



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA RESTAURADORA
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS ODONTOLÓGICAS

**AValiação DAS PROPRIEDADES MECâNICAS E
QUÍMICAS EM FUNÇÃO DE DIFERENTES
CIMENTOS RESINOSOS E PINOS NÃO-METÁLICOS**

MATHEUS COELHO BANDÉCA

ARARAQUARA
2009

MATHEUS COELHO BANDÉCA

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E
QUÍMICAS EM FUNÇÃO DE DIFERENTES CIMENTOS
RESINOSOS E PINOS NÃO-METÁLICOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências Odontológicas, Área de concentração em Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do Título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Sizenando de Toledo
Porto Neto

Co-Orientadores: Prof. Dr. Omar El-Mowafy
Prof. Dr^a Alessandra N.
de Souza Rastelli

ARARAQUARA
2009

MATHEUS COELHO BANDÉCA

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E
QUÍMICAS EM FUNÇÃO DE DIFERENTES CIMENTOS
RESINOSOS E PINOS NÃO-METÁLICOS

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto

2º Examinador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

3º Examinador: Prof. Dr. Darlon Martins Lima

Araraquara, 18 de fevereiro de 2009.

DADOS CURRICULARES



Nascimento 19/09/1984 - Andradina - SP

filiação José Luiz Bandéca

Lucia Helena Coelho Bandéca

2003/2006 Curso de Graduação em Odontologia

Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP) - Ribeirão Preto -
SP

2007/2009 Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, nível

Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araraquara -

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" -
(FOAr-UNESP) - Araraquara-SP

Associações APCD - Associação Paulista de Cirurgiões-Dentistas

SBPqO - Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica

IADR - International Association for Dental Research

DEDICATÓRIA



A **Deus**, acima de tudo, que proporcionou a realização deste meu sonho.

Aos meus queridos Pais,

José Luiz Bandéca e **Lúcia Helena Coelho Bandéca**, pelo amor, dedicação, doação, confiança a mim oferecidos, meus maiores incentivadores a lutar pelos meus objetivos, cujos esforços dispenderam para a minha formação moral e profissional.

A eles o meu mais sincero obrigado!

Aos meus irmãos,

Philippe Coelho Bandéca e **Thiago Coelho Bandéca**, pelo carinho e amizade. Que a família esteja sempre unida.

A minha namorada,

Michele Repina Nadalin, pelo amor e carinho, cujo apoio e incentivo tornaram a caminhada mais tranquila.

A vocês dedico este trabalho.

AGRADECIMIENTOS



A Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista representada pelo *Prof. Dr. José Claudio Martins Sepalla* (Diretor) e *Profª. Drª. Andréa Affonso B. Montandon* (Vice-Diretora).

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, representada pela *Profª. Drª. Josimeri Hebling*, e vice-coordenador *Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveria Junior* pela contribuição em minha formação profissional.

Meu orientador, *Prof. Dr. Sizenando de Toledo Porto Neto*, pelos conhecimentos transmitidos, orientação e amizade ao longo do programa. Obrigada pela confiança.

A minha co-orientadora, *Profª. Drª Alessandra Nara de Souza Rastelli* pela sua atenção, dedicação e disponibilidade.

Ao meu co-orientador, *Prof. Dr. Omar El-Mowafy* pela sua atenção e confiança que depositou em mim; pela simplicidade e hospitalidade em que me recebeu no Canadá. Obrigada pela oportunidade e espero retribuí-lo da melhor maneira possível.

Ao *Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi*, pela sua amizade, incentivo, disponibilidade e atenção.

A *Profª. Drª. Maria Salete Machado Candido*, pela sua admiração em transmitir conhecimentos, honestidade e lealdade a Faculdade de Odontologia de Araraquara, obriçado pelos bons momentos em que passamos na faculdade.

A *Profª. Drª. Patricia Aleixo dos Santos*, pela sua determinação em ensinar e amizade.

A *Profª. Drª. Wafa El-Badrawy*, pelo carinho e atenção em que me recebeu. Pelas participações em projetos e pesquisas pela Universidade de Toronto.

Aos meus amigos *Rafael, Esther e Fernando*, pela amizade que conquistamos durante esses dois anos de convivência, sempre buscando ajudar e incentivar.

A *Prof. Amr Shebl*, companheiro de laboratório na Universidade de Toronto e acima de tudo, um grande amigo, sempre me ajudou no Canadá.

A *Profª. Drª. Doroth McComb* e *Profª. Drª. Laura Tam* pelo carinho com que me receberam na faculdade.

A *Profª. Drª. Enas Mobarah*, professora do departamento de Reabilitação Oral da Universidade de Cairo, pela confiança e convite para participar de sua pesquisa.

Ao amigo, *Prof. Dr. Darlon Martins Lima* pela amizade, respeito e ajuda ao longo desses dois anos e também pela disponibilidade em fazer parte dessa banca.

Aos amigos de estágio, mestrado e doutorado, **Adriano, Willian, Vitor, Martím, Juliana, Andiana, Gislaíne, Milho, Priscila, Renato, Simone, Ubiracy, Benicia, Desirée, Norberto, Gustavo, Carlos e Suellen** pelo acolhimento, amizade e ajuda ao longo desses dois anos de convívio. Sucesso para todos vocês.

Aos colegas, *Mohammed Zarhan* e *Nour Alsati*, pela amizade conquistada no laboratório da Universidade de Toronto.

Ao Prof. Dr. **Álvaro Borpes** por me incentivar a fazer pós-graduação.

Ao Prof. Dr. **Raphael Carlos Comelli Lia** pela amizade sincera, ajuda e sempre ser um incentivador em minha carreira profissional.

Ao Prof. Dr. **André Minto**, pelos ensinamentos ao longo da graduação.

Ao Prof. **Silvio Rocha Corrêa Silvio**, por continuar me apoiando e ajudando.

Ao Prof. Dr. **Danyel Elias da Cruz Perez**, pela ajuda e amizade.

Aos funcionários da Biblioteca, pela atenção e paciência que sempre nos receberam, em especial à *Maria Helena* e *Marley*.

Aos secretários dos cursos de pós-graduação em Odontologia, *Sra. Mara Cândido Munhoz do Amaral* e *Sra. Creusa Maria Hortenci* pela imensa ajuda durante esses anos de pós-graduação. Meus sinceros agradecimentos pelo carinho que sempre tiveram por mim.

À secretária do curso de Odontologia Restauradora, *Sra. Lonie Lawrence* e às técnicas de Laboratório, *Sra. Monica*, *Sra. Marian* e *Sra. Connie*, da Universidade de Toronto, meus sinceros agradecimentos pela hospitalidade e disponibilidade dos materiais.

Aos funcionários, *Cida Venâncio*, *Cida Ignácio*, *Adriana*, *Wanderlei* e *Marinho*, obrigado pela atenção e carinho.

Ao Governo Federal do Brasil, através da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de nível Superior - *CAPES*, que financiou minha pesquisa.

As empresas *FGM*, *Anpelus*, *StickTech*, *Kuraray*, *Herr*, *Pentron Clinical Technologies*, *3M/ESPE*, *MM Optics*, por disponibilizar os materiais para a pesquisa.



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Odontologia Restauradora da Universidade de Toronto (Canadá), e no Laboratório de Pesquisas do Grupo de Óptica da Universidade de São Paulo – USP (São Carlos, Brasil) com apoio financeiro da CAPES.



*University of Toronto - Faculty of Dentistry
Toronto, ON, Canada*



*Universidade de São Paulo – Grupo de
Óptica, São Carlos, SP, Brasil*

SUMÁRIO



Prefácio	17
Resumo	19
Abstract	22
Introdução	25
Proposição	32
Capítulo 1	34
Capítulo 2	53
Capítulo 3	74
Capítulo 4	110
Considerações finais	133
Referências	137
Апекос	

PREFÁCIO



Esta dissertação foi dividida em quatro Capítulos, que correspondem a quatro artigos científicos, intitulados:

1. Restaurações com pinos não-metálicos: Revisão sistemática;
2. Variação do grau de conversão dos cimentos de dupla-cura fotoativados com luz led azul;
3. Resistência de união a microtração de pinos não metálicos cimentados com cimentos auto-adesivo e com sistemas adesivos auto-condicionantes;
4. Resistência a fratura de dentes tratados endodonticamente após o uso de peróxido de hidrogênio a 35% restaurados com diferentes procedimentos.

RESUMO



Bandéca MC. Avaliação das propriedades mecânicas e químicas em função de diferentes cimentos resinosos e pinos não-metálicos [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

Este estudo objetivou: (1) testar a hipótese que a utilização de pinos não-metálicos em dentes tratados endodonticamente está associado a longevidade da restauração através de uma revisão sistemática; (2) avaliar o grau de conversão de dois cimentos resinosos em diferentes tempos após a fotoativação; (3) avaliar a resistência adesiva de diferentes cimentos resinosos usando dois pinos não-metálicos; (4) e avaliar a resistência a fratura e padrão de falha de dentes submetidos ao clareamento dental interno usando peróxido de hidrogênio a 35% restaurados com diferentes procedimentos. No artigo 1, 157 artigos participaram do estudo e após os critérios de inclusão-exclusão, restaram apenas 5 artigos. Para o artigo 2, vinte espécimes foram confeccionados para cada cimento, Panavia[®] F2.0 e RelyX[™] Unicem Applicap. Cada espécime foi curado com luz LED e foram analisados imediatamente, 24 horas, 48 horas e 7 dias após a fotoativação. Os testes usados foram grau de conversão (FT-IR) e termogravimetria. No artigo 3, oitenta dentes pré-molares unirradiculares livres de coroas foram usados e divididos em 8 grupos: os pinos Exacto[®] e Everstick[®] foram cimentados com Breeze[®], Nexus[®] 3, Panavia[®] e Bistite[®]. Os dentes foram obturados e preparados para cimentação dos pinos não-metálicos. Cada espécime foi perpendicularmente seccionado em aproximadamente 1 mm de espessura em 6 discos e divididos em região

cervical, médio e apical. No artigo 4, oitenta dentes incisivos inferiores foram usados e metade foram clareados. Os dentes foram restaurados com resina composta, pinos de resina reforçado com fibra e pinos de fibra de vidro. Os pinos foram cimentados com Breeze® e Panavia®. Os espécimes foram submetidos ao teste de resistência a fratura pela máquina de testes universal. Todos os dados foram submetidos ao devido tratamento estatístico. Os pinos usados nos estudos selecionados do artigo 1 foram 52,5% pinos de fibra de quartzo, 13,2% pinos de fibra de vidro, 13,2% pinos de resina reforçada por fibra e 21,1% pinos de fibras de polietileno. Os dentes tiveram 96% de sobrevivência após 2 anos e 94% em 8 anos. No artigo 2, o grau de conversão foi diferente estatisticamente entre 24 e 48 horas após fotoativação para os dois cimentos e os maiores valores foram encontrados no cimento RelY™ Unicem. No artigo 3, os pinos não tiveram diferença estatística significativa na adesão quando comparados isoladamente, exceto para Bistite® II DC. O Nexus® 3 teve o maior valor e o Bistite® II DC o menor. A prevalência de falhas adesivas entre o cimento e dentina foram encontrados. O artigo 4 mostrou nenhuma diferença estatística foi encontrado para a resistência a fratura e a fratura reparável foi a mais ocorrida (76,2%).

Palavras-chave: Cimentos dentários; pinos dentários; fraturas dos dentes; reabilitação bucal.

ABSTRACT



Bandéca MC. Evaluation of the mechanical and chemical proprieties in different resin cements and nonmetallic posts [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2008.

This study aimed: (1) To test the hypothesis that the placement of nonmetallic post in endodontically treated teeth is associated with improved survival rate of the restored teeth althouth systematic review; (2) to evaluate the degree of conversion of two resin cements in differents times after light-activated; (3) to evaluate the microtensile bond strength of different resin cement systems using two nonmetallic posts; (4) to evaluate the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated teeth after intracoronal bleaching using 35% hydrogen peroxide with different restorative procedures. For the article 1, 157 papers were used and after the inclusion-exclusion procedure, only 5 papers remained. For the article 2, twenty specimens were made for each cement, Panavia[®] F2.0 and RelyX[™] Unicem Applicap. Each specimen were cured with LED and were tested immediately, 24 hours, 48 hours and 7 days after light-activated. The tests used were degree of conversion (FT-IR) and thermogravimetric. For the article 3, eighty single-rooted human mandibular first premolar free crown were used and divided into 8 groups: Exacto[®] and Everstick[®] posts were cemented with Breeze[®], Nexus[®] 3, Panavia[®] F 2.0 and Bistite[®] II DC. The teeth were obtured and prepared for cementation of the nonmetallic posts. Each specimen were perpendicularly sectioned into approximately 1 mm thick sections resulting in 6 serial slices and divided in cervical, meddium and apical region. For the

article 4, eighty mandibular incisors were used and the half teeth were bleached. The teeth were restored with composite resin, fiber-reinforced composite post and glass fiber post. The posts were cemented with Breeze[®] and Panavia[®]. The specimens were submitted to the fracture resistance test by universal test machine. Statistical analyses were performed for each article. The posts used in the studies cited in article 4 were 52.5% quartz fiber posts, 13.2% glass fiber posts, 13.2% fiber-reinforced composite posts and 21.1% polyethylene ribbon posts. The survival rates ranged from 96% at 2 years to 94% at 8 years. The article 2, the degree of conversion was statistically different between 24 and 48 hours after light-activated for both cements and higher values were found for RelxY[™] Unicem. The article 3, the nonmetallic posts had no statistical difference on bond strength when used the same resin cements, except Bistite[®] II DC. The bond strength was highest for Nexus[®] 3 and lowest for Bistite[®] II DC. A prevalence of cement-dentin failures was found. The article 4 showed no statistically significance differences was found for the fracture resistance and the reparable teeth were the most frequently fracture mode occurred (76.2%).

Keywords: Dental cements; dental posts; tooth fractures; mouth rehabilitation.

INTRODUÇÃO



– *Pino e Agente de Cimentação*

Os conceitos atuais de Odontologia moderna estão direcionados a princípios mais conservadores e na execução de procedimentos preventivos, entretanto não é rara a necessidade de tratamentos endodônticos. A restauração de dentes com tratamento endodôntico tem merecido especial atenção de clínicos e pesquisadores por, segundo alguns autores^{5,16,19,40}, apresentarem predisposição às falhas biomecânicas em relação a dentes vitais. Tais falhas estão relacionadas à perda de água e perda do colágeno da estrutura dentinária, dentre outros fatores. Um dos desafios da Odontologia Restauradora é a reconstrução adequada de dentes tratados endodonticamente, que geralmente apresentam grande perda de estrutura coronária em maior ou menor proporção, relacionado à cárie, erosão, abrasão, insucessos de restaurações anteriores, traumas ou mesmo pelo próprio acesso ao conduto radicular para o tratamento endodôntico⁴⁸.

Nestes casos, a confecção de retentores intra-radiculares é o melhor procedimento a ser indicado, o qual deveria, idealmente, promover estresse mínimo aos remanescentes dentais; fornecer retenção e estabilidade adequada ao núcleo de preenchimento; ser de fácil remoção se houver necessidade e, transferir forças oclusais de maneira estratégica ao remanescente dental, para não ocasionar fraturas^{3,16}. No que se refere a viabilidade da utilização de retentores intra-radiculares é importante observar a quantidade e qualidade da estrutura dentária coronária remanescente, que nem sempre confere a resistência desejada¹⁶.

A partir do século XVIII têm sido relatadas diversas técnicas para a reconstrução de dentes despulpados, empregando retentores intra-radulares capazes de oferecer retenção e suporte para a restauração indireta⁴⁷.

O método mais utilizado e popular para restabelecimento de dentes tratados endodonticamente com grandes perdas de estrutura dentária é a utilização de núcleos metálicos fundidos, particularmente em canais elípticos ou largos^{12,38}.

A limitação estética dos núcleos metálicos, decorrida do processo de oxidação, levando ao escurecimento das coroas cerâmicas translúcidas e da margem gengival adjacente, entre outros fatores limitantes dessa técnica^{10,29-31,53}, fez surgir a necessidade de desenvolver pinos livres de metal^{37,40,54}. Os avanços na Odontologia restauradora com o surgimento de materiais adesivos de maneira geral surgiram técnicas de confecção de coroas sem metal. A partir do final da década 1980, foram desenvolvidos os pinos cerâmicos e depois os sistemas de pinos de fibra^{2,6}.

Dentre os pinos de fibra, inicialmente surgiram os pinos de fibras pirolíticas de carbono arranjadas longitudinalmente numa matriz de resina epóxica. Estes pinos apresentaram resistência à fadiga e módulo de elasticidade semelhantes aos da dentina, permitindo assim melhor distribuição de tensões no remanescente dental, diminuindo a possibilidade de fraturas radulares¹¹. Entretanto, os pinos de fibra de carbono possuem estética desfavorável devido a sua coloração acinzentada.

Nos últimos anos, o desenvolvimento de pinos pré-fabricados tem sido diretamente influenciado pelas exigências estéticas cada vez maiores, que

resultou no desenvolvimento de pinos de fibra de vidro, que possuem coloração semelhante a da estrutura dental^{15,17,28,32,35,45}. Estes pinos são compostos basicamente por fibras longitudinais de dióxido de silício e alumina envolta em uma matriz de Bis-GMA juntamente com partículas de carga inorgânicas⁵¹. O módulo de elasticidade é similar ao da dentina e além disso, apresentam boas características de adesividade^{23,51}. Além destes, existem no mercado odontológico, pinos resinosos reforçados por quartzo².

Outro fator importante na determinação do sucesso das restaurações de dentes tratados endodonticamente é a cimentação, que consiste no preenchimento da interface material restaurador/elemento dental^{24,39,52}.

Os cimentos resinosos têm, em sua maioria, capacidade de união efetiva com a dentina, e estudos clínicos evidenciam aumento significativo na retenção de pinos cimentados adesivamente. Este procedimento tem demonstrado o reforço da estrutura radicular fragilizada pós-tratamento endodôntico¹⁸.

A perda de retenção de pinos de fibra de vidro é o tipo de falha mais freqüentemente observada. A retenção do pino no canal radicular é considerada crítica. A ancoragem bem sucedida da restauração coronária e sua adaptação às paredes do conduto radicular representam importantes elementos no desempenho biomecânico da restauração¹⁷. Esta retenção também é influenciada por diversos fatores relacionados ao sistema pino, cimento endodôntico e as interações entre a dentina radicular/cimento e cimento/pino^{20,43}. Se o pino selecionado adaptar-se bem às paredes ou à conformação anatômica e tamanho do conduto radicular, este pode ser uma

opção mais conservadora, pois menos dentina radicular sadia será removida, melhorando assim, a resistência à fratura, bem como a retenção do pino¹⁶, pois existirá a associação da retenção química com embricamento mecânico entre a superfície dentinária radicular e o retentor (pino). Quando não existir adequada adaptação do pino, a linha de cimentação pode tornar-se muito espessa, o que levaria à formação de bolhas e falhas, as quais predis põem ao insucesso da adesão, maior contração de polimerização e conseqüentemente, maior incidência de tensões na interface de união²⁰.

No intuito de minimizar as desvantagens acima, o procedimento comumente utilizado é a seleção de pino com diâmetro e forma que melhor se adapte ao conduto radicular, ou a realização de preparo das paredes deste conduto para adaptá-lo, principalmente no terço apical. Atualmente, tem-se buscado novas técnicas que visem estes objetivos preservando ainda mais a estrutura dentária^{13,20,25,44}, assim como melhorando os aspectos mecânicos do sistema.

– Clareamento Dental

Os dentes tratados endodonticamente freqüentemente apresentam certo grau de escurecimento, podendo ser pela simples perda de vitalidade pulpar, por presença de resíduos necróticos retidos nos túbulos dentinários, produtos provenientes de eventual extravasamento sanguíneo ou de medicamentos endodônticos, cimentos para obturação endodôntica, entre outros fatores^{21,22,43,46,49,55}.

O peróxido de hidrogênio é um agente seguro e efetivo para clarear dentes e constitui-se num potente agente oxidante que em contato com a superfície dos tecidos dentais degrada-se em O_2 e H_2O , sendo o O_2 responsável pela ação clareadora. A sua liberação promove a ação de oxirredução com os agentes pigmentantes presentes nos túbulos dentinários, quebrando-os por ação mecânica de limpeza e reação química. Durante o processo inicial do clareamento, compostos com anéis de carbono altamente pigmentados são abertos e convertidos em cadeias que são mais claras. Compostos de carbono com ligação dupla, usualmente pigmentada, são convertidos em grupos hidroxila que são geralmente incolores. Após o processo clareador ultrapassar o ponto de saturação, a ação de “branqueamento” diminui consideravelmente e o processo clareador começa a degradar o arcabouço de carbono das proteínas e outros compostos que contêm carbono ocasionando friabilidade dental e aumento de porosidade⁹.

