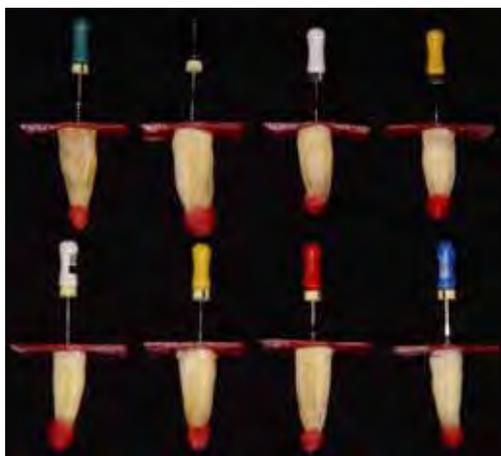


FIGURA 1b – Raízes preparadas para a inclusão.



FIGURA 1c – Raízes incluídas em resina.

Com o endurecimento da resina e a remoção das limas e lâminas de cera, o espaço restante foi completado de resina até o limite cervical da coroa dental (Figura 2). Após o tempo necessário para o endurecimento dessa segunda porção, os cilindros de resina/dente foram removidos dos tubos (Figura 3).



FIGURA 2 - Aspecto das raízes incluídas.



FIGURA 3 - Raiz incluída em cilindro de resina.

Em uma máquina de corte (Isomet 1000 - Buehler, Lake Bluff, IL, USA), com disco diamantado acionado a uma velocidade de 350 rpm, sob abundante refrigeração e com peso de 150 g, foram confeccionados discos de 2 mm de espessura, excluindo-se a porção apical, resultando cerca de cinco discos por raiz (Figura 4).



FIGURA 4 - Discos de resina com secções radiculares.

Para o preparo dos canais radiculares, assim como para a realização dos ensaios mecânicos, foi confeccionado um dispositivo de aço inox, composto por duas garras reguladas por meio de parafusos e com acionamento por chave Allen, a fim de se propiciar uma adequada fixação e o posicionamento dos corpos-de-prova (Figura 5).

O conjunto foi colocado sobre a base de um delineador (Bio Art B2, Bio Art Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP) para padronização do preparo na posição perpendicular ao canal radicular. Foi utilizada uma broca tronco-cônica para peça-reta (703, Vortex, Produtos Odontológicos, São Paulo, SP.) acoplada a um motor elétrico (LB 200, Beltec Micromotores, Araraquara, SP) na velocidade de 2000 rpm. A profundidade de penetração da broca foi determinada pelo término de sua parte ativa nivelada com a superfície do corpo-de-prova e padronizada pelo mandril da haste vertical móvel do delineador (Figura 6). Em função do formato da fresa e das padronizações adotadas, foram obtidos preparos cônicos com as medidas de 1,65 mm na base maior e 1,40 mm na menor. Após o preparo, os corpos-de-prova foram limpos com NaOCl a 2,5%, EDTA 17% (Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda., São Paulo, SP) em ultra-som (Ultra Sonic 1440 Plus, Odontobras Ind. e Com. Equip. Med. Odont. Ltda., Ribeirão Preto, SP) por 3 minutos e lavados com Tergensol (Inodon Laboratório, Porto Alegre, RS) e

água destilada. A qualidade do preparo foi analisada em microscópio clínico (M 900, D.F. Vasconcellos S/A, São Paulo, SP) e os preparos irregulares, ou seja, aqueles em que o canal apresentava projeção anatômica além da extensão do preparo, foram descartados.

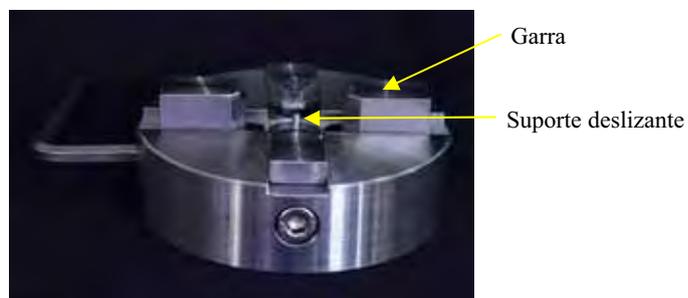


FIGURA 5 - Dispositivo para fixação dos corpos-de-prova.

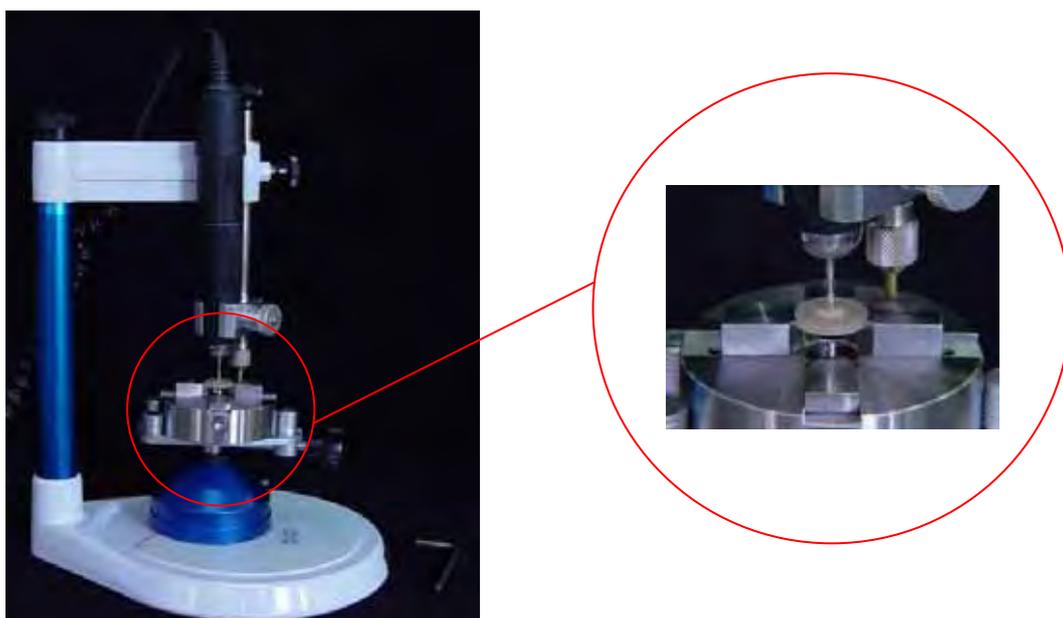


FIGURA 6 - Dispositivo montado em delineador.

A seguir, os corpos-de-prova foram distribuídos aleatoriamente em oito grupos de cinco discos provenientes de cada porção radicular (cervical, média e apical), totalizando um $n = 15$ para cada grupo experimental (Tabela 1).

Tabela 1 - Distribuição dos grupos experimentais.

GRUPOS	MATERIAL	n
1	Endofill	15
2	AH Plus	15
3	Epiphany	15
4	Active GP	15
5	Polifil	15
6	MTA branco	15
7	MTA + CaCl ₂	15
8	Endo CPM Sealer	15

O Quadro 1 mostra a composição e os fabricantes dos cimentos empregados no estudo:

Quadro 1 - Materiais avaliados, suas composições e fabricantes.

Material	Composição	Indústria
Endofill	<u>Pó</u> : óxido de zinco; resina hidrogenada; subcarbonato de bismuto; sulfato de bário e borato de sódio. <u>Líquido</u> : eugenol e óleo de amêndoas doces.	Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brasil
AH Plus	<u>Pasta A</u> : resina epóxi; tungstênio de cálcio; óxido de zircônio; aerosil e óxido de ferro. <u>Pasta B</u> : amina adamantana; N, N-Diberncil-5-oxanonano-diamina-1,9; TCD-Diamina; tungsteanato de cálcio; óxido de zircônio; aerosil e óleo de silicone.	Dentsply/De Trey, Konstanz, Alemanha
Epiphany	Resinas UDMA, PEGDMA, EBPADMA, BISGMA e metacrilatos; vidros barioborosilicato tratado com silano; sulfato de bário; sílica; hidróxido de cálcio; oxiclureto de bismuto com aminas; peróxidos; iniciador de fotopolimerização; estabilizadores e pigmentos.	Pentron Clinical Technologies, LLC., Wallingford, CT, USA
Activ GP	<u>Pó</u> : silicato de cálcio (sílica; alumínio criolite; fluoretos; fluoretos de alumínio e fosfato de alumínio). <u>Líquido</u> : ácido poliacrílico	Brasseler USA, Dental Instrumentation, USA
Polifil	<u>Pasta A</u> : carbonato de cálcio, 0,20 g; óxido de zinco, 2,5 g; polioliol, 1,10 g. <u>Pasta B</u> : pré-polímero	Instituto de Química de São Carlos, USP, São Carlos
MTA branco	SiO ₂ ; K ₂ O; Al ₂ O ₃ ; Na ₂ O; Fe ₂ O ₃ ; SO ₃ ; CaO; Bi ₂ O ₃ ; MgO e resíduos insolúveis (cristais de sílica; óxido de cálcio; sulfato de potássio e sulfato de sódio).	Angelus Indústria de Produtos Odontológicos Ltda., Londrina, PR, Brasil
MTA branco + CaCl ₂	SiO ₂ ; K ₂ O; Al ₂ O ₃ ; Na ₂ O; Fe ₂ O ₃ ; SO ₃ ; CaO; Bi ₂ O ₃ ; MgO e resíduos insolúveis (cristais de sílica; óxido de cálcio; sulfato de potássio e sulfato de sódio) + CaCl ₂ a 10%.	Angelus Indústria de Produtos Odontológicos Ltda., Londrina, PR, Brasil
Endo CPM Sealer	Trióxido mineral agregado: Bióxido de silício; carbonato de cálcio; trióxido de bismuto; sulfato de bário; alginato de propilenoglicol; propilenoglicol; citrato de sódio; CaCl ₂ ; ingredientes ativos.	EGEO S.R.L. Sob licença de MTM Argentina S.A., Buenos Aires, Argentina

