

Luiz Rafael Calixto Lima

**INFLUÊNCIA DO SISTEMA DE CIMENTAÇÃO ADESIVA E DA  
FONTE DE LUZ FOTOATIVADORA NA RESISTÊNCIA À  
EXTRUSÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração Dentística Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

Co-orientador: Profa. Dra. Alessandra Nara de Souza  
Rastelli

Araraquara

2009

Luiz Rafael Calixto Lima

**INFLUÊNCIA DO SISTEMA DE CIMENTAÇÃO ADESIVA E DA  
FONTE DE LUZ FOTOATIVADORA NA RESISTÊNCIA À  
EXTRUSÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO**

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

*Presidente e Orientador:* Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade

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

*3o Examinador:* Prof. Dr. Edson Alves Campos

Araraquara, 03 de março de 2009

## ***DADOS CURRICULARES***

**Luiz Rafael Calixto Lima**

### **Filiação:**

José Borges Lima

Gislaine Calixto Lima

### **22/10/1980**

Nascimento – Penedo/AL

### **1999 – 2003**

Graduação em Odontologia pela Universidade Federal de Alagoas – UFAL.

### **2002**

Curso de Aperfeiçoamento em Dentística Estética e Cosmética pelo Centro de Odontologia Integrada - COI - Recife/PE.

### **2005 – 2006**

Curso de Especialização em Dentística Restauradora pela Faculdade de Odontologia de Araraquara - Universidade Estadual Paulista – UNESP/SP.

### **2007 – 2009**

Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora – Nível Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araraquara - Universidade Estadual Paulista – UNESP/SP.

## ***DEDICATÓRIA***

A **DEUS**, por proporcionar-me uma formação educacional digna. Pela oportunidade de concretizar mais uma etapa da minha vida e de tornar esse sonho uma realidade. Obrigado, Senhor, por estar sempre ao meu lado!

Aos meus **PAIS e IRMÃOS**, pelo companheirismo, confiança e incentivo na busca do crescimento pessoal e profissional, dando-me sempre o apoio necessário para que eu alcançasse todos os meus objetivos. Amo todos vocês!!!

À minha namorada **Fernanda**, uma pessoa mais que especial na minha vida, que abdicou do seu tempo para me ajudar neste trabalho. Você também faz parte dessa conquista. Amo muito você!

## ***AGRADECIMENTOS ESPECIAIS***

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Marcelo Ferrarezi de Andrade**, pelo aprendizado, apoio, confiança, pelas grandes oportunidades e principalmente pela grande amizade. Obrigado por tudo, Marcelão! Você me ensinou a ter prazer pela profissão e aprendi que é com a simplicidade que se constrói um grande futuro.

À Professora **Maria Salete Machado Cândido**, que infelizmente nos deixou recentemente, agradeço os ensinamentos. Você sempre será um exemplo de competência e dedicação à Docência.

Aos meus grandes amigos, **Tarcísio Anjos** e **Marcílio Moreira**, pela amizade sincera, pela humildade e competência na nossa profissão. Obrigado pelos conselhos e apoio!!!

## **AGRADECIMENTOS**

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, pela oportunidade de crescimento pessoal e profissional.

Aos amigos, **Lucas Fontanari, Guilherme Oliveira, Marcos Bonfim e João Souza**, que são meus verdadeiros irmãos em Araraquara.

Aos meus grandes amigos de pós-graduação, **Victor, William, Darlon, Adriano e Renato**, pelos ensinamentos, amizade e companheirismo. Podem contar sempre comigo! Torço pelo sucesso de todos vocês!

Aos meus amigos de turma, **Matheus Bandeca, Esther Gomes e Fernando Florez**, pela amizade proporcionada nesses anos.

Aos demais professores da Dentística Restauradora, **José Roberto Cury Saad, Osmir Batista Oliveira Júnior, Sizenando de Toledo Porto Neto e Wellington Dinelli**, pela qualidade do ensino e formação profissional.

À **Profa. Alessandra Rastelli**, pelos ensinamentos, pela disponibilidade de sempre, simpatia e grande amizade.

Ao Professor **Luis Geraldo Vaz**, por todo apoio e orientação nesta pesquisa, pelo exemplo de competência e de simplicidade.

Aos Funcionários da Dentística, **Adriana, Conceição, Cida, Marinho e Vanderlei** e, em especial à **Creusinha** e à **Cida “Branca”**, pela simpatia e amizade com que nos recebem.

Aos funcionários da Pós-Graduação, em especial à **Mara**, e aos funcionários da Biblioteca, especialmente à **Maria Helena**.

Às empresas FGM e 3M, pela concessão dos materiais para pesquisa.

À FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo), pelo apoio financeiro destinado a esta pesquisa.

A todos aqueles que, de alguma forma, participaram dessa minha jornada, muito obrigado.



O degrau de uma escada não serve simplesmente para que alguém permaneça em cima dele, destina-se a sustentar o pé de um homem pelo tempo suficiente para que ele coloque o outro um pouco mais alto.

(Thomas Huxley)



## **SUMÁRIO**

Resumo.....	10
Abstract.....	13
1 Introdução.....	16
2 Objetivo.....	22
3 Capítulos.....	24
3.1 Capítulo 1: Comparison of different adhesive resin cements for bonding fiber posts into a root canal.....	25
3.2 Capítulo 2: Effect of light-curing units of resin cements on push -out bond strength of fiber post to root canal dentin.....	46
4 Considerações Finais.....	65
5 Referências.....	69
6 Anexos.....	76

Resumo

Lima LRC. Influência do sistema de cimentação adesiva e da fonte de luz fotoativadora na resistência à extrusão de pinos de fibra de vidro [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

## **RESUMO**

A retenção de pinos pré-fabricados de fibra de vidro, utilizados na restauração de dentes com tratamento endodôntico, é baseada na sua união às superfícies das paredes do canal radicular, por meio dos agentes de fixação resinosos. O tipo de pino utilizado, assim como a fonte de luz fotoativadora do cimento, também pode influenciar nessa retenção, principalmente nas regiões mais críticas do canal, como o terço apical, onde há uma grande dificuldade de acesso dessa luz ativadora. Assim, o propósito deste trabalho foi avaliar comparativamente a influência de diferentes sistemas de cimentação (químico convencional; dual convencional, químico com adesivo auto-condicionante, dual com adesivo auto-condicionante e cimento dual auto-adesivo), na resistência à extrusão (*push-out*) de pinos de fibra de vidro, nos diferentes terços do canal (cervical, médio, apical). Foi avaliada também a influência do tipo de fonte de luz fotoativadora do cimento: luz halógena (Optilux 501) e LED (Ultraled). O tipo de falha foi avaliado através de microscopia. Foram utilizadas 240 unidades experimentais, em forma de discos, com aproximadamente 1 mm de espessura,

retirados de 80 raízes bovinas, restauradas com retentores intraradiculares. Foi utilizada uma máquina de ensaios universais, MTS 810 Material Test System, à velocidade de  $0,5 \text{ mm/min}^{-1}$ , com célula de carga de 50 Kg, para avaliação da resistência *push-out* nos diferentes terços de cada corpo-de-prova. Os valores de resistência em kgf, foram convertidos para MPa e analisados por meio de Análise de Variância e teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram baixos valores de retenção para os grupos com os cimentos auto-adesivos, independente da fonte de luz utilizada. Os cimentos de condicionamento ácido total e os de adesivos auto-condicionantes parecem ser opções viáveis no processo de cimentação de pinos de fibra de vidro, fotoativados tanto com luz Halógena, quanto com os LEDs.

Palavras-chave: Pinos dentários; técnica para retentor intra-radicular; cimentos de resina.

Abstract

Lima LRC. Influência do sistema de cimentação adesiva e da fonte de luz fotoativadora na resistência à extrusão de pinos de fibra de vidro [dissertação mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

## ***ABSTRACT***

The retention of prefabricated glass fiber posts, used for the restoration of endodontically-treated teeth, is based on adhesive systems and resin luting cements. The type of posts used, as well as the type of activation of the cement can also influence this retention, mainly in more critical areas of the radicular dentin, such as the apical root segments, where there is a great difficult access of the light curing units. Thus, the purpose of this study was to evaluate the influence of different resin cements (Chemical-cure total-etch; dual-cure total-etch; chemical-cure and self-etch bonding system, dual-cured and self-etch bonding system; and dual-cure self-adhesive cement) on the bond strength (push-out) of glass fiber posts on the different thirds of the root (cervical, middle and apical). The influence of the light curing unit was evaluated by halogen LCU (Optilux 501) and by LED LCU (LEC II 470) use. The failure mode was evaluated by stereoscopic microscope. Disks of the samples (n=240) were used, with approximately 1 mm of thickness of 80 bovine roots restored with glass fiber posts. A universal testing machine (MTS 810 Material Test System) was used with a 1 mm diameter steel rod at cross-head speed of 0,5 mm/min until post extrusion, with load cell of 50 kg,

for evaluation of the push-out strength in different thirds of each sample. The push-out strength values in kgf were converted to MPa and analyzed through Analysis of Variance and Tukey's test, with significant level of 5%. The results of the present study showed that the self-adhesive cements group resulted in low retention values, in every light source utilized. The total-etch cements and the self-etch bonding systems seem to be a viable alternative in the glass fiber posts cementation process, with either halogen light or LEDs.

Key-Words: Dental pins; post and core technique; resin cements

# 1 Introdução



## **1 INTRODUÇÃO**

O tratamento restaurador de dentes tratados endodonticamente e com grande destruição deve ser realizado por meio de procedimentos que os protejam de cargas mastigatórias, devolvendo-lhes a função e a estética.

Destruições extensas devido a lesões cariosas, fraturas, acesso endodôntico incorreto, substituições de restaurações ou reabsorções internas levam, normalmente, à necessidade da utilização de pinos intra-radulares e de núcleos de preenchimento para reter a restauração final<sup>5, 12</sup>.

Ao longo dos anos, a composição dos materiais utilizados nos retentores intra-radulares mudou de materiais de alto módulo de elasticidade como ouro, aço inoxidável e dióxido de zircônia para materiais que possuem características mecânicas mais semelhantes à dentina como a resina composta e a fibra de carbono<sup>1, 3, 7</sup>.

Associado a esse fato, veio a evolução da Odontologia Estética, surgindo novos pinos no mercado, como os pinos cerâmicos, os de fibras de quartzo, os de fibras de carbono revestidas por quartzo e os de fibras de vidro. Os pinos de fibra de vidro destacam-se por apresentarem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, translucidez natural e excelente resultado estético<sup>13, 36</sup>.

Devido às características de rigidez semelhante à dentina, os pinos de fibra de vidro absorvem as tensões geradas pelas forças mastigatórias e protegem o

remanescente radicular, pois possibilitam a construção de uma unidade mecanicamente homogênea<sup>3, 4, 7</sup>.

Diversos estudos demonstraram a influência dos pinos intra-radulares na retenção<sup>12, 15</sup>, e existem diferentes parâmetros a serem considerados para sua correta seleção, uma vez que resistência, capacidade de adesão ao cimento<sup>34</sup>, formato<sup>33</sup>, comprimento e diâmetro<sup>18</sup>, estrutura superficial, material e tratamento superficial são fatores que afetam diretamente sua retenção<sup>30</sup>.