Alguns estudos “in vitro” mostram alterações da dureza e do conteúdo mineral do esmalte após a exposição aos agentes clareadores de peróxido de carbamida^{26,27,36,41,46}. Attin et al.⁷ (1997), observaram que, mesmo com o uso concomitante de uma solução para bochecho fluoretada ou de verniz fluoretado, uma significativa diminuição dos valores de dureza foi encontrada.

Avaliações na dureza da dentina também foram realizadas por Nathoo et al.³³ (1994), mostrando não haver alterações ao se utilizar o peróxido de carbamida a 10%. Entretanto, Pécora et al.³⁴ (1994) e Rotstein et al.⁴² (1996) observaram significativas alterações da dureza e do conteúdo mineral da dentina ao se utilizar tais agentes clareadores.

Existem trabalhos na literatura que avaliaram de forma indireta a suscetibilidade do esmalte, por meio da análise de dureza superficial dos corpos-de-prova, antes e após tratamento clareador⁴. Entretanto, os resultados são muito conflitantes. De acordo com o tipo e concentração do agente clareador, verificou-se decréscimo^{1,14} ou não⁵⁰ nos valores de dureza do esmalte, pós-tratamento clareador. Attin et al. (2008)⁸, fizeram recentemente uma revisão de literatura, um total de 55 estudos, identificaram 166 mensurações de microdureza após o clareamento dental, no qual observaram redução da microdureza em 51% dos casos.

Assim, com o crescente uso dos pinos estéticos, torna-se imperativo buscar técnicas e materiais que proporcionem reabilitações estéticas e funcionais, por meio da melhora das propriedades físicas e mecânicas de todo o sistema de retenção. Por este motivo, e pelo fato do clareamento dental estar sendo intensamente utilizado clinicamente (pelo apelo estético do mundo contemporâneo), e sendo alvo de pesquisas, conseqüentemente por poucos estudos estarem disponíveis na literatura sobre a resistência à fratura de dentes clareados, buscaremos avaliar, neste estudo, a susceptibilidade à fratura de dentes submetidos ao clareamento dental reforçado com pinos não-metálicos; a resistência adesiva e o grau de conversão de cimentos resinosos.

PROPOSIÇÃO



OBJETIVO GERAL

Avaliar propriedades mecânicas e químicas de diferentes cimentos resinosos e pinos não-metálicos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Esta dissertação foi dividida em quatro Capítulos correspondendo ao artigos científicos:

- i) Testar a hipótese que a utilização de pinos não-metálicos em dentes tratados endodonticamente está associado a longevidade da restauração através de uma revisão sistemática;
- ii) Avaliar o grau de conversão de dois cimentos resinosos imediatamente, 24 horas, 48 horas e 7 dias após a cimentação e análise do conteúdo inorgânico através da Termogravimetria.
- iii) Avaliar a resistência adesiva de dentes tratados endodonticamente, ancorados com dois sistemas de pinos não-metálicos e cimentados com quatro cimentos resinosos, a fim de se investigar: a interface cimento resinoso/sistema de pino; a adesividade dos cimentos resinosos em três diferentes terços do conduto radicular (cervical, médio, apical) e os modos de falhas.
- iv) Avaliar a resistência à fratura de dentes submetidos ao clareamento dental ancorados com dois diferentes sistemas de pinos não-metálicos para investigar: susceptibilidade à friabilidade da estrutura dentária pós-clareamento dental; a influência dos sistemas de pinos na resistência à fratura de dentes clareados e os padrões de fratura;

CAPÍTULO 1

Artigo a ser submetido para publicação no periódico

Journal of Canadian Dental Association



Restaurações com pinos não-metálicos:

Revisão Sistemática

Matheus Coelho Bandéca

Omar El-Mowafy

Amr Shebl

Sizenando de Toledo Porto-Neto

Resumo

Objetivo: Testar a hipótese que a utilização de pinos não-metálicos está associado ao aumento da longevidade clínica dos dentes restaurados. **Material e Método:** Artigos referentes a pinos intra-radulares foram localizados pela base de dados MEDLINE. Três critérios de inclusão-exclusão foram utilizados para identificar os artigos que representou: estudo comparativo, estudo clínico, estudo com humanos, artigos em inglês, restaurações com 2 anos ou mais de acompanhamento, restaurações com pinos não metálicos em dentes com coroas unitárias e consistência de dados. A aplicação do terceiro critério de inclusão-exclusão resultou em 5 artigos no qual 638 restaurações foram feitas com sucesso de 96% em dois anos para 94% em 8 anos de acompanhamento. **Palavras-chave:** Pinos intra-radulares, falhas em restaurações dentais, revisão sistemática.

Introdução

Os pinos são indicados geralmente para restaurações de dentes tratados endodonticamente que apresentam alta suscetibilidade de fratura ocasionado por grandes perdas de estrutura dentária^{2,3}. Os pinos pré-fabricados são tradicionalmente usados de metal e podem ser visíveis na porção cervical dos dentes, particularmente em região anterior⁴ e apresentam diferentes grau de rigidez^{5,6}. Os pinos não-metálicos são feitos a partir de uma matriz resinosa reforçado com carbono, vidro, fibras de quartzo⁷ ou materiais cerâmicos⁸. Esses materiais são esteticamente mais favoráveis em região anterior quando restaurados com coroas livre de metal pela capacidade de transmitir luz, com excessão do pino de carbono⁷. Em adicional, esses pinos apresentam modulo de elasticidade semelhante da estrutura dental que permiti uma redução no risco de ocorrer fraturas do dente e a formação de uma estrutura monobloco criado pela dentina, cimento resinoso e pino⁴, o qual favorece a longevidade da restauração quando comparados aos pinos metálicos⁹.

O processo de revisão sistemática permite uma agregação de resultados de diferentes estudos comparando diferentes tipos de pinos e destina-se a fornecer melhores evidencias atuais no que diz respeito a seleção de pinos endodonticos.

O objetivo do presente estudo foi testar a hipótese que a utilização de pinos não-metálicos está associado ao aumento da longevidade clínica dos dentes restaurados através de uma revisão sistemática.

Material e Método

A pesquisa na literatura foi conduzida pela base de dados PubMed da biblioteca da faculdade de odontologia da Universidade de Toronto. A pesquisa envolveu artigos entre 1971 a 2008. As palavras chaves utilizadas foram “post” e “endodontic”. Os resumos foram excluídos e a pesquisa foi limitada ao idioma, tipo de artigo, estudo clínico mostrado na tabela 1. A segunda seleção foram excluídos artigos com período de acompanhamento inferior a 2 anos e aqueles que utilizaram pinos metálicos. A terceira seleção foram excluídos artigos que não apresentam consistência de dados para obter uma padronização da revisão sistemática.

Resultados

A primeira seleção constou de 157 artigos e na segunda seleção, 10 artigos que estão evidenciados na tabela 2^{7,10-18}. Na terceira seleção, um artigo foi excluído por utilizar pinos metálicos e dois por não terem consistência de dados. Outros dois estudos foram excluídos devido ao uso de prótese fixa com mais de 1 elemento. Os cinco artigos selecionados após os critérios de inclusão-exclusão estão na tabela 3 (presentes em itálicos).

Cagidiaco et al. (2007)¹⁰ reportaram a performance clínica de pinos de fibra de quartzo em dentes restaurados endodonticamente. Dois operadores trataram 150 pacientes entre Fevereiro e Julho de 2003 no Departamento de Dentística Restauradora da Universidade de Siena. A idade dos pacientes variou entre 18 e 75 anos (média de 56 anos). Os dentes incluídos no estudo foram 35,2% anterior e 64,8% posterior. Os dentes foram proveiramente

tratados endodonticamente para receber o pino. O pino de fibra de quartzo foi utilizado após o tratamento endodôntico no comprimento de 8 mm de acordo com as instruções do fabricante. O cimento resinoso utilizado foi o Calibra (Dentsply Caulk) combinado com sistema adesivo Prime & Bond NT (Dentsply Caulk) e cimentados de acordo com instruções do fabricante. As restaurações foram de resina composta (25,3%) e coroas totais (74,7%). Durante o período de acompanhamento (23 a 25 meses), somente 7,4% dos casos ocorreram falhas. As falhas foram devido a perda de adesão do pino (4,3%) e patologias periapicais (3,1%).

Grandini et al. (2005)¹² conduziram um estudo clínico que avaliou o uso de pinos de fibra em resina composta. Oitenta e nove pacientes foram tratados em três consultórios dentários durante Janeiro e Fevereiro de 2002. Cem dentes foram restaurados, sendo 38% dentes anteriores e 62% posteriores. A idade média dos pacientes foi de 35,17 anos (variou entre 15 a 56 anos). Todos os dentes foram tratados os canais e posteriormente preparados para receber o pino no comprimento de 9 a 10 mm. O cimento resinoso utilizado para cimentação do pino de fibra de quartzo (DT light, RTD) foi o Duo-link (Bisco). Após 30 meses, somente 4 dentes apresentaram lesões periapicais e 1 caso, o retratamento foi feito sem refazer a restauração de resina composta. A restauração foi parcialmente destruído em cinco dentes. Seis dentes apresentaram ligeira colocação nas margens da restauração, sendo 4 deles antes dos dois anos de acompanhamento e 8 dentes apresentaram manchas superficiais.

Monticelli et al. (2003)¹³ conduziram um estudo retrospectivo de 2 anos de pinos de fibra. Duzentos e vinte e cinco pacientes foram tratados no Departamento de Dentística Restauradora da Universidade de Siena. A média de idade dos pacientes foi de 51 anos (entre 18 e 78 anos). Os tratamentos foram feitos em pré-molares com no mínimo de duas paredes e somente um pino foi colocado em cada dente. O comprimento do espaço do pino foi de 8 mm. Setenta e cinco pacientes receberam pinos Aesthetic Plus (RTD), 75 pacientes receberam pinos DT light (RTD) e outros 75 pacientes receberam pinos Postec (Ivoclar-Vivadent). Os pinos Aesthetic Plus e DT light foram cimentados com o cimento resinoso Duo-Link (BISCO) combinados com o sistema adesivo de passo único e os pinos Postec foram cimentados com o cimento resinoso Multlink (Ivoclar-Vivadent) combinados com o Excite DSC. O procedimento de cimentação foi de acordo com as instruções do fabricante. Todos os dentes foram restaurados com coroas de porcelanas. O período de acompanhamento foi de 24 meses e mostrou somente 6,2% de falhas, similarmente distribuídos entre os grupos. Oito restaurações foram devidas a perda de adesão (3,5%). Seis restaurações (2,7%) foram por presença de patologia periapical.

Outro estudo prospectivo foi feito por Piovesan et al. (2007)¹⁶ para avaliar os pinos de fibra de polietileno. Sessenta e nove pacientes originados a partir de um consultório odontológico participaram do estudo. A idade dos pacientes não foram reportados. Um operador foi responsável pelo tratamento de todos os casos. Os dentes anteriores (33%) e posteriores foram restaurados (67%). O preparo do conduto foi de aproximadamente de 7 a 10

mm de comprimento. Uma fibra de polietileno de 2 mm (Ribbeond, Ribbond Inc) foi usado. Os pinos foram cimentados com Enforce (Dentsply Caul) Os dentes foram restaurados com coroas metálicas fundidas, coroas de cerâmicas ou resina composta. O período de acompanhamento foi de 90,2 meses. As falhas dos dentes anteriores ocorreram duas vezes, 1 em coroas de cerâmicas e outra em resina composta. Em dentes posteriores, duas falhas ocorreram em dentes com cerâmicas devido a fratura do pino.

Turke et al. (2007)¹⁷ conduziram um estudo clínico que avaliaram o pino de polietileno. Vinte e oito pacientes foram tratados durante 6 anos e a idade média dos pacientes foi de 34,53 anos. Os dentes foram restaurados em dentes anteriores (73,8%) e posteriores (26,2%). Os pinos tinham o comprimento de 3 mm e foi utilizado cimento resinoso combinado com Heliobond (Ivoclar Vivadent) de acordo com instruções do fabricante. O período de acompanhamento foi de 10 a 73 meses. Somente 1 pino apresentou dilaceramento do pino após 11 meses.

Discussão

Os resultados de cinco estudos clínicos^{10,12,13,16,17} mostraram que a longevidade dos pinos não-metálicos durante esses 5 anos, por isso algumas considerações podem ser feitas sobre a longevidade dos pinos não-metálicos. Os dentes incluídos foram 25,4% anteriores e 74,6% posteriores. O sucesso variou de 96% em dois anos para 94% em 8 anos. A maioria das falhas foram devido a perda de adesão. A maioria das falhas por perda de adesão, o pino foi cimentado em dentes com menos de 2 mm de estrutura dentinária^{10,13}. Em

adicional, a perda de adesão por ter sido causado pela dificuldade de retenção dos pinos na dentina intra-radicular¹⁹⁻²¹. As falhas não estavam associadas com fraturas, entretanto 6 casos ocorreram fraturas do pino, sendo 4 em dentes anteriores e dois em posteriores. Somente 1 pino apresentou dilaceramento do pino após 11 meses. O uso do pino não-metálico é comumente reparável quando o pino ocorre a fratura^{13,14,22-24}.

Os pinos utilizados foram 52,5% de quartzo, 13,2% de fibra de vidro, 13,2% de resina reforçado com fibra e 21,1% em pinos de polietileno. O período de acompanhamento foi até 8 anos. Comparando as falhas dos pinos separadamente, 5% ocorreu em pinos de quartzo, 8% em fibra de vidro, 5,3% em pinos de polietileno (Figure 1).

Standlee et al. (1972)²⁵ reportaram que a camada de cimento contribui para o estresse uniforme entre o pino e o conduto radicular. Mendonza et al. (1997)²⁶ avaliou a habilidade do pino a base de resina para reforço do dente e concluíram que o cimento resinoso é mais resistente a fratura do que o fosfato de zinco.

Todos os pinos cimentos foram com cimentos resinoso. 456 dentes foram restaurados com coroas e 182 com resina composta. A tabela 5 mostra detalhes das restaurações das restaurações usados no artigo. Nesse presente estudo mostra que não é possível avaliar a quantidade de falhas de coroas e de resina composta separadamente.

Conclusão

De acordo com os 5 artigos, a hipótese que a utilização de pinos não-metálicos está associado ao aumento da longevidade clínica dos dentes restaurados foi aceita. A taxa de sucesso variou entre 96% em dois anos para 94% em 8 anos.

Informações dos autores



Dr. Bandéca, estu­dante de mestrado do Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista e Pesquisador Associado do Departamento de Ciências Clínicas, Faculdade de Odontologia, Universidade de Toronto.



Dr. El-Mowafy, Professor do Departamento de Ciências Clínicas, Faculdade de Odontologia, Universidade de Toronto.



Dr. Shebl, Professor assistente do Departamento de Protose Fixa, Faculdade de Odontologia, Universidade de Suez-Canal e Pesquisador Associado do Departamento de Ciências Clínicas, Faculdade de Odontologia, Universidade de Toronto.

Dr. Porto-Neto, Professor assistente do Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

Correspondência: Matheus C. Bandéca, Departamento de Odontologia Restauradora, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 1680 Humaitá, 14.801-903. E-mail: matheus.bandeca@utoronto.ca

Referências

1. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984; 51(6):780-784.
2. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6):565-567.
3. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996; 75(4):375-380.
4. Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. *J Can Dent Assoc* 2008; 74(5):441-441e.
5. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002; 87(4):431-437.
6. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2):151-157.
7. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000; 13(Spec. No):9B-13B.
8. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int* 1999; 30(6):383-392.

9. Manocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999; 1(2):153-158.
10. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-Year results. *Int J Prosthodont* 2007; 20(3):293-298.
11. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I, Tay F. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2007; 20(5):287-291.
12. Grandini S, Goracci C, Tay F, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont* 2005; 18(5):399-404.
13. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: A 2-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2003; 16(6):593-596.
14. Neumann M, Blankenstein F, Kiessling S, Dietrich T. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci* 2005; 113(6):519-524.
15. Neumann M, Sterzenbach G, Franke A, Dietrich T. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs glass fiber prefabricated posts: preliminary results after up to 3 years. *Int J Prosthodont* 2007; 20(5):499-503.
16. Piovesan EM, Demarco FF, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Survival rates of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced custom posts and cores: A 97-month study. *Int J Prosthodont* 2007; 20(6):633-639.

17. Turker SB, Alkumru HN, Evren B. Prospective clinical trial of polyethylene fiber ribbon-reinforced, resin composite post-core buildup restorations. *Int J Prosthodont* 2007; 20(1):55-56.
18. Wegner PK, Freitag S, Kern M. Survival rate of endodontically treated teeth with posts after prosthetic restoration. *J Endod* 2006; 32(10):928-931.
19. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Majör IA. Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. *Am J Dent* 2000; 13(5):255-260.
20. Mjör IA, Nordahl I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. *Arch Oral Biol* 1996; 41(5):401-412.
21. Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, Tay FR. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res* 2005; 84(3):223-227.
22. Sorrentino R, Monticelli F, Goracci , Zarone F, Tay FR, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Effect of post retained composite restorations and the amount of coronal residual structure on the fracture resistance of endodontically-treated teeth. *Am J Dent* 2007; 20(4):269-274.
23. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont* 2003; 16(1):39-44.
24. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent* 2003; 89(4):360-367.

25. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972; 33(6): 952-960.

26. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root reinforcement with a resin-bonded preformed post. *J Prosthet Dent* 1997; 78(1):10-14.

Tabelas e gráficos

Tabela 1. Critérios de seleção usados no estudo

Passo	Inclusão	Exclusão
Primeira seleção	Estudo comparativo	Caso Clínico
	Estudo clínico	Estudo não-comparativos
	Artigos em inglês	Estudos não-clínicos
	Estudos com humano	Artigos em outro idioma Estudos com animais
Segunda seleção	Período de acompanhamento pelo menos 2 anos	Período de acompanhamento menor que 2 anos
	Pinos não-metálicos	Pinos metálicos
	Consistência dos dados	Insuficiência de dados
Terceira seleção	Coroas unitárias	

Tabela 2. Artigos selecionados após a segunda seleção (em ordem alfabética; n = 10) (estudo excluídos na terceira seleção está em itálico)

Cagidiaco et al. 2007
Ferrari et al. 2000
Ferrari et al. 2007
 Grandini et al. 2005
 Monticelli et al. 2003
Naumann et al. 2005
Neumann et al. 2007
 Piovesan et al. 2007
 Turker et al. 2007
Wegner et al. 2006

Tabela 3. Detalhes dos cinco artigos incluídos no estudo

Referência	Tipo de estudo	No de examinadores	No. de pacientes	Idade do paciente		Posição e No. de dentes		Tipo de pino	Tipo de cimento	Período de acompanhamento (anos)	No. e % falhas	Causas da falha
				(anos) e média	Anterior	Posterior	Quadrante					
Cagidiaco et al.	Estudo clínico	2	150	18-75 (56)	57	105		Quartz fiber post (DT light Post)	Calibra	23-25	12 (7.4)	Perda de adesão e patologia periapical
Grandini et al.	Estudo clínico	3	81	15-56 (35)	38	62		Quartz fiber post (DT light Post)	Duo-link	30	4 (4)	Patologia periapical
Monticelli et al.	Estudo prospectivo	N/A	225	18-78 (51)	-	225		Glass fiber post (Aesthetic Plus Post) Quartz fiber post (DT light Post) Fiber-reinforced composite	Duo-link e Multilink	24	14 (6.2)	Perda de adesão e patologia periapical

Monticelli et al.	Estudo prospectivo	N/A	225	18-78 (51)	-	225	Glass fiber post (Aesthetic Plus Post) Quartz fiber post (DT light Post) Fiber-reinforced composite (Postec Post)	Duo-link e Multilink	24	14 (6.2)	Perda de adesão e patologia periapical
-------------------	--------------------	-----	-----	------------	---	-----	---	----------------------	----	----------	--

DT light, RTD, St. Egreve, França

Ribbon, Ribbond, Seattle, EUA

Connect Reinforcement Ribbon, Kerr, Orange, EUA

Aesthetic Plus, RTD, St. Egreve, França

Postec, Ivovclar Vivadent, Schaan, União Europeia

Calibra, Dentsply Caulk, Milford, DE

Duo-link, Bisco, Schaumburg, EUA

Multilink, Ivovclar Vivadent, Schaan, União Europeia

Enforce, Dentsply Caulk, Milford, DE

*O artigo não mostrou a variação da idade

** Não foi mencionado

*** Somente um paciente apresentou falha entre dentina e cimento como resultado de perda de adesão do pino após 11 meses.