Os corpos-de-prova foram preenchidos com o material a ser avaliado com o auxílio de seringas (1 ml), placas de vidro e lâminas de poliéster. Cada anel (resina-dente) foi posicionado sobre uma placa e uma lâmina. Após o preenchimento dos espécimes com cimento, outra lâmina e outra placa foram posicionadas sobre os mesmos. Para o grupo do Epiphany, o *primer* foi aplicado previamente à inserção do cimento e, em seguida, foi removido o excesso com microaplicadores descartáveis (Vigodent S/A Ind. e Com., Rio de Janeiro, RJ). Após a inserção do cimento obturador, o conjunto foi fotopolimerizado por 40 segundos, de acordo com as instruções do fabricante.

Após o preenchimento dos canais radiculares, os corpos-de-prova foram mantidos em estufa a 37°C, na presença de umidade, por 48 horas. Decorrido esse tempo, os excessos de cimentos foram removidos com lâminas de bisturi e lixa de granulação 220 e 600 até que fosse visível a interface cimento/dentina no preparo.

Os corpos-de-prova foram posicionados no mesmo dispositivo usado para o preparo do canal radicular, a fim de manter o alinhamento vertical durante a realização dos testes (Figura 7). Também foram ajustados dois suportes deslizantes, por meio de parafusos e chave Allen, com o objetivo de apoiar a porção dentinária radicular inserida na resina, evitando o seu deslocamento (Figura 8).

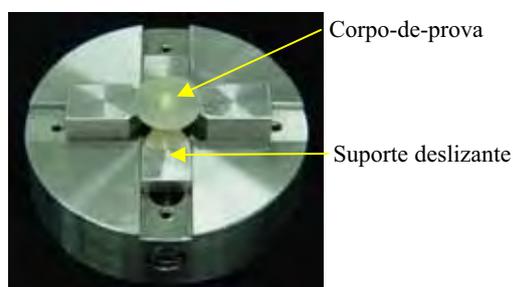


FIGURA 7 - Corpo-de-prova posicionado no dispositivo.

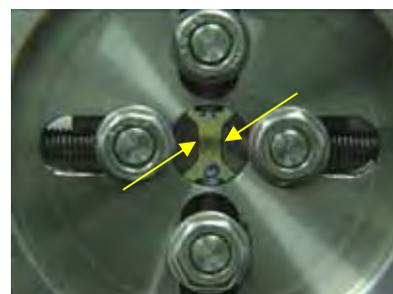


FIGURA 8 - Suportes deslizantes apoiando fatia dental.

Cada disco de resina/dentina/material obturador preso e ajustado ao dispositivo foi posicionado na máquina de ensaios mecânicos MTS 810 (Material Test System- Mineapolis, MN), com célula de carga de 10 kN, acoplada ao computador, para obtenção dos resultados do teste *push-out*, de modo que o maior diâmetro da cavidade preenchida com o cimento ficou alinhado e oposto a uma haste que pressionou o cimento, sendo, então, submetido a um esforço de compressão progressivo de velocidade 0,5 mm/min a partir do contato até que ocorresse o deslocamento do cimento obturador das paredes do canal radicular (Figura 9). A haste tinha uma ponta cilíndrica com diâmetro de 1,3 mm e foi posicionada para que, durante a carga, ocorresse o contato apenas com o cimento da porção radicular, introduzindo uma tensão de cisalhamento ao longo da interface. A falha foi manifestada pelo deslocamento ou pela extrusão do cimento da porção radicular e confirmada pelo aparecimento de uma queda, ao longo da curva carga/deslocamento,

apresentada pela máquina de ensaio. Os resultados da resistência ao cisalhamento máxima necessária para o deslocamento dos cimentos foram expressos em N e a tensão máxima em MPa. Esses dados foram submetidos ao teste de Análise de Variância com 5% de significância e as comparações entre os grupos experimentais foram feitas pelo teste de Tukey.



FIGURA 9 - Máquina de ensaios mecânicos - MTS 810.



Ensaio Mecânico (*push-out*)

Após o teste mecânico, as porções radiculares de cada grupo foram examinadas morfológicamente em lupa estereoscópica (Olympus, SZX 7, Olympus Corporation, Tokyo, Japão), com aumento de 40X, para a avaliação do tipo de falha, que foi classificada em coesiva (rompimento de parte do cimento e manutenção de material nas paredes dentinárias), adesiva (o cimento todo se descola do disco de dentina) ou mista (combinação dos dois padrões anteriores). Com essa finalidade, os espécimes foram seccionados longitudinalmente com disco de carborundum (Dentorium - International, Nova York, NY, USA) sem atingir os canais radiculares (Figura 10) e fraturados com o auxílio de um cinzel (Figura 11). Para a análise em lupa, foram fixados com cera utilidade em lâminas histológicas, organizados de acordo com os grupos e com as duas porções resultantes da fratura lado a lado, a fim de serem fotografados e classificados segundo os escores: 1 (fratura coesiva), 2 (fratura mista) e 3 (fratura adesiva). Os dados obtidos foram submetidos ao teste estatístico de Kruskal-Wallis e as comparações entre grupos realizadas pelo teste de Dunn, com nível de significância 5%.

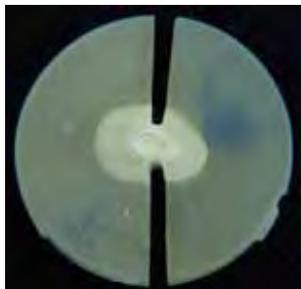


FIGURA 10 - Corpos-de-prova seccionados.

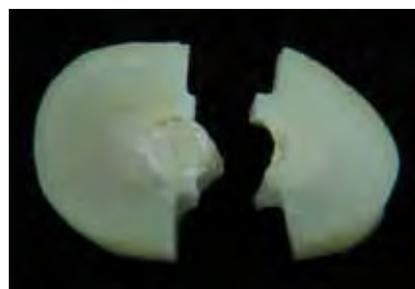


FIGURA 11 - Espécimes fraturados.

5 Resultado

Os dados em MPa foram submetidos a testes preliminares, que demonstraram a ocorrência de uma distribuição normal das amostras, o que possibilitou a realização de um teste paramétrico.

O modelo para a análise estatística desse teste *push-out* foi composto por uma variável (adesão às paredes dentinárias) e um fator de variação, representado pelos cimentos obturadores (Endofill, AH Plus, Epiphany, Activ GP, Polifil, MTA e seus derivados: MTA acrescido de CaCl_2 e Endo CPM Sealer).

Os dados utilizados para este estudo foram os valores correspondentes à tensão máxima suportada pelo cimento obturador antes do seu deslocamento das paredes dentinárias. Cada um dos oito grupos utilizou 15 espécimes ($n=15$), tendo sido obtidos 120 valores no total. Os valores obtidos estão demonstrados na Tabela 2.

Tabela 2 - Valores da tensão máxima em MPa para deslocamento dos cimentos das paredes dentinárias (*push-out*).

