

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – DOUTORADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: DENTÍSTICA RESTAURADORA

CAMILO ANDRÉS PULIDO MORA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E ADESIVAS DE CIMENTOS
RESINOSOS UTILIZADOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS
INTRARRADICULARES**

PONTA GROSSA

2017

CAMILO ANDRÉS PULIDO MORA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E ADESIVAS DE CIMENTOS
RESINOSOS UTILIZADOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS
INTRARRADICULARES**

Tese apresentada como pré-requisito para obtenção do título de Doutor na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Doutorado em Odontologia – Área de Concentração Dentística Restauradora. Linha de Pesquisa: Propriedades físico-químicas e biológicas dos materiais.

Orientadora: Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes

Co-Orientadores: Prof. Dr. Cesar Augusto Galvão Arrais
Profa. Dra. Giovana Mongruel Gomes

PONTA GROSSA

2017

Ficha Catalográfica
Elaborada pelo Setor de Tratamento da Informação BICEN/UEPG

M827a Mora, Camilo Andrés Pulido
Avaliação das propriedades mecânicas e
adesivas de cimentos resinosos utilizados
na cimentação de pinos intrarradiculares/
Camilo Andrés Pulido Mora. Ponta Grossa,
2017.
126f.

Tese (Doutorado em Odontologia - Área
de Concentração: Dentística Restauradora),
Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientadora: Prof^a Dr^a Osnara Maria
Mongrueel Gomes.

Coorientador: Prof. Dr. Cesar Augusto
Galvão Arrais.

Coorientadora: Prof^a Dr^a Giovana
Mongrueel Gomes.

1.Resistência de união. 2.Cinética de
polimerização. 3.Microdureza. 4.Cimentos
resinosos. I.Gomes, Osnara Maria Mongrueel.

II. Arrais, Cesar Augusto Galvão. III.
Gomes, Giovana Mongrueel. IV. Universidade
Estadual de Ponta Grossa. Doutorado em
Odontologia. V. T.

CDD: 617.6

CAMILO ANDRÉS PULIDO MORA

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS E ADESIVAS DE CIMENTOS
RESINOSOS UTILIZADOS NA CIMENTAÇÃO DE PINOS
INTRARRADICULARES**

Tese apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração em Dentística Restauradora, Linha de Pesquisa: Propriedades físico-químicas e biológicas dos materiais.

Ponta Grossa, 07 de março de 2017.

Profª. Drª. Osnara Maria Mongruel Gomes – Orientadora
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Profª. Drª. Ana Paula Gebert de Oliveira Franco
Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Profª. Drª. Nara Hellen Campanha Bombarda
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Profª. Drª. Abraham Lincoln Calixto
Universidade Estadual de Ponta Grossa

Prof. Dr. Rodrigo Stanislawczuk Grande
Centro de Ensino Superior dos Campos Gerais

DADOS CURRICULARES

Camilo Andrés Pulido Mora

NASCIMENTO 03.08.1988	BOGOTÁ D.C. - COLÔMBIA
FILIAÇÃO	CARLOS ARTURO PULIDO BECERRA OLGA PATRICIA MORA SÁNCHEZ
2004 – 2010	Curso de Graduação Universidad Nacional de Colombia (UNAL). Bogotá – Colômbia
2012 –2014	Curso de Pós-graduação em Odontologia. Área de Concentração em Dentística Restauradora. Nível Mestrado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa - PR, Brasil.
2015 – 2016	Curso de Especialização em Dentística Restauradora. Associação Brasileira de Odontologia – Ponta Grossa (ABO-PG)
2014 – em andamento	Curso de Pós-graduação em Odontologia. Área de Concentração em Dentística Restauradora. Nível Doutorado. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG). Ponta Grossa - PR, Brasil.

“A Grande Conquista é o resultado de
pequenas vitórias que passam
despercebidas”

Paulo Coelho

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, pelas oportunidades a mim concedidas e pelas pessoas especiais que colocou em minha vida.

Aos meus pais **Carlos Pulido e Patricia Mora**, pela paciência confiança e grande amor que sempre me dedicaram. Vocês são os responsáveis por cada vitória em minha vida, sem o apoio incondicional de vocês nada teria sido possível.

Às minhas irmãs **Kerly e Natalia**, por me acompanharem nas minhas conquistas e dificuldades de forma incondicional.

A minha avó e madrinha **Nelly Sanchez**, um exemplo de vida e amor incondicional.

A minha **família**, porque a distância faz ao amor aquilo que o vento faz ao fogo: apaga o pequeno, inflama o grande.

À **Universidade Estadual de Ponta Grossa**, por ter me dado a oportunidade de pertencer a esta prestigiosa instituição.

À minha orientadora **Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes** por sempre estar disposta a me ensinar, por toda a sua dedicação em me orientar, pelo carinho e pelas palavras de apoio. Muito obrigado, saiba que sou muito grato por ter sido seu orientado.

Ao **Prof. Dr. João Carlos Gomes**, pelos conhecimentos, oportunidades, carinho e apoio. Você me ensinou o que é ser uma pessoa trabalhadora, honesta e ao mesmo tempo bondosa e filantrópica.

A meus co-orientadores **Profa. Dra. Giovana Mongruel Gomes** e **Prof. Dr. Cesar Augusto Galvão Arrais** porque me ajudaram não só no meu trabalho, mas no processo de aprendizado de todos estes anos. Sem vocês, nada teria sido possível.

Ao meus professores **Dra. Alessandra Reis Silva Loguercio** e **Dr. Alessandro Dourado Loguercio** por ter me dado a oportunidade de aprender um pouco do imenso conhecimento que possuem; além de serem grandes conselheiros pessoais em momentos de crise e dificuldade. Obrigado por contribuírem ao meu crescimento acadêmico e pessoal.

À **Profa. Dra. Ana Paula Gebert de Oliveira Franco** pelos ensinamentos da metodologia das Fibras de Bragg, que foi a base não só da presente monografia, mas da dissertação do meu mestrado e outros artigos publicados.

À **CAPES** por ter me otorgado a bolsa de estudos de pós-graduação e ao **C-LABMU** e seus funcionarios pela ajuda no uso dos equipamentos, o tempo e a dedicação.

À **Universidad Nacional de Colombia** e aos meus professores, porque eles incentivaram meu desejo de estudar e aprender.

Aos meus amigos latinos, que sempre estiveram presentes e tornaram-se a minha segunda família.

Aos meus colegas, amigos, companheiros e todos os que me apoiaram sempre, muito obrigado.

RESUMO

PULIDO, C.A. **Avaliação das propriedades mecânicas e adesivas de cimentos resinosos utilizados na cimentação de pinos intrarradiculares.** [Tese – Doutorado em Odontologia – Área de Concentração Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2017.

Os objetivos do estudo foram: 1) avaliar a resistência de união (RU) e transmissão de luz (TL) de pinos individualizados com diferente translucidez de resina composta, assim como a microdureza Vickers (MDV) de um cimento resinoso autoadesivo. 2) comparar a contração, taxa de contração e microdureza de um cimento convencional e um autoadesivo nos terços apical e cervical do canal radicular. 3) comparar a RU, MDV e nanoinfiltração (NI) imediata e após 3 anos de um cimento dual convencional e um cimento dual autoadesivo utilizados na cimentação de pinos de fibra de vidro. Para o experimento 1 foram selecionados 70 pré-molares inferiores ($n=10$) e divididos em 5 grupos segundo o grau de translucidez de resina utilizada para a individualização do pino: adaptação ideal (Controle positivo), resina de alta translucidez (HT), resina de média translucidez (MT), resina composta de alta opacidade (HO) e adaptação inadequada (Controle negativo); e cimentados com cimento resinoso dual RelyX™ U200 (3M/ESPE). Uma semana depois foi avaliada a RU, MDV e TL dos mesmos. Para o experimento 2, foram selecionados 56 dentes pré-molares inferiores e tratados endodonticamente. Os dentes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos ($n=28$) segundo o cimento resinoso utilizado: Grupo ARC: RelyX™ ARC (3M/ESPE) e Grupo U200: RelyX™ U200 (3M/ESPE). Depois disso, 28 corpos-de-prova ($n=14$ por grupo) foram armazenados em água destilada por 48 h e depois cortados em fatias e submetidos a teste de MDV, RU e NI; e os outros 28 corpos-de-prova foram cortados em fatias e armazenados em água destilada a 37°C a fim de serem testados após de 3 anos. Para o experimento 3 foram selecionados 34 dentes pré-molares inferiores e tratados endodonticamente; depois foram aleatoriamente divididos em 2 grupos ($n=17$) segundo o cimento resinoso utilizado: Grupo ARC: RelyX™ ARC (3M/ESPE) e Grupo U200: RelyX™ U200 (3M/ESPE). Antes da inserção do cimento resinoso no canal radicular foram posicionados no pino dois sensores de fibra óptica com redes de Bragg para a mensuração das deformações do cimento na região coronária e apical do canal radicular. Os dados de cada grupo ($n=10$) foram analisados cineticamente e para analisar a contração de polimerização (CPO). A taxa de contração (TP) foi calculada por diferenciação numérica dos dados de contração em função do tempo. Os experimentos foram analisados por ANOVA e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). O experimento 1 mostrou que há uma influência significativa da translucidez da resina nas propriedades do cimento. Quanto maior a translucidez, maior a RU e MDV.

O experimento 2 mostrou que o ARC teve maiores valores de RU e MDV no terço cervical, mas foi o U200 quem apresentou maiores valores de RU e MDV após 3

anos. No experimento 3 não houve diferença na CPO entre os cimentos analisados, mas o ARC apresentou maior TP em ambos os terços. Para a MDV, não houve diferença significativa no terço cervical, mas o U200 apresentou maiores valores no terço apical.

Palavras-chave: Resistência de união, cinética de polimerização, microdureza, cimentos resinosos.

ABSTRACT

PULIDO, C.A. **Evaluation of the mechanical and adhesive properties of resin cements used in fiber post luting.** [Tese – Doutorado em Odontologia – Área de Concentração Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2017.

The aims of the study were: 1) to evaluate the bond strength (μ TBS) and light transmission (LT) of individualized posts with different composite resin translucency, as well as the Vickers microhardness (VHN) of a self-adhesive resin cement. 2) to compare the shrinkage strain (SS), shrinkage rate (SR) and VHN of a conventional cement and a self-adhesive one in the apical and cervical thirds of the root canal. 3) to compare the μ TBS, VHN and nanoinfiltration (NI) immediately and after 3 years of a conventional resin cement and a self-adhesive one used in fiberglass post cementation. For the experiment 1, 70 lower premolars ($n = 10$) were selected and divided into 5 groups according to the resin translucency used for the post individualization: ideal adaptation (Positive control), high translucency composite resin (HT), Medium translucency composite resin (MT), high opacity composite resin (RAO) and pooradaptation (Negative Control); and cemented with dual resin cement RelyX™ U200 (3M / ESPE). One week later the BS, VHN and LT were evaluated. For experiment 2, 56 lower premolars were selected and endodontically treated. The teeth were randomly divided into 2 groups ($n = 28$) according to the resin cement used: RelyX™ ARC Group (3M / ESPE) and U200 Group: RelyX™ U200 (3M / ESPE). After that, 28 specimens ($n = 14$ per group) were sliced and submitted to VHN, BS and NI tests; And the other 28 specimens were sliced and stored in distilled water at 37 ° C for testing after 3 years. For experiment 3, 34 lower premolar teeth were selected and endodontically treated; Were then randomly divided into two groups ($n = 14$) according to the resin cement used: RelyX™ ARC Group (3M / ESPE) and U200 Group: RelyX™ U200 (3M / ESPE). Before the insertion of the resin cement in the root canal, two fiber optic sensors with Bragg gratings were placed in the post to measure cement deformation in the coronary and apical regions of the root canal. Data from each group ($n = 10$) were kinetically analyzed for polymerization Shrinkage strain (PS). The Shrinkage rate (SR) was calculated by numerical differentiation of the shrinkage data as a function of time. The experiments were analyzed by ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). Experiment 1 showed a significant influence of resin translucency on resin cement properties. High translucency, promoted high μ TBS and VHN. Experiment 2 showed that ARC had higher values of μ TBS and VHN in the cervical third, but U200 presented the highest values after 3 years. In experiment 3 there was no difference in PS between the cements analyzed, but the ARC presented higher SR in both thirds. For the VHN, no significant difference in the cervical third was found, but U200 presented higher values in the apical third.

Keywords: Bond strength, polymerization kinetics, microhardness, resin cements.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Resinas com diferente grau de translucidez utilizadas na individualização do pino.....	28
Figura 2 – Processo de fabricação do pino anatômico direto.....	28
Figura 3 – Teste de resistência de união: A-Preparo para o corte; B - Corte das fatias;.....	29
Figura 4 – Análise de microdureza: A - Aumento de 40X e B - Aumento 100X, indentação próxima da dentina (superior, seta azul) e perto do pino (inferior, seta vermelha).	30
Figura 5 – Processo de emenda de uma fibra óptica com um <i>pigtail</i> ou com outra fibra.....	41
Figura 6 – Desenho esquemático do experimento.....	41
Figura 7 – Desenho esquemático do posicionamento dos sensores no canal radicular.....	42
Figura 8 – Imagem gerada pelo <i>software SM-125</i> . A - Intensidade dos sensores com comprimentos de onda diferentes e B - Variações nos comprimentos de onda.....	42
Figura 9 – Cimentação do pino com os sensores em posição.....	42
Quadro 1 - Especificações do Fabricante do Pino de Fibra de Vidro Whitepost DC/FGM	39
Quadro 2 - Materiais utilizados, fabricante e composição.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Análise de variância
ATR	Unidade de Reflectância Total (Attenuated-total-reflectance unit)
BHD	Banco de Dentes Humanos
COEP	Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos
dB	Decibel(is)
DC	Grau de conversão (Degree of Conversion)
EDTA	Ácido etileno diamino tetra acético (ethylenediaminetetraacetic acid)
g	Grama (s)
GPa	Gigapascal (is)
h	Hora(s)
Hz	Hertz
JCE	Junção cimento-esmalte
Kg	Quilograma (s)
KrF	Fluoreto de Criptônio
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MDV	Microdureza Vickers
min	Minuto(s)
mJ	Milijoule(s)
mL	Mililitro(s)
mm	Milímetro(s)
mm/min	Milímetro(s) por minuto
mm ²	Milímetro(s) quadrado(s)
MPa	Megapascal (is)
n	Número amostral
N	Newton(s)
NI	Nanoinfiltração
nm	Nanometro(s)
ns	Nanosegundo(s)
RU	Resistência de união

SC	Autopolimerização (Self-curing)
LT	Transmissão de luz (light transmission)
UV	Ultra-violeta
VHN	Vickers micro-hardness
μm	Micrômetro(s)
μTBS	Micro-Tensile Bond Strength

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcento
±	Mais ou menos
®	Registrado
X	Aumento de lente óptica
™	Marca registrada
α	Alfa (nível de significância)
ρ	Significância estatística
<	Menor
>	Maior
#	Número
°C	Grau(s) Celsius

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	PROPOSIÇÃO	21
2.1	Proposição geral	21
2.2	Proposição específica	21
3	MATERIAL E MÉTODOS.....	22
3.1	EXPERIMENTO 1	23
3.1.1	Seleção dos dentes.....	23
3.1.5	Cimentação dos pinos.....	25
3.1.6	Seccionamento das fatias	25
3.1.7	Análise de Microdureza Vickers (VHN)	25
3.1.8	Avaliação da resistência de união (RU) por meio do teste <i>Push-out</i>	26
3.2	EXPERIMENTO 2	31
3.2.1	Seleção dos dentes.....	31
3.2.2	Preparo dos dentes	31
3.2.3	Tratamento endodôntico	31
3.2.4	Preparo do canal radicular	32
3.2.5	Cimentação dos pinos.....	32
3.2.6	Seccionamento das fatias	34
3.2.7	Armazenamento	34
3.2.8	Análise de microdureza Vickers	34
3.2.9	Avaliação da resistência de união por meio do teste <i>Push-out</i>	35
3.2.1	Análise de Nanoinfiltração (NI).....	35
3.3	EXPERIMENTO 3	37
3.3.1	Seleção dos dentes.....	37
3.3.2	Preparo dos dentes	37
3.3.3	Tratamento endodôntico	37
3.3.4	Preparo do canal radicular	38
3.3.5	Preparo das fibras ópticas.....	39
3.3.6	Cimentação dos pinos.....	43
3.3.7	Análise dos dados de contração e taxa de contração	44

3.3.8	Análise de microdureza Vickers	44
3.3.9	Avaliação da resistência de união por meio do teste <i>Push-out</i>	45
4	CAPÍTULOS.....	47
4.1	Effect of the resin composite translucency used in direct anatomic fiber posts on the bond strength and microhardness of a resin cement in flared roots.....	48
4.2	A three-year evaluation of the Vickers microhardness, micro-tensile bond strength and nanoleakage of two resin-cements used to lute glass fiber posts 66	
4.3	Kinetics analysis of polimerisation shrinkage of self-adhesive and conventional dual-cured resin cements inside the root canal.....	85
	REFERÊNCIAS*	114
	ANEXO A	122
	Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa. COEP - UEPG	122

1 INTRODUÇÃO

Os cimentos resinosos têm sido amplamente utilizados na cimentação de pinos de fibra de vidro, em casos de reconstrução da porção dental coronária perdida. Atualmente, os pinos de fibra de vidro são uma excelente opção ao clínico não só por uma excelente integração estética com o conjunto dente-restauração, mas por dar suporte aos materiais para posterior reconstrução coronária e oferecer um adequado suporte à posterior restauração (Hayashi et al.¹ 2008).

A necessidade de uma restauração protética não é o único cenário onde é preciso um reforço radicular; alguns autores (Sorrentino et al.² 2007, Grandini et al.³ 2005) têm demonstrado que o uso de pinos de fibra de vidro aumenta a retenção de restaurações diretas em dentes com tratamento endodôntico e moderada perda de estrutura. Além disso, quando usados em conjunto com uma restauração indireta, os pinos de fibra otimizam o padrão de fratura do sistema por apresentarem valores do módulo de elasticidade mais aproximados ao da dentina, se comparados com os núcleos metálicos fundidos (Akkayan e Gulmez⁴ 2002). Isto, somado com a possibilidade de distribuir de uma maneira mais adequada a forças mastigatórias nas estruturas dentárias, pode reduzir o risco de fraturas que não possam ser restauradas posteriormente (Asmussen et al.⁵ 1999).

Embora os pinos de fibra apresentem características estéticas e mecânicas favoráveis, o processo de cimentação desses pinos na região intrarradicular apresenta grandes desafios ao clínico pois, o substrato dentinário apresenta variabilidade em suas características intrínsecas (De Santis et al.⁶ 2005), tais como a densidade e orientação dos túbulos (Goracci et al.⁷ 2004), a presença de lama dentinária endodôntica (Schwartz e Fransman⁸ 2005), o difícil acesso ao interior do canal radicular que dificulta entre outras coisas a visibilidade, o controle de umidade (Bitter et al.⁹ 2009), e a adequada aplicação do adesivo assim como a evaporação do solvente (Cuadros-Sanchez et al.¹⁰ 2014); o que torna a técnica extremadamente sensível (Van Meerbeek et al.¹¹ 2005).

A cimentação adesiva desses pinos de fibra, geralmente é feita com a ajuda de um cimento resinoso de polimerização dual, pois a atenuação da luz gerada pela unidade de fotopolimerização não permite uma polimerização adequada nas regiões mais profundas do canal radicular (Galhano et al.¹² 2008, Cerutti et al.¹³ 2011). Além disso, o próprio pino diminui a quantidade de luz que atinge o terço apical, diminuindo assim o grau de conversão do cimento resinoso e comprometendo as propriedades mecânicas do mesmo (Taneja et al.¹⁴ 2013, dos Santos Alves Morgan et al.¹⁵ 2008, Foxton et al.¹⁶ 2003). Por isto, a utilização de pinos translúcidos tem se mostrado eficiente em melhorar a polimerização do cimento na porção apical (Goracci et al.¹⁷ 2008, Radovic et al.¹⁸ 2009) e assim, maiores valores de resistência de união são obtidos quando comparados com a utilização de pinos opacos (Galhano et al.¹² 2008).

Por outro lado, o cimento resinoso também apresenta propriedades específicas a serem levadas em consideração. Como todos os polímeros, sem considerar a forma de ativação, os cimentos resinosos apresentam uma contração intrínseca que se torna mais crítica em um lugar confinado e com fator de configuração cavitária excessivamente elevado (Aksornmuang et al.¹⁹ 2011, Tay et al.²⁰ 2005). O maior inconveniente dessa contração, é que a tensão gerada pode exceder a resistência da interface adesiva (Tay et al.²⁰ 2005, Prisco et al.²¹ 2003, Bonfante et al.²² 2008), o que pode aumentar a incidência de fendas na interface dentina-cimento resinoso (Prisco et al.²¹ 2003). Estas fendas caracterizadas por regiões não aderidas, e somadas ao esforço mastigatório podem evoluir e resultar em descolamento do pino e perda da restauração final.

Sem dúvida, a quantidade de contração produzida pela reação de polimerização, tem uma relação direta com a produção da tensão excessiva na interface (Braga e Ferracane²³ 2002), mas existem outros fatores que podem afetar o comportamento mecânico do cimento resinoso. A cinética de polimerização pode ser determinante em prever os efeitos nocivos dessa contração de polimerização (Braga e Ferracane²⁴ 2004, Braga et al.²⁵ 2005, Arrais et al.²⁶ 2009, Arrais et al.²⁷ 2009, Ferrari et al.²⁸ 2009, Spinell et al.²⁹ 2009). A taxa de conversão, (Arrais et al.²⁷

2009) a taxa de contração (Atai et al.³⁰ 2005) e a polimerização tardia (Moraes et al.³¹ 2011) podem permitir ou não o “relaxamento” dessas tensões e a conversão final do cimento (Cabrera e de la Macorra³² 2007). Contudo, poucos estudos (Pulido et al.³³ 2016) avaliam o comportamento do cimento no interior do canal, pois devido ao limitado tamanho do conduto radicular, dificulta-se o posicionamento de instrumentos de medição.

Porém, outras variáveis tais como a espessura do cimento e a íntima adaptação do pino no canal radicular são de fundamental importância no comportamento final do sistema, assim como da sua durabilidade (Perez et al.³⁴ 2006, D'Arcangelo et al.³⁵ 2007). Os pinos pré-fabricados têm um formato padrão que nem sempre se adaptam ao canal radicular, devido à morfologia intrínseca do canal, ao alargamento excessivo do mesmo durante o tratamento endodôntico, ou as características próprias do desenvolvimento dentário (Morgano et al.³⁶ 2004, Baba et al.³⁷ 2009). Dessa maneira, a espessura do cimento resultante é muito maior do que o esperado e pode afetar as propriedades mecânicas do mesmo. (Hornbrook e Hastings³⁸ 1995, Grandini et al.³⁹ 2005).

Dessa forma, têm sido sugeridas algumas alternativas para reduzir tal espessura de cimento em canais excessivamente alargados, entre as que destaca-se a técnica de individualização do pino às paredes internas do conduto radicular por meio de seu reembasamento direto com uma camada de resina composta fotoativada (Grandini et al.⁴⁰ 2003, Gomes et al.⁴¹ 2014), que além de diminuir a espessura de cimento resinoso nos canais radiculares, exercem uma maior pressão de assentamento sobre o cimento contra as paredes dentinárias, resultando em melhor contato entre o conjunto cimento-pino e dentina radicular (Chieffi et al.⁴² 2007, Faria-e-Silva et al.⁴³ 2009). Porém, mesmo com a utilização de pinos anatômicos e com a melhora na espessura do cimento resinoso, outro fator deve ser estudado, pois a individualização do pino com resina composta, torna-se em mais uma barreira que pode atenuar a quantidade de luz capaz de atingir o cimento resinoso.