Tabela 4. Detalhes do tipo de restauração dos cinco artigos

Referências	Posição do dente	Tipo de restauração	Número de restauração	No. de falhas	Tipo de falhas
Cagidiaco et al.	Anterior	Metalo-cerâmica	162*	2	Perda de adesão
	Posterior	Cerâmica		2	Patologia periapical
Grandini et al.	Anterior	Resina composta	38	5	Perda de adesão
	Posterior		62	3	Patologia periapical
	Anterior	-	-	-	-
Monticelli et al.	Posterior	All-ceramic	225	14	Perda de adesão e patologia periapical
Piovesan et al.		Metalo-cerâmica	11	2	Fratura do pino
	Anterior	Cerâmica	9	1	Fratura do pino
		Resina composta	16	1	Fratura do pino
		Metalo-cerâmica	18	0	-
	Posterior	Cerâmica	30	2	Pino dilacerado e pino fraturado
		Resina composita	25	0	-
	Anterior		31	0	
Tuker et al.	Posterior	Cerâmica	11	1	Perda de adesão

*120 coroas e 41 resinas composta.

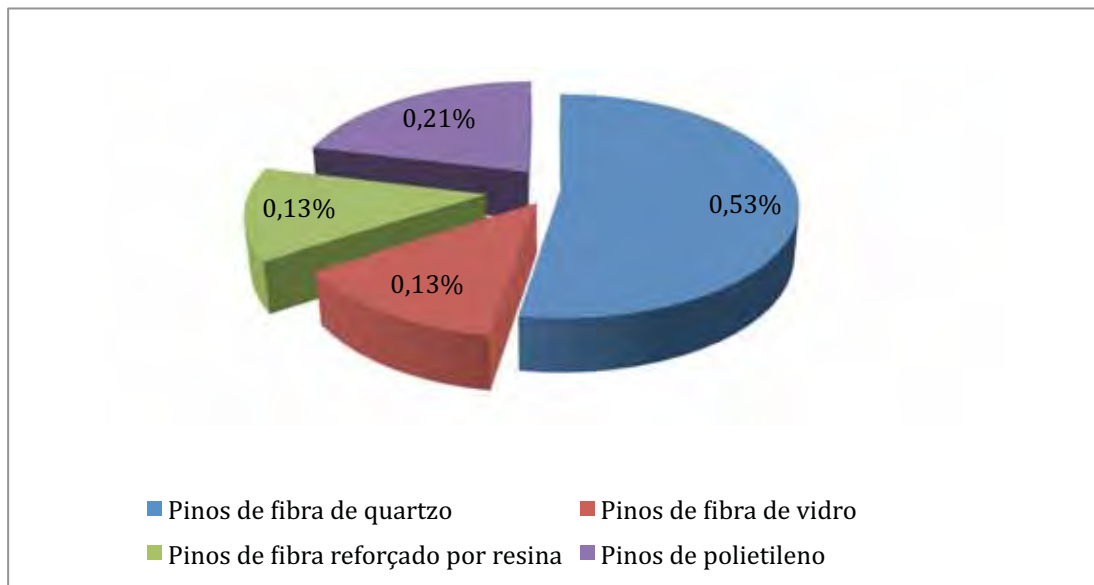


Figure 1. Porcentagem de falhas dos pinos não-metálicos dos artigos selecionados com período de acompanhamento de 8 anos.

CAPÍTULO 2

Artigo aceito para publicação no periódico *Laser
Physics*.



Variação do grau de conversão dos cimentos de dupla-cura fotoativados com luz led azul

Autores: M. C. Bandéca,^{a,b} O. El-Mowafy,^b E. G. Saade,^a A. N. S. Rastelli,^{a,c} V. S. Bagnato,^c S. T. Porto-Neto^a

^aUniversidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Departamento de Odontologia Restauradora, Humaitá 1680, Araraquara, SP, 14801-903, Brasil.

^bUniversidade de Toronto, Faculdade de Odontologia, Departamento de Ciências Clínicas, Edward 124, M5G 1G6, Toronto, Ontario, Canada.

^cUniversidade de São Paulo, Instituto de Física de São Carlos, Trabalhador São Carlense 400, São Carlos, 13560-970, SP, Brazil.

***Autor correspondente:** Alessandra Nara de Souza Rastelli, Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Departamento de Odontologia Restauradora, Humaitá 1680, Araraquara, SP, 14801-903, Brasil.
e-mail: alerastelli@yahoo.com.br

Resumo

Os procedimentos adesivos consistem recentemente uma porção importante no tratamento estético adesivo. Os cimentos resinosos tem sido utilizados para adesão entre substrato do dente e os materiais restauradores. Devido a introdução recente dos cimentos auto-adesivos a base de novos monômeros, tem sido importante estudar o grau de conversão (GC) desses novos materiais. No presente estudo a reação de polimerização e o conteúdo inorgânico dos cimentos duais odontológicos foram avaliados por espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier (FT-IR) e termogravimetria (TG). Vinte amostras feitas com auxílio de uma matriz metálica (8 mm de diâmetro x 1 mm de espessura) de cada cimento, Panavia[®] F2.0 (Kuraray) e RelyX[™] Unicem Applicap (3M/ESPE). Cada amostra foi curado com LED azul com densidade de potencia de 500 mW/cm². As amostras foram avaliadas imediatamente, 24 e 48 horas, e 7 dias após o GC. Cinco amostras para cada intervalo de tempo foram trituradas, prensadas com KBr e analisadas em FT-IT. A análise do TG foi realizada no Netzsch TG 209 sob atmosfera de oxigênio e taxa de aquecimento de 10^o C/min a partir de 25^o C a 700^o C. O teste ANOVA (dois critérios) mostrou os valores estatísticos de GC (%) que foram diferentes para os dois cimentos ($p < 0.05$). O teste de Tukey mostrou não haver diferença significativa entre 24 e 48 horas após a fotoativação para os dois cimentos ($p > 0.05$). O RelyX[™] Unicem mostrou valores maiores do que o Panavia[®] F2.0. O grau de conversão aumentou após o tempo de

armazenamento e o conteúdo inorgânico mostrou ser similar para os dois cimentos.

Palavras-chave: Cimento resinoso, polímeros odontológicos, polimerização.

Número do PACS: 65.80.+n, 82.35.Jk, 82.50.Bc, 82.35.Lr

1. Introdução

O aumento da demanda por procedimentos estéticos tem estimulado um crescente número de desenvolvimento de novos materiais restauradores indiretos. O cimento resinoso tem sido amplamente utilizada para cimentação dos materiais estéticos indiretos ao dente [1-3]. Os cimentos resinosos permitem uma união adesiva, sendo introduzida para aumentar o sucesso clínico [4].

Os cimentos resinosos tem sido frequentemente usados para cimentação da maioria das porcelanas, cerâmicas, resina composta indiretas e pinos não-metálicos, permitindo boas propriedades mecânicas que pode diminuir a microinfiltração marginal, e pode aumentar a resistência a fratura e retenção desses materiais [4-7]. Essas propriedades são influenciados pela presença de uretano dimetacrilato (UDMA) na composição monomérica. O monômero UDMA é mais flexível que os comumente utilizados bisfenol-glicidil-metacrilato (bis-GMA) devido a presença das ligações de uretano e pela baixa viscosidade, o qual facilita a migração de radicais livres e aumenta a

densidade das ligações [8, 9]. Em adicional, o conteúdo inorgânico é também responsável pelas propriedades como a resistência a fratura [10].

A composição básica dos cimentos resinosos atuais é similar as resinas compostas. Os cimentos resinosos são polimerizados quimicamente e/ou pela luz, e alguns apresentam as duas ativações denominados de “polimerização dual” [11]. A polimerização ocorre por uma reação exotérmica e o aquecimento promovido pela polimerização do monômero é mensurado pelo calor emitido como uma reação de monômeros para polímeros através da análise térmica. A formação dos polímeros ocorrem durante a conversão das duplas ligações de carbono simples que podem ser determinados pelo grau de conversão. A reação dos monômeros pela formação dos polímeros durante a reação de polimerização afeta as propriedades físicas dos materiais resinosos [12].

O grau de conversão é extremamente interessante para o tempo de processamento ou qualidade clinica de uma restauração [13]. Recentemente, o cimento resinoso tem sido introduzido sem a necessidade de pré-tratamento da superfície que é baseado em novos monômeros, conteúdos inorgânicos e iniciadores. A proposta deste estudo foi avaliar o grau de conversão de 2 cimentos resinosos em diferentes de acordo com os tempos de armazenamento a 37° C imediatamente após a fotoativação, 24 e 48 horas, e 7 dias, e análise do conteúdo inorgânico pelo TGA.

2. Materiais e Métodos:

2.1. Materiais usados:

Os dois cimentos incluídos no estudo estão dispostos na Tabela 1 com as composições indicadas pelos respectivos fabricantes.

Tabela 1. Cimentos resinosos duais utilizados no estudo.

Cimento resinoso	Composição	Fabricante	Nº do lote
Panavia® F 2.0 Base	10-MDP, 5-NMSA, silica, dimetacrilatos, iniciadores	Kuraray Medical	00265B
Panavia® F 2.0 Catalisador	Vidro de bario, fluoreto de sódio, dimetacrilato, BPO	Tokyo, Japao	00043B
RelyX™ Unicem Pó	Pó de vidro, sílica, hidróxido de cálcio, pigmento, pirimidine, composto de peróxido, iniciador	3M/Espe Seefeld, Alemanha	311682
RelyX™ Unicem Liquido	Metacrilato, ésteres fosfóricos, dimetacrilato, Acetato, estabilizadores,		

iniciadores de auto- polimerização, iniciadores de polimerização pela luz

2.2. Preparação das amostras:

As amostras (diâmetro $8,0 \pm 0,1$ mm, espessura $1,0 \pm 0,1$ mm) foram feitos com auxílio de uma matriz metálica. Os materiais foram conduzidos de acordo com as instruções dos fabricantes. A matriz foi preenchido pelo cimento, o qual foi usado tira de poliéster de cada lado da amostra. Posteriormente, uma lâmina de vidro foi colocado em cima da matriz. Para padronização, a superfície da amostra foi colocado um peso de 1 Kg com orifício central para passagem da luz LED para fotoativação (Figura 1).

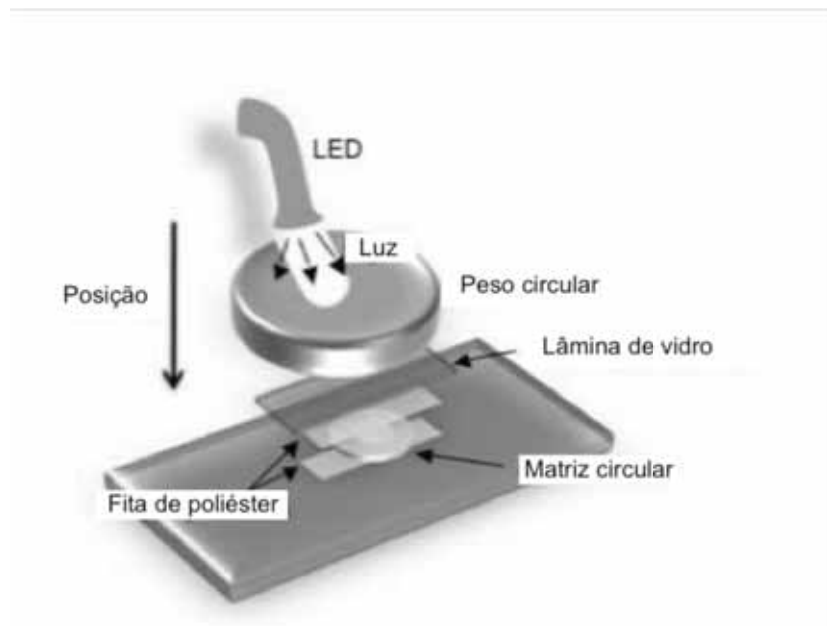


Figura 1. Esquema de confecção das amostras para FT-IR e TGA.

O LED (LEC 1000, MMOptics, São Carlos, Brasil) com emissão de luz azul foi usado para fotoativação (irradiação: $\lambda = \pm 470$ nm, 500 mW/cm^2 , $\phi = 8\text{mm}$) da amostra durante 30 segundos. A densidade de potência foi verificada pelo Fieldmaster (Sensor LM-3 HTD, Coherent Commercial Products Division, model number FM, set n° WX65, part number 33-0506, USA).

A espessura da lâmina de vidro foi utilizada para padronização da distância entre a ponta do LED e o cimento resinoso. Cinco amostras foram realizadas para cada grupo ($n=5$). Os grupos foram divididos de acordo com o grau de conversão (%GC) determinado em diferentes tempos: imediatamente após a fotoativação, 24 e 48 horas, e 7 dias.

2.3. Porcentagem do conteúdo inorgânico

A porcentagem do conteúdo inorgânico foi determinado pela análise de termogravimetria. A análise de termogravimetria (TGA) foi realizado com o TH 209 (Netzsch), operando em N₂ em um gás baixo de 20 mL min⁻¹ com alumina contendo ~20 mg das amostras. Para avaliação, a temperatura durante o programa térmico variou entre 30 a 900° C na taxa de 10° C/min em atmosfera normal. A calibração do dispositivo foi realizado de acordo com os procedimentos padronizados pela ajuda online do TA instrumentos. A massa de TG e calibração foi conduzido com α-alumina posicionado sob o sensor. A temperatura de calibração foi realizado usando amostra com zinco puro.

A cálculo entre o peso final das amostras e o peso nominal é determinado a fracção inorgânica. Três amostras de cada material foram analisados.

2.4. Grau de conversão (GC%):

Imediatamente após a fotoativação, 24 e 4 horas e 7 days, as amostras foram trituradas até obter um fino pó, o qual ficou mantido em um local totalmente escuro até o momento da análise de FT-IR. Dez miligramas do pó de cimento resinoso foi misturado a cem miligramas de KBr em pó. Posteriormente, a mistura foi prensado com carga de 10 toneladas durante 1 minuto para obtenção da pastilha.

O número de ligações duplas de carbono, o qual foram convertidos em ligações simples, determinaram o grau de conversão (%) dos cimentos resinosos.

Para mensurar o grau de conversão, a pastilha foi levado a um dispositivo de fixação no interior do espectrofotometro (Nexus 470, Thermo Nicolet). Para essa técnica, as amostras foram feitas e analisados de acordo com os tempos de armazenamento.

A análise do espectro foi realizado pela espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier (FT-IR) que utiliza reflexão difusa. As mensurações foram registradas em absorvância operando sob as seguintes condições: 32 scans de 4 cm^{-1} resolução, 300 a 4000 cm^{-1} comprimento de onda.

As porcentagens de ligações dupla de carbono não-curadas (% C=C) foram determinadas a partir da relação de absorvância da intensidade de alifáticos C=C (pico em 1638 cm^{-1}) com o padrão interno, antes e após a cura do modelo: C-C aromáticos (pico em 1608 cm^{-1}). O grau de conversão foi determinada pela subtração da %C=C a partir de 100%, de acordo com a fórmula:

$$(\%) \text{ DC} = 1 - \frac{(1638 \text{ cm}^{-1}/1608 \text{ cm}^{-1}) \text{ curada}}{(1638 \text{ cm}^{-1}/1608 \text{ cm}^{-1}) \text{ não-curada}} \times 100$$

3. Resultados

O espectro de FT-IR dos cimentos resinosos estudados antes e após a configuração estão na Figura 2.

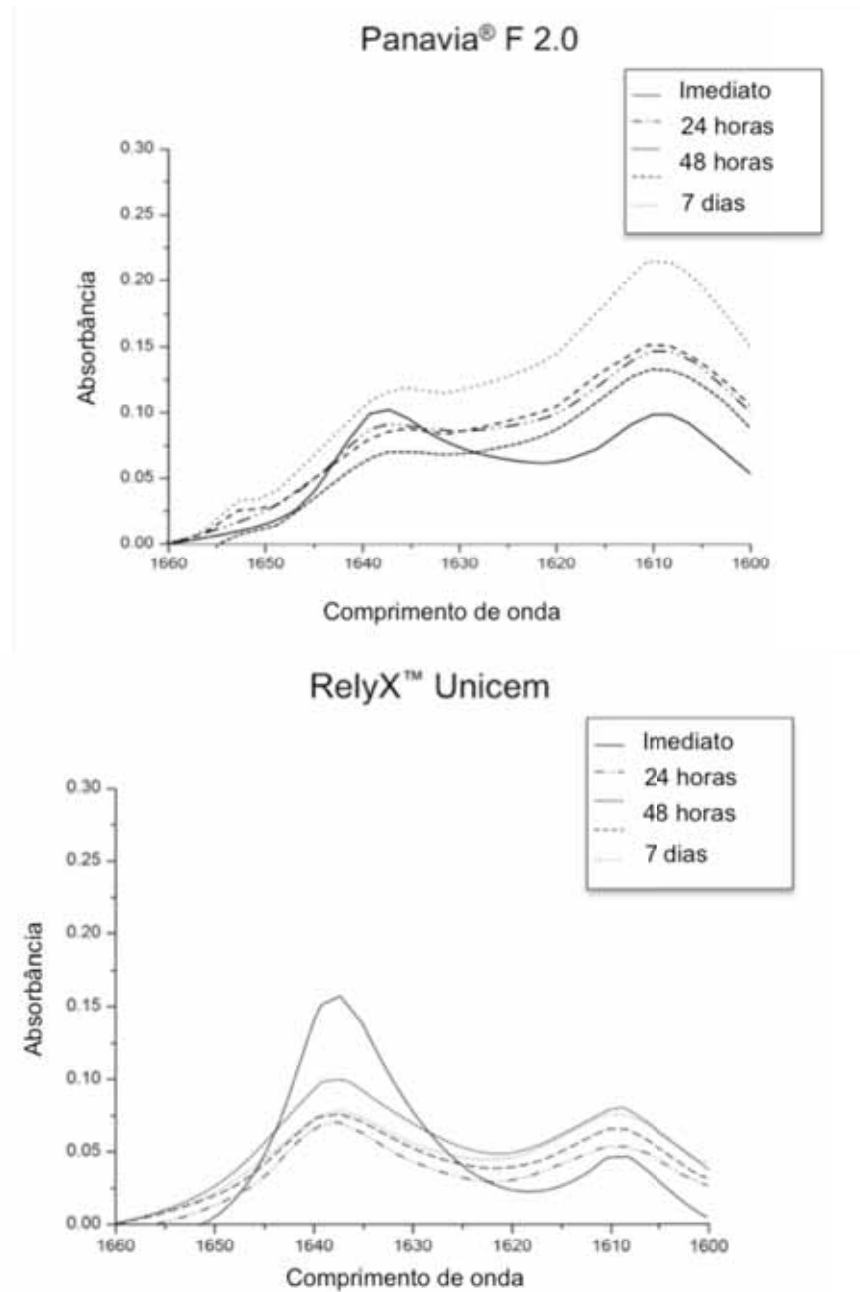


Figura 2. Espectro FT-IR dos cimentos curados e não-curados (Panavia® F 2.0 and RelyX™ Unicem em diferentes tempos de armazenamento).

Os valores médios do GC estão na tabela 2. O teste Anova (two-way) mostrou diferença estatisticamente significativa entre os dois cimentos ($p < 0.05$). O teste de Tukey mostrou não haver diferença significativa somente entre 24 e 48 horas após a fotoativação para os dois cimentos ($p > 0.05$). Entretanto, os valores médios de conversão aumentaram com o tempo de armazenamento. O RelyX™ Unicem foi significativamente maior do que o Panavia® F 2.0 ($p < 0.05$) (Figura 3).