Cimentos Obturadores								
	Endofill	AH Plus	Epiphany	Activ GP	Polifil	MTA	MTA+ CaCl₂	Endo CPM Sealer
	3,46	5,00	11,52	0,83	5,58	1,45	2,54	2,68
	3,36	4,96	8,79	0,79	4,52	2,65	7,08	2,91
	2,37	6,86	14,78	1,28	4,52	1,69	3,37	3,46
	3,11	7,72	8,85	1,07	5,51	1,30	3,96	5,52
	4,89	7,33	10,61	0,74	5,34	2,11	1,90	3,56
	3,94	8,38	9,54	1,03	4,08	2,86	3,87	2,66
	5,08	4,94	8,92	1,33	3,79	3,39	2,54	2,13
	2,18	3,01	7,21	1,14	5,39	2,16	3,61	3,49
	4,06	2,38	7,27	1,41	4,81	1,22	5,33	5,35
	2,23	6,81	13,72	1,07	7,54	4,26	4,04	6,33
	2,57	7,60	11,30	1,12	4,26	1,13	6,80	1,50
	2,90	9,02	10,99	1,00	6,40	1,63	5,51	3,76
	1,90	3,30	9,11	0,87	6,57	1,24	4,20	4,20
	4,83	6,26	15,41	1,49	5,45	2,12	8,72	4,50
	2,88	10,28	11,41	0,99	5,47	3,19	4,45	4,37
Média								
± (DP)	3,32± (1,04)	6,26± (2,29)	10,63± (2,50)	1,08± (0,22)	5,28± (1,01)	2,16± (0,94)	4,53± (1,87)	3,76± (1,32)

O Gráfico 1, a seguir, indica a Média e o Desvio Padrão para cada grupo:

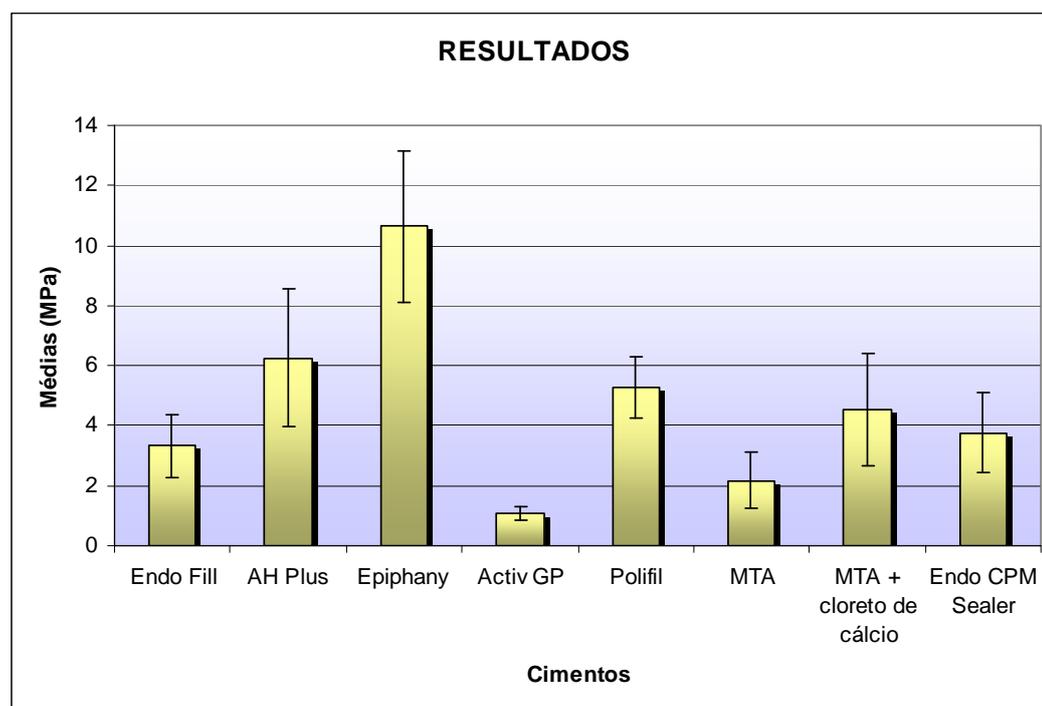


GRÁFICO 1—Médias dos valores de adesão e respectivos desvios padrão para cada grupo experimental.

Por apresentar um fator de variação e múltiplos dados independentes, os valores foram submetidos ao teste de Análise de Variância (ANOVA). A análise de variância demonstrou haver diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos estudados (Tabela 3). A fim de esclarecer quais grupos eram diferentes entre si, aplicou-se o teste complementar de Tukey, com nível de significância de 5%, para comparação dos grupos entre si (Tabela 4).

Tabela 3 - Análise de Variância (ANOVA).

Parâmetro	Valor	Ajuste de dados - B	Ajuste de dados - C	Ajuste de dados - D
Análise de variância a um fator				
Valor de p	p<0,0001			
Resumo do valor de p	***			
As médias são significativamente diferentes? (p<0,05)	Sim			
Número de grupos	8			
F	52,25			
R quadrado	0,7656			
Teste de Bartlett para variâncias iguais				
Estatística Bartlett (corrigido)	67,55			
Valor de p	p<0,0001			
Resumo do valor de p	***			
As variâncias diferem significativamente? (p<0,05)	Sim			
Tabela ANOVA	SS	df	MS	
Tratamento (entre colunas)	904,0	7	129,1	
Residual (entre colunas)	276,8	112	2,471	
Total	1181	119		

Tabela 4 - Teste de Tukey.

Teste de Comparação Múltipla de Tukey	Diferença média	q	Valor de p		Intervalo de confiança – 95%	
			Resumo		De	Para
Endofill X AH Plus	-2,939	7,241	p<0,001	***	-4,715	-1,164
Endofill X Epiphany	-7,311	18,01	p<0,001	***	-9,087	-5,536
Endofill X Activ GP	2,240	5,518	p<0,01	**	0,4648	4,015
Endofill X Polifil	-1,965	4,840	p<0,05	*	-3,740	-0,1895
Endofill X MTA branco	1,157	2,851	p>0,05	ns	-0,6179	2,933
Endofill X MTA + cloreto	-1,211	2,983	p>0,05	ns	-2,986	0,5645
Endofill X Endo CPM	-0,4440	1,094	p>0,05	ns	-2,219	1,331
AH Plus X Epiphany	-4,372	10,77	p<0,001	***	-6,147	-2,597
AH Plus X Activ GP	5,179	12,76	p<0,001	***	3,404	6,955
AH Plus X Polifil	0,9747	2,401	p>0,05	ns	-0,8005	2,750
AH Plus X MTA branco	4,097	10,09	p<0,001	***	2,321	5,872
AH Plus X MTA + cloreto	1,729	4,259	p>0,05	ns	-0,04654	3,504
AH Plus X Endo CPM	2,495	6,148	p<0,001	***	0,7201	4,271
Epiphany X Activ GP	9,551	23,53	p<0,001	***	7,776	11,33
Epiphany X Polifil	5,347	13,17	p<0,001	***	3,571	7,122
Epiphany X MTA branco	8,469	20,86	p<0,001	***	6,693	10,24
Epiphany X MTA + cloreto	6,101	15,03	p<0,001	***	4,325	7,876
Epiphany X Endo CPM	6,867	16,92	p<0,001	***	5,092	8,643
Activ GP X Polifil	-4,205	10,36	p<0,001	***	-5,980	-2,429
Activ GP X MTA branco	-1,083	2,667	p>0,05	ns	-2,858	0,6925
Activ GP X MTA + cloreto	-3,451	8,501	p<0,001	***	-5,226	-1,675
Activ GP X Endo CPM	-2,684	6,612	p<0,001	***	-4,459	-0,9088
Polifil X MTA branco	3,122	7,691	p<0,001	***	1,347	4,897
Polifil X MTA + cloreto	0,7540	1,858	p>0,05	ns	-1,021	2,529
Polifil X Endo CPM	1,521	3,746	p>0,05	ns	-0,2545	3,296
MTA branco X MTA + cloreto	-2,368	5,834	p<0,01	**	-4,143	-0,5928
MTA branco X Endo CPM	-1,601	3,945	p>0,05	ns	-3,377	0,1739
MTA + cloreto X Endo CPM	0,7667	1,889	p>0,05	ns	-1,009	2,542

A partir desse teste verificou-se que o cimento Epiphany foi estatisticamente diferente de todos os outros cimentos; para o cimento Endofill não houve diferença estatística significativa

quando comparado ao MTA, ao MTA + CaCl₂ e ao Endo CPM Sealer, assim como para o AH Plus quando comparado ao Polifil e ao MTA + CaCl₂; o Activ GP comparado ao MTA; o Polifil em comparação ao MTA + CaCl₂ e ao Endo CPM Sealer; o MTA comparado ao Endo CPM Sealer e para o MTA + CaCl₂ em comparação ao Endo CPM Sealer, pois em todos os casos tinha-se $p > 0,05$.