Um dos maiores problemas enfrentados clinicamente após a utilização de pinos intrarradiculares é a perda de retenção ao longo do tempo, o que provavelmente pode ser causado pela união dos fatores desfavoráveis citados anteriormente. Muitos pesquisadores têm se dedicado extensivamente à investigação da resistência de união dentina-cimento resinoso por meio de testes de *push-out in vitro*, (Goracci et al.⁷ 2004, Bonfante et al.²² 2008, Ferrari et al.⁴⁴ 2000, Vichi et al.⁴⁵ 2002, Monticelli et al.⁴⁶ 2003, Teixeira et al.⁴⁷ 2008, Bitter et al.⁹ 2009); as técnicas para diminuir a espessura do cimento resinoso em dentes com canais excessivamente alargados (Clavijo et al.⁴⁸ 2009), a cinética e propriedades do cimento resinoso (Braga e Ferracane²³ 2002, Braga et al.²⁵ 2005, Spinell et al.²⁹ 2009) porém, existe uma limitação importante ao analisar o comportamento do cimento durante a polimerização. Por isto, é difícil analisar essas propriedades e sua verdadeira influência no desempenho mecânico e adesivo do pino dentro do canal.

Este trabalho procurou explorar três dos fatores mais importantes durante a restauração de dentes tratados endodônticamente com pinos de fibra, tais como as técnicas para diminuir a espessura do cimento, a cinética de polimerização “in situ” e a longevidade de pinos de fibra cimentados com dois tipos de cimento resinoso dual.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 Proposição geral

- Avaliar a influência da translucidez da resina composta utilizada na técnica de pino anatômico direto nas propriedades físicas e adesivas de um cimento resinoso autoadesivo.
- Estudar a cinética de polimerização e grau de conversão “*in situ*”, de cimentos resinosos durante a cimentação de pinos de fibra de vidro.
- Avaliar a longevidade da cimentação adesiva de pinos de fibra de vidro no canal radicular.

2.2 Proposição específica

- Avaliar a resistência de união e transmissão de luz de pinos individualizados com diferente translucidez de resina composta, assim como a microdureza de um cimento resinoso autoadesivo na cimentação de pinos anatômicos diretos em canais excessivamente alargados.
- Comparar a contração, taxa de contração e a microdureza de um cimento convencional e um autoadesivo nos terços apical e cervical do canal radicular.
- Comparar a resistência de união, microdureza e nanoinfiltração imediata e após 3 anos de um cimento dual convencional e um cimento dual autoadesivo utilizados na cimentação de pinos de fibra de vidro.

3 MATERIAL E MÉTODOS

A realização de toda a parte experimental desse trabalho foi aprovada por meio do parecer nº 159.525 e 1.614.320 pela Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Ponta Grossa – COEP – UEPG, tendo sido protocolado sob o número 18741/10. Para realização deste estudo foram selecionados 160 pré-molares inferiores permanentes, obtidos por meio do Banco de Dentes Humanos (BDH) da UEPG (anexo A).

A fase experimental desse trabalho foi dividida em três experimentos:

1 – Efeito da translucidez da resina composta utilizada na técnica de pino anatômico direto nas propriedades mecânicas e adesivas de um cimento resinoso em canais alargados.

2 – Avaliação da longevidade de dois cimentos resinosos utilizados na cimentação adesiva de pinos de fibra de vidro ao interior do canal radicular.

3 – Avaliação “*in loco*” da cinética de polimerização e a microdureza de dois cimentos resinosos utilizados na cimentação de pinos de fibra de vidro.

3.1 EXPERIMENTO 1

3.1.1 Seleção dos dentes

Para a realização deste experimento foram selecionados 70 pré-molares inferiores permanentes, obtidos por meio do BDH da UEPG. Para a seleção dos dentes, foram obedecidos os seguintes critérios de exclusão: raízes com curvaturas severas, cáries radiculares, defeitos estruturais de esmalte ou cimento, tratamento endodôntico prévio e ápice incompleto. Os dentes selecionados tiveram comprimento radicular médio semelhante, pelo menos de 14 mm medidos da junção cimento-esmalte (JCE).

3.1.2 Grupos experimentais

As raízes foram aleatoriamente divididas em cinco grupos (n=14), em função da translucidez da resina composta utilizada para a individualização do pino anatômico direto (Figura 1). A marca comercial utilizada foi a Empress Direct (Empress Direct, Ivoclar Vivadent, Lietchtenstein). Os grupos foram divididos em: adaptação ideal (Controle Positivo), resina composta de alta translucidez (RTR), resina composta de média translucidez (RMT), resina composta de alta opacidade (RAO) e adaptação inadequada (Controle Negativo). Com exceção do grupo de adaptação ideal, no qual o canal foi preparado com a broca própria do sistema n° 0.5 (Whitepost DC, FGM, Joinvile, SC, Brasil); em todos os grupos, o canal foi alargado e preparado com a ponta diamantada tronco-cônica (4137, KG Sorensen) e cimentado o pino n° 0.5 (Whitepost DC, FGM, Joinvile, SC, Brasil). O comprimento de trabalho foi de 10 mm respeitando o limite apical do material obturador de 4 mm.

3.1.3 Tratamento Endodôntico

O esvaziamento dos condutos foi realizado com limas tipo K (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça) # 10, associando solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) 1%. A instrumentação dos canais foi realizada com NaOCl 1%, sendo o preparo apical realizado até lima # 40; e, em seguida, até lima # 55. Terminada a

instrumentação, os canais foram secos com pontas de papel absorvente (DentsplyMaillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturados 4 mm apicais com cones de guta-percha aquecidos (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) e cimento obturador à base de resina epóxica (AH Plus, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil). Foram armazenados em umidade relativa com água destilada a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}$ C por uma semana.

3.1.4 Pino Anatômico Direto

A superfície do pino pré-fabricado foi limpa com gaze embebida em álcool 70% e após condicionada com ácido fosfórico a 37% Dental Gel (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) durante 15 s, seguido de lavagem com água e secagem. O agente de união silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Lietchtenstein), foi aplicado no pino por 1 min e a superfície foi seca com jato de ar por 5 s. Foram feitas aplicações ativas de duas camadas de adesivo (Tetric-n-bond, Ivoclar Vivadent, Lietchtenstein) utilizando microbrush (Points SDI Limited, Cologne, Alemanha) por 20 s seguidas de jato de ar por 5 s e fotoativação por 10 s com LED (Radii Plus, SDI Limited, Victoria, Austrália), com uma intensidade de luz de 1200 mW/cm^2 por 10 s (Figura 2).

Os condutos foram lubrificados com gel hidrossolúvel (KY gel lubrificante, Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil) utilizando microbrush endodôntico (Points SDI Limited, Cologne, Alemanha). O pino foi envolvido pela resina composta (Empress Direct, Ivoclar Vivadent, Lietchtenstein) de diferentes opacidades, segundo o grupo experimental (Figura 1) e este conjunto (pino e resina) inserido no conduto radicular, marcando a região vestibular do pino e remanescente coronário com lapiseira, para facilitar e reconhecer a via de inserção do mesmo. Este conjunto foi retirado e recolocado no conduto por duas vezes, removendo o excesso de resina composta com a espátula, e fotoativando-a por 20 s com LED (Radii Plus, SDI Limited, Victoria, Austrália) com uma intensidade de luz de 1200 mW/cm^2 ; com o pino em posição no interior do conduto. O conjunto foi então removido do interior do conduto e foi complementada a polimerização por mais 20

segundos. O pino anatômico obtido foi então provado no interior de seu respectivo canal radicular, para verificar sua completa adaptação (Figura 2).

3.1.5 Cimentação dos pinos

Para todos os grupos experimentais, os condutos foram limpos com 10 mL de água destilada durante 15 s e após com 10 mL de hipoclorito de sódio 2,5% igualmente por 15 s, utilizando seringas descartáveis. A seguir repetiu-se a limpeza com 10 mL de água destilada durante 15 s. O conduto foi seco com jato de ar durante 3 s e com duas pontas de papel absorvente calibre 40. O cimento resinoso dual autoadesivo RelyX™ U200 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) foi manipulado durante 20 s e aplicado com seringa de insulina zero e agulha de 1,20x10 mm, no interior do canal radicular, sendo o pino de fibra de vidro posicionado e assentado no interior do canal radicular, e estabilizado com pressão digital. O cimento resinoso foi fotoativado através do pino por 40 s (Radii Plus /SDI, Bensenville, IL, EUA) com uma intensidade de luz de 1200 mW/cm².

3.1.6 Seccionamento das fatias

Após três dias da cimentação, as raízes foram seccionadas perpendicularmente em relação ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte (Figura 3A) obtendo-se fatias com espessura média de 1 mm $\pm$ 0,1 mm. Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-percha na região apical. Para cada raiz foram obtidos seis corpos-de-prova (fatias), os quais foram distribuídos da seguinte forma: terço coronário (duas fatias), terço médio (duas fatias) e terço apical (duas fatias).

3.1.7 Análise de Microdureza Vickers

Para a análise de microdureza (n=7), uma fatia de cada terço foi embutida em tubos de PVC (policloreto de vinila) com resina acrílica Duralay (Reliance, Dental Mfg. Co., Worth, IL, EUA), e posteriormente foram polidas sequencialmente com

lixa de Carbetto de Silício # 600, 1200, 1500, 2000, 2500 e 3000 em uma máquina de polimento (Politriz, Aropol E – Arotec, Cotia, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração. Na sequência, cada espécime foi polido com discos de feltro e pastas diamantadas em granulação decrescente (3,1 μm e 0,25 μm) (FGM, Joinville, SC, Brasil). Entre cada granulação de lixa e de pasta, as amostras foram imersas em água destilada em cuba ultrassônica por 8 min para remoção de detritos. Para os ensaios de Microdureza Vickers, foi utilizado um Microdurômetro Shimadzu Microhardness Tester HMV-2000 (Shimadzu Corporation – Kyoto- Japan). As leituras foram realizadas 48 horas após a cimentação dos pinos, na superfície de topo de cada terço, com uma carga estática de 100 gramas durante 10 s, analisadas em aumento de 100X. Cada fatia foi dividida em 4 partes, nas quais foram feitas 2 indentações no cimento próximo ao pino e 2 perto da dentina por cada divisão.

3.1.8 Avaliação da resistência de união (RU) por meio do teste *Push-out*

Previamente ao ensaio de *push-out*, todas as fatias foram fotografadas nos dois lados, com aumento de 40 X, em microscópio óptico (Olympus, modelo BX 51, Olympus, Tóquio, Japão) para aferição dos diâmetros coronário e apical dos pinos bem como dos diâmetros da área interna do canal radicular (Figura 3B), com o objetivo de calcular a área adesiva para cada fatia obtida. Esta mensuração foi realizada com o auxílio do Software Image Tool versão 3.0 (Department of Dental Science Diagnostic, Universidade do Texas, Centro de Ciência da Saúde, San Antonio, Texas, EUA).

Em cada corpo-de-prova foi identificada a superfície cervical e mensurada a espessura (Figura 3C) para depois ser submetido ao teste de *push-out*. Em seguida, o corpo-de-prova foi posicionado sobre um dispositivo metálico com uma pequena abertura central (Figura 3D), com sua porção mais coronária posicionada para baixo, de tal forma que a carga exercesse uma força compressiva constante no sentido ápico-coronal até promover o deslocamento do pino intrarradicular. O atuador selecionado foi posicionado no centro de cada fragmento de pino, de modo que a ponta aplicadora da carga tocasse somente a área dos pinos, sem estressar

as paredes laterais dos canais radiculares. O conjunto foi ensaiado em uma máquina de ensaios universal (AG-I, Shimadzu Autograph) com uma célula de carga de 50 Kgf a uma velocidade de 0,5 mm/min até o deslocamento do pino.

Em seguida, o valor da carga foi registrado em Newtons (N) e foi calculado o valor da resistência de união em MPa dividindo o valor da carga (N) pelo valor da área adesiva (mm²). Duas áreas adesivas foram utilizadas para o cálculo da resistência de união, a superfície lateral da área dos pinos de fibra e a superfície lateral da área do canal radicular (pino + cimento resinoso). Para ambos os cálculos, a área adesiva (S_L) foi estimada por meio da fórmula utilizada para calcular a área de superfície lateral de um cone truncado:

$$S_L = \pi(R + r)[h^2 + (R - r)^2]^{0.5}$$

Onde: π é a constante 3,1416; R representa o raio coronário do pino ou do canal radicular (mm); r representa o raio apical do pino ou do canal radicular (mm); h representa a espessura dos corpos-de-prova (mm).

Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) de 2 fatores. A seguir foi aplicado o teste de *Bonferroni* para as comparações múltiplas. O nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

Todos os cálculos foram realizados com o pacote estatístico SPSS® (Statistical Package for the Social Science) versão 17.0 (SPSS Inc. Chigaco Illinois, EUA).



Figura 1 –Resinas com diferente grau de translucidez utilizadas na individualização do pino.

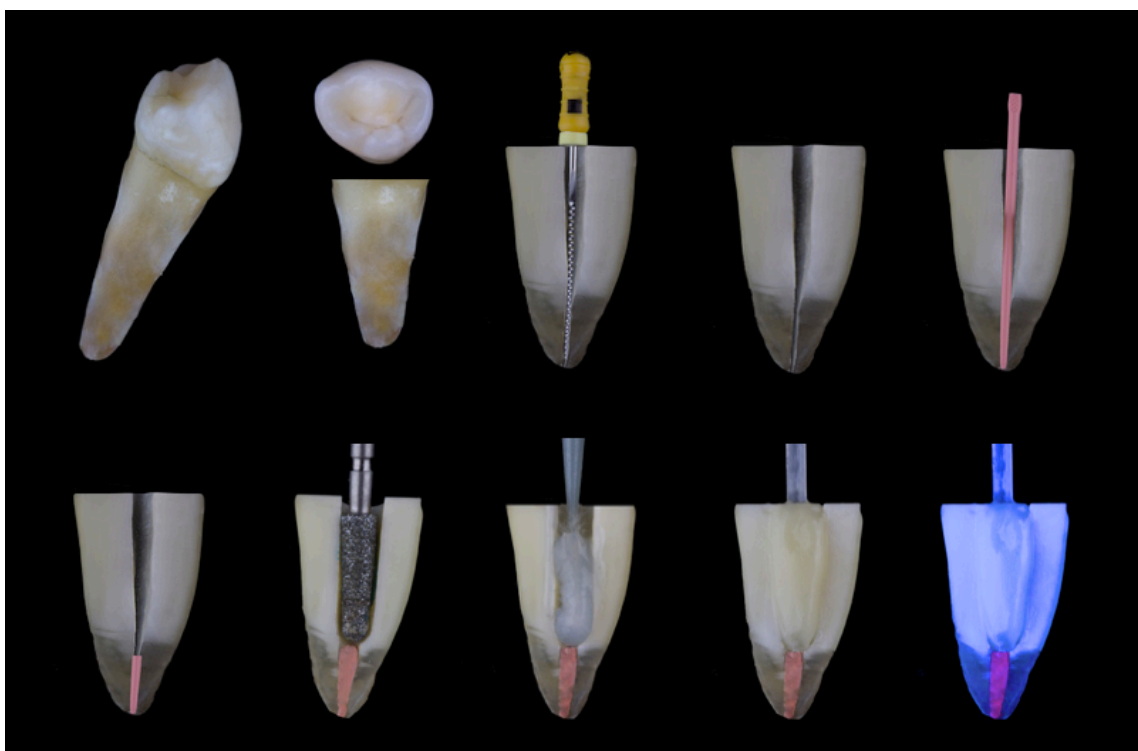


Figura 2 –Processo de fabricação do pino anatômico direto.

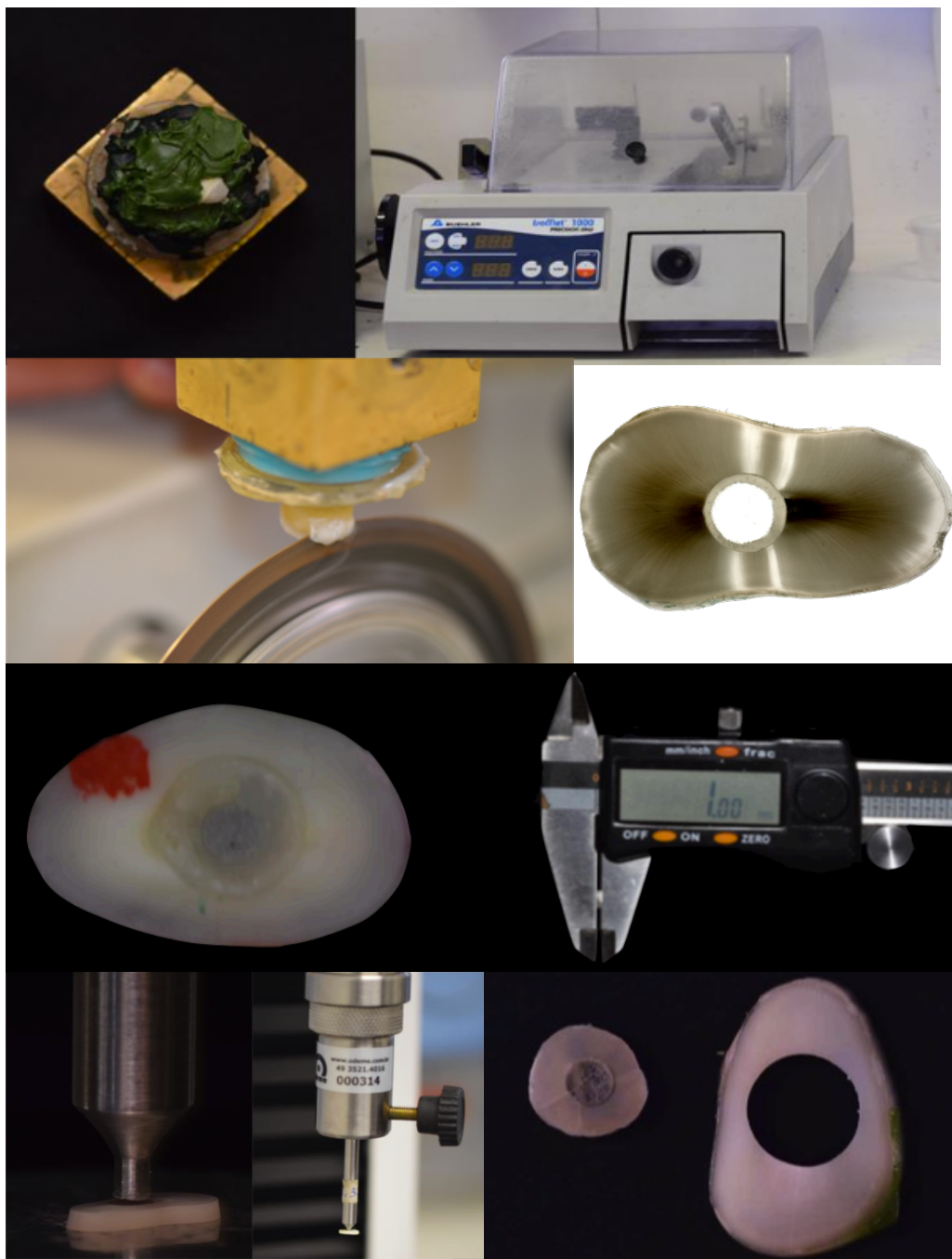


Figura 3—Teste de resistência de união: **A**-Preparo para o corte; **B** - Corte das fatias; **C** - Aferição e identificação das fatias e **D** - Teste de *push-out*.

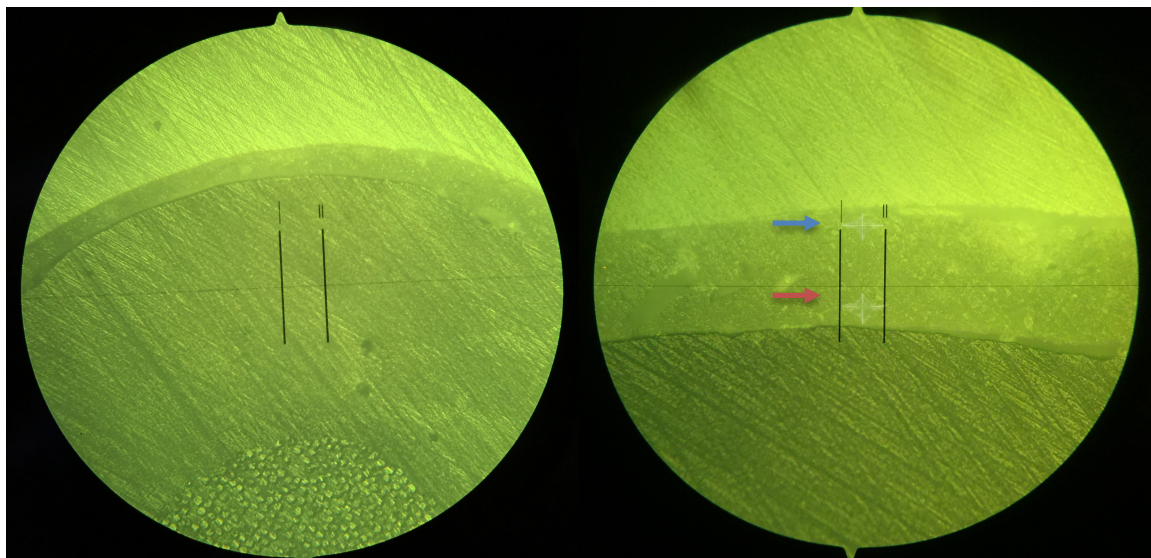


Figura 4 – Análise de microdureza: **A** - Aumento de 40X e **B** - Aumento 100X, indentação próxima da dentina (superior, seta azul) e perto do pino (inferior, seta vermelha).

3.2 EXPERIMENTO 2

3.2.1 Seleção dos dentes

Para a realização deste experimento foram selecionados 56 pré-molares inferiores permanentes, obtidos por meio do BDH da UEPG. Para a seleção dos dentes, foram obedecidos os seguintes critérios de exclusão: raízes com curvaturas severas, cáries radiculares, defeitos estruturais de esmalte ou cimento, tratamento endodôntico prévio e ápice incompleto. Os dentes selecionados tiveram comprimento radicular médio semelhante, pelo menos de 14 mm medidos da junção cimento-esmalte (JCE).

3.2.2 Preparo dos dentes

Os dentes foram seccionados perpendicularmente em relação ao seu longo eixo, imediatamente abaixo a junção cimento-esmalte com um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) com frequência de 300 rpm sob refrigeração com água constante, de modo a criar o acesso ao canal radicular. O comprimento das raízes foi aferido com uma régua milimetrada.

3.2.3 Tratamento endodôntico

Os canais de todos os espécimes foram tratados conforme a técnica coroa-ápice, instrumentados com limas K (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) atingindo o diâmetro correspondente à lima # 40. O limite apical do tratamento endodôntico foi determinado 1 mm aquém do forame apical. Foram utilizados como agentes de irrigação endodôntica o hipoclorito de sódio (NaOCl) 1%. As raízes foram secas com pontas de papel absorvente (Dentsply, Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturadas usando a técnica da condensação vertical aquecida, utilizando cones de guta-percha aquecidos (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) e cimento

obturador à base de resina epóxica (AH Plus, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil), o qual foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. A câmara pulpar foi selada com cimento provisório Coltosol (Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil). Os espécimes foram armazenados em água destilada e mantidos a 37°C por 7 dias.

3.2.4 Preparo do canal radicular

A guta-percha foi removida usando fresas Gates Glidden e Peeso 2, 3 e 4, deixando pelo menos 4 mm do selamento apical e os canais foram preparados com uma broca de baixa rotação do sistema utilizado neste estudo (Whitepost DC, FGM # 2, Joinville, SC, Brasil). A profundidade do preparo intrarradicular foi de 10 mm sendo padronizado para todos os espécimes. Em seguida, foram realizadas radiografias periapicais dos canais radiculares (películas radiográficas Agfa Dentus E Speed, NY, EUA) para verificação da completa ausência de material obturador além dos 4 mm apicais dos canais. Após o preparo foi realizada a prova e corte dos pinos de fibra de vidro duplo cônico (Whitepost DC, FGM #1, Joinville, SC, Brasil). Ressalta-se o uso da broca # 2 e a cimentação do pino # 1 (Quadro 1) a fim de ter a espessura necessária para a correta mensuração com fibras ópticas. A irrigação final foi realizada com solução de NaOCl 1% e água destilada e posteriormente, secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). Os pinos de fibra de vidro foram limpos com álcool 70% e receberam a aplicação do agente silano Ceramic primer (RelyX, 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA).