Tabela 2. Valores médios do grau de conversão do Panavia® F 2.0 e RelyX™ Unicem Aplicap imediatamente, 24 e 48 horas, e 7 dias após fotoativação

		Média	Desvio- Padraão	SEM	Variância
Panavia® F 2.0	Imediatamente	40.72	1.53036	0.6844	2.342
	24 horas	46.4	2.56515	1.14717	6.58
	48 horas	45.2	2.88565	1.2905	8.327
	7 dias	48.525	1.96135	0.87714	3.84688
RelyX™ Unicem Aplicap.	Imediatamente	62	4.01435	1.79527	16.115
	24 horas	63.86	2.95516	1.32159	8.733
	48 horas	66.225	3.71172	1.65993	13.77687
	7 dias	70.2	2.79285	1.249	7.8

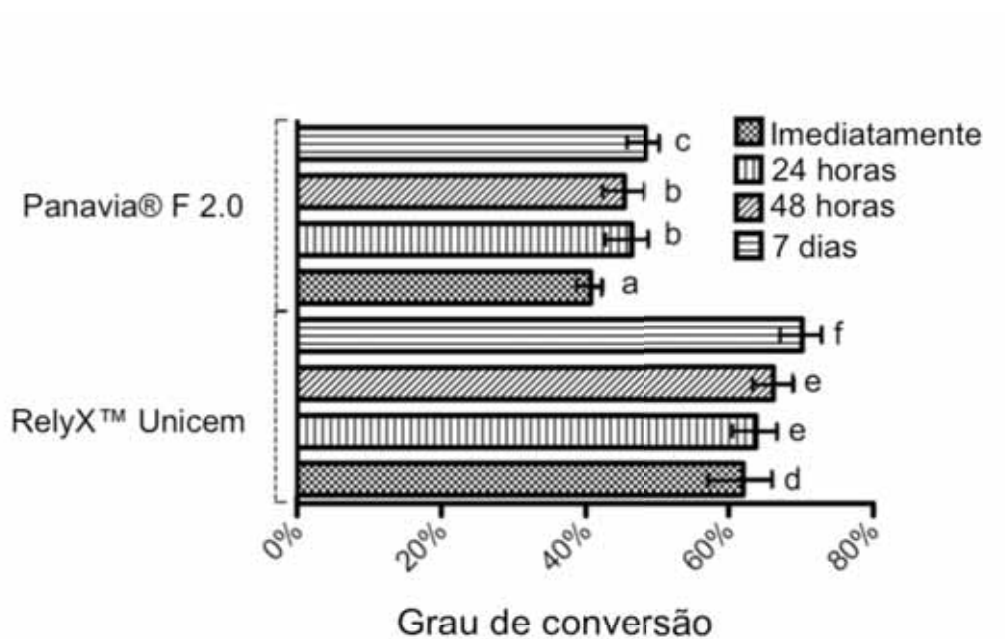


Figura 3. Resultados do grau de conversão dos cimentos resinosos usados no estudo. Letras diferentes (a-f) indicam diferença estatisticamente significativa no nível de 5% (teste de Tukey; $p < 0.05$).

A porcentagem de conteúdo inorgânico dos dois cimentos estudados determinado pelo TGA estão listados na tabela 3.

Tabela 3. Porcentagem de conteúdo inorgânico dos cimentos.

Materiais	Conteúdo inorgânico (%)
Panavia® F 2.0	73%
RelyX™ Unicem	70%

4. Discussão:

Este estudo *in vitro* avaliou o grau de conversão de dois cimentos resinosos duais fotoativados com LED azul. Durante a reação da polimerização, as ligações duplas de carbonos alifáticos são discriminados pelos radicais livres, enquanto que a ligação dupla de carbono aromáticos permanece [14].

Sabe-se que a inadequada polimerização de um cimento resinoso está associada a problemas como a sensibilidade pós-operatória [15,16], microinfiltração e cárie recorrente [17], suscetibilidade à degradação [18], descoloração e diminuição das propriedades mecânicas [19]. Além disso, o monômero não convertido pode gerar espécies de radicais responsáveis no tempo para alguns estados patológicos [20]. O grau de conversão inadequado dos cimentos resinosos duais é, portanto, importante para o sucesso clínico geral, a longevidade e biocompatibilidade da restauração. As mensurações do FT-IR provaram ser uma técnica confiável para analisar o grau de conversão em monômeros de materiais resinosos odontológicos [21]. A Figura 2 mostra as regiões média de espectro infravermelho capturadas para a avaliação do GC%. Em particular, a Figura 1 relata o espectro na região 1660-1600 cm^{-1} mostrando as bandas de ligações $\text{V}_{\text{C}=\text{C}}$ olefinicos (1638 cm^{-1}) e $\text{V}_{\text{C}=\text{C}}$ aromático (1608 cm^{-1}) comprimentos de vibrações da GC em função do tempo de armazenamento, pode ser calculado.

O Panavia[®] F 2.0 e RelyX[™] Unicem Applicap usados neste estudo são de dupla cura, o que significa que os monômeros são polimerizados por luz e auto-ativação. A auto-ativação inicia-se com a reação entre peróxido de benzoil e amina terciária. A mistura destes componentes geram radicais livres que promove uma quebra nas ligações duplas de carbono alifáticos para iniciar o processo de polimerização. O sistema iniciador da ativação por luz é baseado em canforoquinona, que absorve energia quando exposta à luz visível no comprimento de onda entre 400 e 500 nm, e combina com as aminas terciárias para formar um estado complexo que reparte-se em radicais livres reativos. Embora estes dois modos de ativação são independentes, a ativação por luz é necessária para alguns cimentos duais aumentar o grau de conversão [22].

O grau de conversão de um material resinoso depende de vários fatores, como a formulação do monômero foi demonstrado que afeta o grau de conversão dos materiais resinosos [23]. O RelyX[™] Unicem consiste monômeros modificados em ácidos fosfóricos metacrilatos. Estes monómeros formam altas ligações cruzadas na matriz do cimento durante o processo de polimerização. Vários grupos de ácidos fosfóricos e de ligações duplas de carbono por molécula são característicos para os monômeros metacrilatos no RelyX[™] Unicem. Considerando que o grupos de ácido fosfórico contribuem para a auto-adesão, as ligações duplas de carbono provocam uma alta reatividade do monômeros metacrilato uns com os outros. Assim, o RelyX[™] Unicem apresenta um grau elevado de partículas de monômeros inter-relacionados. Desta forma boas propriedades mecânicas (por exemplo, alta

compressão e flexão) e adesão sem pré-tratamento pode ser alcançada. Além disso, um grau elevado de ligações é um requisito essencial para a estabilidade de longo prazo do cimento que se reuniu no RelyX™ Unicem (3M/ESPE). Os resultados deste estudo mostraram o maior grau de conversão para os valores médios de RelyX™ Unicem ($p < 0.05$).

Por outro lado, O Panavia® F 2.0 mostrou menores valores de grau de conversão comparados ao outro cimento resinoso usado no presente estudo. Além disso, o conteúdo de carga inorgânica é relativamente mais elevada para o Panavia® F 2.0 (73%) que pode contribuir para o baixo GC% obtidos neste estudo [24-25].

As propriedades dos materiais resinosos odontológicos dependem de muitos fatores: propriedades físicas, químicas e mecânicas do monômero, polímero, o conteúdo de carga inorgânica, a concentração, o tamanho e distribuição das partículas, bem como o processo, incluindo fotoativação e a natureza do fotoiniciador e do ativador, a sua concentração, a densidade de potência do fotopolimerizador, tempo de exposição e, especialmente, o tipo de luz utilizada para fotoativação [26-29].

Silva et al. [30] e Calixto et al. [31] mostraram que o uso do LED para cura de materiais resinosos é melhor do que a luz halógena, pois o LED tem onda mais adequado para a polimerização dos materiais resinosos odontológicos. De acordo com essas pesquisas, está investigação foi utilizado o LED para polimerizar as amostras para obter mais conversão de monômeros possível. Outros estudos têm sido utilizados outras unidades de luz, como o

laser em odontologia, no entanto melhores resultados têm sido relatadas para a preparação da superfície dentária [32, 33].

Os resultados mostraram que o GC% para os dois cimentos testados dependem da composição e do período de avaliação. O baixo grau de conversão inicial espera-se pelo menos o grau de conversão final ao mesmo nível que os outros cimentos resinosos. A diferença de comportamento parece estar relacionado com material. O RelyX™ Unicem apresentou um GC% de 62-70%, enquanto o Panavia® F 2.0 teve 40-48%. Como consequência, propriedades mecânicas como a resistência a flexão e compressão, módulo de elasticidade, dureza pode ser proporcionalmente afetados por esta mudança no GC% [33,34].

Os dois cimentos resinosos testados mostraram uma cura inicial de 24 e 48 horas semelhantes ($p>0.05$). Entretanto, os resultados após 7 dias da fotoativação mostraram maiores do que os demais tempos estudados. ($p<0.05$). Neste sentido, os resultados deste estudo afirmam que existem provas substanciais de uma polimerização química induzida dos cimentos de dupla cura que ocorre após a exposição à luz.

A conversão de ligações duplas em condições secas aumentaram significativamente ao longo do tempo com diferença estatística entre as quatro diferentes momentos avaliados com exceção entre 24 e 48 horas. O fenômeno de "escuro" após a cura está de acordo com os achados de outros autores [22, 35], mas está em contraste com a conversão das medidas realizadas por

espectroscopia Raman, para o qual pouco aumento na conversão dentro de 24h foi relatada [36-38].

5. Conclusões:

Dentro das limitações do presente estudo, pode-se concluir que os cimentos resinosos de dupla cura podem mostrar polimerização diferentes, dependendo de sua composição e tempo de armazenamento. A seleção do cimento resinoso pode ser importante para o desempenho clínico da restauração.

No entanto, apenas dois cimentos resinosos de dupla cura foram avaliadas neste estudo, mostram que os resultados não podem ser estendidas a outros cimentos. Embora exista uma relação entre GC% do cimento resinoso e a melhora da propriedade física, o cuidado deve ser tomado para não atribuírem o sucesso clínico ao GC individualmente.

6. Agradecimentos

Os autores agradecem a 3M/ESPE, Kuraray e a MM Optics, respectivamente por disponibilizar os cimentos resinosos e a unidade fotopolimerizadora para realização do estudo.

7. Referências:

- [1] J. Manhart, A. Scheibenbogen-Fuchsbrunner, H. Y. Chen, and R. Hickel. Clin. Oral Investig. **4**, 192 (2000).
- [2] C. A. Mitchell, M. Abbariki, and J. F. Orr. Dent. Mater. **16**, 198 (2000).
- [3] M. Peumans, B. Van Meerbeek, P. Lambrechts, and G. Vanherle. J. Dent. **28**, 163 (2000).
- [4] N. Attar, T. E. Tam, and D. McComb, J. Prosthet. Dent. **89**, 127 (2003).
- [5] A. Piwowarczyk, and H. C. Lauer, Oper. Dent. **28**, 535 (2003).
- [6] O. El-Mowafy, J. Can. Dent. Assoc. **67**, 97 (2001).
- [7] M. Groten, and L. Probst, Int. J. Prosthodont. **10**, 169 (1997).
- [8] O. Kumbuloglu, L. V. J. Lassila, A. User, and P. K. Vallittu, Int. J. Prosthodont. **17**, 357 (2004).
- [9] F. López-suevos, and S. H. Dickens. Dent. Mater. **24**, 778 (2008).
- [10] E. Asmussen, and A. Peutzfeldt. Dent. Mater. **14**, 51 (1998).
- [11] P. H. Jacobsen, and J. S. Rees, Int. Dent. J. **42**, 145 (1992).
- [12] K. Yoshida, and E. H. Greener, Dent. Mater. **9**, 246 (1993).
- [13] M. Rosentritt, and M. Behr, J. Mater. Sci. **41**, 2805 (2006).
- [14] A. Tezvergil-Mutluay, L. V. Lassila, and P. K. Vallittu, Acta Odontol. Scand. **65**, 201 (2007).
- [15] L. G. Lovell, H. Lu, J. E. Elliott, et al., Dent. Mater. **17**, 504 (2001).
- [16] A. U. Yap, H. K. Lee, and R. Sabapathy, Dent. Mater. **16**, 172 (2000).
- [17] A. H. Darr, and P. H. Jacobsen, J. Oral Rehabil. **22**, 43 (1995).
- [18] B. Van Meerbeek, S. Inokoshi, G. Willems, et al. J. Dent. **20**, 18 (1992).

- [19] S. Uctasli, U. Hasanreisoglu, and H. J. Wilson, *J. Oral Rehabil.* **21**, 565 (1994).
- [20] C. Conti, E. Giorgini, L. Landi, et al., *J. Molecular Structure*, **744–747** (SPEC. ISS.), 641 (2005).
- [21] J. L. Ferracane, and E. H. Greener, *J. Dent. Res.* **63**, 1093 (1984).
- [22] R. R. Braga, P. F. César, and C. C. Gonzaga, *J. Oral Rehabil.* **29**, 257 (2002).
- [23] I. Sideridou, V. Tserki, and G. Papanastasiou, *Biomater.* **23**, 1819 (2002).
- [24] R. H. Halvorson, R. L. Erickson RL, and C. L. Davidson, *Dent. Mater.* **19**, 327 (2003).
- [25] R. Shimura, T. Nikaido, M. Yamauti, et al., *Dent. Mater.* **24**, 70 (2005).
- [26] D. C. Watts, *Proceedings of Conference on Clinically Appropriate Alternatives to Amalgam: Biophysical Factors in Restorative Decision-Making*, *Transactions of Academy of Dental Materials*, 51(1996).
- [27] A. N. S. Rastelli, D. P. Jacomassi, and V. S. Bagnato, *Laser Phys.* **18**, 1074 (2008).
- [28] R. R. Moraes, W. C. Brandt, L. Z. Naves, et al., *Acta Odontol. Scand.* **66**, 257 (2008).
- [29] A. N. S. Rastelli, D. P. Jacomassi, and V. S. Bagnato. *Laser Phys.* **18**, 1003 (2008).
- [30] P. C. G. Silva, S. T. Porto-Neto, R. F. Z. Lizarelli, and V. S. Bagnato, *Laser Phys. Lett.* **5**, 220 (2008).

- [31] L. R. Calixto, D. M. Lima, R. S. Queiroz, A. N. S. Rastelli, et al. *Laser Physics* **18**, 1365 (2008).
- [32] D. A. M. P. Malta, M. A. M. Kreidler, M. F. de Andrade et al. *Laser Phys. Lett.* **4**, 153 (2007).
- [33] H. Jelinkova, T. Dostalova, M. Necaromnee, et al. *Laser Phys. Letter.* **4**, 835 (2007).
- [34] J. L. Ferracane, H. X. Berge, and J. R. Condon, *J. Biomed.Mater. Res.* **42**, 465 (1998).
- [35] L. G. Lovell, H. Lu, J. E. Elliott et al., *Dent. Mater.* **17**, 504 (2001).
- [36] E. Asmussen, and A. Peutzfeldt. *Dent. Mater.* **14**, 51 (1998).
- [37] D. Truffier-Boutry, S. Demoustier-Champagne, J. Devaux, et al., *Dent. Mater.***22**, 405 (2006).
- [38] C. Pianelli, J. Devaux, S. Bebelman, and G. Leloup, *J. Biomed. Mater. Res.* **48**, 675 (1999).

CAPÍTULO 3



Artigo a ser submetido para publicação no periódico

Journal of Dentistry.

Title

Resistência de união a microtração de pinos não-metálicos cimentados com cimentos auto-adesivo e com sistemas adesivos auto-condicionantes

Autores

Matheus Coelho Bandéca, BDS^{a,b}

Omar El-Mowafy, BDS, PhD, FADM^b

Michele Regina Nadalin, BDS, MSc^d

Luis Rafael Calixto Lima, BDS^a

Alessandra Nara Souza Rastelli, BDS, MSc, PhD^c

Sizenando de Toledo Porto Neto, BDS, MSc, PhD^a

Instituições

^a Departamento de Dentística Restauradora, Universidade Estadual Paulista; ^b Departamento de Ciências Clínicas, Universidade de Toronto; ^c Instituto de Física, Universidade de São Paulo; ^d Departamento de Endodontia, Universidade de Ribeirão Preto.

Correspondência:

Matheus Bandeca, Departamento de Ciências Clínicas, Universidade de Toronto, 124 Edward St., Toronto, ON, Canada, M5G 1G6. E-mail:

matheus.bandeca@utoronto.ca

Titulo abreviado: Resistência de união de pinos não-metálicos cimentados com diferentes cimentos.

Resumo

Objetivo. Avaliar a resistência de união por microtração de cimentos auto-adesivo e com sistema adesivos auto-condicionantes em diferentes pinos não-metálicos.

Materiais e Métodos. Oitenta pré-molares inferiores unirradiculares humanos livres de coroa foram selecionados e divididos em 8 grupos: os pinos Exacto[®] e Everstick[®] foram cimentados com os cimento auto-adesivo Breeze[®], e com cimentos auto-condicionantes Nexus[®] 3, Panavia[®] F 2.0 e Bistite[®] II DC. Os materiais que necessitavam de fotoativação foi realizado com o Optilux 501. Os espécimes foram perpendicularmente seccionados em 1 mm de espessura resultando em 6 discos de cada raiz. Os discos foram desgastados no sentido mesio-distal com fresa cilíndrica e divididos em 3 regiões: cervical, médio e apical. Os espécimes foram fixados no dispositivo especial da Bisco para microtração na velocidade de 0,5 mm/min. Os dados foram submetidos a análise de Kruskal-Wallis seguido por teste de Dunn e Friedman. Os modos de falhas e MEV foram feitos.

Resultados. Não teve diferença estatisticamente significativa entre os pinos, com exceção do Bistite[®] II DC ($p > 0,05$). Em contraste, houve diferença significativa entre os cimentos: maior valor para o Nexus[®] 3 e menor para o Bistite[®] II DC. O Panavia[®] F 2.0 ficou entre eles e foi diferente estatisticamente significativa com o Nexus[®] 3 ($p > 0,05$). Os valores de microtração foram

similares para Breeze[®] e Nexus[®] 3 ($p < 0.05$). A prevalência de falhas encontradas foram entre cimento e dentina.

Conclusão. O cimentos auto-adesivo e com sistemas adesivos auto-condicionantes foram similares nos valores de resistência a uniao por microtração.

Palavras-chave: Resistência de união; cimento resinoso; pinos de resina reforçado com fibras; pinos de fibra de vidro; cimento resinoso auto-adesivo; cimento resinoso com sistema adesivo auto-condicionante.

Introdução

Os dentes tratados endodonticamente são mais susceptíveis a fraturas^{1,2}. Os pinos pré-fabricados são comumente utilizados para prevenção de fraturas dentais e podem ser cimentados imediatamente após a preparação do conduto³. Os pinos não-metálicos são fabricados por uma matriz resinoso reforçada com carbono, vidro, quartzo⁷ ou por materiais a base de cerâmica⁸. Com excessão dos pinos de carbonos, esse pinos são mais favoráveis estéticamente em regiões anterior quando restaurados com coroas livres de metal devido a melhor capacidade de translucidez, e em adicional esses pinos possuem módulos de elasticidade semelhante da dentina e dos materiais resinosos^{4,5}.

Os adesivos são usualmente recomendados para união dos pinos não-metálicos e tem sido demonstrado na literatura melhores valores de adesão ao usar os cimentos resinosos combinados com os sistemas adesivos. A capacidade de adesão entre a dentina e o pino podem ser influenciados pela estresse de polimerização induzido pela conversão dos monômeros dos materiais resinosos⁶⁻⁸. O estresse de polimerização pode ocorrer quando a interface material-dentina em diferentes regiões, depende da configuração cavitaria (Fator-C). O Fator-C é uma importante consideração para procedimentos adesivos^{6,9,10} e pode ser alto dentro dos canais radiculares devido ao pouco espaço livre para contração de polimerização^{11,12}. O tipo de pino, as propriedades dos cimentos e características da dentina podem influenciar a adesividade¹⁴⁻¹⁶. Adicionalmente, alguns autores tem

demonstrado diferentes valores de resistência de união em regiões cervical, médio e apical¹⁵, entretanto outros sugerem que não ocorrem¹⁷.

O cimento resinoso atuais podem ser auto-adesivo, combinados com sistemas adesivos auto-condicionantes ou condicionamento total (condicionamento e lavagem). Os cimentos auto-adesivos não requerem o uso de nenhum pré-tratamento da dentina. A simplificação da técnica desses novos materiais podem simplificar os procedimentos operadores e diminuir a sensibilidade pós-operatória¹⁸⁻²² em dentes vitais.

Os testes de microtração, *push-out*, *pull-out* tem sido usados para avaliação de resistência de união desses materiais cimentantes que podem ser nas interfaces entre material-dentina e material-pino²³⁻²⁵. A resistência de união pelo teste *push-out* é criado não somente pelo agente de união, mas também através de micro e macro-retenções promovido pela superfície rugosa e pela fricção entre as duas superfícies, respectivamente^{5,26}.