Para a obtenção de sucesso na fixação dos pinos intra-radulares estéticos, a seleção do agente cimentante é fundamental. Segundo os fabricantes, a cimentação dos pinos de fibra de vidro deve ser adesiva, já que sua natureza química é semelhante ao Bis-GMA (comumente presente nos materiais resinosos), não necessitando, dessa forma, de tratamento prévio à cimentação<sup>3, 7, 32</sup>. Entretanto, apesar das vantagens da cimentação adesiva, muitos fatores podem interferir na formação da camada híbrida ao longo das paredes do canal radicular e na real polimerização do agente cimentante, o que pode determinar o fracasso do tratamento restaurador pela soltura do pino, por falta de retenção. Dentre os fatores que interferem na cimentação adesiva, pode-se citar: morfologia da dentina intra-radicular, sistema adesivo, cimento resinoso e forma de polimerização do cimento resinoso<sup>12, 36</sup>. Roberts et al.<sup>27</sup> (2004) também ressaltam a dificuldade de acesso da luz fotoativadora nas áreas mais apicais do conduto radicular.

A incompatibilidade de alguns sistemas adesivos convencionais de 2 passos (ácido + adesivo mono-componente) e auto-condicionantes de passo único

com cimentos resinosos de polimerização química ou dual tem sido relatada<sup>31</sup>. Segundo os autores, essa incompatibilidade deve-se à presença de monômeros resinosos ácidos residuais na camada adesiva não polimerizada pela inibição do oxigênio, que reagiriam com a amina terciária do cimento resinoso. Com isso, a amina seria neutralizada, não podendo assim reduzir o peróxido de benzoíla na reação redox, responsável pela polimerização do compósito. Essa incompatibilidade não ocorre nos adesivos convencionais de 3 passos (ácido + primer + adesivo) e auto-condicionantes de 2 passos (primer-ácido + adesivo).

Nos procedimentos de cimentação de pinos intra-radulares, cimentos resinosos de ativação dupla vêm sendo utilizados em detrimento aos de ativação exclusivamente química, por possibilitarem um maior tempo de trabalho<sup>8</sup>. Idealmente, o cimento resinoso de dupla ativação deve ser capaz de obter grau de polimerização, por meio da ativação química, similar à alcançada pela dupla ativação. Porém, nas regiões mais apicais do canal radicular, a luz do aparelho fotoativador pode não ser efetiva em desencadear a porção de ativação física da reação de polimerização.

A literatura<sup>8, 10, 17, 25, 28, 37</sup> tem demonstrado que apenas a ativação química não é capaz de determinar valores máximos de microdureza ou grau de conversão, sendo, portanto, necessária a fotoativação para que isso aconteça. Nesse contexto, a utilização de pinos translúcidos poderia aumentar o grau de conversão dos cimentos duais, através da transmissão de luz a essas regiões, melhorando as propriedades mecânicas desses materiais.

Geralmente, a fotoativação desses cimentos, quando necessária, é realizada por dispositivos fotoativadores com lâmpada halógena, onde a luz é produzida por filamento de tungstênio. Entretanto, outras tecnologias estão disponíveis e, dentre elas, estão os aparelhos em que a luz é produzida por diodos emissores de luz – LED<sup>19, 20, 35</sup>. Esse sistema está tornando-se cada vez mais difundido e utilizado. Contudo, muitas dúvidas permanecem a respeito da efetividade da fotoativação indireta desses aparelhos e do seu efeito nas propriedades finais dos cimentos resinosos, irradiados de diferentes formas através da estrutura dentária e de diferentes materiais restauradores no interior do canal radicular após a cimentação de retentores intra-radiculares.

Os aparelhos LEDs apresentam espectro de emissão estreito, com pico de emissão frequentemente em 470nm, muito próximo do pico máximo de absorção da canforoquinona, que é o fotoiniciador encontrado na maioria dos cimentos resinosos ativados por luz<sup>14,19</sup>. Além disso, os LEDs apresentam vantagens em relação aos aparelhos de luz halógena como: menor aquecimento, baixo consumo de energia, não utilização de filtros, vida útil mais longa, além de serem leves e portáteis.

Assim, uma boa retenção dos pinos de fibra de vidro parece ser dependente do grau de conversão do cimento resinoso, o que irá influenciar nas suas propriedades mecânicas e na sua interação com o sistema adesivo utilizado. Porém, estudos recentes têm demonstrado que o principal mecanismo de retenção dos pinos ao canal radicular não é adesivo, mas de natureza friccional<sup>9</sup>.

Nos últimos anos, têm surgido novas formulações de cimentos resinosos com capacidade auto-adesiva. Esses cimentos apresentam a vantagem de não necessitar da etapa de condicionamento ácido e do sistema adesivo, convencionalmente utilizado, facilitando o procedimento e eliminando a possibilidade de falhas durante a aplicação do sistema adesivo.

Assim, com o crescente uso dos pinos estéticos e o surgimento de novos sistemas resinosos de cimentação, bem como de diferentes fontes de luz fotoativadoras, torna-se necessário buscar técnicas e materiais ideais que proporcionem reabilitações estéticas e funcionais, por meio da melhora das propriedades físicas e mecânicas de todo o sistema de retenção.

2 Objetivo

## **2 OBJETIVO**

### **2.1 Objetivo Geral**

O propósito desta pesquisa é avaliar a influência de diferentes sistemas de cimentação adesiva e de fontes de luz fotoativadoras do cimento resinoso na resistência à extrusão de pinos de fibra de vidro cimentados intrarradicularmente.

### **2.2 Objetivos específicos**

- a. Avaliar a influência de diferentes sistemas de cimentação (químico convencional; dual convencional; químico com adesivo auto-condicionante; dual com adesivo auto-condicionante e cimento dual auto-adesivo) na resistência à extrusão de pinos de fibra de vidro, nos diferentes terços da raiz (cervical, médio e apical), verificando também o tipo de falha através de microscopia óptica.
  
- b. Avaliar a influência de diferentes fontes de luz fotoativadora do cimento resinoso (halógena e LED) na resistência à extrusão de pinos de fibra de vidro, nos diferentes terços da raiz (cervical, médio e apical).

3 Capítulos



## **3 CAPÍTULOS**

### **3.1 Capítulo 1**

#### **Comparison of different adhesive resin cements for bonding fiber posts into a root canal.**

---

*Luiz Rafael Calixto, DDS, MSc,\* Matheus C. Bandeca, DDS, MSc,\* Fernanda B. Silva, DDS,\* Victor Clavijo, DDS, MSc,\* Luis Geraldo Vaz, DDS, MSc, PhD<sup>†</sup> and Marcelo F. Andrade, DDS, MSc, PhD\**

From the \* Department of Restorative Dentistry, Araraquara Dental School, São Paulo State University, SP, Brazil; <sup>†</sup>Department of Dental Materials and Prosthetic Dentistry, Araraquara Dental School, São Paulo State University, SP, Brazil.

Address requests for reprint to Luiz Rafael Calixto, Araraquara Dental School, Department of Restorative Dentistry, Rua Humaitá 1680, Centro, Zip Code 14801-903 Araraquara, SP, Brazil. Phone Number: 16 3301-6388. e-mail address: lrcalixto@hotmail.com.

**Submitted in: Journal of Endodontics**

**ABSTRACT**

This study tested the hypothesis that there are no differences of luted glass fiber posts with different cements systems into a root canal. Post spaces were bonded with a translucent glass fiber post, using five different adhesive resin cements (Chemical-cure total-etch; dual-cure total-etch; chemical-cure and self-etch bonding system, dual-cured and self-etch bonding system; and dual-cure self-adhesive system). The bond strength (push-out test) in the different thirds of the root (cervical, middle and apical) was evaluated. 56 roots were randomly assigned into 7 different resin cements groups. Root Slabs (1mm thickness) of the samples (n=168) were used and the interface resinous cements/posts was analysed through estereoscopy. The results showed that self-adhesive resin cements had lower values of retention. The total-etch and self-adhesive system resin cements seem to be a possible alternative for glass fiber posts cementation.

Key-Words: Resin cement, fiber posts, bond strength.

**INTRODUCTION**

Posts and core are frequently used in endodontically treated teeth that suffered excessive loss of coronal tooth structure (1-3).The choice of materials used in these cases has changed from rigid materials, as gold and zircon dioxide,

to materials which have mechanical characteristics that more closely resemble dentin, as fiber posts and composite resins (4,5). The use of these materials decrease radicular fracture possibility, since when it fails, it occurs particularly in the post, what permits the tooth recovery (6).

The bonding performance of resin cements is dependent on the quality of the hybrid layer (7-9). Some factors as root canal dentin morphology, bond system, luting cement, and its cure may interfere in the hybrid layer formation along the root canal walls, affecting the post retention (10, 11). This hybridization is critical in the apical third, because of the difficulty of the adhesive process in this area.

According to manufacturer, the glass fiber posts luting must be adhesive, as it already have BisGMA in its composition (5, 10, 12). Various luting agents have been proposed for bonding FRC (fiber reinforced composite) posts to root canal dentin, such as self-etching adhesives and etch-and-rinse systems (13, 14). In recent years, new resin cements formulas have been developed with self-adhesive capacity. These cements have the advantage of not requiring any pretreatment of dentin (15).

Thus, the aim of this study was to compare 5 different resin cement systems (Chemical-cure total-etch; dual-cure total-etch; chemical-cure and self-etch bonding system, dual-cured and self-etch bonding system; and dual-cure self-adhesive cement) for bonding glass fiber post. The null hypotheses tested were: 1- there is no retention strength difference among the thirds of root canal, 2- there are no differences of luted glass fiber posts with different cement systems.

## **MATERIALS AND METHODS**

224 freshly extracted bovine incisors with mature apices and without root curvature were obtained for this study. A digital pachymeter was employed to measure the teeth in three root regions: cervical (RC), middle (RM) and apical (RA), in mesiodistal (*RMD*) and buccolingual (*RBL*) direction, in all root length (*RT*). After this analysis, an average of the root dimensions was determined and 56 teeth were selected.

For the endodontic treatment, a step-back preparation technique was used with stainless steel K-files and Gates-Glidden (Moyco Union Broach, York, PA) (drills #2 to #4). All enlargement procedures were followed by irrigation with 1% sodium hypochlorite. Afterwards, the prepared root canals were obturated with gutta-percha cones by using the lateral condensation technique and AH Plus resin sealer (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil). Subsequently, the filled roots were stored in distilled water at 37° for 48 hours.

After the storage period, the root canals were prepared to ensure a standardized space for post insertion. The canal space of each root was firstly enlarged with Gates-Glidden #3, permitting access for #3 post drill with a low-speed hand piece, to a depth of 11mm.

Double conicity glass fiber posts (#3 White post DC, FGM) and different resin cement systems were utilized in this study, originating 7 experimental groups (n=8): group 1: C&B Cement (Bisco); group 2: Rely-X ARC (3M/Espe); group 3: Variolink II (Ivoclar/Vivadent); group 4: Multilink (Ivoclar/Vivadent); group 5:

Panavia F 2.0 (Kuraray); group 6: Rely- X U100 (3M/Espe) and group 7: Biscem (Bisco) (table 1).

Table 1: Groups and composition of the luting agents and manufactures.