3.2.5 Cimentação dos pinos

Para a cimentação dos pinos, os dentes (n=56) foram divididos aleatoriamente em 2 grupos, segundo o cimento resinoso utilizado: Grupo ARC (n=28): cimento resinoso dual RelyX™ ARC (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) e Grupo U200 (n=28): cimento resinoso dual RelyX™ U200 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA).

No grupo ARC, os canais foram condicionados com ácido fosfórico 37% Dental Gel (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 15 s, lavados com água destilada por 30 s, e secos com pontas de papel absorvente. Em seguida, foi aplicado o sistema adesivo Adper Scotchbond™ Multipurpose Plus (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA), levando primeiro o ativador no interior do canal, logo o primer e por último o catalisador, por meio de uma ponta aplicadora específica para canais radiculares (Points SDI Limited, Cologne, Alemanha) e secando durante 5 s, depois de cada aplicação. O excesso de adesivo foi removido utilizando pontas de papel absorvente e fotoativado por 20 s, por meio de um aparelho fotopolimerizador com luz emitida por diodo (Radii Plus /SDI, Bensenville, IL, EUA), com densidade de potência de 1.200 mW/cm^2 . A intensidade de luz era monitorada por meio de um radiômetro (Curing radiometer Model 100, Demetron Research Corp., Danburg, CT, EUA). Os pinos foram seccionados transversalmente, por meio de um disco flexível diamantado de dupla face (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração com água constante, resultando em 13 mm de comprimento, de maneira que 10 mm do pino atingisse o comprimento de trabalho radicular, e os outros 3 mm servissem como guia para a distância do aparelho fotoativador durante os procedimentos de fotoativação dos espécimes. Em seguida, os pinos foram tratados com silano pré-hidrolizado RelyX Ceramic Primer 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) e depois com catalisador do sistema adesivo. O cimento foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e aplicado com a seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) no interior do canal radicular, sendo os pinos de fibra de vidro posicionados e assentados no interior do canal radicular, e estabilizados com pressão digital. O cimento resinoso foi fotoativado através do pino por 40 s (Radii Plus /SDI, Bensenville, IL, EUA) (Figura 9).

No grupo U200, as paredes dos canais radiculares foram lavadas com água destilada e secas com pontas de papel absorvente. Os pinos foram limpos com álcool 70%. O cimento resinoso foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e aplicado com a seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) no interior do canal radicular, sendo os pinos de fibra de vidro posicionados e

assentados no interior do canal radicular, e estabilizados com pressão digital. O cimento resinoso foi fotoativado através do pino por 40 s (Radii Plus /SDI, Bensenville, IL, EUA).

3.2.6 Seccionamento das fatias

Após três dias da cimentação, as raízes foram seccionadas perpendicularmente em relação ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte obtendo-se fatias com espessura média de $1 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$. Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-percha na região apical. Para cada raiz foram obtidos seis corpos-de-prova (fatias), os quais foram distribuídos da seguinte forma: terço coronário (duas fatias), terço médio (duas fatias) e terço apical (duas fatias).

3.2.7 Armazenamento

As fatias foram armazenadas em água destilada por 48 horas a 37°C . Depois disso, 28 corpos-de-prova foram submetidos a teste de microdureza Vickers, push-out e nanoinfiltração; e os outros 28 corpos-de-prova mantidos em água destilada a 37°C a fim de serem testados após de 3 anos, com troca semanal do meio de armazenamento (Skovron et al.⁴⁹ 2010).

3.2.8 Análise de microdureza Vickers

Para a análise de microdureza ($n=7$), uma fatia de cada terço foi preparada e analisada para o teste de Microdureza Vickers da mesma forma que realizado no experimento 1.

3.2.9 Avaliação da resistência de união por meio do teste *Push-out*

Dez dentes de cada grupo (n=10) foram aleatoriamente selecionados para o teste de resistência de união. Os dentes foram seccionados, preparados e analisados e submetidos ao teste de *push-out* da mesma forma que realizado no experimento 1.

3.2.1 Análise de Nanoinfiltração (NI)

As fatias obtidas de quatro raízes de cada grupo experimental (n=4) foram usadas para avaliação da nanoinfiltração dentro da camada híbrida. As fatias foram submersas em uma solução traçadora de Nitrato de Prata Amoniacal 50% (AgNO_3NH_4 – Laboratório de química inorgânica, UEPG, Ponta Grossa, PR, Brasil), permanecendo por 24 horas a 37° C, e lavadas posteriormente em água destilada por 2 minutos (Tay et al.⁵⁰ 2002)

Em seguida, os espécimes foram imersos em uma solução reveladora (Kodak – Revelador D-76 – Kodak Brasileira, São José dos Campos, SP, Brasil) e expostos à iluminação fluorescente direta por 8 h. Após este tempo, as amostras foram lavadas abundantemente em água corrente.

Os espécimes então foram processados até que fosse possível a visualização dos espaços preenchidos pelo nitrato de prata no interior da camada híbrida e na interface desta com o cimento resinoso e da interface deste com o pino de fibra de vidro, no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). Para isso, as amostras foram incluídas em uma base metálica (*stub*) com parafina e polidas sequencialmente com lixas de Carbetto de Silício # 600, 1200, 1500, 2000, 2500 e 3000 em uma máquina de polimento (Politriz, Aropol E – Arotec, Cotia, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração. Na sequência, cada espécime foi polido com discos de feltro e pastas diamantadas em granulação decrescente (3,1 μm e 0,25 μm) (FGM, Joinville, SC, Brasil). Entre cada granulação de lixa e de pasta, as amostras foram imersas em água destilada por 10 minutos para remoção de detritos. Após o término

do polimento, os espécimes foram mantidos em recipientes contendo sílica coloidal por 48 horas.

As interfaces resina-dentina foram analisadas utilizando o MEV (SSX- 550, Shimadzu, Tóquio, Japão). no modo “*backscattered*”. A percentagem relativa de nanoinfiltração na interface adesiva foi mensurada em 4 regiões da fatia (mesial, distal, vestibular e lingual) com auxílio do Software Image Tool versão 3.0 (Department of Dental Science Diagnostic, Universidade do Texas, Centro de Ciência da Saúde, San Antonio, Texas, EUA).

Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) de 2 fatores. A seguir foi aplicado o teste de *Bonferroni* para as comparações múltiplas. O nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

Todos os cálculos foram realizados com o pacote estatístico SPSS® (StatisticalPackage for the Social Science) versão 17.0 (SPSS Inc. Chigaco Illinois, EUA).

3.3 EXPERIMENTO 3

3.3.1 Seleção dos dentes

Para a realização deste experimento foram selecionados 34 pré-molares inferiores permanentes, obtidos por meio do BDH da UEPG. Para a seleção dos dentes, foram obedecidos os seguintes critérios de exclusão: raízes com curvaturas severas, cáries radiculares, defeitos estruturais de esmalte ou cimento, tratamento endodôntico prévio e ápice incompleto. Os dentes selecionados tiveram comprimento radicular médio semelhante, pelo menos de 14 mm medidos da junção cimento-esmalte (JCE).

3.3.2 Preparo dos dentes

Os dentes foram seccionados perpendicularmente em relação ao seu longo eixo, imediatamente abaixo a junção cimento-esmalte com um disco de diamante montado em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) com frequência de 300 rpm sob refrigeração com água constante, de modo a criar o acesso ao canal radicular. O comprimento das raízes foi aferido com uma régua milimetrada.

3.3.3 Tratamento endodôntico

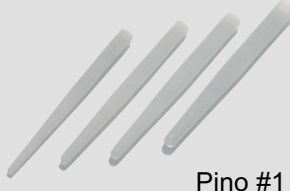
Os canais de todos os espécimes foram tratados conforme a técnica coroa-ápice, instrumentados com limas K (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suíça) atingindo o diâmetro correspondente à lima #40. O limite apical do tratamento endodôntico foi determinado 1 mm aquém do forame apical. Foram utilizados como agentes de irrigação endodôntica o hipoclorito de sódio (NaOCl) 1%. Os canais foram secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturadas usando a técnica da condensação vertical aquecida, utilizando

cones de guta-percha aquecidos (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil) e cimento obturador à base de resina epóxica (AH Plus, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil), o qual foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. A câmara pulpar foi selada com cimento provisório Coltosol (Vigodent, Rio de Janeiro, Brasil). Os espécimes foram armazenados em água destilada e mantidos a 37°C por 7 dias.

3.3.4 Preparo do canal radicular

A guta-percha foi removida usando fresas Gates Glidden e Peeso 2, 3 e 4, deixando pelo menos 4 mm do selamento apical e os canais foram preparados com uma broca de baixa rotação do sistema utilizado neste estudo (Whitepost DC, FGM # 2, Joinville, SC, Brasil). A profundidade do preparo intrarradicular foi de 10 mm sendo padronizado para todos os espécimes. Em seguida, foram realizadas radiografias periapicais dos canais radiculares (películas radiográficas Agfa Dentus E Speed, NY, EUA) para verificação da completa ausência de material obturador além dos 4 mm apicais dos canais. Após o preparo foi realizada a prova e corte dos pinos de fibra de vidro de dupla conicidade (Whitepost DC, FGM #1, Joinville, SC, Brasil). Ressalta-se o uso da broca # 2 e a cimentação do pino # 1 (Quadro 1) a fim de ter a espessura necessária para a correta mensuração com fibras ópticas. A irrigação final foi realizada com solução de NaOCl 1% e água destilada e posteriormente, secos com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). Os pinos de fibra de vidro foram limpos com álcool 70% e receberam a aplicação do agente silano Ceramic primer (RelyX, 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA).

Quadro 1 - Especificações do Fabricante do Pino de Fibra de Vidro Whitepost DC/ FGM

Figura	Composição	Descrição	Lote
 Pino #1	80% Fibra de vidro 20% Resina Epóxica	Diâmetro coronário: 1,6 mm Diâmetro apical: 0,85 mm Comprimento: 20 mm	4267
 Broca # 2	-----	Diâmetro coronário: 1,8 mm Diâmetro apical: 1,05 mm Comprimento: 20 mm	2357

Os espécimes foram divididos aleatoriamente para cada um dos experimentos:

3.3.5 Preparo das fibras ópticas

A fibra óptica utilizada foi do tipo monomodo (padrão Draktel, ESMF) sem nenhum processo de tratamento para aumento da fotossensibilidade. O processo de gravação de redes de Bragg foi realizado por iluminação direta sobre máscara de fase, com laser de fluoreto de criptônio (Excímero) com comprimento de onda central de 248 nm, pulsos de 5 ns, ajustado para uma energia de pulso de 6 mJ e taxa de repetição de 500 Hz. Foi utilizada uma íris com abertura de 2 mm definindo assim o comprimento da rede de Bragg. Todos os sensores foram gravados nas mesmas condições. Foi realizada a padronização da amplitude das redes de Bragg em aproximadamente 11 dB.

A fibra óptica foi descascada e clivada, seguindo o protocolo e materiais para emendar num cabo *pigtail* (Figura 5) e ligado a um acoplador que leva a informação dos sensores ao equipamento para medição (Figura 6).

Para as leituras dos sensores foi utilizado o sistema interrogador dinâmico Sm125 I-MON com a taxa de aquisição de 50 Hz. Este interrogador permite montar gráficos referentes a variação do comprimento de onda central das redes de Bragg em função do tempo em que ocorre a polimerização do material.

Antes da inserção do cimento resinoso no interior do canal radicular, se fez a demarcação e corte do pino para determinar a posição de dois sensores de fibra óptica de 2 mm aproximadamente, gravados com redes de diferentes comprimentos de onda (1537 nm e 1542 nm); sendo um deles na parte mais apical do pino e o outro na parte mais coronária. Depois de posicionar os sensores, as fibras foram coladas com cianoacrilato (Superbond, Loctite, Rocky Hill, CT, USA) na parte do pino que ficava fora do canal (Figura 7).

Por meio de um acoplador, os dois sensores foram ligados ao interrogador Sm125, que junto com o *software Sm125* que permitiu a obtenção de um gráfico com os comprimentos de onda (Figura 8A). A variação dos comprimentos de onda (Figura 8B) no tempo foi registrada e salva em um arquivo em formato .txt para a posterior tabulação e obtenção dos dados em *microstrain* ($\mu\epsilon$). As medições foram iniciadas junto com a polimerização do cimento resinoso e durante 1 hora.

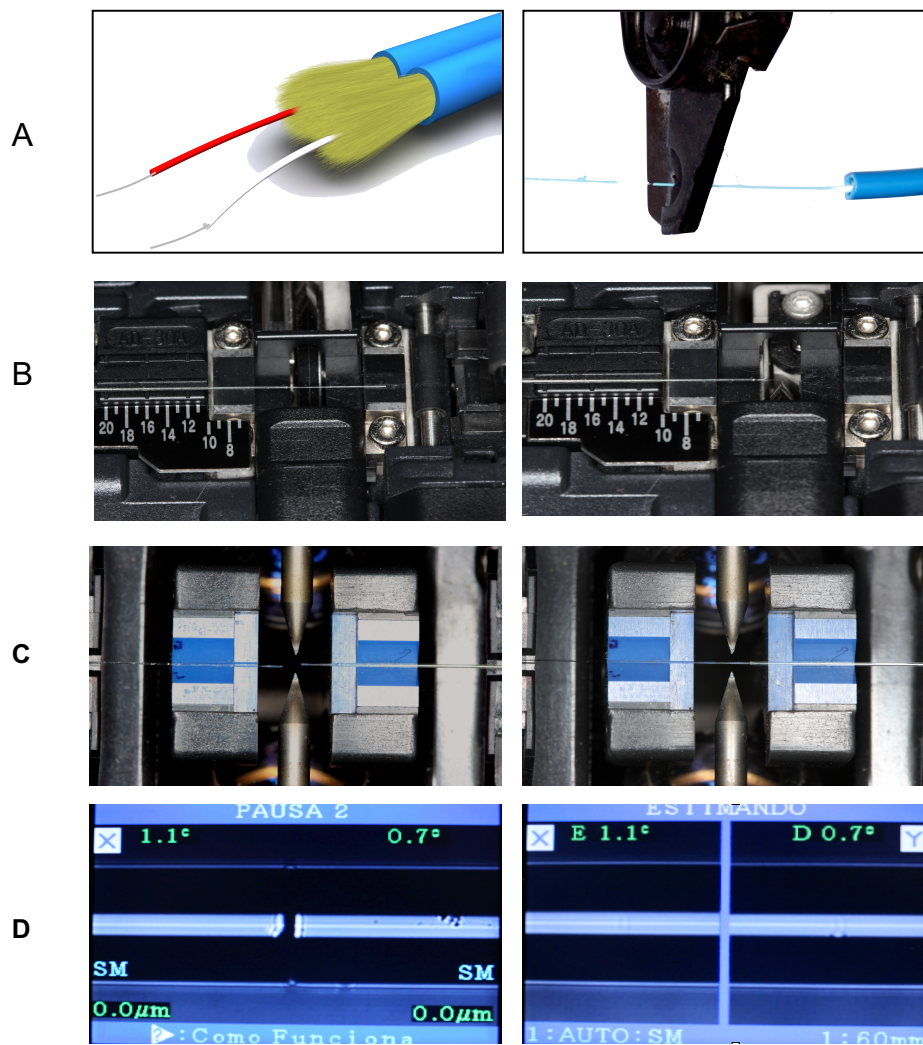


Figura 5 – Processo de emenda de uma fibra óptica com um *pigtail* ou com outra fibra
A - Remoção do polímero-fibra descascada; **B** - Clivagem da fibra óptica;
C - Emenda de duas fibras ópticas e **D** -Tela do ARC Splicer

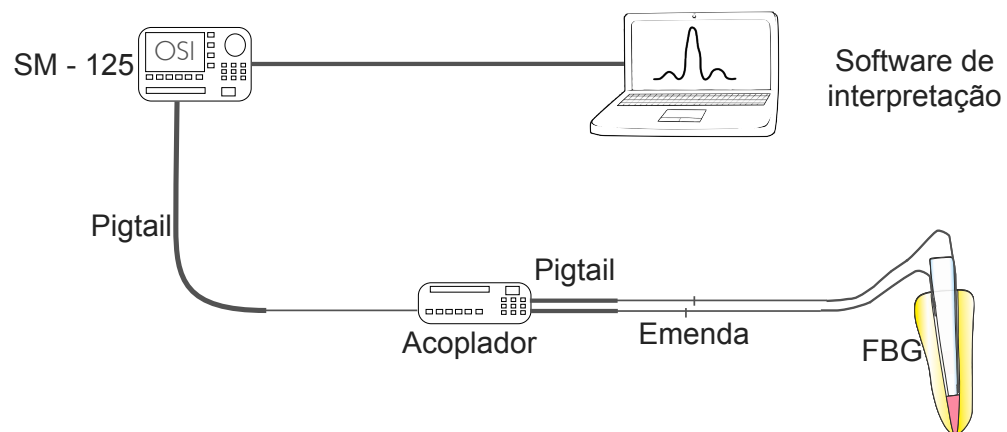


Figura 6 – Desenho esquemático do experimento

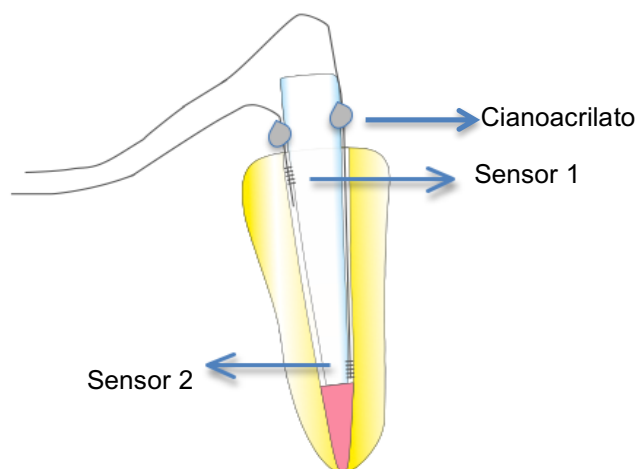


Figura 7 – Desenho esquemático do posicionamento dos sensores no canal radicular

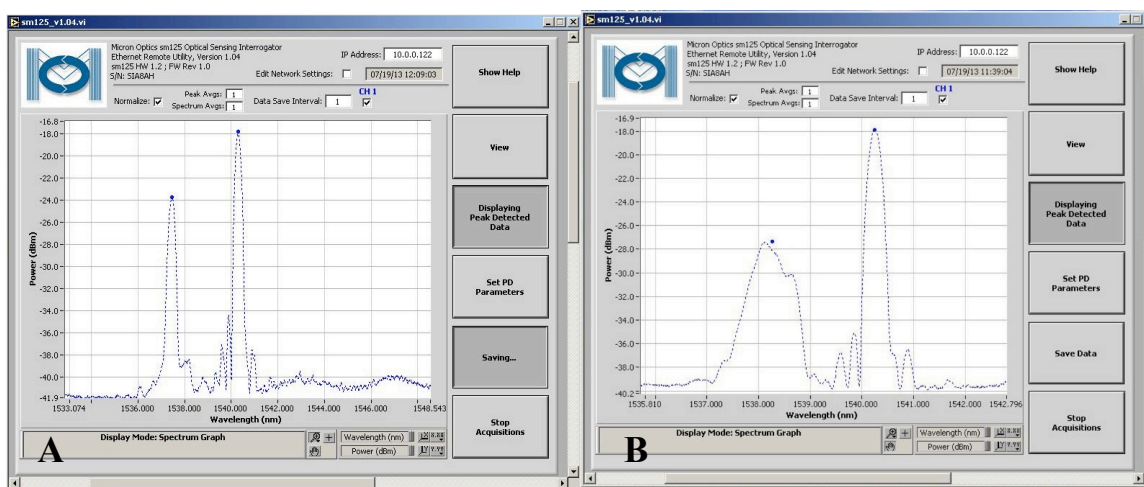


Figura 8 – Imagem gerada pelo software SM-125. **A** - Intensidade dos sensores com comprimentos de onda diferentes e **B** - Variações nos comprimentos de onda

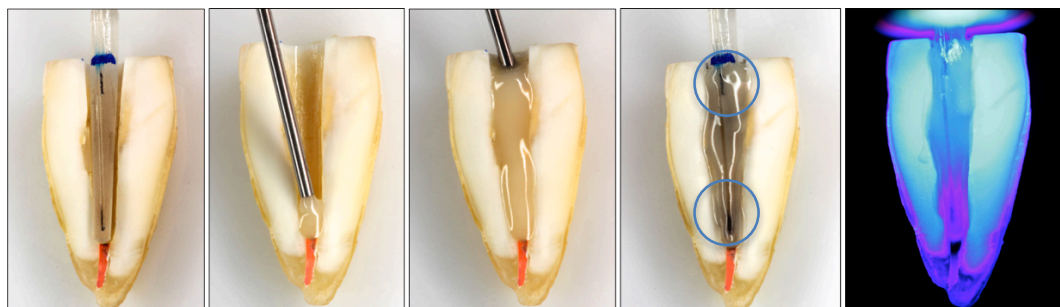


Figura 9 – Cimentação do pino com os sensores em posição (cervical e incisal)

3.3.6 Cimentação dos pinos

Para a cimentação dos pinos, os dentes foram divididos aleatoriamente em 2 grupos, segundo o cimento resinoso utilizado: Grupo ARC (n=17): cimento resinoso dual RelyX™ ARC (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) e Grupo U200 (n=17): cimento resinoso dual RelyX™ U200 (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA).

No grupo ARC, os canais foram condicionados com ácido fosfórico 37% Dental Gel (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) por 15 s, lavados com água destilada por 30 s, e secos com pontas de papel absorvente. Em seguida, foi aplicado o sistema adesivo Adper Scotchbond™ Multipurpose Plus (3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA), levando primeiro o ativador no interior do canal, logo o primer e por último o catalisador, por meio de uma ponta aplicadora específica para canais radiculares (Points SDI Limited, Cologne, Alemanha) e secando durante 5 s, depois de cada aplicação. O excesso de adesivo foi removido utilizando pontas de papel absorvente e fotoativado por 20 s, por meio de um aparelho fotopolimerizador com luz emitida por diodo (Radii Plus /SDI, Bensenville, IL, EUA), com densidade de potência de 1.200 mW/cm². A intensidade de luz era monitorada por meio de um radiômetro (Curing radiometer Model 100, Demetron Research Corp., Danburg, CT, EUA). Os pinos foram seccionados transversalmente, por meio de um disco flexível diamantado de dupla face (KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) sob refrigeração com água constante, resultando em 13 mm de comprimento, de maneira que 10 mm do pino atingisse o comprimento de trabalho radicular, e os outros 3 mm servissem como guia para a distância do aparelho fotoativador durante os procedimentos de fotoativação dos espécimes. Em seguida, os pinos foram tratados com silano pré-hidrolizado RelyX Ceramic Primer 3M/ESPE, St. Paul, MN, EUA) e depois com catalisador do sistema adesivo. O cimento foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e aplicado com a seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) no interior do canal radicular, sendo os pinos de fibra de vidro posicionados e assentados no interior do canal radicular, e estabilizados com

pressão digital. O cimento resinoso foi fotoativado através do pino por 40 s (Radii Plus /SDI, Bensenville, IL, EUA) (Figura 9).

No grupo U200, as paredes dos canais radiculares foram lavadas com água destilada e secas com pontas de papel absorvente. Os pinos foram limpos com álcool 70%. O cimento resinoso foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e aplicado com a seringa Centrix (DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) no interior do canal radicular, sendo os pinos de fibra de vidro posicionados e assentados no interior do canal radicular, e estabilizados com pressão digital. O cimento resinoso foi fotoativado através do pino por 40 s (Radii Plus /SDI, Bensenville, IL, EUA).