Através de avanços com esses novo materiais na odontologia, torna-se importante analisar a resistência de união através do teste de micrtoração. A proposta desse estudo foi avaliar a resistência de união de dois diferentes pinos não-metálicos cimentados com 1 cimento auto-adesivo e 3 cimentos com sistemas auto-condicionantes. A avaliação de modos de falhas foi realizado e o MEV foi usado para caracterização da união da interface dentina-ciment-pino.

A hipótese testada foi:

- (1) A resistência de união da dentina radicular não varia entre os cimentos resinosos;

(2) Resistência de união da dentina radicular não varia entre os pinos;

(3) Resistência de união da dentina radicular varia entre as regiões.

Materiais e Métodos

Oitenta e oito 1º pré-molares unirradiculares, livres de fraturas e caries, foram armazenados em água destilada. As coroas foram removidas na junção cimento-esmalte usando um disco em baixa velocidade (Isomet III; Buehler, Lake Bluff, IL) sob refrigeração a água.

Os canais foram preparados em 1 mm aquém do ápice usando os instrumentos rotatórios (Mity, Loser, Leverkusen, Germany) de acordo com a técnica Crown-down. O batente apical foi realizado com a lima 40.06 e a irrigação ocorreu entre as trocas de limas com solução de hipoclorito de sódio a 2,5% e os canais foram obturados com cimento resinoso (AH Plus[®], Dentsply DeTrey, Konstanz).

Os canais foram distribuídos aleatoriamente em 8 grupos, de acordo com os pinos e cimentos utilizados:

Groups (1-4): Pino Exacto[®] cimentado com Breeze[®], Nexus[®] 3, Panavia[®] F 2.0 e Bistite[®] II DC, respectivamente;

Groups (5-8): O pino Everstick[®] cimentado com Breeze[®], Nexus[®] 3, Panavia[®] F 2.0 e Bistite[®] II DC, respectivamente.

Preparo do conduto radicular

Após o tratamento endodôntico, os canais foram armazenados em água destilada a temperatura de 37°C durante 48 horas. O preparo do conduto para receber os pinos foram utilizados fresas correspondentes ao pinos Exacto® and Everstick® com profundidade de 10 mm (tabela I).

Procedimento de cimentação

A cimentação dos pinos com cimentos resinosos foi de acordo com as instruções dos fabricantes, descritos na tabela II. Antes da cimentação, os canais foram irrigados com EDTA a 17% durante 1 minuto, lavados com água destilada e secados com papéis absorventes (Dentsply Maillefer).

Os pinos foram cimentados e a porção coronária foi selado com resina composta em compule (TPH, Dentsply Caulk, Milford, USA) com aplicação de 2 mm de incremento. A fotoativação foi realizado com Optilux 501 (Demetron Kerr, Orange, CA). Antes de cada procedimento, a densidade de potência era verificado com o radiômetro digital. A média da densidade de potência foi de $500 \pm 10 \text{ mW/cm}^2$.

Procedimento para corte

Os espécimes foram fixados com cera em um dispositivo da máquina de corte (Isomet III; Buehler, Lake Bluff, IL) e foram seccionados perpendicularmente em 1 mm de espessura utilizando um disco diamantado em

baixa velocidade sob refrigeração com água. Esse procedimento resultou em 6 discos por cada raiz.

Teste de resistência a união

Os discos dos dez espécimes de cada grupo foi desgastados no sentido mesio-distal com fresa diamantada cilíndrica (#1090, KG Sorensen, Barueri, SP, Brazil) sob refrigeração a água nas superfícies proximais até tocar no pino (Figura 1).

Um paquímetro digital (Deigimatic Caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) com precisão de 0,01 mm foi usado para mensurar a espessura de cada disco. Os espécimes seccionados foram fixados no dispositivo (Bisco Inc) com cianocrilato (Zapit; Dental Ventures of America Inc, Corona, Calif), o qual foram realizados os testes de microtração (Bisco, Inc., Schaumburg, IL, USA) com carga de tensão a uma velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a falhas dos espécimes.

Análise das falhas

Os disco foram examinados em estériomicroscópio em aumento de 25x e os modos de falhas foram classificados de acordo com Perdigão et al.²⁷: (1) adesiva entre pino e cimento, (2) mista entre pino e cimento com cimento visível no pino, (3) adesiva entre o cimento e o conduto radicular e (4) coesiva em dentina.

Análise estatística da resistência de união

Os valores de resistência de união das três regiões avaliadas foram submetidos a análise de Kruskal-Wallis, seguido pelo teste de Dunn ao nível de significância de 5%. A diferença dos valores de resistência de união entre os grupos foi realizado o teste não-paramétrico ANOVA (teste de Friedman) para cada grupo separadamente.

Avaliação da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Um espécime de cada grupo foi usado no MEV para observar a interface dentina-cimento e pino-cimento. Os espécimes foram preparados na unidade Po-laron E5100 (Polaron Equipment, Ltd., Bedford, UK) e examinados no MEV (Hitachi S-2500, Hitachi, Mito City, Japan) na magnificação de $\times 30$ e $\times 350$.

Detector para MEV

Um espécime que foi utilizado o pino Exacto[®] e Everstick[®] foi usado para o MEV com “Robinson Backscattered Electron”. O detector mostra alto grau de sensibilidade de contraste de números atômicos em adicional para evidenciar o contraste de topografia usual do MEV.

Resultados

Resistência de união por microtração

Os valores obtidos pela resistência de união obtidos da região cervical, médio e apical nos grupos estudados estão na figura 2. A diferença entre as regiões

foram diferentes estatisticamente para todos os grupos. A resistência de união foi maior para região cervical e menor para região apical.

A resistência de união foi maior para o pino Everstick[®] cimentado com Nexus[®] 3 (mediana: 13,85 Mpa;

The bond strength was highest for Everstick[®] post cemented with Nexus[®] 3 (median: 13.85 Mpa; intervalo: 10,25-16,20 Mpa) e menor para Exacto[®] cimentado com o Bistite[®] II DC (5.15 (3.2-7.9)). O Panavia[®] F 2.0 ficou entre Nexus[®] e Bistite[®] II DC e foi diferente estatisticamente o pino Everstick[®] cimentado com Breeze[®] e Nexus[®] 3 ($p>0.05$).

O pino Exacto[®] cimentado com Breeze[®] teve nenhuma diferença significane ao pino Everstick[®] cimentado com Breeze[®]. O pino Exacto[®] cimentado com Nexus[®] 3 foi similar ao pino Exacto[®] cimentado com Breeze[®] e para o pino Everstick[®] cimentado com Breeze[®] e Nexus[®] ($p<0.05$).

A análise dos espécimes sob estériomicroscopia revelou nenhuma falha coesiva na dentina (Figura 4). A prevalência de falhas adesivas entre cimento e dentina foi a mais encontrada.

Microscopia Eletrônica de Varredura

A Figura 4 A-D mostra a posição do pino dentro do canal radicular através do detector de SEM que pode ser evidenciado um filamento metálico no interior do pino Exacto[®]. A avaliação do MEV revelou boa adaptação do cimento resino na interface entre pino/dentina. Nenhuma defeito e descontinuidade foi visualizado nas interfaces, e nenhuma diferença significativa na morfologia da interface

entre os grupos analisados (Figura 5 A-E and G). A interface cimento resinoso e dentina foi observado defeito para o Bistite® II DC e Panavia® F 2.0, mas sem grandes diferenças morfológicas aparente(Figura 5 F-H).

Discussão

Os dados do presente estudo confirmam a hipótese de que a resistência adesiva varia entre as regiões. A resistência adesiva é maior em comparação à região cervical para apical. No entanto, a resistência adesiva não variou entre os pinos e que fez variar a resistência adesiva entre cimento resinosos.

Os canais radiculares foram preenchidos com cimento resinoso AH Plus® que é mais aproximado da situação clínica. Chieffi et al.²⁸ mostraram que o cimento resino não tinha um efeito negativo sobre a resistência adesiva. Além disso, os canais radiculares foram lavados com água destilado em vez de EDTA e NaOCl. O impacto de EDTA e NaOCl na resistência adesiva foi observado maiores valores devido a remoção do smear layer superficial em canais radiculares. Em contraste, EDTA utilizado em combinação de NaOCl pode facilmente produzir erosão superfícies com abertura completa da dentina tubulares²⁹.

Várias avaliações laboratoriais têm sido descritos para a avaliação da resistência de união. O teste de microtração ocorre um stress uniforme ao longo da interface³⁰. A distribuição de tensão no testes de *pull-out* e *push-out* tem sido relatado um stress não uniforme quando realizada em regiões radiculares^{5,26,31-33}, que uma grande porção de retenção foi criada pelo cimento

resinoso e também através de micro-retenção da rugosidade superficial e macro-retenção do atrito entre as superfícies⁵. Assim, o teste microtração tornou-se bastante popular na resistência de união da dentina, porém resulta em altas taxas de falhas pre-maturas^{5, 26,34}.

Os valores encontrados na resistência de união foram significativamente maior para todos os grupos na região cervical do que regiões média e apical, relatado em estudos anteriores^{11,35}. Isto é de se esperar, porque maior densidade e área dos túbulos dentinários^{3,15,36}. O outro fator é o acesso mais difícil na região apical e maior dificuldade de distribuição de cimento resinoso com formação de espaços livres^{11,35}. No entanto, a contração de polimerização do cimento resinoso pode ter sido influenciado na resistência de união¹¹.

Para todas as regiões em conjunto, os valores de resistência de união foram semelhantes aos Nexus[®] 2 e ao Breeze[®], quando utilizado o mesmo pinos.

Na literatura não existem estudos sobre os cimentos resinosos Nexus e Breeze. Entretanto, Bitter et al.³⁷ estudaram os efeitos dos cimento resinosos após termociclagem no canal radicular. O resultado mostrou maior valor de resistência de união para o cimento resinoso auto-adesivo RelyX[™] Unicem. Os autores sugerem que a composição do cimento resinoso auto-adesivo promove um bom desempenho, porque apresenta uma tolerância maior a umidade. A secagem do conduto radicular é difícil pela baixa visibilidade. No entanto, outros estudos mostraram menores valores para o RelyX[™] Unicem quando

comparados ao Variolink[®] combinado com Excite[®] DSC³⁴. Então, mais estudos são necessários para descobrir o comportamento clínico destes materiais.

Os resultados do presente estudo podem ser explicados através dos modos de falhas que ocorreram durante o teste de resistência de união por microtração. A falha ocorreu mais na interface entre o cimento e a dentina.

O desempenho dos cimentos resinosos é dependente da qualidade da camada de hibridação, que é estabelecida durante o pré-tratamento de dentina³⁸. Se esta camada é porosa, as moléculas de H₂O podem penetrar e permitir a ocorrência de hidrólise. Uma possível razão para a diminuição da resistência de união do Panavia[®] F 2.0 e Bistite II DC[®] poderia ser explicada pelo fato de que os sistemas adesivos auto-condicionantes não conduza ao estabelecimento de uma densa camada de hibridação. A reação ácido-base entre os monómeros ácidos dos adesivos com as aminas utilizados no sistema iniciador do cimento leva a um menor grau de polimerização. Isso permite ocorrer a hidrólise do cimento resinoso, posteriormente, redução de sua união a dentina³⁹⁻⁴¹.

Diversos procedimentos de pré-tratamento haviam sido descritos para aumentar a resistência de união dos pinos aos cimentos resinosos, tais como a silanização, ácido fluorídrico, jateamento e revestimento de sílica. Alguns estudos relataram que a aplicação do agente silano não tem um efeito significativo sobre a resistência de união dos pinos não-metálicos aos cimentos resinosos^{27,42,43}. No entanto, outros estudos relataram um aumento significativo nos valores de união^{44,45}. No presente estudo, a silanização teve baixa

influência sobre o modo de falha, justificado pelo número reduzido de falhas adesivas entre pino e cimento resinoso.

Recentemente, pinos de resina reforçado com fibras originadas de um material com fibras de vidro impregnadas com uma interpenetração de silano na matriz de resina polimérica de polimetilmetacrilato (Everstick® post) foram introduzidos no mercado. A capacidade de união dos pino Everstick® pode melhorar a resistência de união ao cimento resinoso⁴⁶. A forma do pino não-metálico também é um importante fator de retenção no canal radicular. Pinos paralelos tem mostrado melhor retenção do que os pinos cônicos⁴⁷.

No presente estudo, os pinos não tiveram diferença estatística na resistência de união quando utilizado os mesmos cimentos resinosos, com exceção do Bistite® II DC.

Conclusão

Dentro das limitações deste estudo podemos concluir que:

1. O cimento auto-adesivo teve valores similares de resistência de união ao cimento resinoso com sistem auto-condicionante de 1 frasco;
2. A região cervical mostrou maiores valores de resistência de união do que a região médio e apical;
3. Nenhuma falha coesiva de dentina foi encontrado. A falha mais freqüente foi adesiva entre cimento resinoso e dentina;

4. Nenhuma diferença foi encontrado para os pinos estudados quando cimentados com os mesmos cimentos.

Agradecimentos

Os autores agradecem as empresas Angelus, Pentron Clinical Technologies, Kerr e Kuraray pela doação dos materiais. Essa pesquisa teve o apoio financeiro da CAPES –Brasil.

Referências

1. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1984;51:780–4.
2. Schwartz RS, Robbins JW, Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *Journal of Endodontics* 2004;30:289–301.
3. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dental Materials* 2008;24:660–6.
4. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *Journal of Dentistry* 1999;27:275–8.
5. Aksormuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fiber posts. *Journal of Dentistry* 2004;32:443–50.
6. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite - dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of Dental Research* 1984;63:1396–9.
7. Feilzer A, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research* 1987;66:1636–9.

8. Morris MD, Lee KW, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *Journal of Endodontics* 2001;27:753–7.
9. Feilzer A, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composite for two different curing modes. *Dental Materials* 1993;9:2–5.
10. Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dental Materials* 1997;13:146–50.
11. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dental Materials* 2003;19:199–205.
12. Debnath S, Wunder SL, McCool JI, Baran GR. Silane treatment effects on glass/resin interfacial shear strengths. *Dental Materials* 2003;19:441–8.
13. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dental Materials* 2002;18:495–502.
14. Phrukkanon S. The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. *Journal of Dentistry* 1999;27:265–74.
15. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. *American Journal of Dentistry* 2000;13:255–60.

16. Mannocci F, Pilecki P, Bertelli E, Watson T. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dental Materials* 2004;20:293–6.
17. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *Journal of Endodontics*. 2001;27:321–24.
18. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dental Materials* 2004;20:963–71.
19. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz GS. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clinical Oral Investigations* 2005;9:161–7.
20. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin *Dental Materials* 2006;22:45–56.
21. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *Journal of Adhesive Dentistry* 2006;8:327–35.
22. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials* 2007;23:71–80.
23. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-

- endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dental Materials* 2002;18:586–602.
24. Proença JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MCG, Aguilera FS, García-Godoy F, Osorio R, Toledano M. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dental Materials* 2007;12:1542–48.
25. Omar H, El-Badrawy W, El-Mowafy O, Atta O, Saleem B. Microtensile bond strength of resin composite bonded to caries-affected dentin with three adhesives. *Operative Dentistry* 2007;32:24–30.
26. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertilli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: A review. *Journal of Dentistry* 2007;35:827–35.
27. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dental Materials* 2006;22:752–8.
28. Chieffi, N, Sadek F, Monticelli F, Goracci C, Grandini S, Davidson C, Tay FR, Ferrari M. Effect of dentin adhesives used as sealers and provisional cementation on bond strength of a resin cement to dentin. *American Journal of Dentistry* 2006;19:91–5.
29. Hayashi M, Takahashi Y, Hirai M, Iwami Y, Imazato S, Ebisu S. Effect of endodontic irrigation on bonding of resin cement to radicular dentin. *European Journal of Oral Sciences* 2005;113:70–6.
30. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y. The microtensile bond test: a review. *Journal of Adhesive Dentistry*

- 1999:1;299–309.
31. Sudsangiam S, Van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose?, *Journal of Adhesive Dentistry* 1999:1;57–67.
32. Patierno JM, Rueggeberg FA, Anderson RW, Weller RN, Pashley DH. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin, *Endodontics & Dental Traumatology* 1996:12;227–36.
33. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller N, Kimbrough F. Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin, *Journal of Endodontics* 2001:27;411–14.
34. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *European Journal of Oral Sciences* 2004:112;353–61.
35. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A. Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Operative Dentistry* 2005:30;500–6.
36. Ferrari M, Mannocci F. A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: An SEM evaluation of the post-resin interface. *International Endodontic Journal* 2000:33;397–400.
37. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond

- strengths to root canal dentine. *International Endodontic Journal* 2000;39;809–18.
38. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentin structure: a modelling approach. *Archives of Oral Biology* 1995;40;1109–18.
39. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of Dentistry* 2002;30;371–82.
40. Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites; two-step vs. one-step systems. *Operative Dentistry* 2003;28;747–55.
41. Sanares M, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dental Materials* 2001;17;542–56.
42. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. *International Journal of Prosthodontics* 2004;17;307–12.
43. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of Surface Treatment of Prefabricated Posts on Bonding of Resin Cement. *Operative Dentistry* 2004;29;60–8.
44. Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts.

Dental Materials 2006;22;1024–28.

45. Albaladejo A, Osorio R, Papacchini F, Goracci C, Toledano M, Ferrari M. Post silanization improves bond strength of translucent posts to flowable composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 2007;82;320–4.
46. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF, Vallittu PK. Penetration of bonding resins into fibre-reinforced composite posts: A confocal microscopic study. *International Endodontic Journal* 2005;38;46–51.
47. Teixeira ECN, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. *Journal of the American Dental Association* 2006;137;1006–12.

Tabelas

Tabela I. Pinos não-metálicos usados no presente estudo

Pino	Fabricante	Tipo e forma do pino	Composição do pino	Número do lote
Exacto [®]	Angelus, Londrina, Brazil	Opaco Diâmetro cervical, 1.8 mm Médio, 1.8 mm e apical, 1.1 mm	Fibra de vidro: 87% volume Resina epóxica: 13% volume Filamento interno: metálico	2070814– P3–036
Everstick [®]	StickTeck Ltd., Turku, Finland	Pino de resina reforçado com fibra diâmetro, 1.5 mm	Polimetacrilato com polímeros interpenetrados, Mw 220.000 e Bis-GMA	8217

Tabela II. Cimentos resinosos utilizados com respectivos composições e procedimentos de acordo com o fabricante.

Nome do produto (Fabricante)	Composição	Pré-tratamento de	Manipulação do	Lote n°	pH
	BISGMA, UDMA, TEGDMA,				
	HEMA, & 4-MET, silano	dentina	Dispensar o		
Breeze® (Pentron	tratado, vidro de silicato de		cimento, fotoativar		
Clinical	bário*, sílica com		por 1 s de cada	161489	-
Technologies,	iniciadores, estabilizadores	Sem pré-tratamento	lado e remover o		
Wallingford, EUA)	and absorção UV,		excesso.		
	pigmentos orgânicos e				
	inorgânicos, opacificadores ^a				

<p>Optibond All-In-One: acetona, álcool etílico, monômeros, filamento mineral inerte, fotoiniciadores, aceleradores, estabilizadores and água^a</p>	<p>OptiBond All-In-One: Aplicar 2 vezes com <i>microbrush</i> durante 20 s, secar gentilmente</p>	<p>Aplicar o cimento no pino ou no interior do preparo radicular, fotoativar por 20 s de cada lado e remover o excesso do cimento</p>
<p>NX3 Nexus[®] 3 (Kerr, Orange, CA, EUA)</p>	<p>C037E8</p>	<p>pH = 2.5^a (Primer) 277787 8</p>
<p>Panavia[®] F 2.0 (Kuraray, Osaka, Japan)</p>	<p>Misturar uma gosta de cada ED Primer liquido A and B</p>	<p>Misturar a Pasta A e B por 20 s, fotoativar por 20 s,</p>
<p>Primer A: HEMA, 10-MDP, 5-NMSA, água, aceleradores^a</p>	<p>Primer B: 5-NMSA, água, benzeno de sódio^a</p>	<p>pH = 3.0^a (Primer) 00243B remover os excessos de cimento, aplicar o oxyguard por 3</p>
<p>Pasta A: 10-MDP, 5-NMSA, silica, monômero</p>	<p>gentilmente</p>	<p>00121B</p>
<p>00265B</p>		

dimetacrilato, fotoiniciador, acelerador ^a	min	00265B
Pasta B: vidro de bário, monômero dimetacrilato, BPO ^a		00043B
Oxiguard II: glicerol, polietilenglicol, iniciadores, aceleradores, outros ^a		00564B
Bistite [®] DC II (Tokuyama Dental, Tokyo, JAPAN)	Misturar a pasta A e B por 20 s, fotoativar por 20 s	pH = 1.8 ^a (Primer) 12281
Primer 1A: acetona, ster do ácido fosfórico metacrilato, isopropanol ^a	Misturar um gota de Primer 1A e 1B, aplicar durante 30 s e secar gentilmente, , de cada lado e	
Primer 1B: água, isopropanol, iniciador ^a	aplicar o Primer 2 remover o excesso	214B
Primer 2: acetona, HEMA, iniciador ^a	durante 20 s, secar gentilmente	3172

Paste A and B: silica,
zirconia, MAC 10,
dimethacrylate, initiator^a

EB8531

6

*contém pequenas quantidades de óxido de alumínio

HEMA = 2-hidroxietil metacrilato; MDP = 10-metacrilóioxidecil dihidrogênio fosfato; MAC-10 = ácido dicarboxílico metacrilóioxidecil-5-aminosalicílico.