Group	Material	Composition	Manufactures
G1	C&B Cement	Bisphenol A diglycidylmethacrylate Ethoxylated Bisphenol A Dimethacrylate Silica Glass Frit, Bisphenol A diglycidylmethacrylate Triethyl- eneglycoldimethacrylate	Bisco
G2	Rely-X ARC	silane treated ceramic, triethylene glycol dimethacrylate (tegdma), bisphenol a diglycidyl ether methacrylate (bisgma), silane treated silica, functionalized dimethacrylate polymer.	3M/Espe
G3	Variolink II	Paste of dimethacrylates, inorganic fillers, ytterbiumtrifluoride, initiators, stabilizers and pigments, Bis-GMA, Triethylene glycol-dimethacrylate, Urethanedimethacrylate, Benzoyl-peroxide	Ivoclar/Vivadent
G4	Multilink	Pastes of dimethacrylates, hydroxyethyl methacrylate (HEMA), inorganic fillers, ytterbiumtrifluoride, initiators, stabilizers and pigments, Dimethacrylates, HEMA, Benzoylperoxide	Ivoclar/Vivadent
G5	Panavia F 2.0	Hydrophobic aromatic dimethacrylate, Hydrophobic aliphatic dimethacrylate, Hydrophilic aliphatic dimethacrylate, Silanated barium glass filler, Catalysts, Accelerators, Pigments, Others, sodium fluoride	Kuraray
G6	Rely-X U100	glass powder, methacrylated phosphoric acid esters, triethylene glycol dimethacrylate (tegdma), silane treatead silica, sodium persulfate. glass powder, substituted dimethacrylate, sialane treatead silica, sodium p-toluenesulfinate, calcium hydroxide	3M/Espe
G7	Biscem	Bis (Hydroxyethyl methacrylate) phosphate Tetraethylene glycol dimethacrylate dental glass	Bisco

In all groups, the posts were cleaned with 37% phosphoric acid for 60 seconds followed by water rinsing and air drying. Then, a silane coupling agent (Ceramic Primer – 3M/Espe) was applied in a single layer on the posts surface for 60 seconds and then air dried. One coat of bond (Scotch bond Multi- Purpose – SBMP - 3M/Espe) was also applied, when necessary (groups 1, 2 and 3). The root

canal pretreatment was performed in each resin cement as recommended by the manufacturer's instructions.

For the total-etch resin cements in groups 1, 2 and 3, the root canal dentin was etched with 37% phosphoric acid for 15 seconds and rinsed for 30 seconds with water. After removing the water excess from the root canal with paper points, one layer of the primer (SBMP – 3M Espe) was applied with a microbrush and gently air-dried for 5 seconds. Subsequently, the bond (SBMP – 3M Espe) was applied and dried with paper points to remove the excess and light-cured for 20 seconds by a halogen light-curing unit Optilux 501 (Demetron/Kerr), with 600mW/cm<sup>2</sup> intensity.

For the cementation of glass fiber posts, equal amounts of resin cement agents, base and catalyst, were mixed and applied onto the posts surface and into the roots canal with a periodontal probe. Then, the post was inserted and cemented into the root canal with light finger pressure, and the luting material excess was immediately removed.

For the self-cured C&B cement, 7 minutes was taken for its complete polymerization. As for the dual-cured cements rely-X and Variolink II, light activation was performed through the cervical portion of the root for 40 seconds at the buccal and lingual surfaces, totaling 80 seconds of light exposure.

The self-etch bonding system resin cements were used in groups 4 and 5. The self-etching and self-curing primer A and B were mixed and applied in the root canal dentin for 15 seconds (Multilink) or 30 seconds (Panavia F 2.0) and dried with paper points. The cement base and catalyst were then, mixed in a 1:1 ratio

and the same cementation procedure, as already described in groups 1, 2 and 3, was performed in groups 4 and 5. For the self-cured Multilink, 7 minutes was taken for its total cure.

Finally, in the self-adhesive resin cement groups (groups 6 and 7), the dentin pretreatment is not necessary. Therefore, the cementation procedures were directly done as mentioned in groups 1, 2, 3, 4 and 5.

After all cementation procedures, the specimens were stored in distilled water for 24 hours at 37°C.

After the storage period, the specimens were sectioned by Isomet 1000 cutting digital machine (Buehler UK LTD). The roots were divided in three parts, 1 mm from cervical surface. Three 1 mm thick precise slabs, separated by 3 mm space each, were obtained per root and they were identified as cervical, middle and apical specimens. The thickness of each slab was measured by the digital machine cutting disc position along the root.

Immediately after the slabs were obtained, they were positioned on the push-out jig (1mm diameter), which was placed on the Universal Testing Machine (MTS 810 Material Test System) with a cell load of 50Kg, at a crosshead speed of 0.5 mm/min until the post was dislodged.

The retentive strength of the post segment was expressed in MPa, by dividing the load at failure (Newtons) by the area of the post fragment ( $S_L$ ), by the formula  $S_L = \pi (R + r) [(h^2 + (R-r)^2)]^{0.5}$ . Data were analyzed by using analysis of variance (ANOVA) with GraphPad Prism 5 for Windows (GraphPad Software Inc) statistical software, followed by tukey test at 5% of significance ( $p < 0.05$ ).

After the push-out test, the specimens were analyzed by stereoscopic microscope to determine the failure mode [Perdigão et al. (22)]: type I, adhesive between post and resin cement (no resin cement visible around the post); type II, mixed with resin cement covering 0–50% of the post diameter; type III, mixed with resin cement covering between 50 and 100% of post surface; type IV, adhesive between resin cement and root canal (post enveloped by resin cement); type V, cohesive in dentin.

## **RESULTS**

Push-out test: The analysis of variance showed statistically significant difference among the different cements ( $p < 0.05$ ) and the root canal thirds ( $p < 0.05$ ). The Tukey test results are displayed in table 2.

There was no bond strength significant difference among groups G1 to G5. The G6 and G7 groups had statistically lower results than the others on the different thirds evaluated. G2 and G3 demonstrated statistically lower resistance values of the apical than the cervical third. G5 had lower values on the apical third when compared to the middle third. The G1, G4, G6 and G7 had no significant differences along the root thirds.

The failure modes of groups and root level are displayed in table 3. No cohesive failure in dentin (type V) was observed. Higher incidence of failure type IV



(50.5%) and type III (25%) was observed in comparison to the failure type I (7%).

The failure type III occurred in 17% of the cases.

Table 2: Means (standard deviation) of Push-out Bond Strength in MegaPascal (MPa)

Material	Third		
	Cervical	Middle	Apical
C&B Cement (G1)	9.5 (1.5) <sup>a</sup>	8.6 (2.7) <sup>a</sup>	7.7 (1.1) <sup>a</sup>
Rely-X ARC (G2)	11.8 (2.6) <sup>a</sup>	9.2(1.5) <sup>ab</sup>	7.7 (1.6) <sup>b</sup>
Variolink II (G3)	10.5 (2.2) <sup>a</sup>	8.8 (0.7) <sup>ab</sup>	6.8 (1.4) <sup>b</sup>
Multilink (G4)	8.7 (2.0) <sup>a</sup>	8.3 (1.3) <sup>a</sup>	8.2 (0.8) <sup>a</sup>
Panavia F 2.0 (G5)	8.3 (0.7) <sup>ab</sup>	10.2 (1.8) <sup>a</sup>	6.7 (1.3) <sup>b</sup>
Rely-X U100 (G6)	6.7 (1.2) <sup>a</sup>	6.6 (1.1) <sup>a</sup>	5.7 (2.7) <sup>a</sup>
Biscem (G7)	6.8 (1.7) <sup>a</sup>	7.0 (1.4) <sup>a</sup>	5.3 (2.2) <sup>a</sup>

\*Different letters (comparison among columns in the same rows) indicate statistical difference ( $p < 0.05$ ).

Table 3: Failure Modes of groups and level of the root canal after the push-out tests

Group and third	Type 1	Type 2	Type 3	Type 4	Type 5
- G1 Coronal	0	4	2	2	0
- G1 Middle	1	0	6	1	0
- G1 Apical	0	3	3	2	0
- G2 Coronal	0	1	5	3	0
- G2 Middle	1	1	5	2	0
- G2 Apical	0	4	2	2	0
- G3 Coronal	1	3	2	2	0
- G3 Middle	0	1	6	1	0
- G3 Apical	1	3	4	0	0
- G4 Coronal	1	1	5	1	0
- G4 Middle	2	1	4	2	0
- G4 Apical	0	1	5	2	0
- G5 Coronal	1	0	7	0	0
- G5 Middle	0	1	6	1	0
- G5 Apical	1	0	6	2	0
- G6 Coronal	1	0	4	3	0
- G6 Middle	0	0	3	3	0
- G6 Apical	0	1	2	4	0
- G7 Coronal	1	2	3	3	0
- G7 Middle	1	1	2	2	0
- G7 Apical	0	0	4	4	0
Total	12	29	85	43	00

## ***DISCUSSION***

Microtensile, pull-out and push-out tests have been traditionally used to assess the retention of endodontic posts in the root canal (3). The push-out test is based on the shear stress at the interface between dentin and cement as well as between post and cement, and seems to be the most accurate and reliable technique to measure the bond of fiber post to root dentin (16). The push-out test was performed 24 hours after the adhesive cementation procedure, as after this period, there is an increase in the bond strength predominantly, contributed by frictional retention (17).

The silane coupling agent was applied on the surface of the translucent glass fiber posts as some researches (18-20) have shown an increase of their bond strength to the resin cement and due to manufacturer recommendation. In contrast, some recent studies demonstrated that the silane utilization does not contribute to bond strength increase (14, 21-23). On the other hand, this procedure does not seem to affect post bond strength, since the findings of this investigation indicated that the most fiber posts cementation failures are more likely to be between root canal walls and resin-based luting cement, agreeing to Mannocci et al. (24).

Shear bond strengths depend on the degree and stability of interfacial micromechanical interlocking and chemical adhesion between the root canal dentin, dentin bonding agent/resin-based luting cement/silane coupling agent, and fiber post (25).

The first null hypothesis that there is no retention strength difference among the thirds has to be rejected. The current results demonstrated that the cements Rely-X ARC and Variolink II dual-cured cements had lower values on the apical than on the cervical region. This could possibly be explained by light limited access to this region, leading to a defective polymerization of these cements (16, 26, 27). Previous studies have shown that the use of translucent glass fiber posts may minimize this problem (28, 29). However, an increase of light transmission capacity is insignificant to obtain an appropriate degree of conversion of the cement, particularly on the apical region (1, 2, 29).

On the other hand, there are evidences that a low degree of conversion does not necessarily reduce post retention (30). The C-factor (ratio of bonded to unbounded surface areas of cavities), according to Feilzer et al. (31), is critical when higher than 5. Additionally, in a root canal it is always critical (32, 33) and it contributes to increase the polymerization stress of resin based materials along the root canal walls, particularly on the light-cured resin cements, affecting the retention of fiber post. Depending on the diameter and length of the canal, this factor can range from 20 to 100 (34), may even exceed 200 (32), representing an unfavorable clinical situation. The shrinkage stresses in the confinement of the intact root canal exceed the cement-dentin bond strength, causing debonding (32). On the canal apical levels, a lower conversion degree polymerization may be an advantage as it provides a lower shrinkage stress, reducing the C-factor inconvenience (35). This can explain the similar results of the dual-cured cements

(Rely-X, Variolink and Panavia) and the self-cured (C&B Cement and Multilink), which revealed a low shrinkage stress (19, 32).

Other factors as moisture control on apical region (36-38), presence of residual gutta-percha and the deficient dentin hybridization (39, 40) may also result in deficient sealing of the resin cement-dentin interface on apical third. The total-etch adhesives low bond strength values in this study might be associated with the facts that these adhesives require more complex procedures and that the moisture control on apical third is compromised.

Regarding self-adhesive cements used in the present study (Rely-X U100 and Biscem), they had lower statistical significance than the other cements. A possible dentin deficient hybridization along the root canal walls may explain the lower value results for the self-adhesives cements in all thirds. Thus, the second null hypothesis that different cements systems have no effects on the retention of glass fiber posts in root dentin was rejected.

As for the Rely-X U100 cement, it has a limited etching potential compared with the etch-and-rinse and self-etching adhesive systems (13, 41). This could possibly be explained by the methacrylated phosphoric esters presented in these adhesive systems which are not as effective as phosphoric acid in dissolving the thick smear layer in the root canal walls during the post space preparation (16, 41). Additionally, this cement exhibited a low degree of conversion even after light curing (42). In a previous study Mazzitelli et al. (15) also reported few polymerization areas when Biscem cement was used.