A composição dos materiais utilizados no estudo está especificada no Quadro 2.

3.3.7 Análise dos dados de contração e taxa de contração

A variação de comprimentos de onda no tempo (1 hora) de cada grupo (n=10) foi gravado e convertido para um txt.file para mais tarde tabulação e coleta de dados da contração de polimerização em microstrain ($\mu\epsilon$). Os espectros foram analisados cineticamente e a taxa de contração de polimerização ($\mu\epsilon/s$) foi calculada por diferenciação numérica dos dados de contração em função do tempo. Isto foi feito para os primeiros 120 s dos dados.

3.3.8 Análise de microdureza Vickers

Após três dias da cimentação, as raízes (n=7 por grupo) foram seccionadas perpendicularmente em relação ao seu longo eixo com o auxílio de um disco de diamante montado em uma máquina de corte obtendo-se fatias com espessura média de $1\text{ mm} \pm 0,1\text{ mm}$. Secções seriadas foram feitas até o aparecimento da guta-percha na região apical. Para cada raiz foram obtidos 3 corpos-de-prova (fatias), os quais foram distribuídos da seguinte forma: terço coronário (1 fatia), terço médio (1 fatia) e terço apical (1 fatia).

Para a análise de microdureza, uma fatia de cada terço foi preparada e analisada para o teste de Microdureza Vickers da mesma maneira realizada no experimento 1.

3.3.9 Avaliação da resistência de união por meio do teste *Push-out*

Dez dentes de cada grupo (n=10) foram aleatoriamente selecionados para o teste de resistência de união. Os dentes foram seccionados, preparados e analisados e submetidos ao teste de *push-out* da mesma forma que realizado no experimento 1.

Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA) de 2 fatores. A seguir foi aplicado o teste de *Bonferroni* para as comparações múltiplas. O nível de significância adotado foi de 5% ($\alpha = 0,05$).

Todos os cálculos foram realizados com o pacote estatístico SPSS® (StatisticalPackage for the Social Science) versão 17.0 (SPSS Inc. Chigaco Illinois, EUA).

Quadro 2 - Materiais utilizados, fabricante e composição.

Figura	Material/Fabricante	Composição*
	Ácido fosfórico / Dental Gel / Dentsply	Ácido fosfórico 37%
	Adesivo Adper Scotchbond™ Multi- Purpose Plus / 3M ESPE	<u>Ativador:</u> solução etilica de um sal de ácido sulfínico e um componente fotoiniciador. <u>Primer:</u> solução aquosa HEMA e copolímero do ácido polialcenóico. <u>Catalisador:</u> HEMA e Bis-GMA, BPO.
	RelyX™ ARC / 3M ESPE	<u>Pasta A:</u> Bis-GMA, TEGDMA, partículas inorgânicas de zircônia e sílica (68% em peso), fotoiniciadores, amina e pigmentos. <u>Pasta B:</u> Bis-GMA, TEGDMA, peróxido de benzoíla, partículas inorgânicas de zircônia e sílica (67% em peso).
	RelyX™ U200 / 3M ESPE	<u>Pasta Base:</u> fibra de vidro, ésteres, ácido fosfórico, metacrilato, dimetacrilato de trietilenoglicol, sílica tratada com silano e persulfato de sódio. <u>Pasta Catalisadora:</u> fibra de vidro, dimetacrilato substituído, sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio e hidróxido de cálcio.

* Nota: Composição de acordo com o fabricante.

4 CAPÍTULOS

4.1 Artigo 1- Effect of the resin composite translucency used in direct anatomic fiber posts on the bond strength and microhardness of a resin cement in flattered roots.

4.2 Artigo 2- A three-year evaluation of the Vickers microhardness, micro-tensile bond strength and nanoleakage of two resin-cements used to lute glass fiber posts.

4.3 Artigo 3 - Kinetics analysis of polimerisation shrinkage of self-adhesive and conventional dual-cured resin cements inside the root canal.

4.1 Effect of the resin composite translucency used in direct anatomic fiber posts on the bond strength and microhardness of a resin cement in flared roots.

Status do paper: Em revisão

Effect of the resin composite translucency used in direct anatomic fiber posts on the bond strength and microhardness of a resin cement in flared roots

ABSTRACT

Purpose: To evaluate the influence of the resin composite translucency used in direct anatomic fiber posts on the bond strength (BS) and microhardness (VHN) of a resin cement used for fiber posts cementation. **Materials and Methods:** The root canals of 70 single-rooted premolars were endodontically treated and prepared in order to simulate an oversized root canal, except for the positive control group (PC), in which a prefabricated fiber post (PFP) with the diameter compatible with the root canal was cemented. In the other flared root canals, experimental groups were tested: high translucent composite resin (HT), medium translucent composite resin (MT); composite high opacity composite resin (HO) and a poor adapted fiber post as a Negative Control group (NC). For both tests the data were subjected to 2-way ANOVA and Bonferroni tests ($\alpha=0.05$). **Results:** Microhardness and bond strength values were higher in the cervical third; the HT values were similar to the well-adapted condition (PC group). **Conclusion:** The use of a translucent resin composite in fiber post individualization increased the microhardness and bond strength of a dual-cure self-adhesive resin cement.

Keywords: Light transmission, flared roots, resin cement, anatomic fiber post.

INTRODUCTION

Intraradicular retention elements are widely used, indicated when the dental element has endodontic treatment and extensive coronary destruction. Glass fiber posts are used to strengthen the root portion of the teeth and the main advantage is the modulus of elasticity similar to dentin when compared to metallic ones; thus protecting the remaining dental tissue against irreversible root fractures[1-3].The fiber post allows an adhesive cementation, in which a resin-cement can be used; usually with self or dual-cure polymerization. Some dual-resin cements are mainly dependent on the activation of light to reach a high degree of conversion, so an insufficient degree of conversion is expected when light is not available [4, 5].

The prefabricated fiber-posts have a standard shape that does not always adapt precisely to the root canal, due to the its intrinsic morphology, to excessive enlargement during endodontic treatment, or to specific features of tooth development [6, 7]. In this way, a thicker layer of the resin cement can affect their mechanical properties [8]. Grandini et al. [9] reported that the deformation resulting from the polymerization shrinkage when using thick layers of cement may generate higher polymerization stress at the cement/dentin and cement/post interfaces, inducing structural discontinuities such as bubbles, spaces or gaps, which can reduce the retention of the fiber post to the root canals.

Thus, some alternatives have been suggested to reduce such thickness of dual resin cement during the cementation of in this scenario, such as reducing the width of the canal with composite resin [10]; the insertion of accessory posts around the main fiber post [11, 12]; and the direct anatomic technique; that individualize the fiber post by means of its direct relining with a composite resin layer [13-16], providing an intimate adaptation of the post to the root canal and reducing the thickness of the resin cement layer.

Gomes et al. [14] evaluated the effectiveness of these strategies to reduce cement thickness in flattered roots, resulting the post individualization technique in higher bond strength results. However, even with the use of anatomic posts and with the improvement in the thickness of the resin cement, another problem arises; the light transmission trough this set.

Some authors demonstrated that in the absence of light, dual resin-cements show less efficient physical and mechanical properties than expected [17, 18]. This occurs more often in the apical region of the root canal where the light from the light-curing unit (LCU) is less effective in triggering the physical activation of the polymerization reaction. In this context, the use of translucent posts could increase the degree of conversion of the dual cements by transmitting light to these regions, reducing the deleterious effects of incomplete polymerization [19-22].

Therefore, the transmission of light through the post is fundamental for the improvement of the physical and mechanical properties of resin [23]. But with the individualization of the post, another barrier is created for this light transmission and the translucency of the selected composite resin can play an important role in this process. Although the use of anatomic posts may improve the thickness of the resin cement layer, less monomer conversion is expected. So far no studies have addressed the effects of the resin translucency used for anatomic posts.

Thus, the aim of this study was to evaluate the effect of the resin composite translucency used in the individualization of the direct anatomic post on the degree of conversion and microhardness of a self-adhesive dual resin cement. Two null hypothesis were tested: 1) there are no differences in light transmission regardless the resin composite used in the direct anatomic post technique.

2) the translucency of the resin composite used to individualize the post does not influence the push-out bond strength and microhardness,

MATERIALS AND METHODS

For this study 70 permanent single-rooted premolars were obtained, obeying the following inclusion criteria: absence of caries, absence of root lacerations and previous endodontic treatment, incomplete apex, and they should have at least 14 mm of root length measured from the cement-enamel junction (CEJ).

Experimental groups

The roots were randomly divided into five groups ($n = 14$), in function of the translucency of the resin-composite used for the individualization of the direct anatomic post. The resin-composite used was Empress Direct (Ivoclar Vivadent, Lietchtenstein). The groups were divided in: positive control: well adapted fiber post (PC); high translucent composite resin (HT), medium translucent composite resin (MT); high opacity composite resin (HO) and a poor adapted fiber post as a negative Control (NC). For the positive control group, the root was prepared with a bur for the post system No. 0.5 (Whitepost DC, FGM, Joinvile, SC, Brazil). In the other groups, the canal was enlarged and prepared with the truncated conical diamond tip (4137, KG Sorensen, São Paulo, Brazil) and cemented the post No. 0.5 (Whitepost DC, FGM, Joinvile, SC, Brazil). The working length was 10 mm leaving 4 mm of guta percha to seal the apical root area.

Preparation of the teeth

The teeth were sectioned perpendicularly to their long axis, immediately below the cement-enamel junction, with diamond disk couppled on an ISOMET 1000 cutting machine (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) at 350 revolutions per minute (rpm) under constant water cooling.

The endodontic treatment was performed with K type files (DentsplyMaillefer, Ballaigues, Switzerland) # 10, in association of 1% sodium hypochlorite solution (NaOCl). The irrigation of the roots was performed with NaOCl 1%, and the apical preparation was performed up to file # 40; (DentsplyMaillefer, Petrópolis, RJ, Brazil) and sealed 4 mm apical with heated gutta-percha cones (Tanari, Manacapuru, AM, Brazil). After the instrumentation, roots were dried with absorbent paper tips, Brazil) and obturated with an epoxy resin based sealer (AH Plus, Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Petrópolis, RJ, Brazil). They were stored in relative humidity with distilled water at $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ for one week.

After the storage period, the root canals were enlarged with a conical diamond bur #4137 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brazil) with 2.6 mm crown diameter adapted at low speed. After root canal widening, the canal walls were prepared slightly with the drill corresponding to the #0.5 post at low speed (Whitepost DC, FGM) in order to standardize the smear layer. After the post space preparations, the canals were irrigated with 10 mL of distilled water and dried with paper points.

Direct Anatomic Fiber Post

The glass fiber post #0.5 was conditioned with 37% phosphoric acid gel (Total Etch, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) for 15 s, followed by rinsing and drying. Then, the silane coupling agent (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Lietchtenstein) was applied for 1 min using microbrush, and the surface was air dried for 5 s. The two-step etch-and-rinse adhesive system (Tetric N-Bond, Ivoclar- Vivadent) was applied in two coats, followed by solvent evaporation and finally light-cured for 10 s.

The fiber posts were covered with a composite resin (Empress Direct, Ivoclar-Vivadent), and the set (fiber post + composite resin) was inserted into the canal, previously lubricated with water-soluble gel (KY gel lubricant, Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brazil) using an endodontic microbrush.

This set was removed and replaced twice and the cervical excess of the resin composite was removed. The set in position was light-cured for 20 s with a LED (Radii Plus, SDI Limited, Victoria, Australia) at a light intensity of 1200 mW/cm^2 . The set was then removed from the interior of the conduit and the polymerization was complemented for an additional 20 seconds. The anatomic post obtained was then tested inside its respective root canal, to verify its complete adaptation.

The root canals and the relined fiber posts were then rinsed abundantly with water to remove the lubricant gel.

Post luting procedures

Before the cementation, each glass fiber post was horizontally sectioned with a water-cooled diamond rotary cutting instrument, so that a total length of 13 mm remained. The fiber posts of the positive and negative control were cleaned with 70% alcohol for 5 s. Ten millimeters of the post length were cemented inside the root canal, while the remaining cervical 3 mm served as a guide to standardize the distance of the light-curing device from the cervical root region.

For all the groups, the root canal walls were cleaned with distilled water and dried with absorbent paper points. The self-adhesive resin cement RelyX U200 (3M ESPE) was manipulated according to the manufacturer's instructions and inserted into the root canal space with a syringe (Centrix; DFL) before seating the fiber post and the anatomic posts. The excess of the resin cement was removed, and the set was photopolymerized through the post for 40 seconds. All light-polymerizing procedures were performed with a light-emitting diode (LED) device (Radii Plus; SDI Ltd) with an irradiance of 1200 mW/cm^2 .

Push-out bond strength test

After three days of cementation, the roots were sectioned perpendicularly to their long axis with a diamond disk mounted on a Isomet 1000 (Buehler) cutting machine obtaining slices with a mean thickness of $1 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$. Serial sections were made until the appearance of gutta-percha in the apical region. For each root were obtained six specimens (slices); two slices for each third.

The slices of each root-third were evaluated ($n=7$ teeth). The coronal side of each slice was identified, and its thickness was measured with digital calipers (Mitutoyo, accuracy of 0.01 mm). The slices were also photographed on both sides with an optical microscope at $\times 40$ (Olympus model BX 51; Olympus) to measure the coronal and apical diameters of the posts with the purpose of calculating their individual bonding areas. This measurement was made with software (ImageTool v3.0; UTHSCSA).

Each slice was subjected to a push-out bond strength test using a universal loading device (AG-I; Shimadzu Autograph) at a crosshead speed of 0.5 mm/minute . The load was applied in the apical-coronal direction until the post was dislodged. Care was taken to center the push-out pin on the center of the post surface without stressing the surrounding post space walls. Different sizes of punch pins matching the diameter of the post and resin composite set were used, at the different root thirds being tested.

The maximum failure load was recorded in newtons (N) and converted into MPa by dividing the applied load by the bonded area (S_L). The latter, being the lateral surface of a truncated cone, was calculated by using the formula:

$$S_L = \pi(R + r)[(h^2 + (R - r)^2)^{0.5}],$$

where $\pi = 3.14$, R = coronal post radius, r = apical post radius, and h = root slice thickness. [24]

Microhardness Test

One slice of each root-third was evaluated (n=7 teeth). They were embedded in PVC (polyvinyl chloride) tubes, with acrylic Reliance, Dental Mfg. Co., Worth, IL, USA), and were sequentially polished with Silicon carbide (SiC) paper # 600, 1200, 1500, 2000, 2500 and 3000 in a polishing machine (Polisher, Aropol E - Arotec, Cotia, São Paulo, SP, Brazil) under refrigeration. Then, each specimen was polished with felt discs and polishing paste in decreasing grain (3.1 μ m and 0.25 μ m) (FGM, Joinville, Brazil). Between each SiC paper and paste granulation, the samples were immersed in distilled water in ultrasonic cube for 8 minutes to remove remains. For Vickers Microhardness test, was used a Shimadzu Microdurometer Microhardness Tester HMV-2000 (Shimadzu Corporation - Kyoto- Japan). The analysis was performed on the top surface of each third with a static load of 100 grams for 10 seconds examined at 100x magnification. The sectioned surface was virtually divided into quarters, and two indentations were made on the resin cement layer in each quarter: one 100 μ m next to the post and another one 100 μ m next to the dentin wall, totalizing sixteen indentations per third. The results were expressed in Vickers hardness (VHN) [25].

The μ TBS and VHN data were submitted to analysis of variance (two-way ANOVA), considering the following independent variables: composite resin translucency and root region. The Bonferroni test was then applied for multiple comparisons. The level of significance was 5% ($\alpha = 0.05$).

The Pearson correlation evaluated Hardness vs. Bond Strength ($\alpha = 0.01$).

All calculations were performed with the statistical package SPSS® (Statistical Package for the Social Science) version 17.0 (SPSS Inc. Chigaco Illinois, USA).

RESULTS

The bond strength values (MPa) and standard deviation for each experimental group are presented in Table 1. Two-way ANOVA detected that all of the experimental groups showed statistically higher values than negative control ($p < 0.05$). HT showed statistically similar values between HT and positive Control ($p > 0.05$).

For Vickers microhardness, means (VHN), and standard deviation for each experimental group are presented in Table 2. Two-way ANOVA detected the highest values in positive control at the cervical third ($p = 0.012$) and the lowest in negative control at the apical third ($p < 0.001$).

Also, Pearson Correlation showed a strong relationship ($R = 0.823$) between Hardness and Bond strength (Table 3).

DISCUSSION

In all of the experimental groups, the microhardness values were higher in the cervical third, followed by the middle and the apical third respectively. This confirms the results founded in previous studies [19, 23]. Also, the lowest bond strength values were shown in the apical third, regardless the experimental group. Therefore, the second hypothesis was rejected.

All of experimental groups, showed better bond strength as well as microhardness values than the negative control. The results are in agreement with early studies [24], which concluded that any strategy to reduce the thickness of the resin cement layer may be increase the physical and mechanical properties of the set in weakened roots [14]. This thickness reduction results in a lower shrinkage-stress in the interface [8, 26] that may increase the effectiveness of the adhesive bonding at the root dentin and as a consequence, the prognostic of the final restoration [27, 28]. Hence, an intimate adaptation of the anatomic post and the root canal morphology, create a high hydraulic pressure during the luting process of the post and the dentin walls, producing an intimate contact between the set [29, 30]. This pressure reduces

blister formation in the cement, eliminating sources of flaw-initiating sites; increases the number of tubules filled with the resin cement, providing a uniform layer and better resin tags formation.

As previously mentioned, the anatomic posts were cemented with a self-adhesive resin cement, which has a dual polymerization. Due to the attenuation produced by the post itself, light may not adequately reach the deepest portions of the root, and a lower intensity in the more apical third (farther to the light-curing unit - LCU) reduce the performance of the cement in these regions [20].

The light-transmitting ability of glass-fiber posts is widely known [20-22, 31-33]; and this could be reflected not only in a significant depth of cure but in the lateral distance of the post [34]. Roberts et al [31] demonstrated that the use of a light-transmitting post increased the hardness values in the apical regions only very near the post. In this experiment, the posts individualized with a translucent resin composite, showed statistically similar values to the positive control. As expected high translucency of the resin led to a greater light transmission, which eventually favored the polymerization of the cement laterally to the post and in the deepest regions of the root; and the bond strength and hardness values were gradually decreased with the increase of the resin composite opacity. A better polymerization of resin cement results in better mechanical properties of the cement, and therefore we may speculate that this also suggests better clinical results and treatment durability, being a complete cement polymerization essential for the resistance, retention and longevity of the applied treatment.

Clinicians must be prudently with the extrapolation of the results, since only one resin composite system were tested and the results cannot reflect the behavior of other products. In addition, compressive fracture strength tests and controlled clinical trials should be conducted to evaluate the long-term performance of the direct anatomic fiber post technique and its variations.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this study, can be concluded that a translucent resin composite used in the direct anatomic fiber post, have better light-transmission ability, and this may increase the bond strength and microhardness of a dual-cure self-adhesive resin cement.

REFERENCES

- [1] M. Schmitter, P. Rammelsberg, J. Lenz, S. Scheuber, K. Schweizerhof, S. Rues, Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis, *Acta Biomater* 6(9) (2010) 3747-54.
- [2] E. Asmussen, A. Peutzfeldt, T. Heitmann, Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts, *J Dent* 27(4) (1999) 275-8.
- [3] I. Dikbas, J. Tanalp, E. Ozel, T. Koksall, M. Ersoy, Evaluation of the effect of different ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors incorporating fiber posts, composite cores and crown restorations, *J Contemp Dent Pract* 8(7) (2007) 62-9.
- [4] W.F. Caughman, D.C. Chan, F.A. Rueggeberg, Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations, *J Prosthet Dent* 86(1) (2001) 101-6.
- [5] F. Cerutti, P.A. Acquaviva, M. Gagliani, M. Ferrari, F. Mangani, L.E. Depero, A. Cerutti, Degree of conversion of dual-cure resins light-cured through glass-fiber posts, *Am J Dent* 24(1) (2011) 8-12.
- [6] S.M. Morgano, A.H. Rodrigues, C.E. Sabrosa, Restoration of endodontically treated teeth, *Dent Clin North Am* 48(2) (2004) vi, 397-416.
- [7] N.Z. Baba, C.J. Goodacre, T. Daher, Restoration of endodontically treated teeth: the seven keys to success, *Gen Dent* 57(6) (2009) 596-603; quiz 604-5, 595, 679.
- [8] B.E. Perez, S.H. Barbosa, R.M. Melo, S.C. Zamboni, M. Ozcan, L.F. Valandro, M.A. Bottino, Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin?, *Int J Prosthodont* 19(6) (2006) 606-9.
- [9] S. Grandini, C. Goracci, F.R. Tay, R. Grandini, M. Ferrari, Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth, *Int J Prosthodont* 18(5) (2005) 399-404.
- [10] L.V. Zogheib, J.R. Pereira, A.L. do Valle, J.A. de Oliveira, L.F. Pegoraro, Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post, *Braz Dent J* 19(4) (2008) 329-33.
- [11] H. Martelli, Jr., E.P. Pellizzer, B.T. Rosa, M.B. Lopes, A. Gonini, Jr., Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts, *Int Endod J* 41(8) (2008) 685-92.

- [12] V.G. Clavijo, J.M. Reis, W. Kabbach, A.L. Silva, O.B. Oliveira Junior, M.F. Andrade, Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts, *J Appl Oral Sci* 17(6) (2009) 574-8.
- [13] S. Grandini, S. Sapio, M. Simonetti, Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report, *J Adhes Dent* 5(3) (2003) 243-7.
- [14] G.M. Gomes, O.M. Gomes, J.C. Gomes, A.D. Loguercio, A.L. Calixto, A. Reis, Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue, *J Adhes Dent* 16(3) (2014) 267-76.
- [15] G.M. Gomes, R.V. Monte-Alto, G.O. Santos, C.K. Fai, A.D. Loguercio, O.M. Gomes, J.C. Gomes, A. Reis, Use of a Direct Anatomic Post in a Flared Root Canal: A Three-year Follow-up, *Oper Dent* 41(1) (2016) E23-8.
- [16] A. Cardenas, F. Siqueira, A. Davila-Sanchez, G.M. Gomes, A. Reis, J.C. Gomes, Four-year Follow-up of a Direct Anatomical Fiber Post and Esthetic Procedures: A Case Report, *Oper Dent* 41(4) (2016) 363-9.
- [17] Y. Jang, J.L. Ferracane, C.S. Pfeifer, J.W. Park, Y. Shin, B.D. Roh, Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements, *Oper Dent* (2016).
- [18] C.A. Arrais, M. Giannini, F.A. Rueggeberg, D.H. Pashley, Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations, *Oper Dent* 32(1) (2007) 37-44.
- [19] S. Taneja, M. Kumari, A. Gupta, Evaluation of light transmission through different esthetic posts and its influence on the degree of polymerization of a dual cure resin cement, *J Conserv Dent* 16(1) (2013) 32-5.
- [20] G.A. Galhano, R.M. de Melo, S.H. Barbosa, S.C. Zamboni, M.A. Bottino, R. Scotti, Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts, *Oper Dent* 33(3) (2008) 321-4.
- [21] L.F. dos Santos Alves Morgan, R.T. Peixoto, R. de Castro Albuquerque, M.F. Santos Correa, L.T. de Abreu Poletto, M.B. Pinotti, Light transmission through a translucent fiber post, *J Endod* 34(3) (2008) 299-302.
- [22] C. Goracci, G. Corciolani, A. Vichi, M. Ferrari, Light-transmitting ability of marketed fiber posts, *J Dent Res* 87(12) (2008) 1122-6.