^a composição e ph fornecido pelo fabricante.

Figuras

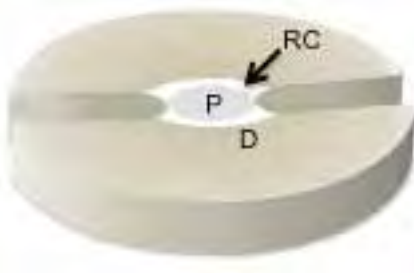


Figura 1. Discos após o desgaste méso-distal. P = pino, RC= cimento resinoso e D = dentina do conduto radicular.

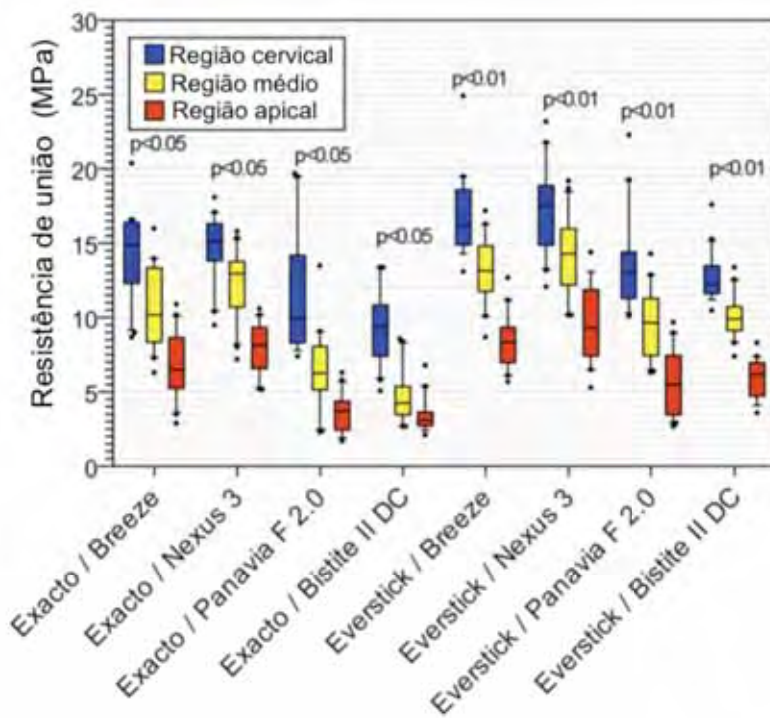


Figure 2. Resistência de união (Mpa) observado na região cervical, médio e apical dos grupos avaliados.

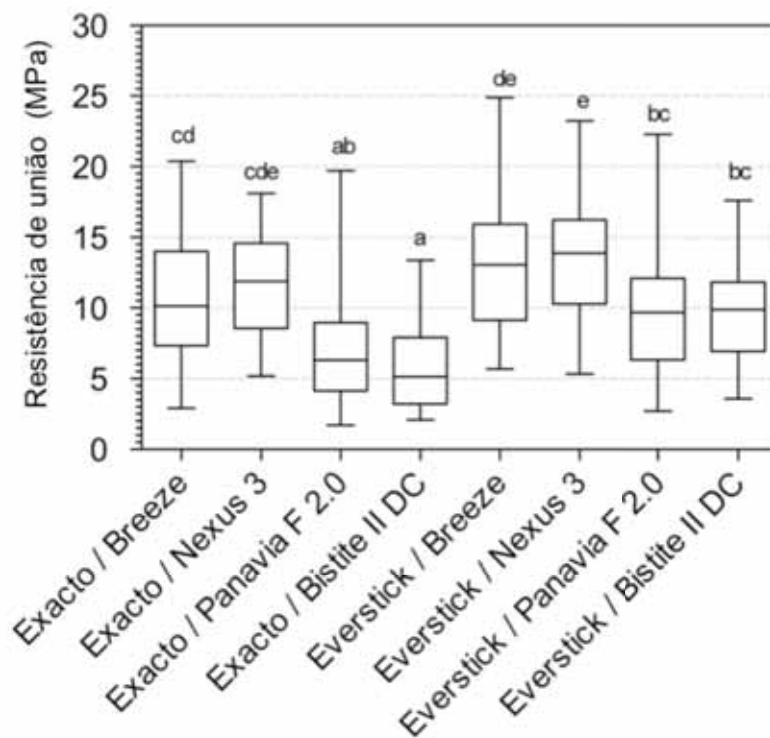
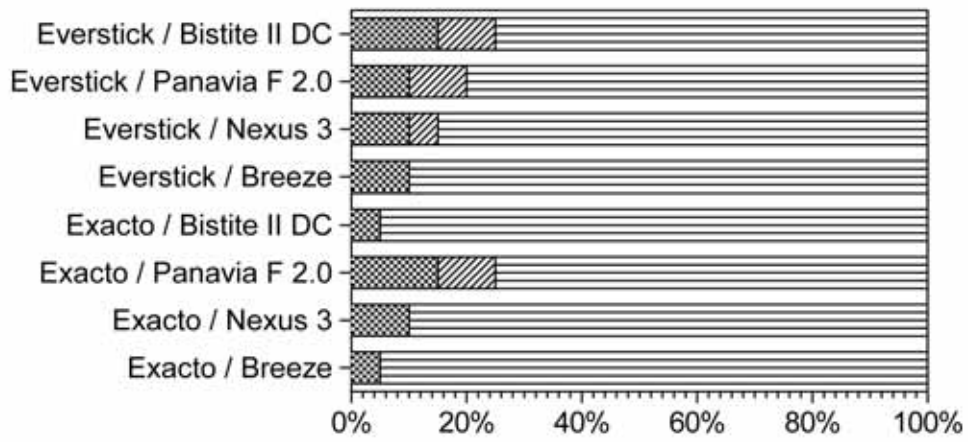
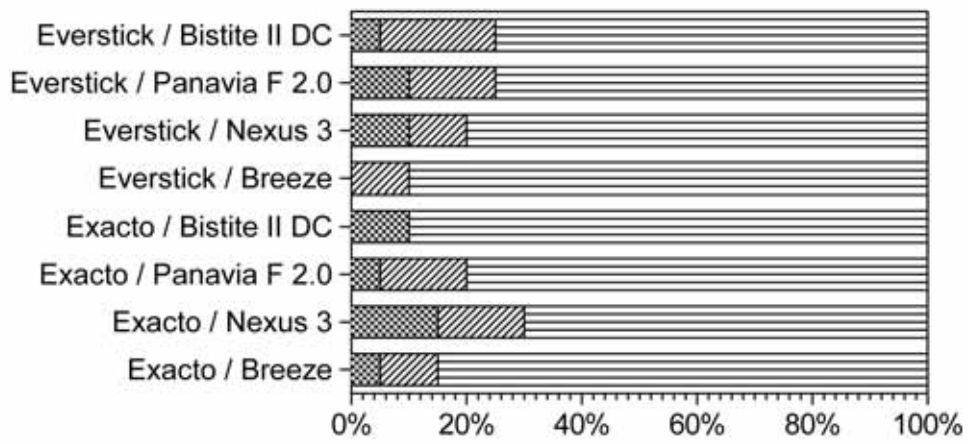


Figura 3. Média da resistência de união (Mpa) (média aritmética obtido pelas regiões de cada grupo estudado. Letras iguais mostram que não houve diferença estatística ao nível de 5% (Kurkall-Wallis Test).

A



B



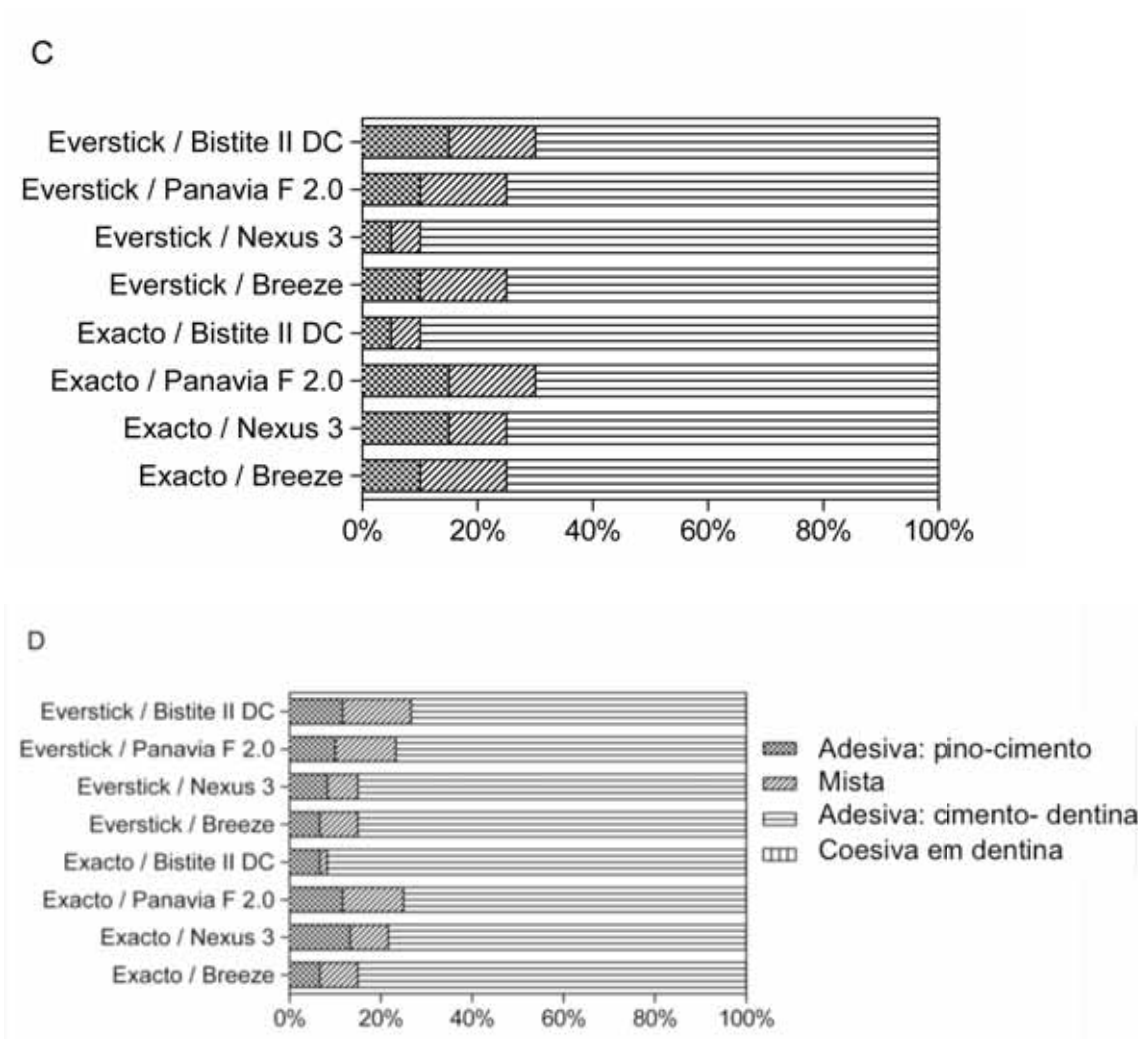


Figura 4. Classificação dos modos de falhas de acordo com os grupos estudados: região cervical (A), médio (B) e apical (C). O modo de falha das três regiões (conjunto) é mostrado em D.

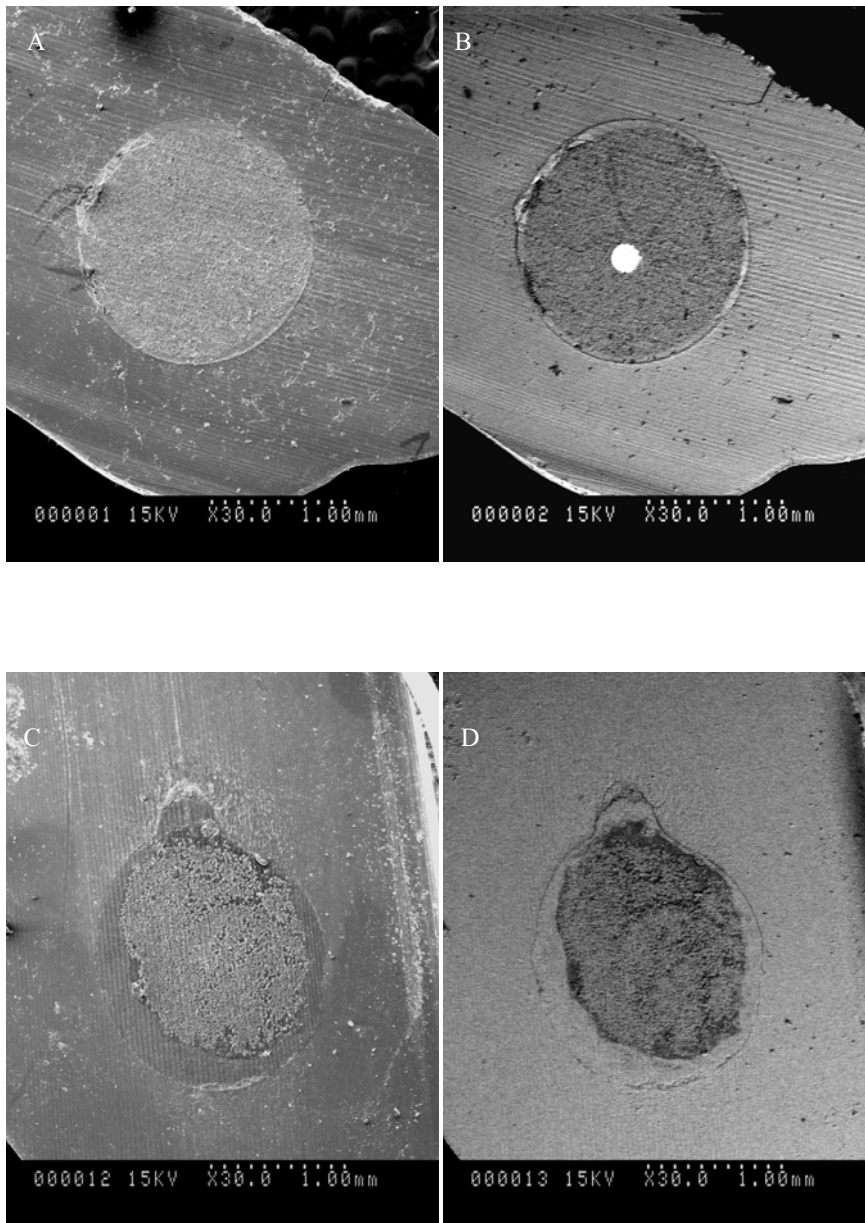
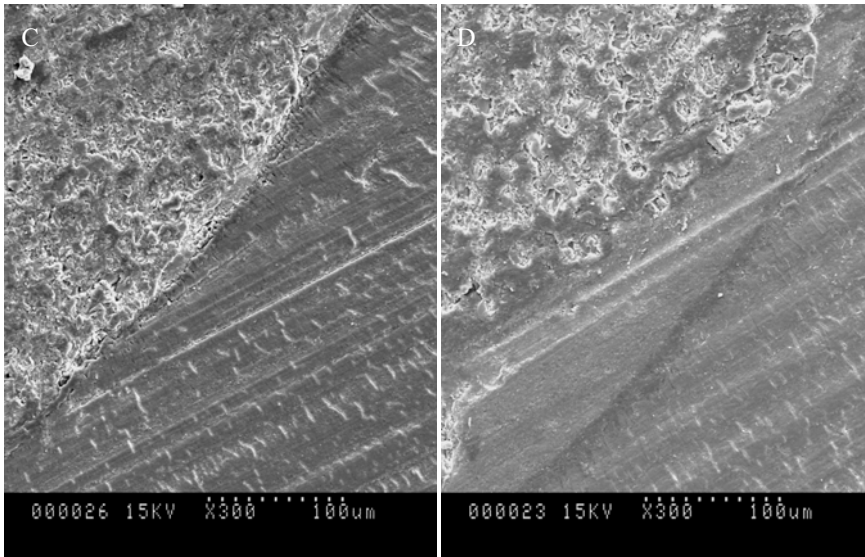
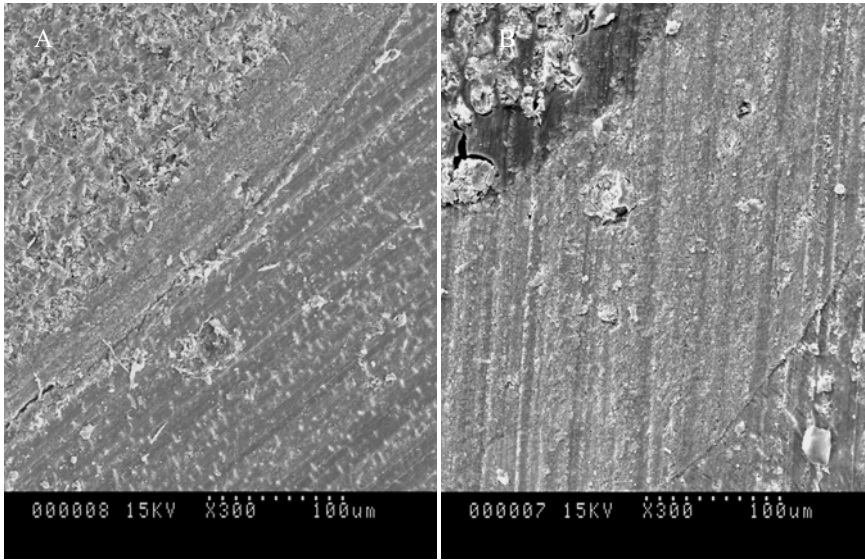


Figura 5. Micrografias mostrando a posição do pino no interior do conduto radicular: (A) Pino Exacto® e (B) pino Everstick®. (C) O pino Exacto® mostra um filamento metálico no interior, o qual pode ser evidenciado pelo Robinson (Detector para MEV) e (D) o pino Everstick® não tem o filamento.