The conventional three-step adhesive use for total-etch cements in this study, was carried out, due to the simplified adhesives (conventional two-step and one-step self-etch) incompatibility with the self-etch or dual-cure resin cements. This occurs by the acid resin monomers presence in the non polymerized adhesive residual layer caused by the oxygen inhibition of the simplified adhesives, that reacted with the resin cement tertiary amine (8, 9). Moreover, these adhesives promote a permeable hybrid layer, allowing water diffusion from the dentine, forming water droplets along the adhesive resin cement interface (43). The same authors, in accordance with Faria e Silva et al., (44) affirm that an additional coat of a more hydrophobic resin (bond) may minimize this inconvenience.

The one-step self-etch adhesive was used for Multilink and Panavia resin cements, since they belong to the cements system. Nevertheless, the results of these cements did not differ statistically from the etch-and-rinse ones. For Panavia resin cement, this may be justified by the fact that it has sodium benzene sulfonate in its composition (Primer B), a chemical initiator compound, which hinders that the cement tertiary amines are consumed by the simplified adhesives residual acid monomers. The similar findings for Multilink cement, can be explained by the chemical curing system, that reduces the shrinkage stress, and consequently, decreases adhesive layer injuries (19, 32).

Although studies have reported that the mean retention mechanism of posts to root canal is not adhesive but frictional (17, 37, 44-46), this factor does not seem to have affected retention values, due to an excellent post adaptation to canal walls

in all regions of the root. This appropriated post adaptation reduces resin cements coating that also contributes to minimize the effects of polymerization shrinkage.

In summary, the use of resin cements to bonding glass fiber posts is an attractive clinical concept. Stresses caused by polymerization shrinkage and problems with access of light to the root canal may complicate the formation of adequate hybrid layer. The results of this study indicate that the self-adhesive resin cements exhibited the lowest bond strength to human dentin of all the cements tested. Within the limitations of this in vitro study, it may be concluded that the use of total-etch cements and self-etching adhesive systems seem to be a viable alternative in the glass fiber posts cementation process. However, other researches employing different techniques must be studied, in order to improve the bond strength of self-adhesive cements to root dentin.

#### **ACKNOWLEDGMENTS**

This study was based on a dissertation submitted by Dr.Luiz Rafael Calixto as partial fulfillment of the requirements of the degree of Master of Science in Restorative Dentistry in the São Paulo State University, Brazil.\_The fiber posts used in this study were generously sponsored by FGM Joinville/SC-Brazil.\_This study was supported by FAPESP (São Paulo/Brazil), process number **2007/06201-7**.

**REFERENCES**

1. 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;20:617-22.
2. Teixeira EC, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems *J Am Dent Assoc* 2006;137:1006-12.
3. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent* 2007;35:827-35.
4. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. *J Dent*. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. 2005 Aug;33:533-9.
5. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002 Dec;18:596-602.
6. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. 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* 2008 Feb;39:117-29.

7. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol* 1995 Dec;40:1109-18.
8. Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 2003;5:27-40.
9. Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang S-F, Li F. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part II. Single-bottle, total-etch adhesive *J Adhes Dent* 2003;5:91-105.
10. Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and core. *Am J Dent* 2000 May; 13(Spec No):15B-18B.
11. Vichi A, Grandini S, Davidson CR, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive system used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mat* 2002; 18:495-512.
12. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275-8.
13. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963-71.



14. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J* 2006;39:809-18.
15. Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R, Casucci A, Toledano M, Ferrari M. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. *Dent Mater* 2008;24:1156-63.
16. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, Tay F, Ferrari M. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;112:353-61.
17. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, Ferrari M. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32:1174-7.
18. Park SJ, Jin JS. Effect of silane coupling agent on interphase and performance of glass fibers/unsaturated polyester composites. *J Coll Inter Sci* 2001;242:174 –9.
19. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, Toledano M. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77:195-200.
20. Albaladejo A, Osorio R, Papacchini F, Goracci C, Toledano M, Ferrari M. Post silanization improves bond strength of translucent posts to flowable composite resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;82:320-4.

21. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent* 2004;29:60-8.
22. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dental Materials* 2006;22:752–8.
23. Wrbas KT, Altenburger MJ, Schirrmeister JF, Bitter K, Kielbassa AM. Effect of adhesive resin cements and post surface silanization on the bond strengths of adhesively inserted fiber posts. *J Endod* 2007;33:840-3.
24. Mannocci F, Bertelli E, Watson TF, Ford TP. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. *Am J Dent*. 2003;16:28-32.
25. Wang, Y, Zhang, L; Chen, J, Goracci C, Ferrari M. Influence of C-factor on the Microtensile Bond Strength Between Fiber Posts and Resin Luting Agents. *J Adhes Dent* 2008;10:385-391.
26. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil* 1995;22: 43-7.
27. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil* 2002;29: 257-62.
28. Yoldas O, Alaçam T Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. *J Endod* 2005;31:104-6.

29. 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;33:321-4.
30. Faria e Silva AL, Arias VG, Soares LE, Martin AA, Martins LR. Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. *J Endod* 2007;33:303-5.
31. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66:1636-9.
32. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater* 2003;19:199-205.
33. 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;31:584-9.
34. Morris MD, Lee KW, Agee KA, Bouillaguet S, Pashley DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27:753-7.
35. Le Bell AM, Tanner J, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Depth of light-initiated polymerization of glass fiber-reinforced composite in a simulated root canal. *Int J Prosthodont* 2003;16:403-8.
36. Ferrari M, Mannocci F. A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fiber post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endod J* 2000;33:397-400.

37. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod* 2005;31:891-4.
38. Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater* 2006;22:1024-8.
39. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97:381-7.
40. Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont* 2007;16:154-64.
41. Goracci C, Sadek FT, Fabianelli A, Tay FR, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. *Oper Dent* 2005;30:627-35.
42. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont* 2004;17:357-63.
43. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent* 2004;32:55-65.

44. Faria e Silva AL, Casselli DS, Ambrosano GM, Martins LR. Effect of the adhesive application mode and fiber post translucency on the push-out bond strength to dentin. *J Endod* 2007;33:1078-81.
45. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile Bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater* 2005;21:437-44.
46. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, et al. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod* 2006;32: 537-40.

## 3.2 Capítulo 2

### Effect of light-curing units on push-out fiber post bond strength in root canal dentin

---

*Calixto LR<sup>a</sup>, Bandeca MC<sup>a</sup>, Silva FB<sup>a</sup>, Rastelli ANS<sup>a</sup>, Porto-Neto ST<sup>a</sup>, Andrade, MF<sup>a</sup>*

<sup>a</sup>Department of Restorative Dentistry, UNESP—São Paulo State University, Rua Humaitá, 1680, Zip Code 14801-903, phone number 16 3301-6388, Araraquara, SP, Brazil. e-mail: lrcalixto@hotmail.com.

**Submitted in: Laser Physics**

**ABSTRACT**

The purpose of this study was to evaluate the effectiveness of LED in light-curing different dual-cured resin cements (dual-cure total-etch; dual-cured and self-etch bonding system; and dual-cure self-adhesive cements), on the bond strength (push-out) of glass fiber posts in the different thirds of the root (cervical, middle and apical). Disks of the samples (n=144) were used, with approximately 1 mm of thickness of 48 bovine roots restored with glass fiber posts, that were luted with resin cements photoactivated by a halogen light-curing unit - QTH (Optilux 501), with approximately  $600\text{mW}/\text{cm}^2$  intensity, or light emitting diode (LED Ultraled), with approximately  $550\text{mW}/\text{cm}^2$  intensity. A universal testing machine (MTS 810 Material Test System) was used with a 1 mm diameter steel rod at cross-head speed of 0,5 mm/min until post extrusion, with load cell of 50 kg, for evaluation of the push-out strength in the different thirds of each sample. The push-out strength values in kgf were converted to MPa and analyzed through Analysis of Variance and Tukey's test, at significance level of 5%. The results showed that there were no statistical differences between the QTH and LED light-curing units used for luting fiber posts.

**Key words:** LEDs; bonding strength; resin cements

PACs: 81.70.Bt; 82.35.Gh

## ***INTRODUCTION***

Glass fiber posts have been commonly used in endodontically treated teeth and in cases with great loss of dental structure, in order to provide adequate support and retention, and re-establish aesthetic and function for the final restoration. Since glass fiber posts have similar rigidity characteristics to dentin, these posts absorb masticatory strength and protect the radicular remnant, as they enable the formation of a homogenized mechanical unit [1, 2, 3].

According to manufacturer, glass fiber posts luting must be adhesive as it already have BisGMA in its composition [1, 2, 4]. However, despite the advantages related to adhesive cementation, there are several factors which may interfere with the hybrid layer constitution along radicular canal walls and with the luting agent curing. Some factors, such as root dentin morphology, adhesive system, resin cement and polymerization source [4, 5], can lead to an unsuccessful restoring treatment, due to post release. Additionally, Roberts et al. [6] have reported curing light difficulty in reach the most apical areas of root canals, and may also cause restoration failures.

Currently, there has been an increasing use of dual-curing resin cements during restoration cementation procedures, once this type of cements allows a higher working time than the exclusively chemical curing ones. [7]

Light-curing unit sources as laser, plasma arch, and LED have been used in the photoactivation process of the resin-based materials [8, 9, 10, 11]. The blue light emitted by a halogen (QTH) curing unit is produced by heating tungsten



filaments of a quartz bulb that contains a halogen gas. Further, it also produces large quantities of heat during the polymerization cycles, which eventually results in degradation of bulbs, reflectors and filters, probably resulting in inadequate polymerization [12, 13].

The LED LCUs have a narrow spectral range with a peak around 470 nm, which matches the optimum absorption wavelength for the activation of the camphoroquinone photoinitiator present in light-activated dental resins [12, 14, 15, 16]. The semiconductors used for light emission instead of hot metal filaments found in halogen bulbs generate less heat and undergo little degradation over time. Moreover, these units consume a little power and do not require filters [17]. Furthermore, this device has an accessible cost and is easy to handle [18].

This system has been becoming more diffused and employed, however the effectiveness of these devices is still questionable. In addition, there are also many doubts related to the final properties of resin cements, when irradiated by different forms through the dentinary structure, and especially inside the radicular canal afterwards fiber posts cementation.

Various luting agents, as self-etching adhesives and etch-and-rise systems have been proposed for bonding FRC (fiber reinforced composite) posts into root canal dentin [19, 20]. In recent years, new resin cement formulas have been developed with self-adhesive capacity. These cements have the advantage of not requiring any pretreatment of dentin.

Therefore, the aim of this study was to evaluate the effectiveness of LED in light-curing different dual-cured resin cements (dual-cure total-etch; dual-cured and

self-etch bonding system; and dual-cure self-adhesive cements). The null hypothesis was that there is no difference on bond strength of glass fiber post to root dentin, when dual-cured resin cements are photoactivated by LED or QTH LCUs.

## ***MATERIALS AND METHODS***

224 freshly extracted bovine incisors with mature apices and without root curvature were obtained for this study. A digital pachymeter was employed to measure the teeth in three root regions: cervical (RC), medium (RM) and apical (RA), in mesiodistal (*RMD*) and buccolingual (*RBL*) direction, in all root length (*RT*). After this analysis, an average of the root dimensions was determined and 48 teeth were selected.

For the endodontic treatment, a step-back preparation technique was used with stainless steel K-files and Gates-Glidden (Moyco Union Broach, York, PA) (drills #2 to #4). All enlargement procedures were followed by irrigation with 1% sodium hypochlorite. Afterwards, the prepared root canals were obturated with gutta-percha cones by using the lateral condensation technique and AH Plus resin sealer (Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil). Subsequently, the filled roots were stored in distilled water at 37° for 48 hours.