Em relação ao padrão de fratura, a classificação por escores encontra-se na Tabela 5 e o aspecto representativo de cada tipo nas Figuras 12, 13 e 14, a seguir:

Tabela 5 - Quantidade de espécimes por escore (1 – coesiva no cimento, 2 – mista, 3 – adesiva à dentina) dos padrões de fratura.

Grupo	n	Padrão de Fratura		
		1	2	3
Endofill (G1)	15	0	3	12
AH Plus (G2)	15	0	2	13
Epiphany (G3)	15	14	1	0
Activ GP (G4)	15	3	6	6
Polifil (G5)	15	4	7	4
MTA branco (G6)	15	0	4	11
MTA + cloreto (G7)	15	1	8	6
Endo CPM Sealer (G8)	15	2	12	1



FIGURA 12 - Aspecto representativo da fratura coesiva (Escore 1).

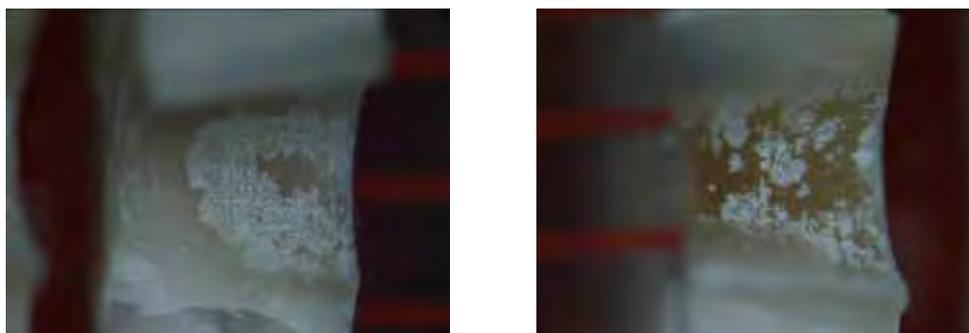


FIGURA 13 - Aspecto representativo da fratura mista (Escore 2).



FIGURA 14 - Aspecto representativo da fratura adesiva (Escore 3).

Para a análise estatística dos resultados obtidos para os padrões de fratura, foi utilizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis (Tabela 6). Como complementação, para a comparação entre os grupos, foi realizado o teste de Dunn (Tabela 7).

Tabela 6 - Teste de Kruskal-Wallis.

Parâmetro	Valor	Ajuste de dados - B	Ajuste de dados - C
Teste Kruskal-Wallis			
Valor de p	p< 0,0001		
Valor de p exato ou aproximado?	Aproximação Gaussiana		
Resumo do valor de p	***		
As médias variam significativamente? (p<0,05)	Sim		
Número de grupos	8		
Estatística Kruskal-Wallis	50,70		

Tabela 7 - Teste de Dunn.

Teste de Comparação Múltipla de Dunn	Diferença na soma das classes	Valor de p	Resumo
Endofill X AH Plus	-28,90	p>0,05	ns
Endofill X Epiphany	45,00	p<0,05	*
Endofill X Activ GP	0,0000	p>0,05	ns
Endofill X Polifil	8,600	p>0,05	ns
Endofill X MTA branco	-22,70	p>0,05	ns
Endofill X MTA + cloreto	-4,800	p>0,05	ns
Endofill X Endo CPM	10,00	p>0,05	ns
AH Plus X Epiphany	73,90	p<0,001	***
AH Plus X Activ GP	28,90	p>0,05	ns
AH Plus X Polifil	37,50	p>0,05	ns
AH Plus X MTA branco	6,200	p>0,05	ns
AH Plus X MTA + cloreto	24,10	p>0,05	ns
AH Plus X Endo CPM	38,90	p>0,05	ns
Epiphany X Activ GP	-45,00	p<0,05	*
Epiphany X Polifil	-36,40	p>0,05	ns
Epiphany X MTA branco	-67,70	p<0,001	***
Epiphany X MTA + cloreto	-49,80	p<0,01	**
Epiphany X Endo CPM	-35,00	p>0,05	ns
Activ GP X Polifil	8,600	p>0,05	ns
Activ GP X MTA branco	-22,70	p>0,05	ns
Activ GP X MTA + cloreto	-4,800	p>0,05	ns
Activ GP X Endo CPM	10,00	p>0,05	ns
Polifil X MTA branco	-31,30	p>0,05	ns
Polifil X MTA + cloreto	-13,40	p>0,05	ns
Polifil X Endo CPM	1,400	p>0,05	ns
MTA branco X MTA + cloreto	17,90	p>0,05	ns
MTA branco X Endo CPM	32,70	p>0,05	ns
MTA + cloreto X Endo CPM	14,80	p>0,05	ns

Analisando os resultados, pôde-se verificar que houve diferença estatística significativa entre Epiphany e Endofill, Epiphany e AH Plus, Epiphany e Activ GP, Epiphany e MTA e entre Epiphany e MTA + CaCl₂, os quais apresentaram p<0,05.

6 Discussão

Todos os pesquisadores que se propuseram a estudar a adesão de um cimento obturador de canais radiculares^{48,77,54,57,21,73,11,80} foram unânimes ao afirmar a importância dessa propriedade para que o material obturador cumpra com a finalidade de preenchimento do canal radicular.

Por outro lado, cabe ressaltar que não há trabalhos científicos que confirmem a suposição de que maiores níveis de adesão sejam diretamente proporcionais a menores índices de infiltração marginal. Ao contrário, de acordo com alguns autores, existem confirmações de que esses eventos não podem ser correlacionados^{48,77}, ou mesmo de que uma maior penetração dos cimentos obturadores no interior dos túbulos dentinários não aumenta a resistência adesiva⁵⁷, ou, ainda, que uma grande resistência adesiva não garante que toda a superfície do canal radicular tenha sido coberta com cimento, permitindo, assim, a infiltração⁷⁵.

Mesmo sendo tema de diversas pesquisas, a adesão não recebeu normas específicas de avaliação, diferentemente de outras propriedades dos cimentos obturadores, que são regulamentadas

pela norma número 57 da ADA*, inicialmente descrita em 1983 e modificada em 2000, e pela norma ISO número 6876**, inicialmente descrita em 1986 e revisada em 2001. Entre as propriedades regulamentadas por essas normas, estão os testes de escoamento, espessura do filme de cimento, tempo de endurecimento, radiopacidade, solubilidade e desintegração e estabilidade dimensional. Como não há uma especificação a ser seguida para o teste de adesão, alguns métodos de avaliação dessa propriedade tiveram maior destaque e passaram a ser utilizados ao longo dos anos com pequenas modificações.

O teste de resistência à tração é sensível, uma vez que pequenas alterações no espécime ou na distribuição do estresse durante a aplicação da carga têm uma influência substancial nos resultados^{88,87}. Por outro lado, o maior problema com o teste de cisalhamento é a dificuldade em se alinhar precisamente o dispositivo de aplicação da carga com a interface adesiva. A carga é aplicada a alguma distância da interface adesiva, resultando em um torque não previsível sobre o espécime^{90,87}.

No presente estudo, para avaliar a adesão dos cimentos endodônticos às paredes dentinárias, foi utilizado o método proposto por Grossman²² (1976) e aperfeiçoado por Ørstavik et al.⁴⁸

* American Dental Association Specification N. 57 for Endodontic filling materials. 1983.

** International Organization for Standardization Specification N. 6876 for Dental root canal sealing materials. 1986.

(1983), que preconizam o uso da Máquina de Ensaio Mecânico para a realização dos testes de adesividade de materiais obturadores de canais radiculares. Trata-se de um método consagrado na literatura, sendo utilizado também nos estudos realizados por Wennberg, Ørstavik⁹² (1990), Sousa-Neto⁷² (1999), Picoli et al.⁵⁴ (2003), Sousa-Neto et al.⁷³ (2005), Ungor et al.⁸⁷ (2006), Sly et al.⁶⁹ (2007) e Fisher et al.¹⁸ (2007). Sousa-Neto et al.⁷³ (2005) afirmaram que o teste de adesividade realizado na Máquina de Ensaio Mecânico teve como objetivo padronizar o teste, promovendo maior uniformidade e reprodutibilidade e propiciando a obtenção de dados fidedignos, uma vez que os valores da tensão de tração são expressos em MPa, o que favorece a comparação dos resultados em virtude dessa unidade ser aceita internacionalmente.