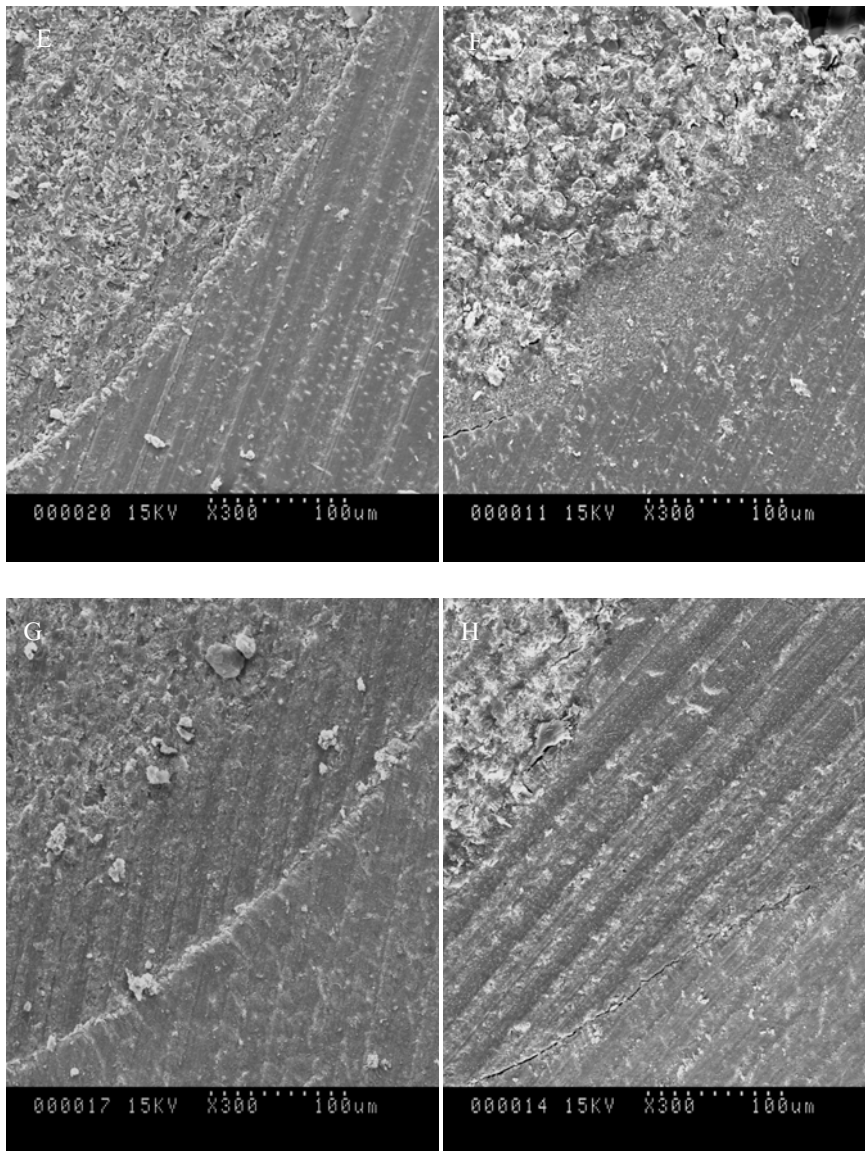


Figure 6. Micrografias representativas da interface dentina-cimento-pino. (A-B) cimento resinoso Breeze[®] com pinos Exacto[®] e Everstick[®], respectivamente; (C-D) cimento resinoso Nexus[®] 3; (E-F) cimento resinoso Panavia[®] F 2.0; (G-H) Cimento resinoso Bistite[®] II DC. Para as micrografias (A-H) mostraram boa adaptação na interface do cimento e pino sem defeito ou descontinuidade na interface. (F-H) A interface do cimento resinoso e dentina mostrou defeito, mas

sem diferença morfológica aparente. Todas as micrografias foram realizadas com magnificação de $\times 350$.

CAPÍTULO 4



Artigo a ser submetido para publicação no periódico

Journal of Prosthetic Dentistry.

Resistência a fratura de dentes tratados endodonticamente após o uso de peróxido de hidrogênio a 35% restaurados com diferentes procedimentos

Matheus Coelho Bandéca, BDS^{a,b}, Omar El-Mowafy, BDS, PhD, FADM^b, João Paulo Martins de Lima, BDS, MSc^a, Luis Rafael Calixto, BDS, MSc^a, Alessandra Nara de Souza Rastelli, BDS, MSc, PhD^{a,c}, Sizenando de Toledo Porto-Neto, BDS, MSc, PhD^a

^aUniversidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araraquara, Departamento de Dentística Restauradora, SP, Brasil.

^bDepartamento de Ciências Clínicas, Faculdade de Odontologia, Universidade de Toronto, Toronto, ON, Canada.

^cUniversidade de São Paulo, Instituto de Física de São Carlos, São Carlos, SP, Brasil.

Correspondência:

Matheus Coelho Bandéca

Universidade Estadual Paulista – UNESP

Faculdade de Odontologia de Araraquara – Departamento de Dentística Restauradora

Humaitá, 1680, 14801-903, Araraquara, SP, Brasil

matheuscbandeca@foar.unesp.br

Resumo

Motivo da pesquisa: A influência da resistência à fratura em clareamento intracoronário de dentes tratados endodonticamente não foi claramente estabelecida. **Objetivos:** Avaliar a resistência à fratura e padrão de falhas de dentes tratados endodonticamente após o clareamento intracoronário com peróxido de hidrogênio a 35% com diferentes procedimentos restauradores.

Materiais and métodos: Oitenta incisivos inferiores (n = 8) foram utilizados e metade foram clareados (G1 a G5). Os dentes foram restaurados com resina composta (G1 e G6), pinos de resina reforçado por fibras com cimento resinoso com sistema auto-condicionante e cimento resinoso auto-adesivo, respectivamente (G2, G3, G7 e G8) e pinos de fibra de vidro, respectivamente (G4, G5, G9 e G10). Após 7 dias de armazenamento em saliva artificial, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência à fratura (N) com velocidade constante de 0,5 mm/min e modo de fratura foi identificada em reparável ou irreparável. **Resultados:** O G8 apresentou a maior média de fratura (298,0 N) e o G10 teve a menor média de fratura (256,2 N) sem diferenças significativas entre os grupos ($p < 0,05$). O modo de fratura mais comumente encontrado foi reparável (76,2%). **Conclusões:** Os resultados sugerem que o clareamento intracoronário não enfraqueceu os dentes e ao modo de fratura foi predominantemente reparável.

Palavras-chave: Resistência a fratura; clareamento intracoronário; peróxido de hidrogênio.

Introdução

A descoloração de dentes não-vitais devido ao tratamento endodôntico pode ocorrer devido a presença de componentes de sangue no interior dos tubulos,¹ acesso cavitário inapropriado,² material obturador remanescente no interior da câmara pulpar devido a limpeza incorreta³ e inadequado uso de medicamentos endodônticos.⁴ Então, o clareamento dental é frequentemente usado como material de escolha para melhorar esses problemas estéticos.⁵

A maioria dos clareamentos dentais são utilizados o peróxido de hidrogênio em concentrações que variam entre 30 a 35% com componentes fotosensíveis que iniciam e catalizam a reação quando são expostos a luz.⁷

O mecanismo de reação dos agentes clareadores é baseado na reação de oxi-redução promovido pela liberação de radicais livres ocorrendo a quebra das moléculas orgânicas em dióxido de carbono e água através do oxigênio nascente.⁸

O uso dos agentes clareados, em especial o peróxido de hidrogênio, tem sido associado com complicações como reabsorção cervical radicular,⁹⁻¹¹ aumenta da permeabilidade dentinária,¹² mudanças nas propriedades estruturais do dente ocorrida pela desmineralização¹³⁻¹⁶ e diminuição de quantidade mineral.^{14,17} Entretanto, alguns estudos reportam que não ocorreu nenhuma alteração nas propriedades mecânicas e na morfologia da estrutura dentária após o clareamento.^{5,18-20}

Em adicional, os dentes tratados endodonticamente tem maior risco de falhas biomecânicas causada pela perda de águas e estruturas de colágenos,²¹ diminuição da estrutura dentária pela cáries, restaurações pré-

existentes,²² acesso coronário para tratamento endodôntico, sugerindo necessitar de material adicional para restauração.^{24,25}

Essas mudanças influenciam a terapia do canal radicular e a seleção do procedimento restaurador.

Muitas técnicas tem sido avaliados para restaurações de dentes com tratamento endodôntico. Os pinos pré-fabricados são tradicionalmente usados de metal e podem ser visíveis na porção cervical dos dentes, particularmente em região anterior²⁶ e apresentam diferentes grau de rigidez^{27,28}. Os pinos não-metálicos são feitos a partir de uma matriz resinosa reforçado com carbono, vidro, fibras de quartzo²⁹ ou materiais cerâmicos.³⁰ Esses materiais são esteticamente mais favoráveis em região anterior quando restaurados com coroas livre de metal pela capacidade de transmitir luz, com excessão do pino de carbono. Em adicional, esses pinos apresentam modulo de elasticidade semelhante da estrutura dental²⁹ que permiti uma redução no risco de ocorrer fraturas do dente³⁰ e a formação de uma estrutura monobloco criado pela dentina, cimento resinoso e pino, o qual favorece a longevidade da restauração quando comparados aos pinos metálicos²⁶.

A proposta des estudo foi avaliar in vitro a resistência a fratura e padrões de falhas dos dentes tratados endodonticamente após clareamento intracoronário com peróxido de hidrogênio a 35% restaurados com diferentes procedimentos.

Materiais e Métodos

Incisivos inferiores foram coletados e armazenados em solução de timol a 0,1% na temperatura de 4°C (± 1 °C). Os dentes foram limpos e examinados no estériomicroscópio com magnificação de x25 para excluir dentes com cáries, restaurações e linhas de fratura ou fissuras. Radiografias foram realizadas para verificar ausência de reabsorção radicular ou obstrução do conduto. As dimensões méso-distal e buco-lingual foram realizadas para padronização dos espécimes através de um paquímetro digital (Deigimatic Caliper, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) (tabela 1). Após a seleção e padronização, foram utilizados oitenta dentes (n=8) neste estudo.

Após o acesso coronario, o conduto radicular foi preparado 1 mm áquem do ápice com auxílio de instrumentos rotatórios de níquel-titânio (Mity, Loser, Leverkusen, Alemanha) de acordo com a técnica *crown-down*. O batente apical foi instrumento com a lima 40.06. A irrigação foi realizado com hipoclorito de sódio a 2,5% e irrigação final com 10ml de água destilada. Após, o conduto foi seco com paper absorvente (Dentsply-Herpo, Petropolis, RJ, Brasil) e obturados com cimento resinoso (AH Plus, Dentsply DeTrey, Konstanz).

A barreira cervical foi realizado 3 mm abaixo da junção cimento esmalte com o cimento de ionômero de vidro e os dentes foram armazenados na temperatura de 37 °C (± 1 °C) durante 72 horas.

Três retenções foram realizados na superfície externa das raízes para melhorar a retenção da resina acrílica auto-polimerizável posteriormente inserida com auxílio de uma matriz metálica (15 mm de diâmetro x 15 mm de

largura). A junção cimento esmalte foi posicionado 2 mm acima do nível da resina acrílica determinando o espaço biológico.

Após completa cura da resina acrílica, os espécimes foram aleatoriamente distribuídas de acordo com os grupos mostrado na tabela 2.

O gel clareador utilizado foi o peróxido de hidrogênio a 35% (Whiteness HP, FGM Ltda, Joinville, SC, Brasil) ativados com o sistema LED (DEMI, Demetron Kerr, Orange, CA). O gel foi aplicado na superfície bucal e no interior da câmara pulpar e aplicação de 45 s de luz nas duas superfícies e posteriormente esperou mais 10 minutos para atuação do gel clareador. Esse procedimento foi repetido 3 vezes em cada sessão com intervalo de 5 minutos. Os dentes foram armazenados em saliva artificial durante 7 dias no intervalo de cada sessão, totalizando 21 dias (3 sessões). O dentes não clareados foram armazenados durante os 21 dias.

Após o clareamento dental, os condutos radiculares foram preparados com as fresas correspondentes dos pinos Exacto® e Everstick® no comprimento de 8 mm, apenas realizados nos grupos restaurados com os pinos reportado na tabela 3.

Os cimentos resinosos foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes reportado na tabela 4. Os pinos também foram manuseados de acordo com as instruções do fabricante. A fotoativação dos materiais foi realizado com o Optilux 501 (Demetron Kerr, Orange, CA). Antes de cada procedimento, a densidade de potência foi verificado com um radiômetro digital. A densidade de potência foi de $500 \pm 10 \text{ mW/cm}^2$.

Cada espécime foi fixado no dispositivo, o qual foi posicionado a 130° em relação ao plano horizontal. Os espécimes foram submetidos ao teste de ensaios universal (Instron 4301; Instron Corp, Canton, MA, EUA), e foi aplicado uma velocidade de 0,5mm/min. Os espécimes foram submetidos a fratura e posteriormente registrado a força em Newton. O modo de fratura de cada espécime foi analisado e classificado como reparável quando a fratura estava até 2 mm abaixo da junção cimento esmalte, ou catastrófica (irreparável) quando a fratura estava 2 mm ou mais abaixo da junção cimento esmalte.

A análise estatística foi realizado com o programa Prism (atualização 5.0, GraphPad, San Diego, CA). A análise utilizada foi ANOVA (um critério e dois critérios) com complemento do Teste de Tukey-Kramer. Todos os testes foram realizados com nível de significância de 5%.

Resultados

A força requerida para fratura dos dentes de cada grupo estão reportados na Figura 1. O G8 mostrou maior valor de resistência a fratura (298,0 N) e o G10 mostrou o menor valor (256,0 N), entretanto não mostrou diferença significativa entre os grupos ($p < 0,05$).

O modo de fratura mais encontrado foi reparável para todos os grupos (76.2%). A maioria dos grupos restaurados com pinos mostraram menor susceptibilidade a fratura irreparável, sem diferença significativa entre os grupos restaurados apenas com resina composta. Os modos de fratura estão evidenciados na tabela 5.

Discussão

O clareamento intracoronário é um método simples e conservativo para ser usados em dentes não vitais.³³ Alguns estudos tem sido reportado o efeito do peróxido de hidrogênio nas propriedades físicas e químicas dos dentes clareados. Entretanto, as pesquisas ainda são controversias nessa área.^{5,13-21} Um estudo³⁴ recente avaliou a resistência a fratura de dentes tratados endodonticamente submetidos ao clareamento dental e concluiu que apos 2 sessões o dentes clareados tiveram uma diminuição nos valores de resistência a fratura com utilização do peróxido de hidrogênio a 38% ativados pelo sistema LED-Laser. No presente estudo, após três sessões de clareamento intracoronário com peróxido de hidrogênio a 35% não foi capaz de diminuir a resistência a fratura.

O peróxido de hidrogênio é um forte agente oxidante altamente ácido³⁵ que decompõe-se em radicais hidroxila ou água e moléculas de oxigênio. Os radicais livres provenientes do pH alcalino da solução são instáveis, resultando em hidroperoxil (HO^2) e hidroxil (HO), o qual irão reagir com a maioria das moléculas para estabilizar-se, resultando no processo de oxirredução³⁶ responsável pelo processo inicial do clareamento dental. O processo do clareamento dental promove uma redução do conteúdo mineral ocorrido pela desmineralização. O efeito da desmineralização poderia resultar na possibilidade de alterações da estrutura de esmalte causada pelo descontrole da reação dos radicais de peróxido.³⁷ Entretanto, a saliva é um importante fator para esse fator ser revertido pelo processo de remineralização.

Um recente estudo de revisão³⁸ investigou o impacto do clareamento dental sobre a superfície do esmalte através de testes de microdureza. A maioria (71%) das aplicações do clareamento dental avaliados pós-tratamento da superfície do esmalte mostrou que os valores de dureza não diminuíram. Todos os estudos com saliva humana e 59% utilizando saliva artificial na fase pós-tratamento não mostrou alterações de dureza comparada aos valores do grupo controle, então indica que a superfície do esmalte sofreu remineralização.³⁹ O uso da saliva é um importante fator para o estímulo de remineralização da superfície do esmalte sob condições clínicas da cavidade oral.³⁸

A ausência da diminuição da resistência a fratura pode ser explicado através do processo de modulação desmineralização e remineralização. A saliva funciona como um importante papel na manutenção da integridade físico-química do esmalte dentário pelo processo des-remineralização.⁴⁰ Os principais fatores responsáveis pela estabilidade da hidroxiapatita do esmalte são pela ativação das concentrações de cálcio livres, fosfato, e flúor nas soluções da saliva.⁴⁰

Além disso, estudos controversos de alterações da estrutura dentária após o clareamento dental podem ser justificados pela grande diversidade de *setups* experimentais, tornando-se difícil as comparações de resultados.¹⁸

A hipótese baseada nos estudos controversos sobre as mudanças de morfologia do esmalte e/ou superfície da dentina, este estudo optou restaurar os dentes com diferentes procedimentos restauradores.

Através do presente estudo, o uso de pinos não-metálicos cimentados com diferentes cimentos resinosos não teve diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência a fratura. A ausência do aumento da resistência a fratura pode ser explicado pelo posicionamento da haste metálica que posicionou-se em contato com o esmalte coronário, o qual a máquina de ensaios universal captura a força a medida que ocorre a compressão e quando ocorre um rompimento abrupto da força, os valores em Newton são capturados.

A maioria dos modos de fraturas foram reparáveis para todos os grupos, inclusive quando utilizados pinos metálicos (81,3%). Esses resultados demonstram que ocorreu uma formação de monobloco criado pela dentina, cimento resinoso e pino não-metálico.²⁶ Entretanto, os grupos restaurados somente com resina composta apresentaram 75% de fraturas reparáveis. Esses resultados mostram que a adesão da resina composta não prejudicou os valores de resistência a fratura, por outro lado estudos demonstram que a adesão pode ser comprometido após o clareamento dental.^{41,42} Recentemente, um estudo sobre a influência do tempo após o clareamento dental na resistência de união da resina composta ao esmalte e dentina concluíram que é recomendável esperar 7 dias após o clareamento dental para o dente ser restaurado quando está em esmalte e 14 dias para restaurações em dentina.⁴³

Os resultados do presente estudo sugerem que o clareamento dental com peróxido de hidrogênio a 35% não enfraqueceram a estrutura dentário, e restaurações com resina associados ou não com pinos não-metálicos não mostraram diferença significativa nos valores de resistência a fratura.

Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que:

- (1) O clareamento dental não influenciou nos valores de resistência a fratura;
- (2) o uso dos pinos não-metálicos não aumentaram a resistência a fratura;
- (3) o modo de fratura mais comumente encontrado foi reparável.

Agradecimentos

Os autores agradecem a FGM, StickTeck, Angelus, Pentron Clinical Technologies, Kerr e Kuraray pela doação dos materiais para realização dessa pesquisa. Essa pesquisa teve o suporte financeiro da CAPES –Brasil.

Referências

1. Arens D. The role of bleaching in esthetics. *Dent Clin North Am* 1989;33:319-336.
2. Faunce F. Management of discolored teeth. *Dent Clin North Am* 1983;27:657-670.
3. Davis MC, Walton RE, Rivera EM. Sealer distribution in coronal dentin. *J Endod* 2002;28:464-466.
4. Kim ST, Abbott PV, McGinley P. The effects of Ledermix paste on discolouration of mature teeth. *Int Endod J* 2000;33:227-232.
5. Sulieman M, Addy M, Macdonald E, Rees JS. A safety study in vitro for the effects of an in-office bleaching system on the integrity of enamel and dentine. *J Dent* 2004;32:581-590.
6. Koulaouzidou E, Lambrianidis T, Beltes P, Lyroudia K, Papadopoulos C. Role of cemento-enamel junction on the radicular penetration of 30% hydrogen peroxide during intracoronary bleaching in vitro. *Endod Dent Traumatol* 1996;12:146-150.
7. Sun G. The role of lasers in cosmetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2000;44:831-850.
8. Goldstein CE, Goldstein RE, Feinman RA, Garber DA. Bleaching vital teeth: state of the art. *Quintessence Int* 1989;20:729-737.
9. Heithersay GS, Dahlstrom SW, Marin PD. Incidence of invasive cervical resorption in bleached root-filled teeth. *Aust Dent J* 1994;39:82-87.
10. Madison S, Walton R. Cervical root resorption following bleaching of endodontically treated teeth. *J Endod* 1990;16:570-574.

11. Tredwin CJ, Naik S, Lewis NJ, Scully C. Hydrogen peroxide tooth-whitening (bleaching) products: review of adverse effects and safety issues. *Br Dent J* 2006;200:371-376.
12. Heling I, Parson A, Rotstein I. Effect of bleaching agents on dentin permeability to *Streptococcus faecalis*. *J Endod* 1995;21:540-542.
13. Chng HK, Palamara JE, Messer HH. Effect of hydrogen peroxide and sodium perborate on biomechanical properties of human dentin. *J Endod* 2002;28:62-67.
14. Rotstein I, Dankner E, Goldman A, Heling I, Stabholz A, Zalkind M. Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *J Endod* 1996;22:23-25.
15. Ernst CP, Marroquin BB, Willershausen-Zonnchen B. Effects of hydrogen peroxide-containing bleaching agents on the morphology of human enamel. *Quintessence Int* 1996;27:53-56.
16. McGuckin RS, Babin JF, Meyer BJ. Alterations in human enamel surface morphology following vital bleaching. *J Prosthet Dent* 1992;68:754-760.
17. McCracken MS, Haywood VB. Demineralization effects of 10 percent carbamide peroxide. *J Dent* 1996;24:395-398.
18. Cadenaro M, Breschi L, Nucci C, Antonioli F, Visintini E, Prati C et al. Effect of two in-office whitening agents on the enamel surface in vivo: a morphological and non-contact profilometric study. *Oper Dent* 2008;33:127-134.