After the storage period, the root canals were prepared to ensure a standardized space for post insertion. The canal space of each root was firstly enlarged with Gates-Glidden #3, permitting access for #3 post drill with a low-speed hand piece, to a depth of 11mm.

Double conicity translucent glass fiber posts (#3 White post DC, FGM) and different resin cements systems were utilized in this study, originating 6 experimental groups (n=8 / table 1).

Table 1: Experimental groups.

<b>Group</b>	<b>Material</b>	<b>Light Curing Units</b>	<b>Manufactures</b>
<b>G1</b>	Rely-X ARC	QTH	3M/Espe
<b>G2</b>	Panavia F 2.0	QTH	Kuraray
<b>G3</b>	Rely-X U100	QTH	3M/Espe
<b>G4</b>	Rely-X ARC	LED	3M/Espe
<b>G5</b>	Panavia F 2.0	LED	Kuraray
<b>G6</b>	Rely-X U100	LED	3M/Espe

Groups G1, G2 e G3 were polymerized by a halogen light-curing unit - QTH (Optilux 501 - Demetron/Kerr), with approximately 600mW/cm<sup>2</sup> intensity, and G4, G5 and G6 by a light emitting diode (LED Ultraled – Dabi Atlante), with

approximately  $550\text{mW/cm}^2$  intensity. The respective light intensities were measured with a radiometer previously calibrated.

In all groups, the posts were cleaned with 37% phosphoric acid for 60 seconds followed by water rinsing and air drying. Then, a silane coupling agent (Ceramic Primer – 3M/Espe) was applied in a single layer on the posts surface for 60 seconds and then, dried with air. One coat of bond (Scotch bond Multi- Purpose - 3M/Espe) was also applied, when necessary (groups 1, 2 and 3). The root canal pretreatment was performed in each resin cement as recommended by the manufacturer's instructions.

For the total-etch resin cement (RelyX ARC - groups 1 and 4), the root canal dentine was etched with 37% phosphoric acid for 15 seconds and rinsed for 30 seconds with water. After removing the water excess from the root canal with paper points, one layer of the primer (SBMP – 3M Espe) was applied with a microbrush and gently air-dried for 5 seconds. Subsequently, the bond (SBMP – 3M Espe) was applied and dried with paper points to remove the excess, and light-cured for 20 seconds by a halogen light-curing unit for G1 and by a LED for G4.

For the cementation of glass fiber posts, equal amounts of resin cement agents, base and catalyst, were mixed and applied onto the posts surface and into the root canals with a periodontal probe. Then, the post was inserted and cemented into the root canal with light finger pressure, and the luting material excess was immediately removed.

Light activation was performed by the halogen light for G1 and a LED for G4, on the cervical portion of the root for 40 seconds at the buccal and lingual surfaces, totaling 80 seconds of light exposure.

The resin cement self-etch adhesive (Panavia F 2.0) was used in groups 2 and 5. The self-etching and self-curing primer A and B were mixed and applied in the root canal dentin for 30 and dried with paper points. The cement base and catalyst were then, mixed in a 1:1 ratio and the same cementation procedure, as already described in groups 1 and 4, was performed in groups 2 and 5, respectively.

Finally, in self-adhesive resin cement (RelyX U100-in groups 3 and 6), the dentine pretreatment is not necessary. Therefore, the cementation procedures were directly done as mentioned in groups 1 and 4, respectively.

After all cementation procedures, the specimens were stored in distilled water for 24 hours at 37°C.

After the storage period, the specimens were sectioned by Isomet 1000 cutting digital machine (Buehler UK LTD). The roots were divided in three parts, 1 mm from cervical surface. Three 1 mm thick precise slabs, separated by 3 mm space each, were obtained per root and they were identified as cervical, medium and apical specimens. The thickness of each slab was measured by the digital machine cutting disc position along the roots.

Immediately after the slabs were obtained, they were positioned on the push-out jig (1 mm diameter), which was placed on the Universal Testing Machine

(MTS 810 Material Test System) with a cell load of 50Kg, at a crosshead speed of 0.5 mm/min until the post was dislodged.

The retentive strength of the post segment was expressed in MPa, by dividing the load at failure (Newtons) by the area of the post fragment ( $S_L$ ), by the formula  $S_L = \pi (R + r) [(h^2 + (R-r)^2)]^{0.5}$ . Data were analyzed by using analysis of variance (ANOVA) with GraphPad Prism 5 for Windows (GraphPad Software Inc) statistical software, followed by tukey test at 5% of significance ( $p < 0.05$ ).

## **RESULTS**

Push-out test: The analysis of variance showed no statistically significant difference among the different LCUs ( $p > 0.05$ ) (Table 2 and Graph 1). The Tukey test results are displayed in table 2.

There was no bond strength significant difference between groups G1 and G4, G2 and G5, G3 and G6. The G3 and G6 groups had statistically lower results than the other on the different thirds evaluated. G1 demonstrated statistically lower resistance values on the apical than the cervical third. G2 and G5 had lower values on the apical third when compared to the middle third. The G3, G4, and G6 had no significant differences along the root thirds.

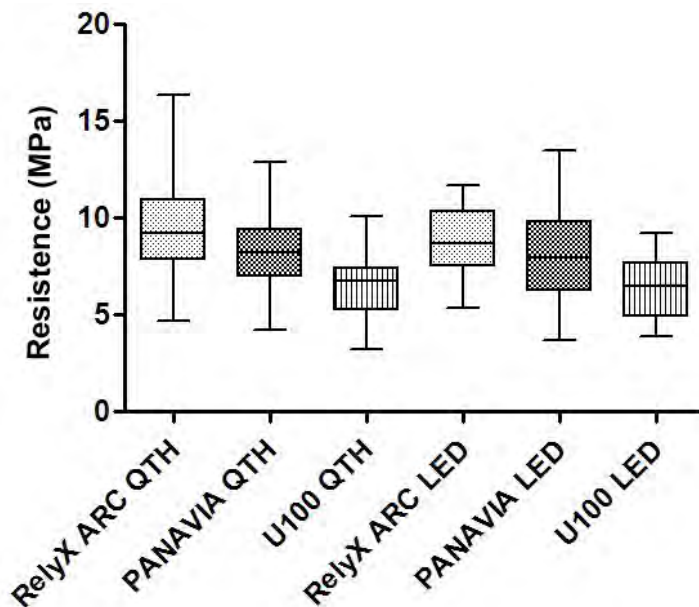
Table 2: Means (standard deviation) of Push-out Bond Strength in MegaPascal (MPa)

Material	Third		
	Cervical	Middle	Apical

RelyX ARC QTH (G1)	11.8 (2.6) <sup>a</sup>	9.2(1.5) <sup>ab</sup>	7.7 (1.6) <sup>b</sup>
Panavia F2.0 QTH (G2)	8.3 (0.7) <sup>ab</sup>	10.2 (1.8) <sup>a</sup>	6.7 (1.3) <sup>b</sup>
RelyX U100 QTH (G3)	6.7 (1.2) <sup>a</sup>	6.6 (1.1) <sup>a</sup>	5.7 (2.7) <sup>a</sup>
RelyX ARC LED (G4)	10.0 (1.3) <sup>a</sup>	8.7 (1.7) <sup>a</sup>	7.6 (1.4) <sup>a</sup>
Panavia F 2.0 LED (G5)	8.3 (1.4) <sup>ab</sup>	9.7 (1.9) <sup>a</sup>	6.5 (2.0) <sup>b</sup>
Rely-X U100 LED (G6)	6.9 (1.5) <sup>a</sup>	6.9 (1.2) <sup>a</sup>	5.2 (1.2) <sup>a</sup>

\*Different letters (comparison among columns in the same rows) indicate statistical difference ( $p < 0.05$ ).

Graph 1: Means of Push-out Bond Strength in MegaPascal (MPa)



## ***DISCUSSION***

In the literature, there have been studies evaluating the degree of polymerization and the resin cements adhesive resistance to dentin through ceramic discs [21, 22]. However, the effectiveness of resin cements polymerization, when cured with LEDs in the cementation process of fiber posts into radicular canal, is still lacking.

In the current study, the push-out tests were used to assess the retention of endodontic posts in the root canal, because this test seems to be the most accurate and reliable technique to measure the bond of fiber post to root dentin [23]. The push-out test was performed 24 hours after the adhesive cementation procedure, as after this period, there is an increase in the bond strength [24].

A comparison of light-curing systems, LED *versus* halogen light, needs to consider curing unit power, LED number and exposure time. According to Asmussen et al. [25], only powerful LEDs can be compared with halogen light. The first generation of LEDs presented inferior light intensity to 150 mW/cm<sup>2</sup>, which was insufficient for an appropriate polymerization. Other investigations comparing a low-light intensity LED with high-intensity halogen lamps, had inferior results for LEDs [26, 27, 28]. In this study, similar light intensity halogen light and LED, were compared. Researchers showed that the QTH and LED light-curing units, which presented the same light intensity, promoted similar values in the curing depth of the composite resins [29].



As for light activation of dual-cured resin-based materials, it is necessary to maximize strength and rigidity [30]. Some studies have also reported that the optimum results cannot be obtained through autopolymerization alone [7, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37]. In addition, maximum bond strength of dual-cured cements is achieved only when light activation is properly done [38, 39, 40].

The null hypothesis tested in the present study is confirmed. The results indicated that there were no statistical differences in posts adhesive resistance to radicular dentin, when resin cements were cured either with QTH or LED LCUs. However, the self-adhesive resin cement RelyX U100 showed, in general, lower values in comparison with the other evaluated cements (RelyX ARC e Panavia F 2.0), for any light source utilized. This can possibly be explained by the limited etching potential of this cement compared with the etch-and-rinse (RelyX ARC) and self-etching adhesive systems (Panavia F 2.0)[19, 41], resulting in a defective hybrid layer. Moreover, according to Kumbuloglu et al. [42], the RelyX U100 exhibited a low degree of conversion, even after light curing.

The current findings also demonstrated that the dual-cured cements Rely-X ARC and Panavia F 2.0 had lower values on the apical region. One possible reason for these results is the LED and QTH LCUs light limited access to this region, leading to a defective polymerization of these cements [7, 23, 32].

Some other studies comparing hardness and degree of conversion of resin cements photoactivated with halogen light and LED, have shown similar results among the light sources, when they are analysed within the same parameters [21, 43].

The light sources based on LED have an emission spectrum, varying from 460 to 488 nm, with a maximum emission peak at 470 nm, almost coinciding with the maximum peak of camphorquinone absorption [15, 29, 44, 45]. Due to this fact, it could be expected that the LEDs activated cements had a higher degree of conversion and, consequently, a better retention resistance. On the other hand, according Faria e Silva et al. [46] there are evidences that a higher degree of conversion does not necessarily improve post retention. On the canal apical levels, a lower conversion degree polymerization may be an advantage, as it provides a lower shrinkage stress, reducing the C-factor inconvenience [47]. Additionally, other factors as presence of residual gutta-percha, deficient dentin hybridization [48, 49] and moisture control on apical region [50, 51, 52], may also result in low bond strength values in the apical third.

Carvalho et al. [53], in their investigation, agreed that the use of reliable and powerful LED light-curing units is advisable in order to produce effective polymerization and bond strength results, similar to those of halogen light. Therefore, based on the analysed literature and within the limitations of this in vitro study, it may be concluded that the LED LCUs can be applied as an alternative to halogen light on photoactivation of dual-cured resin cements, during the fiber posts cementation process into the radicular canal. Nevertheless, additional studies are necessary with different light-cured resin cements formulations.