- [23] I. Radovic, G. Corciolani, E. Magni, G. Krstanovic, V. Pavlovic, Z.R. Vulicevic, M. Ferrari, Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement, *Dent Mater* 25(7) (2009) 837-44.
- [24] G.M. Gomes, E.C. Rezende, O.M. Gomes, J.C. Gomes, A.D. Loguercio, A. Reis, Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin, *J Adhes Dent* 16(1) (2014) 71-8.
- [25] F.Z. Grande da Cruz, C.Z. Grande, D.A. Roderjan, C.A. Galvao Arrais, A.P. Buhner Samra, A.L. Calixto, Effect of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems on hardness uniformity of resin cements after glass fiber post cementation, *Eur J Dent* 6(3) (2012) 248-54.
- [26] S. Grandini, C. Goracci, F. Monticelli, A. Borracchini, M. Ferrari, SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts, *J Adhes Dent* 7(3) (2005) 235-40.
- [27] C. D'Arcangelo, M. Cinelli, F. De Angelis, M. D'Amaro, The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system, *J Prosthet Dent* 98(3) (2007) 193-8.
- [28] L.R. Calixto, M.C. Bandeca, V. Clavijo, M.F. Andrade, L.G. Vaz, E.A. Campos, Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post, *Oper Dent* 37(1) (2012) 80-6.
- [29] N. Chieffi, S. Chersoni, F. Papacchini, M. Vano, C. Goracci, C.L. Davidson, F.R. Tay, M. Ferrari, The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure, *Dent Mater* 23(2) (2007) 159-64.
- [30] A.L. Faria-e-Silva, F. Pedrosa-Filho Cde, S. Menezes Mde, D.M. Silveira, L.R. Martins, Effect of relining on fiber post retention to root canal, *J Appl Oral Sci* 17(6) (2009) 600-4.
- [31] H.W. Roberts, D.L. Leonard, K.S. Vandewalle, M.E. Cohen, D.G. Charlton, The effect of a translucent post on resin composite depth of cure, *Dent Mater* 20(7) (2004) 617-22.
- [32] G. Akgungor, B. Akkayan, Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space, *J Prosthet Dent* 95(5) (2006) 368-78.
- [33] A. Dogar, S.C. Altintas, S. Kavlak, A. Guner, Determining the influence of fibre post light transmission on polymerization depth and viscoelastic behaviour of dual-cured resin cement, *Int Endod J* 45(12) (2012) 1135-40.

[34] C.S. Teixeira, Y.C. Silva-Sousa, M.D. Sousa-Neto, Effects of light exposure time on composite resin hardness after root reinforcement using translucent fibre post, *J Dent* 36(7) (2008) 520-8

TABLES

Table 1 - Means and standard deviations of bond strength values (MPa) for the experimental groups.

Bond strength			
	Cervical	Medium	Apical
Positive	13.5 ± 2.2 Aa	12.8 ± 2.3 Aa	9.6 ± 2.3 Ab
HT	13.0 ± 1.3 Aa	12.5 ± 0.9 Aa	9.1 ± 0.6 Ab
MT	12.0 ± 1.1 Aa	9.6 ± 0.9 Bb	8.0 ± 1.4 Ab
HO	9.2 ± 1.6 Ba	7.6 ± 1.0 Bab	7.2 ± 1.3 Ab
Negative	4.7 ± 1.3 Ca	4.4 ± 1.4 Ca	3.4 ± 1.0 Ba

Within each product, means followed by similar letters (upper case letters = within column; lower case letters = within row) are not significantly different (pre-set alpha of 0.05).

Table 2 - Means and standard deviations of bond strength values (VHN) for the experimental groups.

Microhardness			
	Cervical	Medium	Apical
Positive	81.4 ± 1.1 Aa	74.2 ± 1.0 Ab	63.6 ± 2.3 Ac
HT	77.0 ± 3.9 Ba	71.6 ± 2.1 Ab	61.2 ± 1.4 Bc
MT	76.6 ± 2.0 Ba	58.7 ± 0.9 Bb	50.2 ± 1.0 Cc
HO	62.5 ± 1.4 Ca	50.5 ± 1.4 Cb	47.5 ± 1.3 Dc
Negative	60.4 ± 0.3 Da	43.2 ± 1.2 Db	38.1 ± 1.4 Ec

Within each product, means followed by similar letters (upper case letters = within column; lower case letters = within row) are not significantly different (pre-set alpha of 0.05).

Correlations

		Hardness	BS
Hardness	Pearson Correlation	1	.823**
	Sig. (2-tailed)		.000
	Sum of Squares	17455.75	3753.17
	and Cross-products	4	0
	Covariance	167.844	36.088
	N	105	105
Bond Strength	Pearson Correlation	.823**	1
	Sig. (2-tailed)	.000	
	Sum of Squares	3753.170	1191.85
	and Cross-products		7
	Covariance	36.088	11.460
	N	105	105

** . Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

4.2 A three-year evaluation of the Vickers microhardness, micro-tensile bond strength and nanoleakage of two resin-cements used to lute glass fiber posts

Status do paper: Em revisão

A three-year evaluation of the Vickers microhardness, micro-tensile bond strength and nanoleakage of two resin-cements used to lute glass fiber posts.

ABSTRACT

Purpose: to compare the bond strength (BS), Vickers microhardness (VHN) and nanoleakage (NL) of two resin cements used to lute fiber posts after 24 hours and 3 years in water storage. Materials and Methods: The root canals of 56 single-rooted premolars were endodontically treated and randomly allocated to 2 groups (n=28) according to the resin- cement system used for fiber post cementation: ARC (RelyX ARC; 3M ESPE) and U200 (RelyX U200; 3M ESPE). After preparation, two 1- mm thick slices of each root-third (coronal, middle and apical) of the specimens were obtained. They were stored in distilled water for 48h at 37°C. After that, 28 specimens were subjected to a push-out test, Vickers microhardness and nanoleakage; and the other 28 specimens were kept in desitilled water at 37°C to be tested after 3 years. Results: The bond strength highest and lowest values were found in the cervical and the apical third of RelyX ARC respectively, at the time of 24 h. Also, the apical region than the apical region for both resin cements. For microhardness, no differences between thirds were founded after three years. Cervical region had the highest VHN values at the time of 24 h. Also, the hardness values were lower at the apical third.

Keywords: Longevity, resin cement, fiber post.

INTRODUCTION

Glass fiber posts have been broadly used in endodontically treated teeth, when teeth show a wide loss of structure. These fiber posts provide better mechanical behavior to the whole tooth-restoration system, due to this similar properties (eg, elastic modulus) that can better dissipate the occlusal forces along of its axis (1, 2). This, in combination with an adhesive cementation material not may only improve the clinical prognosis of the restauration but reduces the risk of unrestorable fractures (3-5).

Dual-cure resin cements have become the clinician's first choice to lute adhesively this fiber posts to the root canal; these have polymerization initiators that are activated by a light source and chemical initiators, providing complete polymerization in regions where light cannot reach (6). At the same time, there are two adhesive strategies according to the way to interact with the root dentin: a self-adhesive strategy, that self-adhere to the dentin without remove the smear layer and requires fewer operative steps. In contrast, the conventional adhesive strategy presents a more sensitive technique associated with an increased risk of operator errors (7).

The self-adhesive technique further to simplifies the cementation process saving operatory time, avoid the dentin pre-treatment and its complexity (8). Some studies related the extreme difficulty of the adhesive process in in dentin, because of its humidity and organic nature (9-11). Several factors contribute to decrease the bond-interface integrity and durability: the hydrophilic nature of some adhesives (12), the role of water sorption in hydrolytical degradation (13, 14); the need to keep a hydrated dentine to prevent the collagen matrix collapse in the Etch-and-rise technique (15) and the matrix metalloproteinases (MMPs) activation (16). In addition, the limited access in the apical third results in a poor moisture control (17), difficulty of solvent evaporation (18), less light activation of the adhesive layer and more quantity of acidic monomers that interferes with the chemical reaction and decrease the degree of conversion (19-21).

To improve this technique some products have been used as co-initiators of the polymerization reaction; mostly based in an inclusion of aromatic sodium sulfonate salts in the composition of bonding agents that allow the self-curing when light is not

available (22). This, showed the ability of avoid the chemical incompatibility between the acidic-monomers and self-curing components (23). With a better adhesive polymerization and less incompatibility with the resin-cement material, the adhesive properties and the performance of the fiber post would be increased resulting in a higher bond strength and durability of the bonding to root dentin. However, polymer network and resin-cement/dentin interface degradation, still remain as a great matter of concern in adhesively luting procedures.

For this, the aim of this research was to compare two resin cements used to lute fiber posts after 24 hours and 3 years in water storage. Therefore, the research hypotheses were: 1) the bond strength, microhardness and nanoleakage values are higher at the time of 24 h regardless the resin cement. 2) the self-adhesive resin cement shows higher bond strength, microhardness and nanoleakage values at the time of 3 years. 3) cervical third shows more longevity of the bonding than the other thirds, for both of resin cements

MATERIAL AND METHODS

A total of 68 single-rooted human pre-molars were stored in distilled water at 4°C and used within 6 months after extraction. All teeth that were free of caries, root resorption, root laceration, cracks, or fractures. Additionally, all teeth had a root length of 14 ± 1 mm, measured from the cement-enamel junction (CEJ).

Preparation of the teeth

The dental crowns were transversally sectioned 1 mm above the CEJ using a low-speed diamond saw (Isomet 1000; Buehler) under constant irrigation. Endodontic access was made using a tapered fissure bur mounted in high-speed. The canal working length was fixed to be 1 mm shorter from the apical foramen. A crown-down technique was used for instrumentation with K files (Maillefer; Dentsply). Apical enlargement was performed to size 40 and 0.06 taper. Irrigation was performed after every change of instrument by alternating 1 mL of 1% NaOCl solution. The roots

were dried with paper points (Maillefer; Dentsply) and filled with resin-based sealer (AH Plus; Dentsply Intl) and gutta percha points using the warm vertical condensation technique. The root access was temporarily filled with interim cement (Coltosol; Vigodent). The specimens were stored in distilled water at 37°C for 1 week.

After the storage period, the gutta percha was removed using #2, 3, and 4 Gates Glidden burs, leaving 4 mm of the apical seal. The post space was then prepared with a low-speed bur provided by the post manufacturer (Whitepost DC # 1; FGM) up to a fixed depth of 10 mm from the CEJ. The diameter of the post space preparation was constant for all teeth. One bur was used for 5 preparations.

After preparing the post spaces, the canals were irrigated with 10 mL of distilled water and dried with paper points. The post space walls were evaluated for the presence of any residual gutta percha with radiographs (Dentus E Speed; Agfa).

Experimental Groups

The specimens (N=68) were randomly allocated to 2 groups (n=34) according to the resin- cement system used for fiber post cementation: ARC – dual polymerizing resin cement (RelyX ARC; 3M ESPE) and U200 – self-adhesive resin cement (RelyX U200; 3M ESPE).

Before the cementation procedures, each glass fiber post was horizontally sectioned with a water-cooled diamond rotary cutting instrument so that a total length of 13 mm remained. The fiber posts were cleaned with 70% alcohol for 5 seconds, and a silane agent was applied (Ceramic Primer RelyX; 3M ESPE). Ten millimeters of the post length were cemented inside the root canal, while the remaining cervical 3 mm served as a guide to standardize the distance of the light-polymerizing device from the cervical root region.

For the ARC group, the root canal walls were etched with 37% phosphoric acid gel (Dental Gel; Dentsply Intl) for 15 seconds, washed for 30 seconds, and dried with absorbent paper points, leaving the dentin slightly moist. The adhesive system (Adper Scotchbond Multipurpose Plus; 3M ESPE) was then applied initially by

carrying the activator inside the root canal, then the primer, and finally the catalyst with a specific applicator tip (Points; SDI Ltd). The excess was removed with absorbent paper points. After that, the resin cement was manipulated according to the manufacturer's instructions and inserted into the root canal space with a syringe (Centrix; DFL) before seating the fiber post. The excess resin cement was removed, and the remaining cement was photopolymerized through the post for 40 seconds. For the U200 group, the root canal walls were cleaned with distilled water and dried with absorbent paper points. The resin cement was manipulated according to the manufacturer's instructions and inserted into the root canal space with a syringe (Centrix; DFL) before seating the fiber post. The excess resin cement was removed, and the remaining cement was photopolymerized through the post for 40 seconds. All light-polymerizing procedures were performed with a light-emitting diode (LED) device (Radii Plus; SDI Ltd) with an irradiance of 1200 mW/cm^2 . After preparation, the 68 specimens were stored for 24 hours in humidified individualized containers in an oven at 37°C . With the aid of a diamond saw (Isomet 1000; Buheler) at a speed of 300 rpm under constant water-cooling, two 1- mm thick slices of each root-third (coronal, middle and apical) of the specimens were obtained. They were stored in distilled water for 48h at 37°C . After that, 17 specimens of each group were subjected to a push-out test, Vickers microhardness and nanoleakage; and the other 17 specimens of each group were kept in desitilled water at 37°C to be tested after 3 years, with a change of storage medium weekly (24).

Micro-tensile bond strength test

Two slices of each root-third were evaluated ($n=7$ teeth). The coronal side of each slice was identified, and its thickness was measured with digital calipers (Mitutoyo, accuracy of 0.01 mm). The slices were also photographed on both sides with an optical microscope at $\times 40$ (Olympus model BX 51; Olympus) to measure the coronal and apical diameters of the posts with the purpose of calculating their individual bonding areas. This measurement was made with software (ImageTool v3.0; UTHSCSA).

Each slice was subjected to a push-out bond strength test using a universal loading device (AG-I; Shimadzu Autograph) at a crosshead speed of 0.5 mm/minute. The load was applied in the apical-coronal direction until the post was dislodged. Care was taken to center the push-out pin on the center of the post surface without stressing the surrounding post space walls. With regard to the tapered design of the post, different sizes of punch pins matching the diameter of the post at the different root thirds being tested were used.

The maximum failure load was recorded in newtons (N) and converted into MPa by dividing the applied load by the bonded area (S_L). The latter, being the lateral surface of a truncated cone, was calculated by using the formula:

$$S_L = \pi(R + r)[(h^2 + (R - r)^2)^{0.5}],$$

where $\pi = 3.14$, R = coronal post radius, r = apical post radius, and h = root slice thickness. (25)

Microhardness Test

One slice of each root-third was evaluated ($n=7$ teeth). They were embedded in PVC (polyvinyl chloride) tubes, with acrylic resin (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, USA), and were sequentially polished with Silicon carbide (SiC) paper # 600, 1200, 1500, 2000, 2500 and 3000 in a polishing machine (polisher, AROPOL E - AROTEC, Cotia, São Paulo, SP, Brazil) under refrigeration. Then, each specimen was polished with felt discs and polishing paste in decreasing grain (3.1 μ m and 0.25 μ m) (FGM, Joinville, Brazil). Between each SiC paper and paste granulation, the samples were immersed in distilled water in ultrasonic cube for 8 minutes to remove remains. For Vickers Microhardness test, was used a Shimadzu Microdurometer Microhardness Tester HMV-2000 (Shimadzu Corporation - Kyoto- Japan). The analysis was performed on the top surface of each third with a static load of 100 grams for 10 seconds examined at 100x magnification. The sectioned surface was virtually divided into quarters, and two indentations were made on the resin cement layer in each quarter: one next to the post and another one next to the dentin wall, totalizing eight indentations per third. The results were expressed in Vickers hardness (VHN) (26).

Nanoleakage evaluation

One slice of each root-third was evaluated ($n = 2$ teeth). The slices were immersed in 50 wt% ammoniacal silver nitrate solution for 24 hours at 37°C, and then washed in distilled water for two minutes. The specimens were immersed in a developing solution (Kodak - Developer D-76 - Brazilian Kodak, São José dos Campos, SP, Brazil) and exposed to direct fluorescent lighting for 8 h. This process allows the deposition of silver ions into metallic silver grains within voids along the bonded interface (27). After polishing with up to 2500-grit silicon carbide paper, each slice was cleaned ultrasonically, air dried, mounted on stubs and sputter coated with gold (MED 010; Balzers Union, Balzers, Liechtenstein). The resin-dentin interfaces were analyzed using a scanning electron microscope operated in the backscattered mode (SSX- 550; Shimadzu, Tokyo, Japan). The relative percentage of nanoleakage at the bonded interface was measured in 4 regions of the slice (medial, distal, vestibular and lingual) (28).

Data obtained from push-out bond strength were analyzed by 3-way ANOVA (factors: resin cement, time of storage and radicular region) and the Bonferroni post hoc test ($\alpha=.05$). For hardness, products were analyzed separately by 2-way ANOVA (factors: time of storage and radicular region) and LSD post hoc test ($\alpha=.05$).

RESULTS

The push-out bond strength values (MPa) and standard deviation for each experimental group are presented in Table 1. Three-way ANOVA detected significant differences in BS between the groups ($p < 0.05$). The bond strength highest and lowest values were found in the cervical and the apical third of RelyX

ARC respectively, at the time of 24 h. Also, the apical region than the apical region for both resin cements.

For microhardness, means (VHN), and standard deviation for each experimental group are presented in Table 2 and 3. Two-way ANOVA showed significant differences between groups ($p < 0.05$). After three years there no differences between thirds. Moreover, cervical region had the highest VHN values at the time of 24 h (Figure 1). Two-way ANOVA also showed no significant differences in the interaction between the factors resin cement and root region in RelyX U200 ($p > 0.05$). The main factor time of storage did not show statistical differences. In the main factor root region, the hardness values were lower at the apical third.

DISCUSSION

As expected, cervical third showed higher values of bond strength and microhardness 24 h after polymerization, regardless the resin cement. Thus the first hypothesis was partially accepted. This confirms previous results (29), that concluded that a dual-cured resin cement has a prolonged reaction that may take more than 24 h or even 7 days (30) for some self-adhesive resin cements. After 3 years of storage in distilled water the hardness values of ARC decreased considerably in all of thirds, despite the increase of the bond strength values in the middle and apical thirds. In the other hand, U200 maintained the bond strength and microhardness values in all of thirds.

This are in agreement with a previous study (31), that evaluated the longevity of bonding of both of resin-cements after six months of water storage. The bond strength values of U200 and ARC were not statistically different after the storage time in distilled water. It should be pointed that they were testing different pre-treatments in dentin and the principal goal was not the evaluation of longevity in the root regions. In the present study, ARC presented differences between the regions at 24 h, and after 3 years the BS values were similar.

In the cementation process, the manufacturer recommends the use of RelyX ARC resin cement with a two-step total-etch adhesive. Is well known that some two-step

total-etch adhesives could be incompatible with some chemical/dual-cured composites (32, 33). The acidic medium of the “simplified” adhesives can decrease the bond strength of chemical-cured resins (19). The unpolymerized acidic resin monomers in the adhesive layer have an adverse chemical interaction between the basic tertiary amine contained in the catalyst and this usually be attributed for the incompatibility (34). In contrast, conventional three-step total-etch adhesives (35, 36) or two-step self-etching adhesives (37) which contain a hydrophobic and less acidic extra layer may not be affected. Also, this extra hydrophobic layer can decrease the water permeability and with this, the hydrolytic degradation (35).

For this experiment, the RelyX ARC was used with the Scotch Bond Multipurpose Plus adhesive; that besides of shows an extra hydrophobic layer, have in their composition aromatic sodium sulfonate salts that allow the self-curing when light is attenuated (22). These acts as co-initiators that improve the conversion of the material, and avoid the chemical incompatibility between the acidic-monomers and self-curing components (23). As an etch-and-rise system, the use of the 35% phosphoric acid is mandatory. The moist-bonding technique is recommended in this situations, due to water allows the hydrophilic monomers dissolution in inorganic solvents that displace water from the dentin and collagen network promoting the infiltration of resin monomers in the collagen matrix (38). However, this process does not always complete that way; leaving more susceptible the set to a hydrolytic and protein degradation (39). In fact, only the application of an acidic agent like phosphoric acid could activate MMPs which can slowly degrade the collagen fibrils in the interface and as a consequence decrease its durability (40).

For U200, both bond strength and microhardness values were stable in time, but ARC showed higher BS values for all of thirds regardless the storage time; with the exception of the cervical region after 3 years. Thus, the second hypothesis was rejected.

Even theoretically self-adhesive resin cements have the ability to interact with the root dentin eliminating any pre-treatment before the cementation process, some

authors described the effect of the smear layer removal with solutions as EDTA (31), polyacrylic acids or sodium hypochlorite (41); however, because the lack of protocols standardization, in this experiment no pre-treatment was performed. Recently, Simoes et al.(31) related the efficiency of smear layer removal with a 17% solution of EDTA comparable to the effect of a 35% phosphoric acid increasing the BS values; that resulted in a similar values of the ARC. Moreover, this EDTA solution removes the superficial layer of hydroxyapatite without expose collagen fibers, increasing the bonding longevity (42). Furthermore, EDTA may act as a MMPs inhibitor promoting less interface degradation and improving the mechanical properties of the resin cement (43).

The cervical third, showed higher values of Bond strength and hardness in both systems; but also presented the highest differences over time. Thus, the third hypothesis was rejected. In cervical third the light-activation promote a high degree of conversion, but also induces a faster polymerization, leaving many free radicals trapped inside the organic matrix at the beginning of the reaction resulting in an early vitrification; because the self-cure mechanism occurs slowly this initial light-activation restrict the chain mobility and can minimize the subsequent polymerization.

The results of this study are in agreement with those findings, because even ARC showed higher values of BS and VHN in cervical third, also their values decreased significantly with time. In contrast, the BS values in the middle and apical thirds were not affected by time even with a decrease of VHN. For U200 all of thirds kept the BS and VHN values over time, that at the same time were lower than the ARC ones. The high polymerization-rate may result in higher polymerization shrinkage-strain and stress; that would be increase the gaps formation of the interface decreasing the mechanical properties of the resin cement. Some authors described the lower polymerization-rate in self-adhesive resin cements, due to their chemical composition and acid-base reaction. This may explain the stability of U200 over time.

REFERENCES

1. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent*. 1999;27(4):275-8.
2. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):431-7.
3. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc*. 2005;136(5):611-9.
4. Schmitter M, Rammelsberg P, Lenz J, Scheuber S, Schweizerhof K, Rues S. Teeth restored using fiber-reinforced posts: in vitro fracture tests and finite element analysis. *Acta Biomater*. 2010;6(9):3747-54.
5. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:77-83.
6. Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *J Prosthet Dent*. 2001;86(1):101-6.
7. Gomes GM, Gomes OM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. Effect of operator experience on the outcome of fiber post cementation with different resin cements. *Oper Dent*. 2013;38(5):555-64.
8. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent*. 2008;10(4):251-8.

9. Perdigao J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent*. 2013;25(4):219-41.
10. Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MR, Hur YB, Garrett LV, et al. Bonding BisGMA to dentin--a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res*. 2007;86(11):1034-9.
11. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J. Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88(2):558-78.
12. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*. 2005;26(33):6449-59.
13. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater*. 2006;22(10):973-80.
14. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22(3):211-22.
15. Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gones OM, Patzlaff R, Loguercio AD. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Oper Dent*. 2007;32(4):380-7.
16. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004;83(3):216-21.
17. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont*. 2008;21(4):328-36.

18. Cuadros-Sanchez J, Szesz A, Hass V, Patzlaff RT, Reis A, Loguercio AD. Effects of sonic application of adhesive systems on bonding fiber posts to root canals. *J Endod*. 2014;40(8):1201-5.
19. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*. 2001;17(6):542-56.
20. Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. *J Adhes Dent*. 2003;5(4):267-82.
21. Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations. *Oper Dent*. 2007;32(1):37-44.
22. Faria-e-Silva AL, Moraes RR, Ogliari FA, Piva E, Martins LR. Panavia F: the role of the primer. *J Oral Sci*. 2009;51(2):255-9.
23. Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J Dent*. 2009;37(3):219-27.
24. Skovron L, Kogeo D, Gordillo LA, Meier MM, Gomes OM, Reis A, et al. Effects of immersion time and frequency of water exchange on durability of etch-and-rinse adhesive. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;95(2):339-46.

25. Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent*. 2014;16(1):71-8.
26. Grande da Cruz FZ, Grande CZ, Roderjan DA, Galvao Arrais CA, Buhrer Samra AP, Calixto AL. Effect of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems on hardness uniformity of resin cements after glass fiber post cementation. *Eur J Dent*. 2012;6(3):248-54.
27. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res*. 2002;81(7):472-6.
28. Reis A, de Carvalho Cardoso P, Vieira LC, Baratieri LN, Grande RH, Loguercio AD. Effect of prolonged application times on the durability of resin-dentin bonds. *Dent Mater*. 2008;24(5):639-44.
29. Jang Y, Ferracane JL, Pfeifer CS, Park JW, Shin Y, Roh BD. Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements. *Oper Dent*. 2016.
30. Baena E, Fuentes MV, Garrido MA, Rodriguez J, Ceballos L. Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. *Oper Dent*. 2012;37(5):548-56.
31. Simoes TC, Luque-Martinez I, Moraes RR, Sa A, Loguercio AD, Moura SK. Longevity of Bonding of Self-adhesive Resin Cement to Dentin. *Oper Dent*. 2016;41(3):E64-72.
32. O'Keefe KL, Powers JM. Adhesion of resin composite core materials to dentin. *Int J Prosthodont*. 2001;14(5):451-6.

33. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Combe EC, Simpson CH, 3rd, Nunes MF. Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths. *Am J Dent.* 2001;14(3):137-40.
34. Ikemura K, Endo T. Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulphonate amides, and tert-butyl peroxy maleic acid in dental adhesive resin. *J Appl Polymer Sci.* 1999;72(13):1655-68.
35. Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio AD. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. *Oper Dent.* 2013;38(4):E1-E25.
36. Garcia EJ, Reis A, Arana-Correa BE, Sepulveda-Navarro WF, Higashi C, Gomes JC, et al. Reducing the incompatibility between two-step adhesives and resin composite luting cements. *J Adhes Dent.* 2010;12(5):373-9.
37. 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. *Oper Dent.* 2003;28(6):747-55.
38. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res.* 2003;82(2):141-5.
39. Kostoryz EL, Dharmala K, Ye Q, Wang Y, Huber J, Park JG, et al. Enzymatic biodegradation of HEMA/bisGMA adhesives formulated with different water content. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2):394-401.
40. Carrilho MR, Geraldini S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjaderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res.* 2007;86(6):529-33.

41. Violich DR, Chandler NP. The smear layer in endodontics - a review. *Int Endod J*. 2010;43(1):2-15.
42. Carvalho RM, Tay F, Sano H, Yoshiyama M, Pashley DH. Long-term mechanical properties of EDTA-demineralized dentin matrix. *J Adhes Dent*. 2000;2(3):193-9.
43. Osorio R, Erhardt MC, Pimenta LA, Osorio E, Toledano M. EDTA treatment improves resin-dentin bonds' resistance to degradation. *J Dent Res*. 2005;84(8):736-40.

TABLES

Table 1. Mean values (MPa) and standard deviations of push-out bond strength test after storage time.

Rely X ARC		24 h		3 years		
Cervical	15.0	2.0	Aa*	13.0	1.3	Ab
Middle	11.3	1.5	Ba*	12.5	0.9	Aa*
Apical	7.4	1.5	Cb*	11.6	0.9	Aa*
U200		24 h		3 years		
Cervical	11.0	1.7	Aa	11.9	1.1	Aa
Middle	9.2	1.1	Aa	9.6	0.9	Ba
Apical	9.3	1.6	Aa	8.0	1.4	Ba

Within each product, means followed by similar letters (upper case letters = within column; lower case letters = within row) are not significantly different (pre-set alpha of 0.05). Means followed by asterisk (*) in one product table are significantly different from those in the other product table within each third and storage period (pre-set alpha of 0.05).

Table 2. Mean values (VHN) and standard deviations of microhardness test after storage time for ARC group.

Hardness						
ARC	24 h			3 Years		
Cervical	64.6	4.0	Aa	51.1	1.7	Ab
Middle	56.1	3.8	Ba	52.7	4.1	Aa
Apical	56.9	1.3	Ba	49.7	3.4	Ab

Within each product, means followed by similar letters (upper case letters = within column; lower case letters = within row) are not significantly different (pre-set alpha of 0.05).

Table 3. Mean values (VHN) and standard deviations of microhardness test after storage time for U200 group.

Hardness						
U200	24 h		3 Years		Average	
Cervical	64.9	4.4	61.1	2.1	63.0	A
Middle	61.6	4.0	62.8	1.7	62.2	A
Apical	59.5	3.9	59.8	4.3	59.7	B
Average	62.0	4.1	a	61.2	2.7	a

Within each product, means followed by similar letters (upper case letters = within column; lower case letters = within row) are not significantly different (pre-set alpha of 0.05).

FIGURES

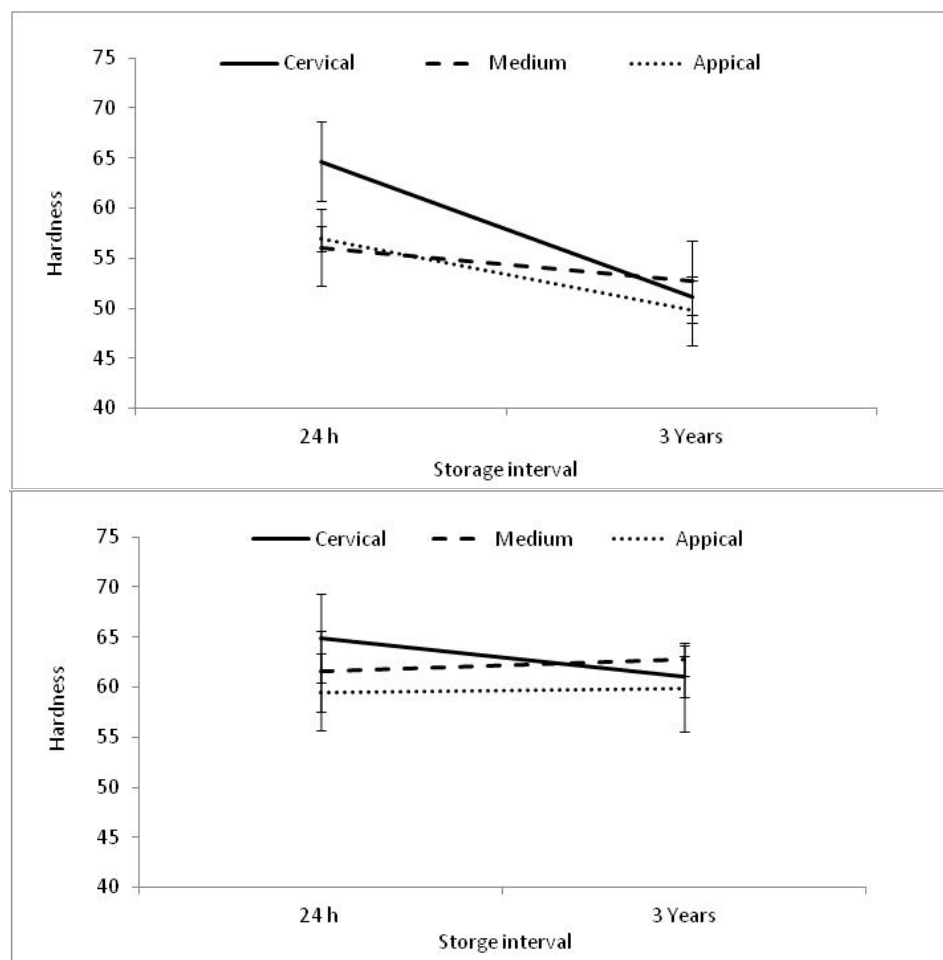


Figure 1 – Mean values (VHN) and standard deviations of microhardness test after storage time for **A** - ARC group **B** - U20 group

4.3 Kinetics analysis of polymerisation shrinkage of self-adhesive and conventional dual-cured resin cements inside the root canal

Status do Paper: Submetido – Clinical Oral Investigations

Kinetics analysis of polymerisation shrinkage of self-adhesive and conventional dual-cured resin cements inside the root canal

ABSTRACT

Objectives This study evaluated shrinkage strain (SS) and rate (SR) of conventional and self-adhesive resin cements (SARC) using fiber optic sensors based on Bragg gratings (FBG) *in situ* and Vickers hardness (VHN), within the root canal.

Materials and Methods The root canals of 34 single-rooted premolars were endodontically treated and randomly assigned to 2 groups according to the resin cement used for fiber post cementation: RelyX ARC (ARC) and RelyX U200 (U200). Two FBG sensors were attached to each post (n=10), and both post and resin cement were placed inside the root canal so SS and SR values were measured at cervical and apical root thirds. For VHN analysis (n=7), two 1-mm thick slices of each root-third (cervical and apical) were obtained. Four indentations were made on the resin cement layer and the results were expressed in Vickers hardness (VHN). The SS, SR, and VHN data were evaluated using 2-way repeated measures ANOVA followed by Bonferroni's post hoc test ($\alpha=0.05$).

Results The SS and SR values of both resin cements at the cervical third were higher than those at the apical third. ARC showed higher SR values than U200 in the cervical third. The highest VHN values were observed at the cervical third, while the lowest VHN value were observed in ARC at the apical third.

Conclusion Shrinkage kinetics profile and hardness of SARCs may differ from those of conventional resin cements depending on the root third.

Clinical significance Clinicians may expect lower shrinkage stress at the post/dentin interface when SARCS are used.

Keywords Polymerisation kinetics, resin cement, fiber post, shrinkage.

INTRODUCTION

Fiber glass posts are widely used to increase retention to the final restoration in clinical situations comprising extensive loss of coronal structure and weakened roots [1]. In this scenario, dual-cured resin cements and fiber glass posts have become a very successful combination due to their favorable mechanical properties when compared to metal cast posts [2]. Despite these advantages in comparison to metal casts, several factors can compromise the long-term success of such restorative procedures. For instance, moisture control in the root canal [3], insufficient ferrule on the tooth [4], high sensitivity of adhesive techniques [5-7], light attenuation through translucent post [8], and kinetics of polymerization [9] have been associated with premature failure of bonded posts to root canals. In this regard, because of the elevated C-factor at the root canal, the shrinkage stress associated with monomer conversion of resin cements within the root canal has become a matter of concern among researchers and clinicians.

When fiber posts are luted into root canals, the gap between fiber post and root walls is filled by a thin layer of resin cement. For this reason, a low viscosity resin cement is required for this situation. Low viscous materials tend to present higher polymerization shrinkage than do materials with higher viscosity, in part due to the low filler content (usually below 50%) [10, 11]. The resulting higher shrinkage-strain and shrinkage-rates can generate a considerable amount of stress at the bonding interface, which is not capable of properly distributing the shrinkage forces in a confined space like the root canal [9]. As a consequence, high shrinkage-stress

values may exceed the bond strength of the bonding agent to root dentin [12], resulting in gaps and impaired bond strength values [9].

Over the last decade, self-adhesive resin cements have become a promising alternative to conventional dual-cured cementing systems (bonding agents / resin cements). In comparison to conventional cementing systems, self-adhesive resin cements require less intra-operative steps, as they do not require any pretreatment of the tooth surface with a phosphoric acid or an adhesive system. For this reason, the luting procedure is less technique-sensitive, so the success of such restorative steps are less operator-dependent [6]. In general, dual-cured self-adhesive cements have a compomer content with the addition of acid-functionalized monomers to interact with the root dentin [13]. These monomers may provide an expansion effect due to the acid-base reaction involving the soluble filler and basic components such as calcium hydroxide, which partially opposes the shrinkage derived from the methacrylate polymerization [14]. In other words, these resin cements would not produce as high shrinkage stress as that created by conventional dual-cured resin cements [13, 15, 16].

The polymerization and shrinkage kinetics of resin-cements have been consistently investigated by several studies and important findings have been provided [11, 13, 16-19]. However, due to methodological limitations, most studies were not capable of simulating the clinical scenario where the fiber post is luted within the root canal. In this regard, the use of fiber optic sensors based on the Bragg gratings (FBG) became a valuable tool to evaluate shrinkage of resin cement layers within the root canal. These sensors are used to monitor material deformations [20], including

dental resins [21]. In comparison to conventional methods, FBG has several advantages, such as their small size, no susceptibility to electromagnetic interference, and easy sensor placement inside the resin structure [22]. For these reasons, these sensors are capable of measuring the *in vitro* polymerization shrinkage and setting expansion during the polymerization of dental materials [23] even in regions with reduced area such as within the root canal [24]. In this regard, it is crucial for clinicians to be aware of shrinkage strain and rate as well as extent of monomer conversion of resin cement layers within the root canal, during and after luting of glass fiber posts. However, little information is available regarding shrinkage strain and rate along with microhardness, which is closely related to monomer conversion [25] on dual-cured conventional and self-adhesive resin cements *in situ*, within the root canal. Therefore, the aim of this study was to evaluate the polymerization kinetics of two dual-cured resin-cements using FBG *in situ*, and the Vickers hardness (VHN) at the apical and the coronal thirds of the root. The research hypotheses were: (1) the self-adhesive cement shows lower shrinkage strain and rate than conventional dual-cured-resin cement, regardless of the root third; (2) both resin cements shows lower shrinkage strain and rate as well as lower hardness at the apical third than at the cervical third; and (3) self-adhesive resin cement has higher VHN at the apical third than conventional dual-cured resin cement.

MATERIAL AND METHODS

Thirty-four extracted human maxillary canines were stored in distilled water at 4°C and used within 6 months after extraction. All teeth that exhibited clinical signs of caries, root resorption, cracks, or fractures were excluded. Additionally, all teeth had a root length of 14 ± 1 mm, measured from the cement-enamel junction (CEJ). The specimens (N=34) were randomly assigned into 2 groups (n=17) according to the resin cement used for fiber post cementation: conventional dual-cured resin cement RelyX ARC along with Scotch Bond Multipurpose Plus (ARC; 3M ESPE) and self-adhesive resin cement RelyX U200 (U200; 3M ESPE). The product compositions as well as the instructions for use of both products are displayed on Table 1. Ten roots per group were prepared for evaluation of the polymerization kinetics of the resin cement, and the other 7 roots per group were prepared for the VHN test.

The teeth were transversally sectioned 1 mm above the CEJ using a low-speed diamond saw (Isomet 1000; Buehler) under constant irrigation. Endodontic access was made using a tapered fissure bur mounted in high-speed handpiece. The canal working length was 1 mm shorter from the apical foramen. A crown-down technique was used for instrumentation with K files (Maillefer; Dentsply). Apical enlargement was performed to size 40 and 0.06 taper. Irrigation was performed after every change of instrument by alternating 1 mL of 1% NaOCl solution. The roots were dried with paper points (Maillefer; Dentsply) and filled with resin-based sealer (AH Plus; Dentsply Intl) and gutta percha points using the warm vertical condensation

technique. The root access was temporarily filled with interim cement (Coltosol; Vigodent). The specimens were stored in distilled water at 37°C for 1 week.

After the storage period, the gutta percha was removed using #2, 3, and 4 Gates Glidden burs, leaving 4 mm of the apical seal. The post space was then prepared with a low-speed bur provided by the post manufacturer (Whitepost DC # 2; FGM) up to a fixed depth of 10 mm from the CEJ. The diameter of the post space preparation was constant for all teeth. One bur was used for 5 preparations. Afterwards, the root canals were irrigated with 10 mL of distilled water and dried with paper points. The post space walls were evaluated for the presence of any residual gutta percha with radiographs (Dentus E Speed; Agfa). The use of low-speed bur provided for the post #2 (Whitepost DC; FGM) and the cementation of a post with smaller diameter (post #1) ensured the space required for the proper placement of the optical fibers [24]. Before the cementation procedures were performed, each glass fiber post was horizontally sectioned with a water-cooled diamond rotary cutting instrument so that a total 13-mm length remained. The fiber posts were cleaned with 70% alcohol for 5 seconds, and a silane agent was applied (Ceramic Primer RelyX; 3M ESPE). Ten millimeters of the post length were cemented inside the root canal according to the manufacturers' information (Table 1), while the remaining cervical portion of the post (approximately 3 mm) served as a guide to standardize the distance between the light-curing unit tip and the cervical root region. FBG sensors were used to measure the polymerization shrinkage (strain values) of the resin cement inside the root canal (n=10/group). The sensors were recorded in conventional, nonhydrogenated optical fiber (Draktel; ESMF) using illumination

under phase mask at the wavelength of 193 nm (ArF laser). The peak amplitude of the ratings was set at 11 dB above the noise floor. A FBG interrogator (SM125; Micron Optics) was used to measure the spectral shift of the grating reflection spectra from which the strain values were determined [22].

Before inserting the resin cement inside the canal of these roots, the demarcation and cut of the post was carried out to determine the position of 2 optical fiber sensors of approximately 2 mm, which were recorded with Bragg networks of different wavelengths (1537 nm and 1542 nm): one was in the most apical part of the post and the other at the coronary portion. After positioning the sensors, the optical fibers were bonded with cyanoacrylate resin (Loctite; Henkel Corp) in the outside part of the glass fiber post [24].

For the ARC group, the root canal walls were etched with 37% phosphoric acid gel (Dental Gel; Dentsply Intl) for 15 seconds, washed for 30 seconds, and dried with absorbent paper points, leaving the dentin slightly moist. The adhesive system (Adper Scotchbond Multipurpose Plus; 3M ESPE) was then applied initially by carrying the activator inside the root canal, then the primer, and finally the catalyst with a specific applicator tip (Points; SDI Ltd). The excess was removed with absorbent paper points, and the adhesive system was photopolymerized for 20 seconds (Radii Plus, SDI Ltd; irradiance of 1200 mW/cm^2). After that, the resin cement was manipulated according to the manufacturer's instructions and inserted into the root canal space with a syringe (Centrix; DFL) before seating the fiber post. The excess resin cement was removed, and the remaining cement was photopolymerized through the post for 40 seconds.

For the U200 group, the root canal walls were cleaned with distilled water and dried with absorbent paper points. The resin cement was manipulated according to the manufacturer's instructions and inserted into the root canal space with a syringe (Centrix; DFL) before seating the fiber post. The excess resin cement was removed, and the remaining cement was photopolymerized through the post for 40 seconds. The light emitted by the light curing unit was constantly measured by a hand-held radiometer (Radiometro Led – Kondortech, Kondortech Equip. Odontológicos LTDA; São Carlos, São Paulo , Brasil)

The specimens prepared for polymerization shrinkage analysis ($n=10/\text{group}$) were evaluated for 1 hour after the fiber post cementation. For this purpose, the FBG sensor that were coupled to each glass fiber post were connected to the SM125 interrogator by means of a coupler with the software, thus enabling the wavelengths to be graphed. The range of wavelengths in time was recorded and converted to a txt.file for later tabulation and data collection of the polymerization shrinkage in microstrain ($\mu\epsilon$)[24]. The spectra were kinetically analyzed and the shrinkage strain rate ($\mu\epsilon/\text{s}$) was calculated by numerical differentiation of the shrinkage strain data with respect to time. This was made for the first 120 s of the data.

The same luting procedures were performed in the other 14 teeth, 7 for each cementation system as described previously, with the exception that the sensors were not coupled to the fiber posts. After cementation, the roots were placed in separate polyvinyl chloride (PVC) tubes and embedded in acrylic resin (Duralay; Reliance Dental Mfg). Each root portion containing the bonded fiber post was sectioned perpendicular to the long axis into six 1-mm-thick slices using diamond

saw (Isomet 1000; Buheler) under water-cooling, to create 2 cervical and 2 apical slices.

For VHN analysis, a slice from each third was embedded in acrylic resin (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, USA) within PVC (polyvinyl chloride) tubes, and were sequentially polished with Silicon carbide (SiC) paper # 600, 1200, 1500, 2000, 2500 and 3000 in a polishing machine (polisher, AROPOL E - AROTEC, Cotia, São Paulo, SP, Brazil) under constant refrigeration. Subsequently, each specimen was polished with felt discs and polishing paste in decreasing grain (3.1 μ m and 0.25 μ m) (FGM, Joinville, Brazil). Before the beginning of a new polishing step with another SiC paper or felt disc, the samples were immersed in distilled water in ultrasonic cube for 8 minutes to remove remains. For VHN test, a Microhardness Tester (Microdurometer HMV-2000, Shimadzu Corporation; Kyoto, Japan) was used. The VHN analysis was performed on the top surface of each third with a static load of 100 grams for 10 seconds at 100x magnification, 48 hours after post cementation. The sectioned surface was virtually divided into quarters, and two indentations were made on the resin cement layer in each quarter: one next to the post and another one next to the dentin wall, totalizing eight indentations per third. The results were expressed in Vickers hardness (VHN)[26]. Data obtained from polymerization shrinkage, shrinkage rate, and VHN were analyzed 2-way repeated measures ANOVA (thirds as related levels for position) followed by Bonferroni's post hoc test ($\alpha=0.05$).

RESULTS

The maximum polymerization shrinkage values ($\mu\epsilon$) and standard deviation for each experimental group are presented in Table 2. Two-way repeated measures ANOVA did not significant difference in shrinkage values was noted between resin cements ($p = 0.583$). The cervical region showed higher polymerization shrinkage values than the apical region for both resin cements ($p < 0.001$).

Polymerization shrinkage profile of both resin cements are presented in Figure 1. In both cements, the main shrinkage-strain occurred within the first 60 seconds. After that period, a slow decrease in the shrinkage rate was observed until the moment when shrinkage values reached a plateau. Within the first 60 seconds, the cement shrinkage was less pronounced at the apical third than was at the cervical third. Similar shrinkage profiles were noted in both resin cements.

For shrinkage rate, the maximum values ($\mu\epsilon/s$), and standard deviation for each experimental group are presented in Table 3. Two-way repeated measures ANOVA also showed significant differences between groups ($p < 0.05$). The shrinkage rate values at the cervical third higher than apical third for both resin cements. ARC showed significantly higher shrinkage rate values than did RelyX U200 in the cervical third ($p = 0.006$). In addition, the highest values were found in the first 60 seconds (Figure 2).

For hardness analysis, mean VHN and standard deviation for each experimental group are shown in Table 4. Two-way repeated measures ANOVA detected significant differences between groups ($p < 0.05$). The highest values were found for

the cervical third of both of groups, and no differences were found between them ($p = 0.411$). The lowest VHN value was found at the apical third of RelyX ARC.

DISCUSSION

In the current study, although U200 showed lower shrinkage rate than did ARC, no significant difference in shrinkage strain was noted between conventional and self-adhesive resin cements. Thus, the first hypothesis should be partly rejected. This finding does not agree with previous studies, which showed that self-adhesive resin cements present lower shrinkage than do the conventional ones [15, 17]. However, the current findings corroborate previous results of Pulido et al [24] who evaluated shrinkage the resin cements using the same methods described in the current study. Therefore, any comparison between results may be compromised due the differences between methods. However, it should be pointed out that the current study evaluated the shrinkage strain for approximately 1 hour, while previous studies confirmed that the reaction could take more time for reach the maximum conversion values [15, 17, 27]. For this reasons, it is reasonable to assume that further shrinkage is expected over time. Indeed, this assumption also helps explain why no significant differences in shrinkage strain were noted between U200 and ARC even when U200 showed significantly lower shrinkage rate than did ARC.

Based on the current results, both products exhibited lower shrinkage strain and rate at the apical third in comparison to the values observed in the cervical third. However, when U200 was used, no significant difference in cement hardness between apical and cervical third was noted, while lower hardness at the apical third

was observed when ARC was used. Therefore, the second hypothesis was partly accepted. The results regarding the differences in shrinkage strain and rate between resin cement layer at different root thirds were expected once the polymerization and the amount of shrinkage-strain is related to the light irradiance reaching the resin cement layer [16, 28]. More specifically, when a translucent post is placed into the root canal, the light transmission is severely attenuated by the post, so optimal polymerization of the resin cement is compromised at that portion [8]. In fact, this insufficient light-activation may be worse than the chemical activation itself as demonstrated by Jang et al. [16]. As a consequence, the severely attenuated curing light reaching the apical third was not capable of providing as high monomer conversion as that observed in the cervical third, resulting in the lower shrinkage and strain and rate in both products as well as lower hardness in ARC. These findings are in agreement with the results of previous studies [8, 29].