A partir da metodologia desenvolvida por Ørstavik et al.⁴⁸ (1983), verifica-se uma variação do substrato onde o teste é realizado. Na literatura, observa-se que pesquisadores utilizaram: discos de dentina obtidos a partir de coroas de terceiros molares^{77,57}, dentina coronária cervical de molares^{51,83,74,43,54}, dentina radicular da região cervical de canino⁷¹ e disco de gutapercha^{37,57,76}.

Sousa-Neto et al.⁷³ (2005) desenvolveram uma metodologia que permite a avaliação da capacidade adesiva dos cimentos utilizando como corpo-de-prova a dentina radicular interna, o que

favorece a compreensão de como a adesão ocorre nas paredes dentinárias em condições mais próximas do uso clínico do material a ser testado. Essa metodologia baseou-se no trabalho de Patierno et al.⁵⁰ (1996), que propuseram um método de avaliação da resistência à tração da resina composta na dentina radicular cervical, em que cortes transversais foram feitos na região cervical da raiz dos dentes, de modo a obter amostras cilíndricas com 4 mm de espessura. Os canais radiculares foram alargados e, em suas paredes, foram aplicados o sistema adesivo dentinário e a resina composta para posterior realização do teste de tração de *push-out*. Esse modelo experimental foi adaptado ao teste de adesividade dos cimentos obturadores de canais radiculares.

Sousa-Neto et al.⁷³ (2005) enfatizaram, ainda, que o cimento é colocado em contato com a superfície dentinária no seu formato anatômico, ou seja, no canal radicular, ao contrário de uma superfície plana de dentina coronária que apresenta diferente constituição tubular. Dessa maneira, quando o corpo-de-prova é preenchido com o cimento obturador, este toma a forma do canal radicular, além de penetrar nos túbulos dentinários, provocando embricamento semelhante ao que ocorre no interior do canal radicular obturado. Portanto, a resistência obtida com esse modelo é a de tensão ao cisalhamento e não a de tração pura. Esse é o modelo de *push-out* que foi empregado no presente estudo. Outra vantagem

do método é que ele permite que os cimentos endodônticos sejam avaliados mesmo quando as tensões de adesão são baixas⁸⁷.

Alguns fatores relacionados diretamente ao tratamento endodôntico podem interferir na adesividade do cimento obturador dos canais radiculares, tais como: o preparo e a limpeza dos canais, a técnica de obturação e os cimentos obturadores.

Em relação ao preparo biomecânico, este foi realizado de modo padronizado para todas as raízes. A utilização da broca acoplada ao delineador teve por objetivo padronizar o diâmetro interno dos canais radiculares, assim como o de proporcionar um preparo perpendicular às fatias radiculares incluídas, possibilitando a realização adequada do teste.

A presença da camada de *smear layer* nas paredes dentinárias pode prejudicar a adesão dos materiais obturadores e favorecer a infiltração marginal^{93,94,74,73,20,16,89}. Por esse motivo, tem sido indicada a sua remoção com o objetivo de possibilitar a penetração dos cimentos obturadores no interior dos túbulos dentinários, promovendo um maior embricamento mecânico e íntimo contato entre o material obturador e a superfície dentinária^{65,9,74,73}. Essa remoção pode ser obtida pelo uso de soluções como o EDTA²⁸.

O preenchimento dos canais radiculares já fatiados facilita a aplicação dos materiais e dificulta a formação de bolhas em sua massa.

Sempre que cimentos do tipo óxido de zinco são comparados^{48,92,77}, eles diferem de um para o outro em sua adesão à dentina, embora de maneira geralmente não significativa. Essas diferenças parecem ser devidas a variações nas formulações dessa popular categoria de cimentos⁷⁷. A resistência adesiva do cimento Endofill avaliado, à base de óxido de zinco e eugenol, apresentou valores intermediários. Esses resultados podem estar relacionados à reação de quelação que ocorre durante a reação de presa do óxido de zinco e eugenol. O íon zinco do óxido de zinco pode reagir com o componente mineral da dentina¹⁸.

O cimento de ionômero de vidro é conhecido pelo seu efeito antimicrobiano¹, pelo selamento³⁴, por sua biocompatibilidade⁷⁰ e adesividade à dentina^{39,36,18}. A matriz de ácido poliacrílico dos cimentos de ionômero de vidro contém múltiplos grupos carboxilato ionizados que podem se quelar com o cálcio da fase mineral da dentina⁹². O Activ GP é um sistema com cimento endodôntico à base de ionômero de vidro, havendo poucos estudos sobre suas propriedades. Os resultados deste estudo demonstraram os piores valores de adesão para o Activ GP, discordando dos resultados obtidos por Fisher et al.¹⁸ (2007), que observaram razoável resistência adesiva para esse material quando comparado aos cimentos Kerr EWT, AH Plus, Epiphany e Endo-REZ, sendo também utilizado EDTA para limpeza final e o teste de *push-out* para a

mensuração da adesão. Lalh et al.³⁶ (1999) verificaram que, para cimentos de ionômero de vidro, altos valores de adesão são conseguidos quando a *smear layer* não é removida pelo EDTA. Ainda, os resultados podem estar relacionados à falta de adesão mecânica, que deve ocorrer em cimentos com maior adesão como o Epiphany e o AH Plus, os quais apresentam maior penetração nos túbulos dentinários^{64,47,33,49}. Essa capacidade de penetração está relacionada à composição química do cimento e às suas características físicas e mecânicas, tais como: capacidade de escoamento, viscosidade e tamanho das partículas^{47,9}, além da remoção da *smear layer*, permeabilidade dentinária e técnica de obturação^{93,94,47,10}. A penetração do cimento aumenta a interface entre o material e a dentina, o que pode aumentar a retenção mecânica do material por embricamento mecânico³⁸.

Os resultados obtidos com o cimento à base de resina epóxi, AH Plus, podem estar associados à sua capacidade de reagir com qualquer grupo amino exposto no colágeno, o que forma ligações covalentes entre a resina e o colágeno quando os anéis epóxidos se abrem, embora outros mecanismos possam também ter contribuído para a resistência adesiva observada³⁷. Outras investigações demonstraram, para o AH Plus, pequena contração durante sua presa e estabilidade dimensional em longo prazo^{35,56,60,40}.

O cimento AH Plus apresenta boa capacidade de penetração nos túbulos dentinários devido ao escoamento, favorecendo maior embricamento entre cimento e dentina. Ainda, a maior coesão do material⁷⁴ promove maior resistência à remoção e/ou deslocamento da superfície da dentina, o que se traduz em grande adesividade²³. O AH Plus e outros quatro cimentos, Grossman, Apexit, Ketac-Endo, RoekoSeal Automix e RoekoSeal Automix com um *primer* experimental foram estudados por Saleh et al.⁵⁸ (2002) quanto à adesão. Nesse estudo o AH Plus obteve os maiores valores de resistência adesiva entre os cimentos investigados. Gesi et al.¹⁹ (2005), Ungor et al.⁸⁷ (2006) e Fisher et al.¹⁸ (2007) usaram o modelo de teste *push-out* e encontraram maior resistência adesiva em dentes obturados com guta-percha e AH Plus comparados com aqueles obturados com a combinação fotopolimerizável Epiphany e Resilon.

O cimento endodôntico à base de resina de metacrilato, Epiphany, possui polimerização dual, com apresentação na forma pasta/pasta. É usado em combinação com um *primer* autopolimerizável (Epiphany *primer*, Pentron Clinical Technologies, LLC, Wallingford, CT, USA) e um material sólido radiopaco denominado Resilon (Pentron Clinical Technologies, LLC, Wallingford, CT, USA), composto por polímeros de poliéster sintéticos termoplastificáveis similares à guta-percha⁶⁶.

A adesão entre sistema adesivo e dentina depende da penetração do monômero na superfície dentinária condicionada para criar retenção micromecânica entre o colágeno dentinário e a resina e formar a camada híbrida⁴⁵. Isso ocorre com o Epiphany, uma vez que esse material é constituído por uma resina hidrofílica e adesivo autocondicionante, que possui *primer* ácido. A amplitude da contração de polimerização depende do tipo, do tamanho e do conteúdo das partículas de carga, assim como do tipo de matriz utilizada. De acordo com os estudos de Tay et al.⁷⁹ (2006), a contração volumétrica diminui quanto mais a espessura adesiva é reduzida, resultando em uma redução do estresse de contração. Essa contração de polimerização pode ter sido amenizada neste estudo devido ao fato de o corpo-de-prova ter uma dimensão reduzida em relação ao canal radicular, com apenas 2 mm de espessura, com área livre tanto em sua porção superior quanto inferior, o que pode facilitar a dissipação das forças de contração e a polimerização do cimento, diminuindo a presença de monômeros residuais na porção mais profunda do corpo-de-prova. Sendo assim, essa fotopolimerização realizada sobre cada corpo-de-prova com 2 mm de espessura pode ter favorecido a polimerização do Epiphany, proporcionando melhor adesão para o material, destacando-o em relação aos demais cimentos avaliados. Desta forma, o cimento

Epiphany demonstrou melhor adesão que o AH Plus, discordando de outros estudos^{23,46}.