## **ACKNOWLEDGMENTS**

We would like to thank FGM Joinville/SC—Brazil for providing the fiber posts used in this study. This project was supported by the FAPESP (São Paulo/Brazil), process number 2007/06201-7.

## **REFERENCES**

1. E. Asmussen, A. Peutzfeldt, and T. Heitmann, *J. Dent.* **27**, 275 (1999).
2. L. Boschian Pest, G. Cavalli, P. Bertani, and M. Gagliani, *Dent. Mater.* **18**, 596 (2002).
3. E. Asmussen, A. Peutzfeldt, and A. Sahafi. *J. Prosthet. Dent.* **94**, 321 (2005).
4. M. Ferrari, A. Vichi, and F. García-Godoy, *Am. J. Dent.* **13**, 15B (2000).
5. A. Vichi, S. Grandini, C. R. Davidson, and M. Ferrari, *Dent. Mat.* **18**, 495 (2002)
6. H. W. Roberts, D. L. Leonard, K. S. Vandewalle, M. E. Cohen, and D. G. Charlton, *Dent. Mater.* **20**, 617 (2004).

7. R. R. Braga, P. F. César, and C. C. Gonzaga, *J. Oral Rehabil.* **29**, 257 (2002).
8. R. F. Z. Lizarelli, L. T. Moriyama, J. R. P. Jorge, and V. S. Bagnato, *Laser Phys.* **16**, 849 (2006).
9. M. Youssef, A. Quinelato, F. Youssef, et al., *Laser Phys.* **18**, 472 (2008).
10. M. Esteves-Oliveira, C. Apel, N. Gutknecht, et al., *Laser Phys.* **18**, 478 (2008).
11. H. Jelinkova, T. Dostalova, M. Necaromnec, et al., *Laser Phys. Lett.* **4**, 835 (2007).
12. A. Uhl, C. Michaelis, R. W. Mills, and K. D. Jandt, *Dent. Mater.* **20**, 21 (2004).
13. T. G. Oberholzer, I. C. Du Preez, and M. Kidd, *Biomaterials.* **26**, 3981 (2005).
14. K. Fujibayashi, *Dent. Mater.* **34**, 49 (1998)
15. K. D. Jandt, R. W. Mills, G. B. Blackwell, and S. H. Ashworth, *Dent. Mater.* **16**, 41 (2000).
16. A. W. Bennett, D. C. Watts, *Dent. Mater.* **20**, 72 (2004).
17. J. O. Burgess, R. S. Walker, C. J. Porche, and A. J. Rappold, *Compend. Contin. Educ. Dent.* **23**, 889 (2002).

18. J. S. M. Giusti, L. Santos-Pinto, A. C. Pizzolitto, et al., *Laser Phys.* **16**, 859 (2006).
19. J. De Munck, M. Vargas, K. Van Landuyt, K. Hikita, P. Lambrechts, and B. Van Meerbeek, *Dent. Mater.* **20**, 963 (2004).
20. K. Bitter, H. Meyer-Lueckel, K. Priehn, J. P. Kanjuparambil, K. Neumann, and A. M. Kielbassa, *Int. Endod. J.* **39**, 809 (2006).
21. E. Piva, L. Correr-Sobrinho, M. A. Sinhoreti, S. Consani, and F. F. Demarco, and J. M. Powers. *J. Appl. Oral Sci.* **16**, 189 (2008).
22. A. Nalcaci, C. Kucukesmen, and B. Uludag, *J. Prosthet. Dent.* **94**, 140 (2005)
23. C. Goracci, A. U. Tavares, A. Fabianelli, F. Monticelli, O. Raffaelli, P. C. Cardoso, F. Tay, and M. Ferrari, *Eur. J. Oral Sci.* **112**, 353 (2004).
24. F. T. Sadek, C. Goracci, F. Monticelli, S. Grandini, A. H. Cury, F. Tay, and M. Ferrari, *J. Endod.* **32**, 1174 (2006).
25. E. Asmussen, A. Peutzfeldt, *Quintessence Int.* **34**, 71 (2003).
26. A. Knezevic, Z. Tarle, A. Meniga, et al., *J. Oral Rehabil.* **28**, 586 (2001).
27. C. Kurachi, A. M. Tuboy, D. V. Magalhaes, and V. S. Bagnato, *Dent. Mater.* **17**, 309 (2001).
28. Z. Tarle, A. Meniga, A. Knezevic, et al., *J. Oral Rehabil.* **29**, 662 (2002).

29. L. R. Calixto, D. M. Lima, R. S. Queiroz, A. N. S. Rastelli, V. S. Bagnato, and M. F. Andrade, *Laser Phys.* **18**, 1365 (2008).
30. N. Attar, L. E. Tam, and D. McComb, *J. Prosthet. Dent.* **89**, 127 (2003).
31. F. A. Rueggeberg, W. F. Caughman, *Oper. Dent.* **18**, 48 (1993).
32. A. H. Darr, P. H. Jacobsen, *J. Oral Rehabil.* **22**, 43 (1995).
33. W. A. El-Badrawy, O. M. El-Mowafy, *J. Prosthet. Dent.* **73**, 515 (1995)
34. O. M. El-Mowafy, M. H. Rubo, and W. A. El-Badrawy, *Oper. Dent.* **24**, 38 (1999).
35. N. Hofman, B. Papsthart, B. Hugo B, and B. Klaiber, *J. Oral Rehabil.* **28**, 1022 (2001).
36. C. Pfeifer, D. Shih, and R. R. Braga, *Am. J. Dent.* **16**, 235 (2003).
37. M. F. Wizel, R. R. Braga, J. M. Singer, and C. L. N. Azevedo, *Int. J. Prosthodont.* **16**, 145 (2003).
38. E. A. Hasegawa, D. B. Boyer, and D. C. Chan, *J Prosthet Dent.* **66**, 187 (1991).
39. A. D. Peters, J. C. Meiers JC, *Am. J. Dent.* **9**, 264 (1996).
40. R. R. Braga, R. Y. Ballester, and M. R. Carrilho, *J. Prosthet. Dent.* **81**, 285 (1999).

41. C. Goracci, F. T. Sadek, A. Fabianelli, F. R. Tay, and M. Ferrari, *Oper. Dent.* **30**, 627 (2005).
42. O. Kumbuloglu, L. V. Lassila, A. User, and P. K. Vallittu, *Int. J. Prosthodont.* **17**, 357 (2004).
43. K. Fujibayashi, K. Ishimaru, and A. Kohno, *J. Jpn. Dent. Pres. Acad.* **39**, 180 (1996).
44. C. Besnault, N. Pradelle-Plasse, B. Picard, and P. Colon, *Am. J. Dent.* **16**, 323 (2003).
45. P. C. G. Silva, S. T. Porto-Neto, R. F. Z. Lizarelli, and V. S. Bagnato, *Laser Phys. Lett.* **5**, 220 (2008).
46. A. L. Faria e Silva, V. G. Arias, L. E. Soares, A. A. Martin, and L. R. Martins, *J. Endod.* **33**, 303 (2007).
47. M. Le Bell, J. Tanner, L. V. Lassila, I. Kangasniemi, and P. K. Vallittu, *Int. J. Prosthodont.* **16**, 403 (2003).
48. Serafino, G. Gallina, E. Cumbo, and M. Ferrari, *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **97**, 381 (2004).
49. J. Perdigão, G. Gomes, and V. August, *J. Prosthodont.* **16**, 154 (2007).
50. M. Ferrari, F. Mannocci, *Int. Endod. J.* **33**, 397 (2000).
51. Pirani, S. Chersoni, F. Foschi, G. Piana, R. J. Loushine, F. R. Tay, and C. Prati, *J. Endod.* **31**, 891 (2005).

52. F. Monticelli, M. Toledano, R. Osorio, and M. Ferrari, *Dent. Mater.* **22**, 1024 (2006).
53. A. P. Carvalho, M. L. Turbino, *Braz. Oral Res.* **19**, 307 (2005).



4 Considerações

Finais

#### **4 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Os dentes bovinos foram utilizados neste estudo, devido à grande dificuldade em se obter incisivos humanos hígidos. Além disso, a utilização de incisivos bovinos permite uma maior padronização das amostras, além de uma homogeneidade da dentina radicular, devido a estes dentes serem da mesma idade, evitando uma interferência da morfologia dentinária nos resultados entre os diferentes grupos.

Para os ensaios de resistência adesiva dos pinos às paredes do canal radicular, foi utilizado o teste push-out nos diferentes terços da raiz, pois segundo Gorraci et al.<sup>16</sup> (2004), este parece ser o teste que mais se aproxima da situação clínica na cavidade oral, além de ser um teste que apresenta uma confiabilidade satisfatória.

A utilização do silano foi justificada devido a recomendação do fabricante tanto do cimento como do pino e alguns estudos<sup>2, 21, 23</sup> mostrarem um aumento na força de retenção de pinos de fibra ao cimento quando utilizado o silano. Entretanto, há relatos de que a utilização do mesmo não aumenta essa retenção<sup>6, 24, 30, 38</sup>. Porém, isso não parece ser de grande relevância neste procedimento, pois os resultados mostraram que o maior índice de falhas na cimentação dos pinos de fibra parece estar na interface cimento resinoso-dentina radicular, corroborando com os resultados de Sadek et al.<sup>29</sup> (2006).

Para alguns grupos avaliados na pesquisa, ocorreram baixos valores no terço apical, em relação aos outros terços. Esses baixos podem ser explicados principalmente pela dificuldade no procedimento adesivo nessa região, como controle da umidade e polimerização do cimento<sup>11, 21, 22, 26</sup>.

Os cimentos resinosos auto-adesivos apresentaram sempre resultados inferiores aos outros cimentos. Isto se deve principalmente aos monômeros ácidos presentes nestes cimentos, os quais têm um potencial de condicionamento limitado do tecido dentinário, levando a formação de uma camada híbrida defeituosa, e, conseqüentemente, menor força de retenção do pino.

Na comparação entre as fontes de luz halógena e LED, é importante verificar se as intensidades de luz dos aparelhos são similares, padronizando a avaliação destes aparelhos. Alguns estudos comparando o grau de conversão de materiais resinosos fotoativados com luz halógena e LED tem mostrado resultados semelhantes entre as fontes de luz quando estas são avaliadas nos mesmo parâmetros<sup>19, 35</sup>. Devido aos aparelhos LED apresentarem um pico de emissão de luz muito próximo ao pico de absorção da canforoquinona, fotoiniciador principal destes cimentos resinosos, poderia se esperar que os cimentos ativados com esta fonte de luz tivessem um maior grau de conversão e, conseqüentemente, uma maior resistência de retenção. Porém, os resultados mostraram que não houve diferenças estatísticas na resistência adesiva dos pinos a dentina radicular com cimentos resinosos polimerizados tanto com luz halógena como por LED. Um

menor grau de conversão pode ser vantajoso por gerar um menor estresse de polimerização, reduzindo o fator-C, prejudicial a adesão.

Outros estudos têm demonstrado que o principal mecanismo de retenção dos pinos ao canal radicular não é adesivo, mas de natureza friccional<sup>9, 15, 26</sup>. Porém, esse fator não parece ter afetado os valores de retenção devido a excelente adaptação do pino as paredes do canal em todos os terços da raiz.

Com base nas limitações deste estudo in vitro, pode-se concluir que os cimentos resinosos de condicionamento ácido total e cimentos com adesivos auto-condicionantes parecem ser opções viáveis para cimentação de pinos de fibra de vidro intrarradicularmente. Para os cimentos que necessitam de luz, tanto as fontes de luz halógena quanto os LEDs podem ser utilizados para fotoativação destes sistemas. Os cimentos auto-adesivos necessitam de estudos adicionais, no intuito de pesquisar técnicas para melhorar o seu desempenho clínico.