19. Justino LM, Tames DR, Demarco FF. In situ and in vitro effects of bleaching with carbamide peroxide on human enamel. *Oper Dent* 2004;29:219-225.
20. Maia E, Baratieri LN, Caldeira de Andrada MA, Monteiro S, Jr., Vieira LC. The influence of two home-applied bleaching agents on enamel microhardness: an in situ study. *J Dent* 2008;36:2-7.
21. Johnson JK, Schwartz NL, Blackwell RT. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc* 1976;93:597-605.
22. Sengun A, Cobankara FK, Orucoglu H. Effect of a new restoration technique on fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 2008;24:214-219.
23. Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent* 2003;89:462-465.
24. Hansen EK, Asmussen E, Christiansen NC. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with amalgam. *Endod Dent Traumatol* 1990;6:49-55.
25. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;51:780-784.
26. Abo El-Ela OA, Atta OA, El-Mowafy O. Fracture resistance of anterior teeth restored with a novel nonmetallic post. *J Can Dent Assoc* 2008;74:441.
27. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-437.

28. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998;80:151-157.
29. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000;13:9B-13B.
30. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999;1:153-158.
31. Morgan LF, Montgomery S. An evaluation of the crown-down pressureless technique. *J Endod* 1984;10:491-498.
32. Carrotte P. Endodontic problems. *Br Dent J* 2005;198:127-133; quiz 174.
33. de Oliveira DP, Teixeira EC, Ferraz CC, Teixeira FB. Effect of intracoronary bleaching agents on dentin microhardness. *J Endod* 2007;33:460-462.
34. Pobbe PD, Viapiana R, Souza-Gabriel AE, Marchesan MA, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT et al. Coronal resistance to fracture of endodontically treated teeth submitted to light-activated bleaching. *J Dent* 2008.
35. Chng HK, Ramli HN, Yap AU, Lim CT. Effect of hydrogen peroxide on intertubular dentine. *J Dent* 2005;33:363-369.
36. Yui KC, Rodrigues JR, Mancini MN, Balducci I, Goncalves SE. Ex vivo evaluation of the effectiveness of bleaching agents on the shade alteration of blood-stained teeth. *Int Endod J* 2008;41:485-492.
37. Efeoglu N, Wood DJ, Efeoglu C. Thirty-five percent carbamide peroxide application causes in vitro demineralization of enamel. *Dent Mater* 2007;23:900-904.

38. Attin T, Schmidlin PR, Wegehaupt F, Wiegand A. Influence of study design on the impact of bleaching agents on dental enamel microhardness: A review. *Dent Mater* 2008.
39. Attin T, Buchalla W, Gollner M, Hellwig E. Use of variable remineralization periods to improve the abrasion resistance of previously eroded enamel. *Caries Res* 2000;34:48-52.
40. de Almeida Pdel V, Gregio AM, Machado MA, de Lima AA, Azevedo LR. Saliva composition and functions: a comprehensive review. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:72-80.
41. Attin T, Hannig C, Wiegand A, Attin R. Effect of bleaching on restorative materials and restorations--a systematic review. *Dent Mater* 2004;20:852-861.
42. Shinohara MS, Peris AR, Pimenta LA, Ambrosano GM. Shear bond strength evaluation of composite resin on enamel and dentin after nonvital bleaching. *J Esthet Restor Dent* 2005;17:22-29; discussion 29.
43. Barbosa CM, Sasaki RT, Florio FM, Basting RT. Influence of time on bond strength after bleaching with 35% hydrogen peroxide. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:81-88.

Ilustrações

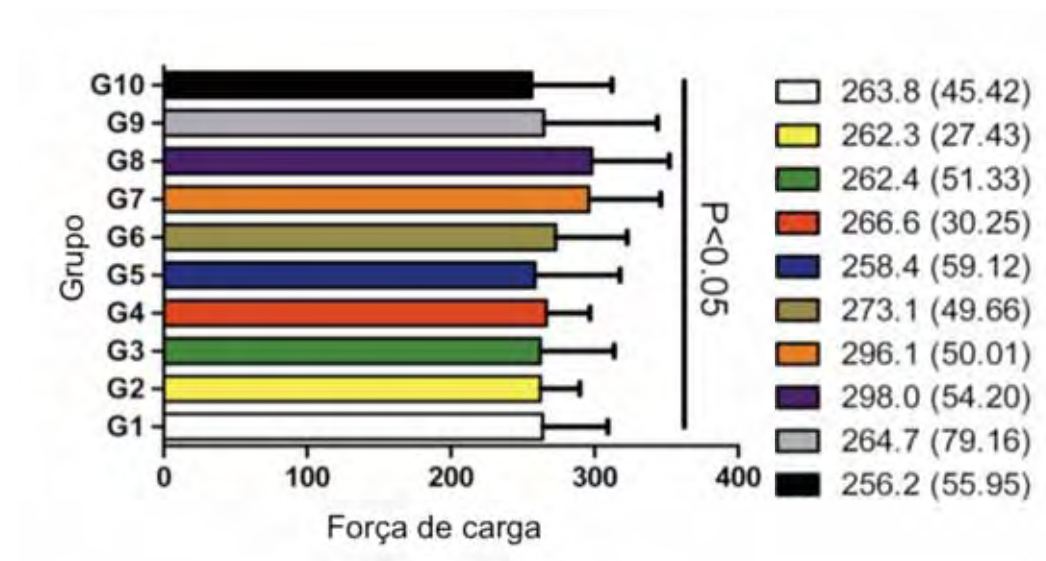


Figure 1. Valores de resistência a fratura em Newton dos grupos estudados. Valores médios e desvio-padrão (\pm dv) estão indicados na legenda.

Tabelas

Tabela 1. Dimensões do dentes selecionados para o estudo.

	Comprimento do dente	Comprimento da coroa	Mesio-distal	Buco-lingual
Dimensões dos dentes (mm)	18.0 ± 0.6	7.5 ± 0.6	4.5 ± 0.6	5.5 ± 0.5

Tabela 2. Grupos investigados

Grupo	Pino	Cimento	Agente clareador
1	Everstick [®] (Sticktech)	Panavia [®] F 2.0 (Kuraray)	Ausente
2	Everstick [®]	Breeze [®] (Pentral Clinical)	Ausente
3	Exacto [®] (Angelus)	Panavia [®] F 2.0	Ausente
4	Exacto [®]	Breeze [®]	Ausente
5	Ausente	Ausente	Ausente
6	Everstick [®]	Panavia [®] F 2.0	Peróxido de hidrogênio a 35%
7	Everstick [®]	Breeze [®]	Peróxido de hidrogênio a 35%
8	Exacto [®]	Panavia [®] F 2.0	Peróxido de hidrogênio a 35%
9	Exacto [®]	Breeze [®]	Peróxido de hidrogênio a 35%
10	Ausente	Ausente	Peróxido de hidrogênio a 35%

Tabela 3. Pinos não-metálicos usados no estudo

Pino	Fabricante	Tipo e forma do pino	Composição do pino	Número do lote
Exacto®	Angelus, Londrina, Brazil	Opaco Diâmetro cervical, 1.8 mm Médio, 1.8 mm e apical, 1.1 mm	Fibra de vidro: 87% volume Resina epóxica: 13% volume Filamento interno: metálico	2070814– P3–036
Everstick®	StickTeck Ltd., Turku, Finland	Pino de resina reforçado com fibra diâmetro, 1.5 mm	Polimetacrilato com polímeros interpenetrados, Mw 220.000 e Bis-GMA	8217

Table 4. Luting material and adhesive application protocols

Produto comercial (fabricante)	Composição	Pré-tratamento da dentina	Manipulação do cimento	Lote n°
	BISGMA, UDMA,			
Breeze® (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, EUA)	TEGDMA, HEMA, & 4-MET, silano tratado, vidro de silicato de bário*, sílica com iniciadores, estabilizadores and absorção UV, pigmentos orgânicos e inorgânicos, opacificadores ^a	Sem pré-tratamento	Dispensar o cimento, fotoativar por 1 s de cada lado e remover o excesso.	161489
Panavia® F 2.0 (Kuraray, Osaka, Japan)	Primer A: HEMA, 10-MDP, 5-NMSA, água, aceleradores ^a Primer B: 5-NMSA, água, benzeno de sódio ^a Pasta A: 10-MDP, 5-NMSA, sílica, monômero dimetacrilato, fotoiniciador, acelerador ^a Pasta B: vidro de bário,	Misturar uma gota de cada ED Primer liquido A and B durante 5 s, aplicar durante 30 s, secar gentilmente	Misturar a Pasta A e B por 20 s, fotoativar por 20 s, remover os excessos de cimento, aplicar o oxyguard por 3 min	00243B 00121B 00265B 00043B

BPO^a

Oxiguard II: glicerol,

polietilenglicol,

iniciadores, aceleradores,

outros^a

00564B

Tabela 5. Mode de fratura dos espécimes

Modo de	Número	Frequência de cada grupo (%)									
Fratura	(%)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Reparável	76.2	6	7	6	5	6	7	6	7	6	5
		(75%)	(87.5)	(75%)	(62.5)	(75%)	(87.5)	(75%)	(87.5)	(75%)	(62.5)
Catastrófica	23.7	2	1	2	3	2	1	2	1	2	3
		(25%)	(12.5)	(25%)	(37.5)	(25%)	(12.5)	(25%)	(12.5)	(25%)	(37.5)

CONSIDERAÇÕES FINAIS



O uso de pinos não-metálicos em restaurações de dentes tratados endodonticamente estão associados ao aumento da taxa de sobrevivência desses dentes restaurados, conforme discutido na revisão sistemática (capítulo 1). Participaram da revisão, 157 estudos e foram submetidos aos critérios de inclusão-exclusão. Somente 5 estudos foram incluídos, totalizando 456 dentes restaurados com coroas indiretas e 182 com resina composta. Os pinos usados nestes estudos foram 52,5% pinos de quartzo, 13,2% pinos de fibras de vidro, 13,2% pinos de resina reforçado por fibra e 21,1% pinos de fibras de polietileno.

O percentual de falhas ocorridas foram: 5% nos pinos de fibra de quartzo; 8% nos pinos de fibra de vidro; 5,3% nos pinos de resina reforçado por fibra; e 5,8% nos pinos de fibra de polietileno. Os dentes tiveram 96% de sobrevivência após 2 anos e 94% em 8 anos.

A cimentação dos pinos não-metálicos são realizados com os agentes de cimentação, tais como cimentos resinosos, amplamente utilizados na odontologia adesiva.

Além da busca por melhores resultados no que se refere à composição dos pinos, outro aspecto diretamente relacionado com o sucesso das restaurações cimentadas com pinos, é a maneira pelo qual a polimerização destes cimentos resinosos são realizados. Uma das formas de se verificar a qualidade de polimerização de um material resinoso é a avaliação do grau de conversão. A química de polimerização se dá através da estimulação de um fotoiniciador presente nos cimentos resinosos. Durante a polimerização, os

monômeros reagem de forma que as ligações duplas de carbono (C=C) convertam-se em ligações simples (C-C). O resultado dessa reação é denominado grau de conversão. O grau de conversão pode variar conforme o sistema de iniciação utilizado, o tempo de irradiação, a distancia entre a ponta irradiadora e a superfície do cimento, forma e distribuição de carga.

No capítulo 2, foram avaliados dois cimentos resinosos atuais, sendo um cimento resinoso com sistema adesivo auto-condicionante (Panavia® F 2.0) e um cimento resinoso auto-adesivo (RelyX™ Unicem), no qual não há pré-tratamento da superfície da dentina. Dentro das limitações do presente estudo, podemos concluir que os cimentos resinosos tem diferentes características de polimerização, dependendo da composição e tempo de armazenamento estudados. Para os dois cimentos utilizados, conforme o aumento do tempo de armazenamento após fotoativação, maior a polimerização, tendo diferença estatisticamente significante entre 24 e 48 horas. Os maiores valores de polimerização foi encontrado para o cimento auto-adesivo. O conteúdo inorgânico encontrado foi de 73% para o Panavia® F2.0 e 70% para o RelyX™ Unicem.

Entretanto, somente os cimentos resinosos duais foram utilizados no estudo, não podendo ser extendido para os demais cimentos.

Outra propriedade, no caso mecânica, importante na avaliação de dentes tratados endodonticamente cimentados com pinos dentários é a adesividade entre os materiais restauradores (pinos, agentes de cimentação e

dentina). Para tal, através do teste de microtração, foram avaliados dois pinos não-metálicos cimentados com diferentes cimentos resinosos.

Neste estudo (capítulo 3) concluímos que o cimento resinoso auto-adesivo teve valores similares de adesão ao cimento resinoso com sistema auto-condicionante (Nexus[®] 3). A força de adesão no conduto radicular foi analisado separadamente por terços, sendo que o terço cervical teve maior valor de adesão do que o terço médio e apical. Em relação aos tipos de falhas, nenhuma falha coesiva foi encontrado nos grupos avaliados e o mais encontrado foi a falha adesiva entre o pino e o cimento resinoso.

No capítulo 4, discutimos o clareamento dental que é um procedimento comumente utilizado pelos cirurgiões-dentistas e está sendo discutido amplamente pela comunidade científica. Entre elas, alguns estudos foram feitos sobre enfraquecimento dos dentes após o clareamento dental. Entretanto, a literatura é controversa. Em nosso estudo, os dentes após o clareamento dental não enfraqueceram, o qual foram avaliados pelo teste de resistência a fratura. Além disso, os dentes foram submetidos a diferentes procedimentos restaurados e não tiveram nenhuma diferença estatisticamente significativa na resistência.

REFERÊNCIAS



Referências*

1. Akal N, Over H, Olmez A, Bodur H. Effects of carbamide peroxide containing bleaching agents on the morphology and subsurface hardness of enamel. *J Clin Pediatr Dent.* 2001; 25: 293-6.
2. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:431-2.
3. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2002; 87:256-63.
4. Arends J, Ten Bosch JJ. Demineralization and remineralization evaluation techniques. *J Dent Res.* 1992; 71:924-8.
5. Arrais CAG, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent.* 2008; 36:418-26.
6. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999; 27:275-8.
7. Attin T, Kielbassa Am, Schawanenber M, Hellwig E. Effect of fluoride treatment on remineralization of bleached enamel. *J Oral Rehabil.* 1997; 24:282-6.
8. Attin T, Schmidlin PR, Wegehaupt F, Wiegand A. Influence of study design on the impact of bleaching agents on dental enamel microhardness: a review. *Dent Mater* 2008 (Epub ahead of print).
9. Baratieri LN, Junior SM, Andrada MAC, Vieira LCC. *Clareamento dental.* Chicago: Quintessence; 1993. 176p.

*De acordo com Vancouver. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

10. Barnabé W. Avaliação in vitro da retenção às superfícies radiculares, através da resistência à extrusão, de dois pinos de fibras de vidro cimentados com três cimentos à base de resina [tese de doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru da USP; 2003.
11. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fiber based post systems: a review. *Br Dent J.* 2003; 195:43-8.
12. Bex RT, Parker MW, Judkins JT, Pelleu Jr GB. Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical fracture. *J Prosthet Dent.* 1992; 67:768-72.
13. Cailleteau JG, Rieger MR, Ed Akin J. A comparison of intracanal stresses in a post restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod.* 1992; 18:540-4.
14. Cimilli H, Parmeijer CH. Effect of carbamide peroxide bleaching gels on fluoride releasing restorative materials. *Oper Dent.* 2003; 28:605-9.
15. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent.* 2000; 13:5B-8B.
16. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factor determining post select: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2003; 90:556-62.
17. Glesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Fiber-reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. *J Prosthet. Dent.* 2004; 91:191-4.
18. Goldman M, Devitre R, Pier M. Effect of the dentin smeared layer on tensile strength of cemented posts. *J Prosthet Dent.* 1994; 72:591-4.

19. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosth Dent.* 2003; 90:31-41.
20. Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent.* 2003; 5:243-7.
21. Gutierrez JH, Gusman M. Tooth discoloration in endodontic procedures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1968; 26:706-10.
22. Hattab FN, Qudeimat MA, Al-Rimawi HS. Dental discoloration: an overview. *J Esthet Dent.* 1999; 11:291-310.
23. Lassila LVJ, Bell AL, Narva K, Vallitu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004; 20:29-36.
24. Love RM, Purton DG. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. *J Dent.* 1998; 26:599-602.
25. Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int.* 1994; 25:313-9.
26. MacCracken MS, Haywood VB. Demineralization effects of 10 percent carbamide peroxide. *J Dent.* 1996; 24:395-8.
27. MacCracken MS, Haywood VB. Effects of 10% carbamide peroxide on subsurface hardness on enamel. *Quintessence Int.* 1995; 26:21-4.
28. Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson TF. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. *Am J Dent.* 2001; 14:200-4.

29. Martelli R. Fourth-generation intraradicular post for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 2000; 12:579-84.
30. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia Post: a new ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995; 7:73-80.
31. Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM. In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. *Quintessence Int*. 2004; 35:612-6.
32. Narva KK, Lassila LVJ, Vallittu PK. Fatigue resistance and stiffness of glass fiber-reinforced urethane dimethacrylate composite. *J Prosthet Dent*. 2004; 91:158-63.
33. Nathoo AS, Chmielewski MB, Kirkup RE. Effects of Colgate Platinum Professional Toothwhitening System on microhardness of enamel, dentin, and composite resins. *Compend Suppl*. 1994; 17:627-630.
34. Pécora JD, Cruz AM Filho, Sousa MD Neto, Silva RG. In vitro action of various bleaching agents on the microhardness of human dentin. *Br Dent J*. 1994; 5:129-34.
35. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002; 23:2667-82.
36. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater*. 2006; 22:752–8.

37. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002; 18:596-602.
38. Pizi ECG. Avaliação da resistência e do padrão de fratura de coroas cerâmicas fixadas sobre diferentes reconstruções [tese de doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2003.
39. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int.* 1996; 27:93-7.
40. Qualtrough AJ, Chandler NP. Effect of thermocycling on the retention of glass-fiber root canal post. *Quintessence Int.* 2003; 34:366-9.
41. Qualtrough AJE, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent.* 2003; 28:86-91.
42. Rotstein I, Danker E, Goldman A, Heling I, Stabholz A, Zalkind M. Histochemical analysis of dental hard tissues following bleaching. *J Endod.* 1996; 22:23-6.
43. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of refabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent.* 2004; 29:60-8.
44. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004; 30:289-301.
45. Scotti R, Ferrari M. Pinos de fibra – considerações teóricas e aplicações clínicas. São Paulo: Artes Médicas; 2003. 132p.

46. Smidt A, Weller D, Roman I, Gedalia I. Effect of bleaching agents on microhardness and surface morphology of tooth enamel. *Am J Dent.* 1998; 11:83-5.
47. Smith CT, Scuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for restorative dentist. *Quintessence Int.* 1998; 29:305-12.
48. Strub JR, Pontius O, Koutayas S. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2001; 28:120-4.
49. Tezvergil-Mutluay A, Lassila LVJ, Vallittu PK. Degree of conversion of dual-cure luting resins light-polymerized through various materials. *Acta Odontol Scand* 2007; 65:201-5.
50. Unlu N, Cobankara Fk, Altinoz C, Ozer F. Effect of home bleaching agents on the microhardness of human enamel and dentin. *J Oral Rehabil.* 2004; 31:1184-91.
51. Usumez A, Cobankara FK, Ozturk N, Eskitascioglu G, Belli S. Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004; 92: 163-9.
52. Varela SG, Rábade LB, Lombardero PR, Sixto JML, Bahillo JDG, Park SA. In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:146-53.

53. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod.* 2002; 28:355-60.
54. Vichi A, Grandini S, Davidson CL, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater.* 2002; 18:495-502.
55. Walton RE, O'Dell NL, Lake FT, Shimp RG. Internal bleaching of tetracycline-stained teeth in dogs. *J Endod.* 1983; 9:416-20.

ANEXOS



De: Igor V. Yevseyev <yevsey@wwwcom.ru>
Assunto: RE: FW: reviews
Para: "Alessandra Rastelli" <alerastelli@yahoo.com.br>
Data: Terça-feira, 2 de Dezembro de 2008, 5:18

Dear Prof. Rastelli,

I am pleased to inform you that your rewritten article entitled "Changes on degree of conversion of dual-cure luting light-cured with blue LED" will be published in the issue 5 of Laser Physics, 2009. You will receive your proof in March.

Best regards,
Igor V. Yevseyev
Deputy Editor-in-Chief
Laser Physics
www.lasphys.com

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

Araraquara, 18 de fevereiro de 2009.

MATHEUS COELHO BANDÉCA