In this experiment, U200 showed lower shrinkage rate than did ARC. Similarly to most self-adhesive resin cements, RelyX U200 presents acidic functional monomers in its composition. These functional monomers are responsible for the interaction between the resin-cement and root dentin. Some authors believe that these monomers can deactivate the free radicals of the methacrylate producing an acid-base setting reaction that increases the delayed polymerization by decreasing the rate of co-polymerization [14]. This may explain the lower values of shrinkage-rate of U200 in the cervical third in comparison to those observed in ARC, even when the same radiant exposure values were delivered to both products. For this reason, although the 60-min shrinkage strain in U200 was as high as the shrinkage strain

observed in ARC, it is expected that shrinkage strain when curing light shut off is considerably lower than that observed in ARC. In addition, the low-rate and delayed polymerization of U200 may explain the higher hardness values of the apical third when compared with those observed in ARC. These findings would contribute for a successful bonding between self-adhesive resin cements and root canal [30, 31] as lower shrinkage strain would not severely compromise the bond strength to root canal due to the high C-factor imposed by this condition.

In this study, only one resin-cement of each type (conventional and self-adhesive) were evaluated, so the current results may not be extrapolated to other products. Also, the study was performed at room temperature, which is different from the temperature at the root canal in the *in vivo* scenario. Once some authors have demonstrated that temperature can affect the polymerization kinetics of resin cements [32, 33], further studies are required to investigate the effects of simulated tooth temperature on the *in situ* shrinkage profile of resin cements.

REFERENCES

- [1] D. Dietschi, O. Duc, I. Krejci, A. Sadan, Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies), *Quintessence Int* 39(2) (2008) 117-29.
- [2] B. Akkayan, T. Gulmez, Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems, *J Prosthet Dent* 87(4) (2002) 431-7.
- [3] J. Cuadros-Sanchez, A. Szesz, V. Hass, R.T. Patzlaff, A. Reis, A.D. Loguercio, Effects of sonic application of adhesive systems on bonding fiber posts to root canals, *J Endod* 40(8) (2014) 1201-5.
- [4] S. Saker, M. Ozcan, Retentive strength of fiber-reinforced composite posts with composite resin cores: Effect of remaining coronal structure and root canal dentin conditioning protocols, *J Prosthet Dent* 114(6) (2015) 856-61.
- [5] B. Van Meerbeek, K. Van Landuyt, J. De Munck, M. Hashimoto, M. Peumans, P. Lambrechts, Y. Yoshida, S. Inoue, K. Suzuki, Technique-sensitivity of contemporary adhesives, *Dent Mater J* 24(1) (2005) 1-13.
- [6] G.M. Gomes, O.M. Gomes, A. Reis, J.C. Gomes, A.D. Loguercio, A.L. Calixto, Effect of operator experience on the outcome of fiber post cementation with different resin cements, *Oper Dent* 38(5) (2013) 555-64.
- [7] T.Y. Suzuki, J.E. Gomes-Filho, J. Gallego, S. Pavan, P.H. Dos Santos, A.L. Fraga Briso, Mechanical properties of components of the bonding interface in different regions of radicular dentin surfaces, *J Prosthet Dent* 113(1) (2015) 54-61.
- [8] G.A. Galhano, R.M. de Melo, S.H. Barbosa, S.C. Zamboni, M.A. Bottino, R. Scotti, Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts, *Oper Dent* 33(3) (2008) 321-4.
- [9] R.R. Braga, J.L. Ferracane, Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics, *J Dent Res* 81(2) (2002) 114-8.
- [10] K. Baroudi, A.M. Saleh, N. Silikas, D.C. Watts, Shrinkage behaviour of flowable resin-composites related to conversion and filler-fraction, *J Dent* 35(8) (2007) 651-5.
- [11] R.R. Braga, R.Y. Ballester, J.L. Ferracane, Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review, *Dent Mater* 21(10) (2005) 962-70.

- [12] F.R. Tay, R.J. Loushine, P. Lambrechts, R.N. Weller, D.H. Pashley, Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach, *J Endod* 31(8) (2005) 584-9.
- [13] A. Frassetto, C.O. Navarra, G. Marchesi, G. Turco, R. Di Lenarda, L. Breschi, J.L. Ferracane, M. Cadenaro, Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements, *Dent Mater* 28(9) (2012) 1032-9.
- [14] J.L. Ferracane, J.W. Stansbury, F.J. Burke, Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations, *J Oral Rehabil* 38(4) (2011) 295-314.
- [15] K. Kitzmuller, A. Graf, D. Watts, A. Schedle, Setting kinetics and shrinkage of self-adhesive resin cements depend on cure-mode and temperature, *Dent Mater* 27(6) (2011) 544-51.
- [16] Y. Jang, J.L. Ferracane, C.S. Pfeifer, J.W. Park, Y. Shin, B.D. Roh, Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements, *Oper Dent* (2016).
- [17] T. Spinell, A. Schedle, D.C. Watts, Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements, *Dent Mater* 25(8) (2009) 1058-66.
- [18] H. Al Sunbul, N. Silikas, D.C. Watts, Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites, *Dent Mater* 32(8) (2016) 998-1006.
- [19] C.A. Arrais, M. Giannini, F.A. Rueggeberg, Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements, *J Prosthet Dent* 101(2) (2009) 128-36.
- [20] M.S. Milczewski, J.C. da Silva, C. Martelli, L. Grabarski, I. Abe, H.J. Kalinowski, Force monitoring in a maxilla model and dentition using optical fiber Bragg gratings, *Sensors (Basel)* 12(9) (2012) 11957-65.
- [21] M.S. Milczewski, J.C. Silva, A.S. Paterno, F. Kuller, H.J. Kalinowski, Measurement of composite shrinkage using a fibre optic Bragg grating sensor, *J Biomater Sci Polym Ed* 18(4) (2007) 383-92.
- [22] L. Karam, A. Franco, C.A. Pulido, O.M. Gomes, H.J. Kalinowski, In vitro and in situ fiber Bragg grating sensor analysis of two dental resin cements, *Journal of Lightwave Technology* 33(12) (2015) 2543 - 2548.
- [23] E. Al-Fakih, N.A. Abu Osman, F.R. Mahamd Adikan, The use of fiber Bragg grating sensors in biomechanics and rehabilitation applications: the state-of-the-art and ongoing research topics, *Sensors (Basel)* 12(10) (2012) 12890-926.

- [24] C.A. Pulido, A.P. de Oliveira Franco, G.M. Gomes, B.F. Bittencourt, H.J. Kalinowski, J.C. Gomes, O.M. Gomes, An in situ evaluation of the polymerization shrinkage, degree of conversion, and bond strength of resin cements used for luting fiber posts, *J Prosthet Dent* 116(4) (2016) 570-576.
- [25] J.L. Ferracane, Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins, *Dent Mater* 1(1) (1985) 11-4.
- [26] F.Z. Grande da Cruz, C.Z. Grande, D.A. Roderjan, C.A. Galvao Arrais, A.P. Buhner Samra, A.L. Calixto, Effect of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems on hardness uniformity of resin cements after glass fiber post cementation, *Eur J Dent* 6(3) (2012) 248-54.
- [27] I.B. Lee, W. An, J. Chang, C.M. Um, Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements, *Dent Mater* 24(8) (2008) 1141-7.
- [28] I.B. Lee, B.H. Cho, H.H. Son, C.M. Um, A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites, *J Oral Rehabil* 32(4) (2005) 304-14.
- [29] K. Yoshida, X. Meng, Microhardness of dual-polymerizing resin cements and foundation composite resins for luting fiber-reinforced posts, *J Prosthet Dent* 111(6) (2014) 505-11.
- [30] T.C. Simoes, I. Luque-Martinez, R.R. Moraes, A. Sa, A.D. Loguercio, S.K. Moura, Longevity of Bonding of Self-adhesive Resin Cement to Dentin, *Oper Dent* 41(3) (2016) E64-72.
- [31] R. Sarkis-Onofre, J.A. Skupien, M.S. Cenci, R.R. Moraes, T. Pereira-Cenci, The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies, *Oper Dent* 39(1) (2014) E31-44.
- [32] C.A. Arrais, C.L. Chagas, A. Munhoz, M. Oliveira, A.F. Reis, J.A. Rodrigues, Effect of simulated tooth temperature on the degree of conversion of self-adhesive resin cements exposed to different curing conditions, *Operative dentistry* 39(2) (2014) 204-12.
- [33] M. Oliveira, P.F. Cesar, M. Giannini, F.A. Rueggeberg, J. Rodrigues, C.A. Arrais, Effect of temperature on the degree of conversion and working time of dual-cured resin cements exposed to different curing conditions, *Operative dentistry* 37(4) (2012) 370-9.

TABLES

Table 1. Materials used in the study and their respective manufacturers and composition (according to the manufacturer)

MATERIAL/MANUFACTURER	COMPOSITION
Phosphoric acid / Dentsply	37% phosphoric acid
Adper Scotchbond Multi-Purpose Plus Adhesive / 3M ESPE	<u>Activator:</u> ethanol solution of sulfinic acid salt and a photoinitiator component. <u>Primer:</u> HEMA and polialcenoic acid copolymer. <u>Catalyst:</u> HEMA and Bis-GMA, BPO.
RelyX ARC / 3M ESPE	<u>Paste A:</u> Bis-GMA, TEGDMA, zircon and silica inorganic fillers (68%wt), photoinitiators, amines and pigments. <u>Paste B:</u> Bis-GMA, TEGDMA, nezoyl peroxide, zircon and silica inorganic fillers (67%wt).
RelyX U200 / 3M ESPE	<u>Base:</u> fiberglass, esters, phosphoric acid, methacrylate, TEGDMA, silanated silica and sodium persulfate, inorganic fillers (45%wt). <u>Catalyst:</u> fiberglass, substitute dymethacrilate, silanated silica, sodium p-toluensulfonate and calcium hydroxide.

1 Post

80% Fiberglass Coranary diameter: 1.6 mm

20% Epoxy resin Apical diameter: 0.85 mm

Whitepost DC / FGM

Length: 20 mm

Table 2. Mean values ($\mu\epsilon$) and standard deviation of maximum polymerization shrinkage for each experimental group (n=10)

	Cervical	Apical
ARC	395.48 (50.86) Aa	146.74 (25.08) Ab
U200	386.47 (56.32) Aa	134.91 (32.01) Ab

Similar letters (upper case letters within column; lower case letters within row)

indicate that means are not significantly different (pre-set alpha of 0.05)

Table 3. Mean values ($\mu\epsilon/s$) and standard deviation of maximum shrinkage rate for each experimental group (n=10).

	Cervical	Apical
ARC	25.49 (9.42) Aa	6.65 (3.94) Ab
U200	15.09 (4.99) Ba	4.35 (2.66) Ab

Similar letters (upper case letters within column; lower case letters within row)

indicate that means are not significantly different (pre-set alpha of 0.05)

Table 4. Mean values (VHN) and standard deviation of Vickers

Microhardness for each experimental group (n=7).

	Cervical	Apical
ARC	57.60 (1.7) Aa	48.8 (2.41) Bb
U200	58.54 (2.3) Aa	56.1 (2.80) Ab

Similar letters (upper case letters within column; lower case letters within row)

indicate that means are not significantly different (pre-set alpha of 0.05)

FIGURES

Figure 1. Polymerisation shrinkage ($\mu\epsilon$) of RelyX ARC (A) and RelyX U200 (B) at cervical and apical thirds.

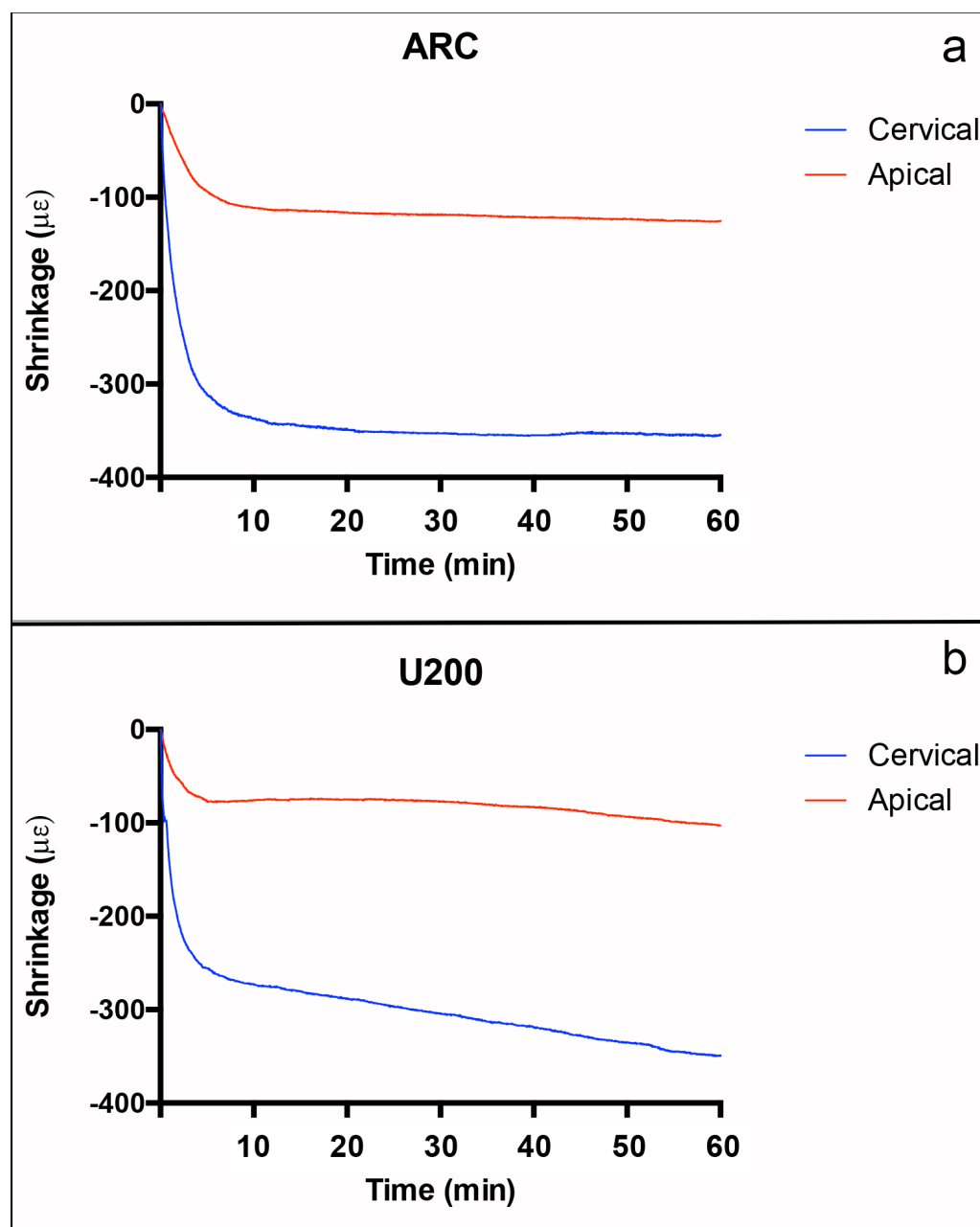
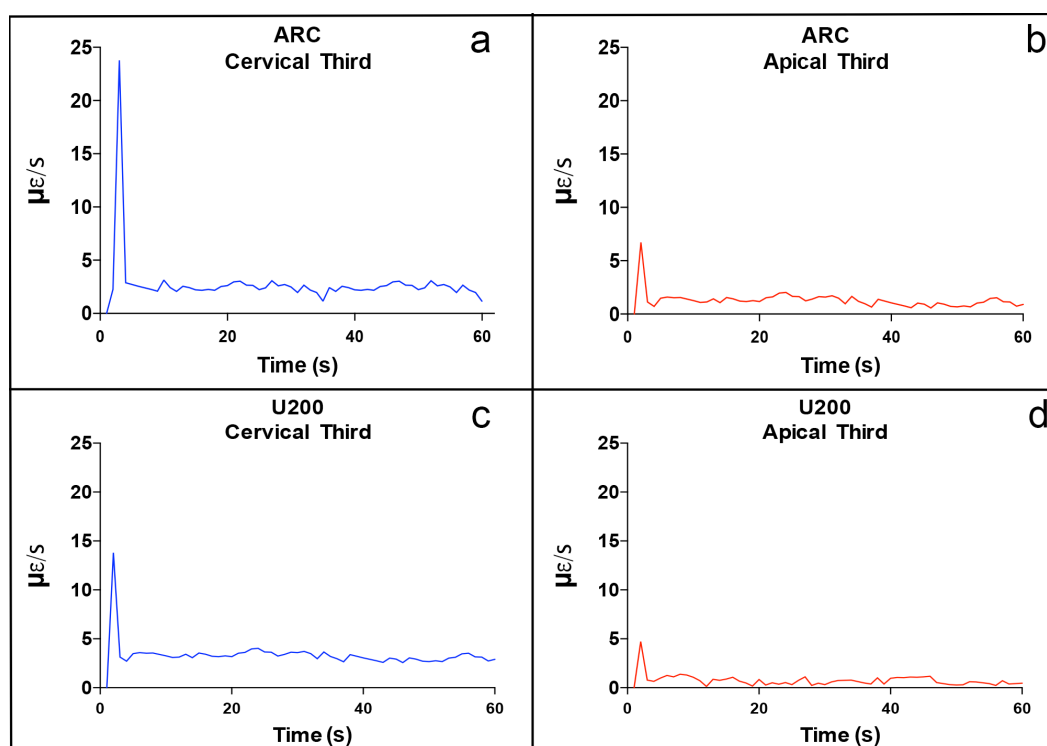


Figure 2. Shrinkage rate ($\mu\epsilon/s$) at the first 60 s since light-polymerisation of RelyX ARC and RelyX U200 at cervical (A and C, respectively) and apical thirds (B and D, respectively).



5 DISCUSSÃO

Para o experimento 1, em todos os grupos experimentais, os valores de microdureza foram maiores no terço cervical, seguidos pelo terço médio e apical respectivamente. Isso confirma os resultados encontrados em estudos anteriores (Taneja et al.¹⁴ 2013, Radovic et al.¹⁸ 2009). Além disso, os valores mais baixos de resistência de união foram encontrados no terço apical, independentemente do grupo experimental.

Todos os grupos experimentais, mostraram melhores valores de resistência de união e microdureza do que o controle negativo. Os resultados concordam com estudos prévios (Gomes et al.⁵¹ 2014) que concluíram que qualquer estratégia para reduzir a espessura da camada de cimento resinoso pode aumentar as propriedades físicas e mecânicas do conjunto em raízes enfraquecidas (Gomes et al.⁴¹ 2014). Esta redução da espessura resulta em menor “*stress*” de contração na interface (Perez et al.³⁴ 2006, Grandini et al.³⁹ 2005) o que pode aumentar a eficácia da adesão na dentina radicular e, conseqüentemente, o prognóstico da restauração final (D'Arcangelo et al.³⁵ 2007, Calixto et al.⁵² 2012). Assim, uma adaptação íntima entre o pino anatômico e a morfologia do canal radicular, criam uma alta pressão hidráulica entre o conjunto e as paredes da dentina, produzindo um contato íntimo entre eles (Chieffi et al.⁴² 2007, Faria-e-Silva et al.⁴³ 2009). Esta pressão reduz a formação de bolhas no cimento, eliminando as fontes locais que causam falhas; aumenta o número de túbulos preenchidos com o cimento, proporcionando uma camada uniforme e promovendo uma melhor formação de “*tags*”.

Como mencionado anteriormente, os pinos anatômicos foram cimentados com um cimento resinoso auto-adesivo, que tem dupla polimerização. Devido à atenuação produzida pelo próprio pino, a luz pode não atingir adequadamente as porções mais profundas da raiz, e uma menor intensidade no terço apical (mais longe da unidade de fotopolimerização reduz o desempenho do cimento nesta região (Galhano et al.¹² 2008).

A capacidade de transmitir luz dos pinos de fibra de vidro é amplamente conhecida (Galhano et al.¹² 2008, dos Santos Alves Morgan et al.¹⁵ 2008, Goracci

et al.¹⁷ 2008, Roberts et al.⁵³ 2004, Akgungor e Akkayan⁵⁴ 2006, Dogar et al.⁵⁵ 2012); e isso poderia ser refletido não só na profundidade de polimerização, mas na distância lateral do pino (Teixeira et al.⁴⁷ 2008, Yoldas e Alacam⁵⁶ 2005). Roberts et al.⁵³ (2004) demonstraram que o uso de um pino translúcido aumentou os valores de dureza nas regiões apicais apenas perto do mesmo. Neste experimento, os pinos individualizados com resina translúcida, mostraram valores estatisticamente semelhantes ao controle positivo. Como esperado, a alta translucidez da resina levou a uma maior passagem da luz, o que, eventualmente, favoreceu a polimerização do cimento lateralmente do pino e nas regiões mais profundas da raiz; e os valores de resistência de união e dureza foram diminuindo gradualmente com o aumento da opacidade do compósito de resina. Uma melhor polimerização do cimento resulta em melhores propriedades mecânicas do mesmo e, portanto, melhores resultados clínicos e durabilidade do tratamento podem ser esperados.

No experimento 2, o terço cervical apresentou maiores valores de resistência de união e microdureza 24h após a polimerização, independentemente do cimento resinoso. Isto confirma resultados anteriores (Jang et al.⁵⁷ 2016), que concluíram que um cimento resinoso dual tem uma reação prolongada que pode levar mais de 24 h ou mesmo até 7 dias (Baena et al.⁵⁸ 2012) para alguns cimentos auto-adesivos. Após 3 anos de armazenamento em água destilada, os valores de dureza do cimento resinoso ARC diminuíram consideravelmente em todos os terços, apesar do aumento dos valores de resistência união nos terços médio e apical. Por outro lado, o cimento resinoso U200 manteve estáveis os valores em todos os terços. Isto concorda com um estudo anterior (Simoes et al.⁵⁹ 2016), que avaliaram a longevidade da ligação de ambos os cimentos de resina após seis meses de armazenamento em água. Os valores de resistência de união de U200 e ARC não foram estatisticamente diferentes após o tempo de armazenamento. Deve-se ressaltar que eles testaram diferentes pré-tratamentos em dentina e o principal objetivo não foi a avaliação da longevidade nas diferentes regiões radiculares. No presente estudo, ARC apresentou diferenças entre as regiões às 24 h, e após 3 anos os valores de RU foram semelhantes.

No processo de cimentação, o fabricante recomenda o uso do cimento RelyX ARC com um adesivo de condicionamento ácido de dois passos. É bem conhecido que alguns adesivos de condicionamento ácido de dois passos podem ser incompatíveis com alguns cimentos de polimerização química e/ou dual (O'Keefe e Powers⁶⁰ 2001, Swift et al.⁶¹ 2001). O meio ácido dos adesivos "simplificados" pode diminuir a resistência de união de este tipo de resinas (Sanares et al.⁶² 2001). Os monômeros ácidos não polimerizados na camada adesiva têm uma interação química adversa entre a amina terciária básica contida no catalisador, e isto normalmente é atribuído à incompatibilidade (Ikemura e Endo⁶³ 1999). Em contrapartida, os adesivos convencionais de condicionamento ácido de três passos (Reis et al.⁶⁴ 2013, Garcia et al.⁶⁵ 2010) ou os adesivos autocondicionantes (Cheong et al.⁶⁶ 2003) de dois passos que contêm uma camada hidrofóbica extra e menos ácida são afetados em menor quantidade. Além disso, esta camada hidrofóbica pode diminuir a permeabilidade da água e com isto, a degradação hidrolítica (Reis et al.⁶⁴ 2013).