# 5 Referências

## 5 REFERÊNCIAS\*

1. 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;95:368-78.
2. Albaladejo A, Osorio R, Papacchini F, Goracci C, Toledano M, Ferrari M. Post silanization improves bond strength of translucent posts to flowable composite resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;82:320-4.
3. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27:275-8.
4. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005;94:321-9.
5. Barnabé W. Avaliação in vitro da retenção às superfícies radiculares, através da resistência à extrusão, de dois pinos de fibras de vidro cimentados com três cimentos à base de resina [Tese de Doutorado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.
6. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int Endod J.* 2006;39:809-18.

---

\* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:  
<http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform-requirements.htm>

7. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 2002;18:596-602.
8. Braga RR, César PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil.* 2002;29:257-66.
9. Cury AH, Goracci C, de Lima Navarro MF, Carvalho RM, Sadek FT, Tay FR, et al. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. *J Endod.* 2006;32:537-40.
10. Darr AH, Jacobsen PH. Conversion of dual cure luting cements. *J Oral Rehabil.* 1995;22:43-7.
11. Ferrari M, Mannocci F. A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fiber post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. *Int Endod J.* 2000;33:397-400.
12. Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and core. *Am J Dent.* 2000; 13(Spec No):15B-18B.
13. Friedler AP, Leinfelder K. The clinical application of a new post. *Dent Today.* 1999;18:84-5.
14. Fujibayashi K. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Mater.* 1998;34:49.

15. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile Bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater.* 2005;21:437-44.
16. 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;112:353-61.
17. Hofman N, Papsthart B, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resinbased luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 2001;28:1022-8.
18. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75:140-7.
19. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 2000;16:41-7.
20. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater.* 2001;17:309-15.



21. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, et al. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2006;77:195-200.
22. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003;89:360-7.
23. Park SJ, Jin JS. Effect of silane coupling agent on interphase and performance of glass fibers/unsaturated polyester composites. *J Coll Inter Sci.* 2001;242:174-9.
24. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater.* 2006;22:752-8.
25. Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. *Am J Dent.* 2003;16:235-8.
26. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, et al. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod.* 2005;31:891-4.
27. 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;20:617-22.
28. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 1993;18:48-55.

29. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, Ferrari M. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006;32:1174-7.
30. Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Oper Dent.* 2004;29:60-8.
31. 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;17:542-56.
32. Scotti R, Ferrari M. Sistemas de adesão. In: Scotti R, Ferrari M. *Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas.* São Paulo: Artes Médicas; 2003. Cap. 7, p.67-74.
33. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B. The retentive effects of pre-fabricated posts by luting cements. *J Oral Rehabil.* 2004;31:585-9.
34. Soares CJ, Mitsui FH, Neto FH, Marchi GM, Martins LR. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am J Dent.* 2005;18:57-60.
35. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials.* 2000;21:1379-85.
36. Vichi A, Grandini S, Davidson CR, Ferrari M. An SEM evaluation of several adhesive system used for bonding fiber posts under clinical conditions. *Dent Mater.* 2002;18:495-512.

37. Wizek MF, Braga RR, Singer JM, Azevedo CLN. Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading. *Int J Prosthodont.* 2003; 16:145-9.
  
38. Wrbas KT, Altenburger MJ, Schirmer JF, Bitter K, Kielbassa AM. Effect of adhesive resin cements and post surface silanization on the bond strengths of adhesively inserted fiber posts. *J Endod.* 2007;33:840-3.

# 6 Anexos

## 6 ANEXOS

### MATERIAL E MÉTODO

#### Experimento 1:

- **MATERIAL**

Para confecção dos corpos-de-prova, foram utilizados retentores intraradiculares pré-fabricados de fibra de vidro (White Post DC nº 3 / FGM). Este pino apresenta dupla conicidade e translucidez. Para fixação dos retentores, foram utilizados diferentes sistemas resinosos para cimentação: cimento resinoso convencional de polimerização química C & B Cement (Bisco), cimento resinoso convencional de polimerização dual (RelyX ARC – 3M Espe e Variolink II – Ivoclar Vivadent) cimento resinoso com adesivo auto-condicionante de polimerização química Multilink (Ivoclar/Vivadent), cimento resinoso com adesivo auto-condicionante de polimerização dual Panavia F2.0 (Kuraray), cimento auto-adesivo de polimerização dual (RelyX U100 – 3M Espe e Biscem – Bisco). Foi utilizado para o tratamento do pino o silano Ceramic Primer (3M/Espe) e, quando necessário, foi utilizado o sistema adesivo convencional de 3 passos Scotch Bond Multi-Purpose (3M/Espe).

- **MÉTODO**

### **6.1. Seleção, preparo e inclusão das raízes**

Foram coletados 224 dentes incisivos bovinos recém extraídos com raízes retas e livres de trincas, armazenados em timol a 0,5% após limpeza com curetas periodontais. Os dentes foram numerados, e foi realizada a mensuração na sua porção radicular em três regiões: cervical (RC), média (RM) e apical (RA), nos sentidos méso-distal (RMD) e vestibulo-lingual (RVL), e comprimento total da raiz (RT), utilizando paquímetro digital Mitutoyo. Após esta análise, foram selecionados 56 dentes com dimensões mais próximas da mediana. Foi calculada também as médias das dimensões dos dentes, anteriormente obtidas, para verificar a distribuição normal dos corpos-de-prova entre os grupos.

Em seguida, a porção coronária dos dentes foi removida, utilizando-se disco diamantado (KG Sorensen), padronizando o comprimento das raízes em 16 mm (Newman *et al.*, 2003). Para retirar o tecido pulpar dos condutos radiculares, foram utilizadas limas endodônticas tipo K (Dentsply-Maillefer), de primeira série até a numeração 30, sob abundante irrigação com hipoclorito de sódio a 1,0% para suspensão da matéria orgânica. Após esta etapa, as raízes foram numeradas, mantendo-as imersas em água destilada a 37° C em estufa por três dias.

Para que todas as raízes tivessem o mesmo padrão de desgaste interno durante o preparo intra-radicular, foram selecionadas raízes bovinas nas quais a broca largo nº 3, fornecida pelo fabricante do pino WhitePost DC para o preparo do canal radicular, não penetrasse no interior do mesmo.

## **6.2. Tratamento endodôntico e preparo dos canais radiculares**

Todos canais foram obturados pela técnica da compressão hidráulica. Desta forma, a instrumentação dos condutos radiculares foi realizada com brocas Gates Glidden (Maillefer-Dentsply-Brasil) número 3 e 4 no comprimento de 15 mm, controlado por cursor. Após a instrumentação, o canal foi irrigado com hipoclorito de sódio a 1,0 % e secados com cones de papel absorventes. Um cone principal de guta percha (Dentsply-Brasil) que trave na região apical do canal foi selecionado e as raízes foram obtudas com cimento à base de resina AH Plus (Dentsply-Maillefer) e condensadas com broca MC' Spadden e calcadores de paiva. Após o tratamento endodôntico, as raízes ficarão armazenadas em água destilada a 37°C por 24 horas.

O preparo dos condutos radiculares para receber o retentor foi realizado primeiramente com uma fresa Gates Glidden n°3 abrindo acesso para posteriormente utilizar uma fresa de Largo n°3 fornecida pelo próprio kit, apresentando forma e dimensões compatíveis com os pinos. A fresa foi levada em baixa rotação, até a profundidade de 11 mm, distância esta limitada por uma marcação específica. Para o procedimento de cimentação, as raízes foram envolvidas com uma lâmina de cera rosa número sete, ficando apenas a superfície cervical exposta. O objetivo do envolvimento das raízes foi evitar que a luz do aparelho fotopolimerizador pudesse passar através da dentina radicular e modificar a polimerização do adesivo ou do cimento (Figuras 1 e 2).

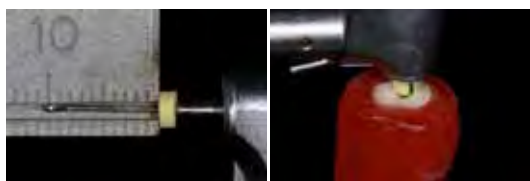


Figura 1: Desobturação inicial do conduto com fresa Gates glidden n.3 no comprimento de 11mm

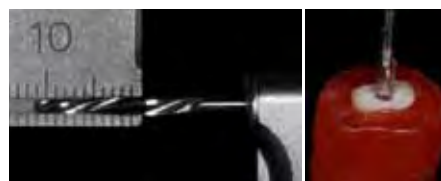


Figura 2: Preparo final do conduto com a fresa referente ao pino n.3 no comprimento de 11mm

### 6.3. Divisão dos grupos experimentais

Após todo o tratamento das raízes, os grupos foram divididos de acordo com o sistema de cimentação, sendo 8 amostras para cada grupo (n=8) como segue o quadro:

Quadro 1:

GRUPOS	CIMENTO RESINOSO (COR)	FABRICANTE	FONTE DE LUZ
G1	C & B Cement (Natural)	Bisco	X
G2	Rely-X ARC (A3)	3M Espe	Luz Halógena
G3	Variolink II (Yellow)	Ivoclar/Vivadent	Luz Halógena
G4	Multilink (Yellow)	Ivoclar/Vivadent	X
G5	PanaviaF2.0 (Tooth Color)	kuraray	Luz Halógena
G6	Rely-X U100 (A2 Universal)	3M Espe	Luz Halógena
G7	Biscem (Translucent)	Bisco	Luz Halógena

Os cimentos dos grupos G1 e G4, por serem de polimerização química, não necessita de ativação por luz. Já os grupos G2, G3, G5, G6 e G7, após inseridos os pinos nos respectivos canais, teve os cimentos fotoativados por uma fonte de luz halógena Optilux 501 (Demetron/Kerr) com intensidade de luz de 600mW/cm<sup>2</sup>.



A fotopolimerização do cimento, quando necessário, foi realizada colocando-se a ponteira em um ângulo de 45<sup>0</sup> e paralelo ao pino, cada direção por um tempo de 40 segundos.

#### **6.4. Cimentação dos Pinos de Fibra de Vidro**

Para o tratamento do pino foi realizada uma limpeza do mesmo com ácido fosfórico por 60 segundos, seguido de lavagem e secagem. Em seguida foi aplicado sempre o mesmo silano (Ceramic Primer – 3M/Espe) e, quando necessário, o agente adesivo (Scotch Bond Multi-Purpose – 3M/Espe). Já o tratamento do conduto radicular para a cimentação, quando necessário, foi realizado de acordo com as recomendações de cada fabricante do cimento resinoso, variando de acordo com os diferentes grupos (Figuras 3 e 4):

##### G1 – Cimento Resinoso Convencional Químico (C&B Cement)

###### *1. Preparo do pino*

Para o preparo da superfície do pino, foi feito inicialmente o condicionamento da superfície com ácido fosfórico a 35% por 60 segundos visando à limpeza superficial, seguido de lavagem abundante com água corrente e secagem com jatos de ar. Após, com auxílio de um aplicador descartável (micro-brush), foi aplicado um silano (Ceramic Primer), sendo a superfície do pino, após aguardado o tempo de 1 minuto, seca com jato de ar durante 5 segundos. Posteriormente, foi aplicado apenas do frasco 2 (Adesivo) do sistema adesivo Scotch Bond Multi-

Purpose com auxílio de um micro-brush. Após, foi retirado os excessos de adesivo na superfície do pino com um novo micro-brush seco, para posterior fotoativação por 20 segundos.