Portanto, esses resultados mais favoráveis de adesão para o cimento Epiphany em relação ao AH Plus podem estar relacionados ao tamanho do corpo-de-prova utilizado em nosso estudo (2 mm para cada fatia polimerizada), uma vez que outros estudos utilizaram o material colocado em toda a extensão do canal radicular ou em corpos-de-prova com maior espessura^{19,87,69,18,23,46}.

O uso de um *primer* de baixa tensão superficial após a limpeza e a ampliação dos túbulos dentinários pela ação do EDTA favorece a formação da camada híbrida, responsável pela adesão entre cimento e dentina. A penetração do *primer* autocondicionante e do cimento resinoso no interior dos túbulos dentinários pode evitar o deslocamento da resina de preenchimento das paredes dentinárias, além de ajudar no selamento dos canais radiculares⁶⁷. Assim, a alta adesão verificada neste estudo para o cimento Epiphany pode estar relacionada ao embricamento mecânico proporcionado pelo *primer*, componente desse sistema de obturação. Tamanha resistência adesiva pode ser confirmada pela grande quantidade de falhas coesivas observadas para esse cimento. No geral, altas resistências adesivas de materiais que estão aderidos à dentina exibem falhas coesivas^{37,87}.

O cimento Polifil apresentou capacidade de adesão satisfatória, não sendo possível a comparação de seus resultados com estudos prévios.

Os materiais à base de MTA, MTA branco, MTA acrescido de CaCl_2 e Endo CPM Sealer apresentaram valores intermediários de adesão. Não existem estudos prévios que possibilitem a comparação com os resultados deste estudo.

O acréscimo de CaCl_2 ao MTA acelera o tempo de reação de presa^{32,5,95}, aumenta a capacidade de selamento^{6,27}, aumenta a capacidade de liberação de íons cálcio³ e mantém um pH elevado³. Os resultados obtidos neste estudo demonstraram que esse acréscimo também aumenta a capacidade de adesão do material. Com um menor tempo de presa, ocorre também uma menor absorção de água, o que vai provocar menos porosidade e, conseqüentemente, maior coesão do material, o que se traduz em maior adesividade.

Outros estudos atestaram a biocompatibilidade do MTA acrescido de CaCl_2 ² e o seu favorecimento no reparo, na formação de cimento e no restabelecimento do ligamento periodontal³¹.

Em estudo sobre o acréscimo de CaCl_2 ao MTA, Abdullah et al.² (2002) verificaram que esse procedimento não muda a forma básica dos cristais do cimento e não interfere na sua composição química.

Ber et al.⁵ (2007) constataram que o acréscimo de CaCl_2 ao MTA não tem efeito nenhum nas características de manipulação e aumenta a resistência à compressão. Por outro lado, Bortoluzzi et al.⁷ (2008) afirmaram que o seu acréscimo ao MTA resulta em material com melhor consistência, facilitando sua manipulação.

Além disso, o seu acréscimo não altera a estabilidade dimensional e não provoca a contração do cimento de MTA⁹⁵. É importante notar que o acréscimo de CaCl_2 ao MTA branco aumentou significativamente sua adesão. A maior plasticidade do material pode ter resultado em maior embricamento com as paredes do canal radicular, contribuindo com os resultados obtidos.

Obviamente a resistência adesiva é apenas uma consideração na seleção de cimentos endodônticos. Investigações futuras de outros aspectos dos cimentos endodônticos são necessárias. Na maioria das vezes, os resultados de experimentos laboratoriais não podem ser diretamente transportados para a situação clínica. Entretanto, eles fornecem meios reproduzíveis e confiáveis para a comparação e testes de novos cimentos e para o estabelecimento de normas internacionais^{77,87}.

7 Conclusão

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

1. os resultados obtidos pelo teste de *push-out* demonstraram que o Epiphay apresentou o maior valor de adesão à dentina e o Activ GP o menor ($p < 0,05$), tendo os outros cimentos valores intermediários;

2. em relação aos cimentos de MTA, o acréscimo de CaCl_2 ao MTA branco aumentou significativamente a resistência adesiva;

3. para o cimento Epiphany, houve predominância de fraturas coesivas, indicando uma maior adesão deste cimento à dentina.

8 Referências*

1. Abdulkader A, Duguid R, Saunders EM. The antimicrobial activity of endodontic sealers to anaerobic bacteria. *Int Endod J.* 1996; 29: 280–3.
2. Abdullah R, Pitt Ford TR, Papaionnou S, Nicholson J, McDonald F. An evaluation of accelerated Portland cement as a restorative material. *Biomaterials.* 2002; 23: 4001-10.
3. Antunes Bortoluzzi E, Juárez Broon N, Antonio Hungaro Duarte M, de Oliveira Demarchi AC, Monteiro Bramante C. The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *J Endod.* 2006; 32: 1194–7.
4. Barbizan JV. Avaliação in vitro da adesão de diferentes cimentos endodônticos à dentina radicular e aos componentes sólidos da obturação [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2006.
5. Ber BS, Hatton JF, Stewart GP. Chemical modification of ProRoot MTA to improve handling characteristics and decrease setting time. *J Endod.* 2007; 33: 1231-4.
6. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Garcia RB, de Moraes IG, Bernardineli N. Sealing ability of MTA and radiopaque Portland cement with or without calcium chloride for root-end filling. *J Endod.* 2006; 32: 897–900.
7. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Consolaro A, Garcia RB, de Moraes IG, et al. Mineral Trioxide Aggregate with or without calcium chloride in pulpotomy. *J Endod.* 2008; 34: 172-4.

* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:
http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

8. Chong BS, Pitt Ford TR, Hudson MB. A prospective clinical study of mineral trioxide aggregate and IRM when used as root-end filling materials in endodontic surgery. *Int Endod J.* 2003; 36: 520–6.
9. De Deus G, Gurgel Filho ED, Ferreira CM, Coutinho Filho T. Intratubular penetration of root canal sealers. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16: 332-6.
10. De Deus G, Gurgel-Filho ED, Maniglia-Ferreira C, Coutinho Filho T. The influence of filling technique on depth of tubule penetration by root canal sealer: a study using light microscopy and digital image processing. *Aust Endod J.* 2004; 30: 23–8.
11. Eldeniz AU, Erdenir A, Belli S. Shear bond strength of three resin based sealer to dentin with and without the smear layer. *J Endod.* 2005; 31: 293-6.
12. Erickson RL. Surface interactions of dental adhesive materials. *Oper Dent.* 1992; 5: 81-94.
13. Estrela C, Bahmann LL, Estrela CRA, Silva RS, Pécora JD. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. *Braz Dent J.* 2000; 11: 19-27.
14. Farsi N, Alamoudi N, Balto K, Mushayt A. Success of mineral trioxide aggregate in pulpotomized primary molars. *J Clin Pediatr Dent.* 2005; 29: 307–11.
15. Felipe WT, Felipe MCS, Rocha MJC. The effect of mineral trioxide aggregate on the apexification and periapical healing of teeth with incomplete root formation. *Int Endod J.* 2006; 39: 2–9.
16. Fidel RA, Sousa-Neto MD, Spanó JC, Barbin EL, Pécora JD. Adhesion of calcium hydroxide-containing root canal sealers. *Braz Dent J.* 1994; 5: 53-7.