Neste experimento, o RelyX ARC foi utilizado com o adesivo Scotch Bond Multipurpose Plus; que além de possuir uma camada hidrofóbica extra, tem na sua composição sais aromáticos de sulfonato de sódio que permitem a auto-polimerização quando a luz é atenuada (Faria-e-Silva et al.⁶⁷ 2009). Estes atuam como co-iniciadores que melhoram a conversão do material e evitam a incompatibilidade química entre os monómeros ácidos e os componentes de auto-polimerização (Arrais et al.²⁶ 2009). Como um sistema de condicionamento ácido, o uso do ácido fosfórico 35% é mandatório. A quantidade de água no substrato, permite a dissolução de monômeros hidrofílicos em solventes inorgânicos que deslocam água da dentina e da malha colágena promovendo a infiltração de monômeros resinosos na matriz de colágeno (Wang e Spencer⁶⁸ 2003). No entanto, este processo nem sempre completa dessa forma; deixando mais suscetível o conjunto para uma degradação hidrolítica e proteica (Kostoryz et al.⁶⁹ 2009). De fato, apenas a aplicação de um agente ácido como o ácido fosfórico pode ativar MMPs que podem degradar lentamente as fibrilas de colágeno na interface e,

consequentemente, diminuir a sua durabilidade (Carrilho et al.⁷⁰ 2007).

Para U200, tanto a resistência de união como os valores de microdureza foram estáveis no tempo, mas o ARC apresentou maiores valores de RU para todos os terços, independentemente do tempo de armazenamento; com exceção da região cervical após 3 anos.

Mesmo os cimentos resinosos auto-adesivos teoricamente têm a capacidade de interagir com a dentina radicular eliminando qualquer pré-tratamento antes do processo de cimentação, alguns autores descreveram o efeito da remoção da “*smear layer*” com soluções como EDTA (Simoes et al.⁵⁹ 2016), ácidos poliacrílicos ou hipoclorito de sódio (Violich e Chandler⁷¹ 2010); contudo, devido à falta de padronização dos protocolos, neste experimento não foi realizado nenhum pré-tratamento. Recentemente (Simoes et al.⁵⁹ 2016) relacionaram a eficiência da remoção da “*smear layer*” com uma solução de EDTA 17% comparável ao efeito do ácido fosfórico 35%, aumentando os valores de RU, o que fez o U200 atingir valores semelhantes ao ARC. Além disso, esta solução de EDTA remove a camada superficial de hidroxiapatita sem expor fibras colágenas, aumentando a longevidade adesiva (Carvalho et al.⁷² 2000). Além disso, o EDTA pode agir como inibidor de MMPs promovendo menor degradação da interface e melhorando as propriedades mecânicas do cimento (Osorio et al.⁷³ 2005).

O terço cervical, apresentou maiores valores de RU e dureza em ambos os sistemas; mas também apresentaram as maiores diferenças ao longo do tempo. Nessa região, a intensidade da luz promove um alto grau de conversão, mas também induz uma polimerização mais rápida, deixando muitos radicais livres presos dentro da matriz orgânica no início da reação resultando em uma vitrificação precoce devido a que o mecanismo de auto-polimerização ocorre lentamente, esta ativação por luz inicial restringe a mobilidade da cadeia e pode minimizar a polimerização subsequente.

Os resultados deste estudo estão de acordo com esses achados, pois o ARC mesmo apresentando valores mais elevados de RU e dureza no terço cervical, seus

valores também diminuíram significativamente com o tempo. Em contraste, os valores de RU nos terços médio e apical não foram afetados pelo tempo, mesmo com uma diminuição da dureza. Para U200 todos os terços mantiveram os valores ao longo do tempo, que ao mesmo tempo eram mais baixos que os do ARC. A alta taxa de polimerização pode resultar em maior contração e “*stress*” de polimerização; que poderia aumentar a formação de “*gaps*” na interface, diminuindo assim as propriedades mecânicas do cimento.

No experimento 3, embora U200 apresentou menor taxa de contração do que ARC, nenhuma diferença significativa na tensão de contração foi observada entre cimentos resinosos convencionais e auto-adesivos. Esta constatação não concorda com estudos anteriores, que mostraram que os cimentos auto-adesivos mostram contração menor do que os convencionais (Spinell et al.²⁹ 2009, Kitzmuller et al.⁷⁴ 2011). No entanto, os resultados atuais corroboram resultados anteriores de (Pulido et al.³³ 2016) que avaliaram a contração do cimento usando os mesmos métodos descritos no estudo atual. Portanto, qualquer comparação entre os resultados pode ser comprometida devido as diferenças entre os métodos. Com tudo, deve-se ressaltar que o presente estudo avaliou a tensão de contração durante aproximadamente uma hora, enquanto que estudos anteriores confirmaram que a reação que poderia levar mais tempo para atingir os valores de conversão (Spinell et al.²⁹ 2009, Kitzmuller et al.⁷⁴ 2011, Lee et al.⁷⁵ 2008). Com isso, é razoável supor que a contração é esperada ao longo do tempo. Na verdade, esta hipótese também ajuda a explicar por que nenhuma diferença significativa de contração foi observada entre U200 e ARC mesmo quando U200 mostrou uma taxa de contração significativamente menor do ARC.

Com base nos resultados atuais, os dois produtos apresentaram menor contração e taxa de contração no terço apical, em comparação com os valores observados no terceiro cervical. No entanto, em U200 não houve diferença significativa na dureza entre os terços apical e cervical, enquanto uma menor dureza foi observada no terço apical com ARC. As diferenças de contração e taxa de contração nos diferentes terços radiculares foram esperados, uma vez a

polimerização e a quantidade de contração-deformação está relacionada com a irradiância luz que atinge a camada de cimento resinoso (Jang et al.⁵⁷ 2016, Lee et al.⁷⁶ 2005). Mais especificamente, quando um pino translúcido é colocado no canal radicular, a transmissão de luz é severamente atenuada. A polimerização ideal do cimento resinoso pode ser comprometida com este fenômeno (Galhano et al.¹² 2008). Na verdade, esta insuficiente passagem de luz pode ser pior do que a própria ativação química como demonstrado por (Jang et al.⁵⁷ 2016).

Como consequência, a luz severamente atenuada que atingiu o terço apical não foi capaz de fornecer a conversão alta de monômeros que foi observada no terço cervical, resultando em contração e taxa de contração inferiores em ambos os produtos, bem como menor dureza em ARC. Esses achados concordam com os resultados de estudos anteriores (Galhano et al.¹² 2008, Yoshida e Meng⁷⁷ 2014).

Nesse estudo, U200 apresentou menor taxa de contração do que ARC da mesma forma que a maioria de cimentos resinosos auto-adesivos pois, RelyX U200 apresenta monômeros ácidos funcionais em sua composição. Estes monômeros funcionais são responsáveis pela interação entre o cimento e da dentina radicular. Alguns autores acreditam que estes monômeros podem desativar os radicais livres do metacrilato produzindo uma reação ácido-base que pode aumentar a polimerização tardia pela diminuição da taxa de co-polimerização (Ferracane et al.⁷⁸ 2011). Isto pode explicar os valores mais baixos da taxa de contração de U200 no terço cervical em comparação aos observados em ARC, embora a intensidade de fotoativação tenha sido a mesma para ambos os produtos. Além disso, a baixa taxa de polimerização tardia de U200 pode explicar os maiores valores de dureza do terço apical, quando comparado com aqueles observados em ARC.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo avaliou algumas das principais características que os clínicos devem considerar na hora de cimentar pinos de fibra de vidro em canais radiculares.

A contração de polimerização, é um ponto crítico no comportamento mecânico e a longevidade do sistema, por tanto devem reduzir-se ao máximo fatores que podem aumentar o “stress” resultante de tal contração; tais como a taxa de polimerização e a quantidade de luz atingida nos terços mais profundos do canal radicular.

Por outro lado, podemos concluir que em situações de canais excessivamente alargados a transmissão de luz através do pino pode ser fundamental na hora de atingir uma conversão do cimento resinoso mais próxima do ideal; recomenda-se o uso de resinas de alta translucidez na hora de confeccionar pinos anatômicos diretos como opção clínica neste cenário.

No entanto, cabe ressaltar as limitações do presente estudo. Foi testado um número limitado de marcas comerciais, tanto de cimentos resinosos quanto de resinas compostas; que não podem refletir o comportamento dos sistemas como um todo. Além disso, e apesar de estudos laboratoriais serem um bom parâmetro para predizer o comportamento clínico de uma estratégia restauradora, precisam-se ensaios clínicos randomizados para se obterem respostas definitivas sobre as considerações e estratégias apresentadas neste trabalho.

REFERÊNCIAS*

1. Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dent Mater.* 2008 Sep;24(9):1178-86.
2. Sorrentino R, Salameh Z, Apicella D, Auriemma T, Zarone F, Apicella A, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress and strain distributions in post-and-core treated maxillary central incisors. *J Adhes Dent.* 2007 Dec;9(6):527-36.
3. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005 Sep-Oct;18(5):399-404.
4. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002 Apr;87(4):431-7.
5. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999 May;27(4):275-8.
6. De Santis R, Mollica F, Prisco D, Rengo S, Ambrosio L, Nicolais L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. *Biomaterials.* 2005 Jan;26(3):257-70.
7. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004 Aug;112(4):353-61.
8. Schwartz RS, Fransman R. Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *J Endod.* 2005 Mar;31(3):151-65.
9. Bitter K, Paris S, Pfuertner C, Neumann K, Kielbassa AM. Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to root dentin. *Eur J Oral Sci.* 2009 Jun;117(3):326-33.
10. Cuadros-Sanchez J, Szesz A, Hass V, Patzlaff RT, Reis A, Loguercio AD. Effects of sonic application of adhesive systems on bonding fiber posts to root canals. *J Endod.* 2014 Aug;40(8):1201-5.

11. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J*. 2005 Mar;24(1):1-13.
12. Galhano GA, de Melo RM, Barbosa SH, Zamboni SC, Bottino MA, Scotti R. Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Oper Dent*. 2008 May-Jun;33(3):321-4.
13. Cerutti F, Acquaviva PA, Gagliani M, Ferrari M, Mangani F, Depero LE, et al. Degree of conversion of dual-cure resins light-cured through glass-fiber posts. *Am J Dent*. 2011 Feb;24(1):8-12.
14. Taneja S, Kumari M, Gupta A. Evaluation of light transmission through different esthetic posts and its influence on the degree of polymerization of a dual cure resin cement. *J Conserv Dent*. 2013 Jan;16(1):32-5.
15. dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Correa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod*. 2008 Mar;34(3):299-302.
16. Foxton RM, Nakajima M, Tagami J, Miura H. Bonding of photo and dual-cure adhesives to root canal dentin. *Oper Dent*. 2003 Sep-Oct;28(5):543-51.
17. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res*. 2008 Dec;87(12):1122-6.
18. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, et al. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater*. 2009 Jul;25(7):837-44.
19. Aksornmuang J, Nakajima M, Senawongse P, Tagami J. Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fibre post insertion. *J Dent*. 2011 Jun;39(6):422-9.
20. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod*. 2005 Aug;31(8):584-9.
21. Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent*. 2003 Sep-Oct;28(5):515-21.

22. Bonfante EA, Pegoraro LF, de Goes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):483-91.
23. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. *J Dent Res.* 2002 Feb;81(2):114-8.
24. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004 Jun 04;15(3):176-84.
25. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005 Oct;21(10):962-70.
26. Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *J Dent.* 2009 Mar;37(3):219-27.
27. Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA. Kinetic analysis of monomer conversion in auto- and dual-polymerizing modes of commercial resin luting cements. *J Prosthet Dent.* 2009 Feb;101(2):128-36.
28. Ferrari M, Carvalho CA, Goracci C, Antonioli F, Mazzoni A, Mazzotti G, et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *J Dent Res.* 2009 Oct;88(10):951-6.
29. Spinell T, Schedle A, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. *Dent Mater.* 2009 Aug;25(8):1058-66.
30. Atai M, Watts DC, Atai Z. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. *Biomaterials.* 2005 Aug;26(24):5015-20.
31. Moraes RR, Boscato N, Jardim PS, Schneider LF. Dual and self-curing potential of self-adhesive resin cements as thin films. *Oper Dent.* 2011 Nov-Dec;36(6):635-42.
32. Cabrera E, de la Macorra JC. Polymerization shrinkage influences microtensile bond strength. *J Dent Res.* 2007 Mar;86(3):227-31.
33. Pulido CA, de Oliveira Franco AP, Gomes GM, Bittencourt BF, Kalinowski HJ, Gomes JC, et al. An in situ evaluation of the polymerization shrinkage, degree of conversion, and bond strength of resin cements used for luting fiber posts. *J Prosthet Dent.* 2016 Oct;116(4):570-76.

34. Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Ozcan M, Valandro LF, et al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *Int J Prosthodont*. 2006 Nov-Dec;19(6):606-9.
35. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent*. 2007 Sep;98(3):193-8.
36. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):vi, 397-416.
37. Baba NZ, Goodacre CJ, Daher T. Restoration of endodontically treated teeth: the seven keys to success. *Gen Dent*. 2009 Nov-Dec;57(6):596-603; quiz 04-5, 595, 679.
38. Hornbrook DS, Hastings JH. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1995 Jun-Jul;7(5):33-42; quiz 44.
39. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent*. 2005 Autumn;7(3):235-40.
40. 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 Fall;5(3):243-7.
41. Gomes GM, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL, Reis A. Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue. *J Adhes Dent*. 2014 Jun;16(3):267-76.
42. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, et al. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dent Mater*. 2007 Feb;23(2):159-64.
43. Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho Cde F, Menezes Mde S, Silveira DM, Martins LR. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci*. 2009 Nov-Dec;17(6):600-4.
44. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent*. 2000 May;13(Spec No):15B-18B.

45. 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 May;28(5):355-60.
46. Monticelli F, Grandini S, Goracci C, Ferrari M. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. *Int J Prosthodont.* 2003 Nov-Dec;16(6):593-6.
47. Teixeira CS, Silva-Sousa YC, Sousa-Neto MD. Effects of light exposure time on composite resin hardness after root reinforcement using translucent fibre post. *J Dent.* 2008 Jul;36(7):520-8.
48. Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci.* 2009 Nov-Dec;17(6):574-8.
49. Skovron L, Kogeo D, Gordillo LA, Meier MM, Gomes OM, Reis A, et al. Effects of immersion time and frequency of water exchange on durability of etch-and-rinse adhesive. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2010 Nov;95(2):339-46.
50. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res.* 2002 Jul;81(7):472-6.
51. Gomes GM, Rezende EC, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent.* 2014 Feb;16(1):71-8.
52. Calixto LR, Bandeca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. *Oper Dent.* 2012 Jan-Feb;37(1):80-6.
53. Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. *Dent Mater.* 2004 Sep;20(7):617-22.
54. Akgungor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent.* 2006 May;95(5):368-78.
55. Dogar A, Altintas SC, Kavlak S, Guner A. Determining the influence of fibre post light transmission on polymerization depth and viscoelastic behaviour of dual-cured resin cement. *Int Endod J.* 2012 Dec;45(12):1135-40.

56. Yoldas O, Alacam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. *J Endod*. 2005 Feb;31(2):104-6.
57. Jang Y, Ferracane JL, Pfeifer CS, Park JW, Shin Y, Roh BD. Effect of Insufficient Light Exposure on Polymerization Kinetics of Conventional and Self-adhesive Dual-cure Resin Cements. *Oper Dent*. 2016 Sep 30;
58. Baena E, Fuentes MV, Garrido MA, Rodriguez J, Ceballos L. Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. *Oper Dent*. 2012 Sep-Oct;37(5):548-56.
59. Simoes TC, Luque-Martinez I, Moraes RR, Sa A, Loguercio AD, Moura SK. Longevity of Bonding of Self-adhesive Resin Cement to Dentin. *Oper Dent*. 2016 May-Jun;41(3):E64-72.
60. O'Keefe KL, Powers JM. Adhesion of resin composite core materials to dentin. *Int J Prosthodont*. 2001 Sep-Oct;14(5):451-6.
61. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Combe EC, Simpson CH, 3rd, Nunes MF. Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths. *Am J Dent*. 2001 Jun;14(3):137-40.
62. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater*. 2001 Nov;17(6):542-56.
63. Ikemura K, Endo T. Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulphonate amides, and tert-butyl peroxy maleic acid in dental adhesive resin. *J Appl Polymer Sci*. 1999 72(13):1655-68.
64. Reis A, Carrilho M, Breschi L, Loguercio AD. Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds. *Oper Dent*. 2013 Jul-Aug;38(4):E1-E25.
65. Garcia EJ, Reis A, Arana-Correa BE, Sepulveda-Navarro WF, Higashi C, Gomes JC, et al. Reducing the incompatibility between two-step adhesives and resin composite luting cements. *J Adhes Dent*. 2010 Oct;12(5):373-9.

66. 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. *Oper Dent*. 2003 Nov-Dec;28(6):747-55.
67. Faria-e-Silva AL, Moraes RR, Ogliari FA, Piva E, Martins LR. Panavia F: the role of the primer. *J Oral Sci*. 2009 Jun;51(2):255-9.
68. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res*. 2003 Feb;82(2):141-5.
69. Kostoryz EL, Dharmala K, Ye Q, Wang Y, Huber J, Park JG, et al. Enzymatic biodegradation of HEMA/bisGMA adhesives formulated with different water content. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Feb;88(2):394-401.
70. Carrilho MR, Geraldeli S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjaderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res*. 2007 Jun;86(6):529-33.
71. Violich DR, Chandler NP. The smear layer in endodontics - a review. *Int Endod J*. 2010 Jan;43(1):2-15.
72. Carvalho RM, Tay F, Sano H, Yoshiyama M, Pashley DH. Long-term mechanical properties of EDTA-demineralized dentin matrix. *J Adhes Dent*. 2000 Autumn;2(3):193-9.
73. Osorio R, Erhardt MC, Pimenta LA, Osorio E, Toledano M. EDTA treatment improves resin-dentin bonds' resistance to degradation. *J Dent Res*. 2005 Aug;84(8):736-40.
74. Kitzmuller K, Graf A, Watts D, Schedle A. Setting kinetics and shrinkage of self-adhesive resin cements depend on cure-mode and temperature. *Dent Mater*. 2011 Jun;27(6):544-51.
75. Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. *Dent Mater*. 2008 Aug;24(8):1141-7.
76. Lee IB, Cho BH, Son HH, Um CM. A new method to measure the polymerization shrinkage kinetics of light cured composites. *J Oral Rehabil*. 2005 Apr;32(4):304-14.

77. Yoshida K, Meng X. Microhardness of dual-polymerizing resin cements and foundation composite resins for luting fiber-reinforced posts. *J Prosthet Dent*. 2014 Jun;111(6):505-11.
78. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil*. 2011 Apr;38(4):295-314.

ANEXO A

Aprovação do projeto pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa. COEP - UEPG

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Estudo das deformações de cimentos resinosos utilizados na fixação de pinos intrarradiculares por meio de sensores de fibra óptica

Pesquisador: Osnara Maria Mongruel Gomes

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 08903112.6.0000.0105

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Ponta Grossa

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 159.525

Data da Relatoria: 29/11/2012

Apresentação do Projeto:

Trata-se de estudo "in vitro" utilizando dentes caninos do banco de dentes humanos da UEPG para observar se existem diferenças entre as deformações que ocorrem no canal radicular in loco dos cimentos resinosos o que pode prejudicar a retenção do material no interior do mesmo.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Estudar as deformações que ocorrem durante a polimerização in loco dos agentes de cimentação por meio de sensores de fibra ótica de Bragg

Objetivo Secundário:

- Mensurar as deformações do cimento resinoso, quando aplicadas cargas de compressão.
- Verificar qual dos cimentos resinosos apresenta maior deformação em 1h e 24h.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Fratura durante o processamento das amostras ou fratura dos pinos intra-canais utilizados

Benefícios:

Benefícios em futuros tratamentos de canais intra radiculares de dentes, que receberão pinos intra

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12

Bairro:

CEP: 84.030-900

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42-)3220-3108

Fax: (42-)3220-3102

E-mail: seccoeop@uepg.br

radiculares, por meio da investigação das deformações dos cimentos resinosos na cimentação destes pinos intra-radiculares e na longevidade dos mesmos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trabalho adequadamente delineado que não fere aspectos éticos de pesquisa envolvendo seres humanos e cujo objetivo é relevante para a prática clínica. A metodologia apresentada é executável porque a instituição apresenta infra-estrutura necessária para a realização dos testes propostos. O cronograma de execução está adequado ao período necessário para o estudo.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto e termo de doação o banco de dentes adequadamente preenchidos. Dispensa TCLE.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

PONTA GROSSA, 30 de Novembro de 2012

Assinador por:
ULISSES COELHO
(Coordenador)

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748 bl M sala 12

Bairro: **CEP:** 84.030-900

UF: PR **Município:** PONTA GROSSA

Telefone: (42-)3220-3108 **Fax:** (42-)3220-3102 **E-mail:** seccoe@uepg.br

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito da translucidez da resina composta utilizada na confecção de pinos de fibra anatômicos diretos em propriedades mecânicas e adesivas de um cimento resinoso autoadesivo

Pesquisador: Osnara Maria Mongruel Gomes

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 57343716.5.0000.0105

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Ponta Grossa

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.614.320

Apresentação do Projeto:

Efeito da translucidez da resina composta utilizada na confecção de pinos de fibra anatômicos diretos em propriedades mecânicas e adesivas de um cimento resinoso autoadesivo

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar influencia da translucidez da resina composta utilizada na técnica de pino anatômico direto na resistência de união, microdureza e nanoinfiltração em canais amplos.

Objetivo Secundário:

Avaliar resistência de união, microdureza e nanoinfiltração do cimento resinoso autoadesivo nos diferentes terços radiculares (coronal, médio, apical)

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Não haverá riscos potenciais para os pesquisadores, pois serão utilizados nessa pesquisa

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.

Bairro: Uvaranas

CEP: 84.030-900

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42)3220-3108

E-mail: coep@uepg.br

Continuação do Parecer: 1.614.320

experimental os EPIs (Equipamentos de Proteção Individual), como luvas, máscaras, gorro, jaleco e óculos de proteção pelos mesmos, de acordo com a Resolução CEPE/UEPG n.057, de 13 de julho de 2004; além do uso de instrumentais clínicos e laboratoriais esterilizados. Além de que a referida pesquisa será realizada in vitro, não acarretando assim nenhum risco para o paciente, pois a mesma necessitará apenas do elemento dental extraído por indicação periodontal ou por outra especialidade odontológica, antes da realização do experimento; sendo os mesmos oriundos do Banco de Dentes Humanos (BDH) da Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG).

Benefícios:

Benefícios: A realização desse estudo possibilitará um conhecimento mais aprofundado sobre o efeito da translucidez da resina composta utilizada para a individualização do pino na técnica do pino anatômico direto, visto que essa é uma prática muito comum nas clínicas odontológicas; aprimorando, assim, o conhecimento tanto dos acadêmicos quanto dos profissionais de Odontologia. Os dados e resultados obtidos serão encaminhados para publicações e apresentados em eventos científicos, gerando um crescimento técnico-científico na área estudada.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A hipótese nula testada será: A translucidez da resina utilizada para a individualização de pino, não irá influenciar as propriedades mecânicas e adesivas de pinos anatômicos diretos ao canal radicular.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Em anexo e de acordo com as normas da resolução 466

Recomendações:

Ao final da pesquisa solicita-se seja enviada informação do término para a Propesp e para a Coep via plataforma Brasil - relatório final - notificação, para evitar pendências.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.

Bairro: Uvaranas

CEP: 84.030-900

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42)3220-3108

E-mail: coep@uepg.br

Continuação do Parecer: 1.614.320

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_719509.pdf	27/06/2016 14:32:45		Aceito
Folha de Rosto	Folhaderosto.pdf	06/06/2016 14:05:28	Osnara Maria Mongruel Gomes	Aceito
Outros	Bancodedentes.pdf	16/05/2016 23:32:53	Osnara Maria Mongruel Gomes	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoCamilo.doc	16/05/2016 00:56:44	Osnara Maria Mongruel Gomes	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PONTA GROSSA, 29 de Junho de 2016

Assinado por:
ULISSES COELHO
(Coordenador)

Endereço: Av. Gen. Carlos Cavalcanti, nº 4748. UEPG, Campus Uvaranas, Bloco M, Sala 100.

Bairro: Uvaranas

CEP: 84.030-900

UF: PR

Município: PONTA GROSSA

Telefone: (42)3220-3108

E-mail: coep@uepg.br