17. Fidel RAS. Estudo das propriedades físico-químicas de alguns cimentos obturadores de canais radiculares contendo hidróxido de cálcio [Tese de Doutorado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 1993.
18. Fisher MA, Berzins DW, Bahcall JK. An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. *J Endod.* 2007; 33: 856-8.
19. Gesi A, Raffaelli O, Goracci C, Pashley DH, Tay FR, Ferrari M. Interfacial strength of Resilon and gutta-percha to intraradicular dentin. *J Endod.* 2005; 31: 809-13.
20. Gettleman BH, Messer HH, ElDeeb ME. Adhesion of sealer cements to dentin with and without the smear layer. *J Endod.* 1991; 17: 15-20.
21. Gogos C, Economides N, Stavrianos C, Kolokouris I, Kokorikos I. Adhesion of a new methacrylate resin-based sealer to human dentin. *J Endod.* 2004; 30: 238-40.
22. Grossman L. Physical properties of root canal cements. *J Endod.* 1976; 2: 166-75.
23. Haragushiku GA. Avaliação do efeito de diferentes tratamentos da superfície dentinária sobre a resistência de união à dentina de cimentos endodônticos [Dissertação de mestrado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da UNAERP; 2007.
24. Harrington PP. Post retention with mineral trioxide aggregate and accelerated Portland cement [Dissertation]. Morgantown (WV): West Virginia Univ.; 2005.
25. Hiraishi N, Papacchini F, Loushine RJ, Weller RN, Ferrari M, Pashley DH, Tay FR. Shear bond strength of Resilon to a methacrylate-based root canal sealer. *Int Endod J.* 2005; 38: 753-63.

26. Holland R, Filho JAO, de Souza V, Nery MJ, Bernabe PFE. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *J Endod.* 2001; 27: 281–4.
27. Hong ST, Bae KS, Seung-Ho Baek, Kee-Yeon Kum, WooCheol Lee. Microleakage of accelerated Mineral Trioxide Aggregate and Portland Cement in an in vitro apexification model. *J Endod.* 2008; 34: 56-8.
28. Hülsmann M, Heckendorff M, Lennon A. Chelating agents in root canal treatment: mode of action and indications for their use. *Int Endod J.* 2003; 36: 810-30.
29. Imai Y, Komabayashi T. Properties of a new injectable type of root canal filling resin with adhesiveness to dentin. *J Endod.* 2003; 29: 20-3.
30. International Organization for Standardization. ISO/TS 11405: dentistry – dental materials – testing of adhesion to tooth structure. Geneva: ISO; 2003.
31. Juarez-Broon N, Antunes-Bortoluzzi E, Monteiro-Bramante C, et al. Tratamiento de perforaciones radiculares con Agregado Trióxido Mineral (MTA) y cemento Pórtland blanco con cloruro de calcio al 10% en dientes de perros. *Rev Sanid Milit Mex.* 2006; 60: 94–102.
32. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod.* 2006; 32: 569–72.
33. Kokkas A, Boutsoukis A, Vassiliadis L, Stavrianos CK. The influence of the smear layer on dentinal tubule penetration depth by three different root canal sealers: an in vitro study. *J Endod.* 2004; 30: 100–2.
34. Kont F, Adanir N, Belli S, Pashley DH. A quantitative evaluation of apical leakage of four root-canal sealers. *Int Endod J.* 2002; 35: 979–84.
35. Kontakiotis EG, Wu MK, Wesselink PR. Effect of sealer thickness on long-term sealing ability: a 2-year follow-up study. *Int Endod J.* 1997; 30: 307–12.

36. Lalh MS, Titley K, Torneck CD, Friedman S. The shear bond strength of glass ionomer cement sealers to bovine dentine conditioned with common endodontic irrigants. *Int Endod J.* 1999; 32: 430-5.
37. Lee KW, Williams MC, Camps JJ, Pashley DH. Adhesion of endodontic sealers to dentin and gutta-percha. *J Endod.* 2002; 28: 684-8.
38. Mamootil K, Messer HH. Penetration of dentinal tubules by endodontic sealer cements in extracted teeth and in vivo. *Int Endod J.* 2007; 40: 873-81.
39. McComb D, Smith DC. Comparison of physical properties of polycarboxylate-based and conventional root canal sealers. *J Endod.* 1976; 2: 228-35.
40. McMichen FR, Pearson G, Rahbaran S, Gulabivala K. A comparative study of selected physical properties of five root canal sealers. *Int Endod J.* 2003; 36: 629-35.
41. Monticelli F, Sadek FT, Schuster GS, Volkmann KR, Looney SW, Ferrari M, et al. Efficacy of two contemporary single-cone filling techniques in preventing bacterial leakage. *J Endod.* 2007; 33: 310-3.
42. Monticelli F, Sword J, Martin RL, Schuster GS, Weller RN, Ferrari M, et al. Sealing properties of two contemporary single-cone obturation systems. *Int Endod J.* 2007; 40: 374-85.
43. Najar AL, Saquy PC, Vansan LP, Sousa-Neto MD. Adhesion of a glassionomer root canal sealer to human dentine. *Aust Endod J.* 2003; 29: 20-2.
44. Nakabayashi N, Pashley D. *Hibridização dos tecidos dentais duros*. São Paulo: Quintessence; 2000. 130 p.
45. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982; 16: 265-73.

46. Nunes VH, Silva RG, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT. Adhesion of Epiphany and AH Plus sealers to human root dentin treated with different solutions. *Braz Dent J.* 2008; 19: 46-50.
47. Oksan T, Aktener BO, Sen BH, Tezel H. The penetration of root canal sealers into dentinal tubules. A scanning electron microscopic study. *Int Endod J.* 1993; 26: 301-5.
48. Ørstavik D, Eriksen HM, Beyer-Olsen EM. Adhesive properties and leakage of root canal sealer in vitro. *Int Endod J.* 1983; 16: 59-63.
49. Patel DV, Sherriff M, Ford TRP, Watson TF, Mannocci F. The penetration of RealSeal primer and Tubliseal into root canal dentinal tubules: a confocal microscopic study. *Int Endod J.* 2007; 40: 67-71.
50. Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashley DH. Push-out strenght and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. *Endod Dent Traumatol.* 1996; 12: 227-36.
51. Pécora JD, Cussioli AL, Guerisoli DMZ, Marchesan MA, Sousa-Neto MD, Brugnera-Junior A. Evaluation of Er:YAG Laser and EDTAC on dentin adhesion of six endodontic sealers. *Braz Dent J.* 2001; 12: 27-30.
52. Perassi FT. Resposta tecidual ao cimento endodôntico Endo-REZ e um cimento experimental derivado do polímero de mamona, comparados ao Endofill e Sealapex: estudo morfológico [Tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da Unesp; 2004.
53. Phillips A. *Materiais dentários.* Rio de Janeiro: Guanabara; 1996. 328 p.
54. Picoli F, Brugnera-Junior A, Saquy PC, Guerisoli DMZ, Pécora JD. Effect of Er:YAG laser and EDTAC on the adhesiveness to dentine of different sealers containing calcium hydroxide. *Int Endod J.* 2003; 36: 472-5.

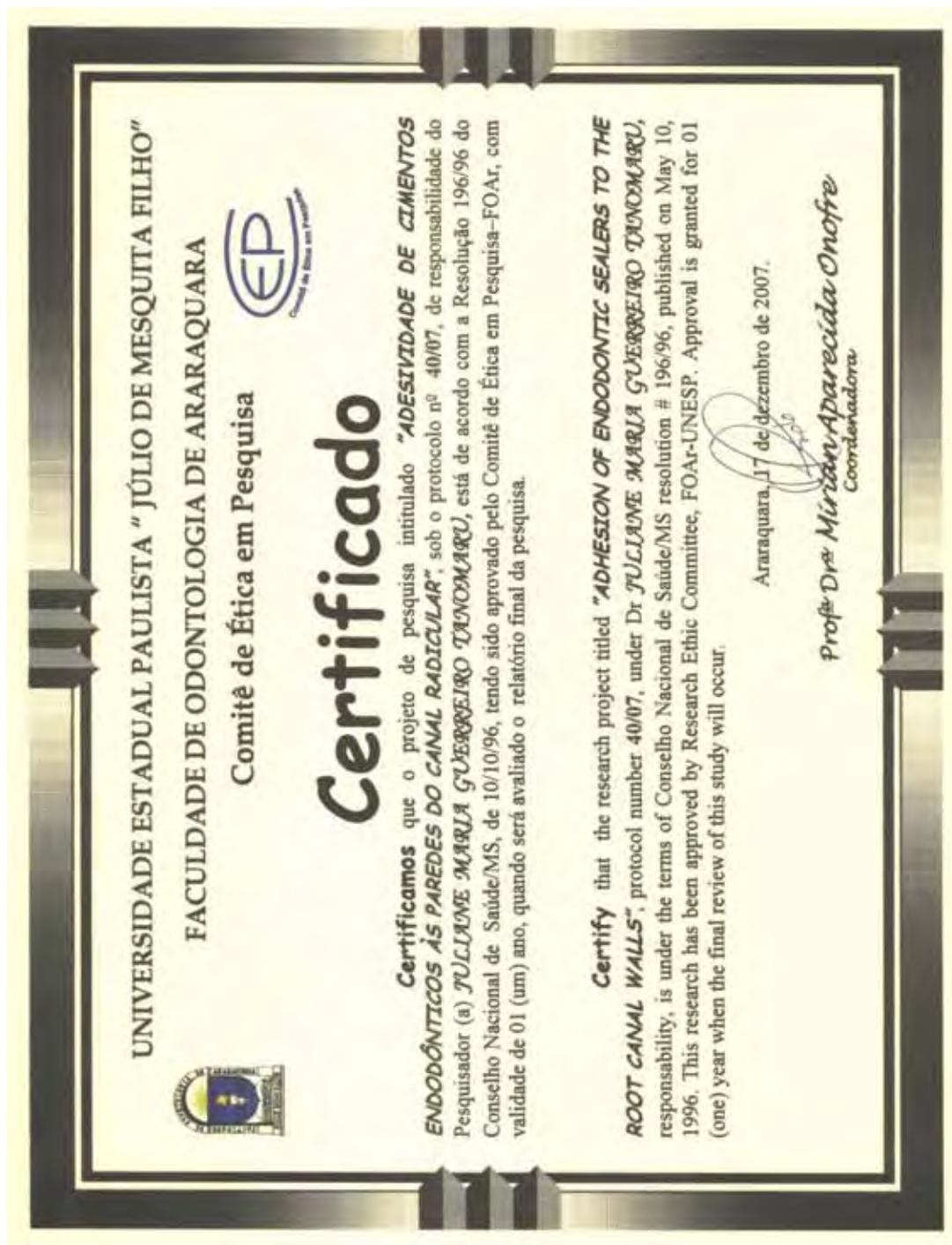
55. Pitt Ford TR, Torabinejad M, Abredi HR, Bakland LK, Kariyawasam SP. Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *J Am Dent Assoc.* 1996; 127: 1491–4.
56. Pommel L, About I, Pashley D, Camps J. Apical leakage of four endodontic sealers. *J Endod.* 2003; 29: 208–10.
57. Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo M, Ørstavik D. Adhesion of endodontic sealers: scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. *J Endod.* 2003; 29: 595-601.
58. Saleh IM, Ruyter IE, Haapasalo PMP, Ørstavik D. The effects of dentine pretreatment on the adhesion of root-canal sealers. *Int Endod J.* 2002; 35: 859-66.
59. Saunders EM, Saunders WP, Rashid MY. The effect of post preparation on the apical seal of root fillings using chemically adhesive materials. *Int Endod J.* 1991; 24: 51-7.
60. Schafer E, Zandbiglari T. Solubility of root-canal sealers in water and artificial saliva. *Int Endod J.* 2003; 36: 660-9.
61. Schilder H. Filling root canal in three dimensions. *Dent Clin North Am.* 1967; 11: 723-44.
62. Schmitt D, Bogen G. Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Pediatr Dent.* 2001; 23: 326–30.
63. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *J Am Dent Assoc.* 1999; 130: 967–75.
64. Sen BH, Piskin B, Baran N. The effect of tubular penetration of root canal sealers on dye microleakage. *Int Endod J.* 1996; 29: 23–8.
65. Sen BH, Wesselink PR, Turkun M. The smear layer: a phenomenon in root canal therapy. *Int Endod J.* 1995; 28: 141-8.

66. Shipper G, Ørstavik D, Teixeira FB, Trope M. An evaluation of microbial leakage in roots filled with a thermoplastic synthetic polymer-based root canal filling material (Resilon). *J Endod.* 2004; 30: 342-7.
67. Shipper G, Teixeira FB, Arnold RR, Trope M. Periapical inflammation after coronal microbial inoculation of dog roots filled with gutta-percha or Resilon. *J Endod.* 2005; 31:91-6.
68. Skinner R, Van Himel T. The sealing ability of injection-molded thermo plasticized gutta-percha with and without the use of sealers. *J Endod.* 1987; 13: 315-7.
69. Sly MM, Moore BK, Platt JA, Brown CE. Push-out bond strength of a new endodontic obturation system (Resilon/Epiphany) *J Endod.* 2007; 33: 160-2.
70. Snyder WR, Hoover J, Khoury R, Farach-Carson MC. Effect of agents used in perforation repair on osteoblastic cells. *J Endod.* 1997; 23: 158-61.
71. Sousa-Neto MD. Estudo da influência de diferentes tipos de breus e resinas hidrogenadas sobre propriedades físico-químicas do cimento obturador de canais radiculares tipo Grossman [Tese de doutorado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 1997.
72. Sousa-Neto MD. Estudo in vitro do efeito da aplicação do laser Er:YAG sobre a dentina humana na adesividade de diferentes cimentos obturadores dos canais radiculares [Tese de Livre-Docência]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.
73. Sousa-Neto MD, Silva Coelho FI, Marchesan MA, Alfredo E, Silva-Sousa YTC. Ex vivo study of the adhesion of an epoxy-based sealer to human dentine submitted to irradiation with Er : YAG and Nd : YAG lasers. *Int Endod J.* 2005; 38: 866-70.

74. Sousa-Neto MD, Marchesan MA, Pecora JD, Junior AB, Silva-Sousa YT, Saquy PC. Effect of Er:YAG laser on adhesion of root canal sealers. *J Endod.* 2002; 28: 185-7.
75. Stewart GG. A comparative study of three root canal sealing agents (Part 1). *Oral Surg.* 1958; 11: 1029-41.
76. Tagger M, Greenberb B, Sela G. Interaction between sealers and gutta-percha cones. *J Endod.* 2003; 29: 835-7.
77. Tagger M, Tagger E, Tjan AH, Bakland LK. Measurement of adhesion of endodontic sealers to dentin. *J Endod.* 2002; 28: 351-4.
78. Tanomaru-Filho M, Jorge EG, Tanomaru JMG, Gonçalves M. Evaluation of the radiopacity of calcium hydroxide-and glass-ionomer-based root canal sealers. *Int Endod J.* 2008; 41: 50-3.
79. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod.* 2006; 31: 584-9.
80. Tay FR, Hiraishi N, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Gillespie WT, et al. Bondability of Resilon to a methacrylate-based root canal sealer. *J Endod.* 2006; 32: 133-7.
81. Tay FR, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH, Mak YF, et al. Ultrastructural evaluation of the quality of apical seal in roots filled with a polycaprolactone-based root canal filling material. *J Endod.* 2005; 31: 514-9.
82. Teixeira FB, Teixeira EC, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc.* 2004; 135: 646-52.
83. Timpawat S, Harnirattisai C, Senawongs P. Adhesion of a glass-ionomer root canal wall. *J Endod.* 2001; 27: 168-71.

84. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999; 25: 197–205.
85. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995; 21: 349–53.
86. Tschamer H. Investigations of the properties (hermetic sealing capacity) of several root-canal filling material. *Dent Abstr.* 1961; 6: 213-4.
87. Ungor M, Onay EO, Orucoglu H. Push-out bond strengths: the Epiphany-Resilon endodontic obturation system compared with different pairings of Epiphany, Resilon, AH Plus and gutta-percha. *Int Endod J.* 2006; 39: 643-7.
88. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentine. *J Dent Res.* 1991; 70: 889–93.
89. Wachlarowicz AJ, Joyce AP, Roberts S, Pashley DH. Effect of endodontic irrigants on the shear bond strength of Epiphany sealer to dentin. *J Endod.* 2007; 33: 152-5.
90. Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. Variables influence on shear bond strengths testing to dentin. In: Granada International Symposium, Advanced Adhesive Dentistry, 1999 April 2000, Granada, Spain: Grafiche Erredue, Cirimido, Italy, 1999. p.75–90.
91. Weiger R, Heuchert T, Hahn R, Löst C. Adhesion of a glass ionomer cement to human radicular dentine. *Endod Dent Traumatol.* 1995; 11: 214-9.
92. Wennberg A, Ørstavik D. Adhesion of root canal sealers to bovine dentine and gutta-percha. *Int Endod J.* 1990; 23: 13-9.

93. White RR, Goldman M, Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic filling materials. *J Endod.* 1984; 10: 558-62.
94. White RR, Goldman M, Lin PS. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by endodontic filling materials. Part II. *J Endod.* 1987; 13: 369-74.
95. Wiltbank KB, Schwartz SA, Schindler WG. Effect of selected accelerants on the physical properties of Mineral Trioxide Aggregate and Portland Cement. *J Endod.* 2007; 33: 1235-8.



Autorizo a reprodução deste trabalho.
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 26 de junho de 2008.

FERNANDO BEZZON