## *2. Preparo do canal radicular*

Foi realizado o condicionamento do conduto radicular com ácido fosfórico a 35% pelo tempo de 15 segundos, seguido de lavagem do conduto com água, pelo dobro do tempo de condicionamento, através do auxílio de uma seringa descartável, penetrando-se a agulha no interior do canal para garantir que todo ácido foi removido. Após, foi removido o excesso de água do interior do conduto utilizando-se cones de papel absorvente, para posterior aplicação do sistema adesivo Scotch Bond Multi-Purpose. Primeiramente foi aplicado o Primer (frasco 1), com um micro-brush longo, seguido da aplicação de leves jatos de ar, para evaporação do solvente. Posteriormente coloca-se o Adesivo (frasco 2) removendo-se o excesso com cones de papel absorvente, realizando, então, a fotoativação por vinte segundos, com a ponta ativa posicionada à altura da embocadura do canal radicular.

## *3. Manipulação do cimento e inserção do pino*

Para manipulação do cimento quimicamente ativado, foi dispensada a pasta base e catalisadora, em iguais proporções, sobre um bloco de papel impermeável, espatulando-se este por dez a quinze segundos. O cimento manipulado foi levado no interior do canal por meio de uma sonda periodontal e sobre a superfície do

retentor, aplica-se uma fina camada do cimento. Posiciona-se o pino de fibra de vidro no interior do conduto, estabilizando-o manualmente de forma a ficar perpendicular ao longo eixo da raiz. Faz-se uma leve pressão no pino por 5 a 10 segundos. O excesso de cimento foi removido utilizando-se espátula para compósito, e foi aguardado 7 minutos para a polimerização total do cimento.

### G2 – Cimento Resinoso Convencional Dual (Rely-X ARC)

#### *1. Preparo do pino*

Semelhante ao preparo do pino no grupo G1.

#### *2. Preparo do canal radicular*

Semelhante ao preparo do canal no grupo G1.

#### *3. Manipulação do cimento e inserção do pino*

Para manipulação do cimento resinoso dual, foi dispensada a pasta base e catalisadora, em iguais proporções, sobre um bloco de papel impermeável, espatulando por dez segundos. O cimento manipulado foi levado no interior do canal por meio de uma sonda periodontal e sobre a superfície do retentor, aplica-se uma fina camada do cimento. Posiciona-se o pino de fibra de vidro no interior do conduto, estabilizando-o manualmente de forma a ficar paralelo ao longo eixo da raiz. Faz-se uma leve pressão no pino por 5 a 10 segundos. O excesso de cimento foi removido utilizando-se espátula para compósito aproximadamente 3 minutos após o assentamento do pino, e em seguida o cimento foi fotoativado por 80 segundos por uma fonte de luz halógena.

### G3 – Cimento Resinoso Convencional Dual (Variolink II)

Todos os procedimentos são semelhantes ao grupo G3. Porém, não foi necessária a espatulação do cimento, pois o mesmo possui uma ponta auto-mistura, no qual a pasta base e catalizadora do produto já sairão da seringa misturadas.

### G4 – Cimento Resinoso Químico com Adesivo Auto-condicionante (Multilink)

#### *1. Preparo do pino*

Semelhante ao preparo do pino no grupo G1.

#### *2. Preparo do canal radicular*

Após limpeza do canal, mistura-se o primer A e B do kit do cimento resino em igual proporção (1:1) e com auxílio de um micro-brush longo, aplica-se no interior do canal. Após um tempo de 15 segundos, foram removidos os excessos com cones de papel absorvente, seguido de leves jatos de ar. Não é necessário fotoativação, já que a mistura é autopolimerizável.

#### *3. Manipulação do cimento e inserção do pino*

O cimento possui uma ponta auto-mistura, no qual a pasta base e catalizadora do produto já sairá da seringa misturada. O cimento foi levado no interior do canal com uma sonda periodontal (segundo o fabricante, a fresa lântulo poderia causar uma polimerização precoce do cimento no interior do canal, dificultando o assentamento do pino) e sobre a superfície do retentor, aplica-se uma fina camada do cimento. Posiciona-se o pino de fibra de vidro no interior do conduto, estabilizando-o manualmente de forma este ficar perpendicular ao longo eixo da

raiz. Faz-se uma leve pressão no pino por 5 a 10 segundos. O excesso de cimento foi removido utilizando-se espátula para compósito, e foi aguardado 7 minutos para a polimerização total do cimento.

#### G5 – Cimento Resinoso Dual com Adesivo Auto-condicionante (Panavia F2.0)

##### *1. Preparo do pino*

Semelhante ao preparo do pino no grupo G1.

##### *2. Preparo do canal radicular*

Foram misturados o ED Primer A e B e aplicado no interior do canal, aguardando-se 30 segundos. Após, foram removidos os excessos com cones de papel absorvente.

##### *3. Manipulação do cimento e inserção do pino*

Para manipulação do cimento resinoso auto-adesivo, foi dispensada a pasta base e catalisadora (Paste A e B), em iguais proporções, sobre um bloco de papel impermeável, espatulando-se por dez segundos. Sobre a superfície do retentor, aplica-se uma fina camada do cimento. Posiciona-se o pino de fibra de vidro no interior do conduto, estabilizando-o manualmente de forma este ficar perpendicular ao longo eixo da raiz. Faz-se uma leve pressão no pino por 5 a 10 segundos. O excesso de cimento foi removido utilizando-se espátula para compósito, e em seguida o cimento foi fotoativado por 80 segundos.

#### G6 – Cimento Resinoso Auto-adesivo Dual (Rely-X U100)

##### *1. Preparo do pino*

Foi feita a limpeza do pino e apenas a aplicação do silano de acordo com o protocolo do grupo 1 (G1). Não foi necessária aplicação do adesivo.

*2. Preparo do canal radicular*

Não é necessário nenhum tratamento no canal radicular.

*3. Manipulação do cimento e inserção do pino*

Para manipulação do cimento resinoso auto-adesivo, foi dispensada a pasta base e catalisadora, em iguais proporções, sobre um bloco de papel impermeável, espatulando-se por dez segundos. O cimento espatulado foi aplicado no pino e levado ao interior do canal. Posiciona-se o pino de fibra de vidro no interior do conduto, estabilizando-o manualmente de forma a ficar perpendicular ao longo eixo da raiz. Faz-se uma leve pressão no pino por 5 a 10 segundos. O excesso de cimento foi removido utilizando-se espátula para compósito, e em seguida o cimento foi fotoativado por 80 segundos.

G7 – Cimento Resinoso Auto-adesivo Dual (Biscem)

*4. Preparo do pino*

Foi feita a limpeza do pino e aplicação do silano de acordo com o protocolo do grupo 1 (G1). Não foi necessária aplicação do adesivo.

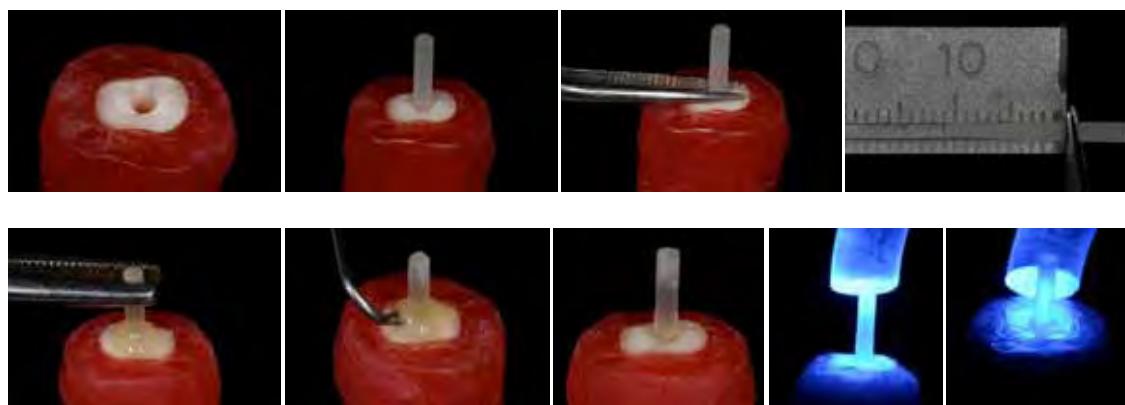
*5. Preparo do canal radicular*

Não é necessário nenhum tratamento no canal radicular.

*6. Manipulação do cimento e inserção do pino*

O cimento possui uma ponta auto-mistura, no qual a pasta base e catalisadora do produto já sairá da seringa misturada. O cimento foi levado no interior do canal

por meio de fresa Lentulo e sobre a superfície do retentor, aplica-se uma fina camada do cimento. Posiciona-se o pino de fibra de vidro no interior do conduto, estabilizando-o manualmente de forma a ficar perpendicular ao longo eixo da raiz. Faz-se uma leve pressão no pino por 5 a 10 segundos. O excesso de cimento foi removido utilizando-se espátula para compósito, e em seguida o cimento foi fotoativado por 80 segundos.

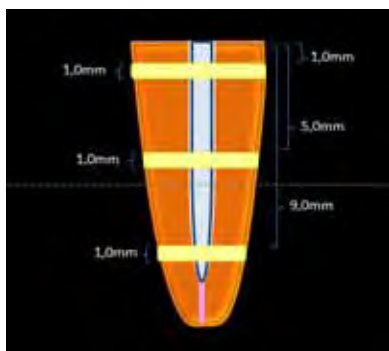


Figuras 3 e 4: Prova do pino no comprimento de trabalho e procedimento de cimentação adesiva do pino de fibra de vidro. O tratamento da dentina e a fotopolimerização varia de acordo com o cimento resinoso.

### 6.5. Secção das Raízes

Após a cimentação dos retentores intrarradiculares, as raízes foram mantidas em água destilada em estufa a 37°C por 24 horas. Foram realizados três demarcações na superfície radicular, 1mm a partir da superfície cervical, distantes três milímetros entre si, ficando a última medida localizada aos nove milímetros.(Esquema 1). Os espécimes foram fixados em máquina de corte Isomet

1000 (Buehler UK LTD), seccionando perpendicularmente ao longo eixo as raízes em pontos demarcados, obtendo-se três secções, referentes aos terços cervical, médio e apical, seccionando também o remanescente coronário do pino de fibra de vidro. Após a secção, foram numerados os segmentos de acordo com a numeração do corpos-de-prova, seguido da marcação referente ao terço seccionado (C, M e A). Imediatamente após esta etapa, as raízes foram devidamente separadas para realização dos ensaios mecânicos (Figura 5).



Esquema 1: Desenho esquemático representando a localização dos cortes para a obtenção das fatias.



Figura 5: A – Fixação da raiz com godiva; B – Máquina de corte Isomet 1000; C – Dente cortado nos diferentes terços já com a devida demarcação; D – "Fatia" da raiz com 1mm de espessura com a referente marcação do terço e do lado apical da amostra.



## 6.6. Ensaio Mecânico

Foi utilizada uma máquina de ensaios universais MTS 810 Material Test System (Figura 6) com célula de carga 50Kg. Os corpos-de-prova foram posicionados em uma base metálica com 20mm de diâmetro e em seu interior um orifício com 3mm ao centro, mantendo as secções invertidas, com a porção cervical voltada para baixo e a região dos retentores cimentados coincidindo com o orifício menor.

Foi fixado no mordente da máquina de ensaios uma haste metálica com ponta ativa cilíndrica com 1mm de diâmetro. O ensaio *push-out* foi realizado à velocidade de  $0,5 \text{ mm/min}^{-1}$  até o deslocamento do retentor intra-radicular (figuras 6 e 7)



Figuras 6 e 7: Máquina de universal de ensaios mecânicos; Detalhe da ponta ativa posicionada sobre o pino para execução do ensaio *push-out*.

Os valores de resistência em kgf, foram convertidos para MPa dividindo-se a força necessária para o deslocamento dos retentores pela área do conduto radicular, de acordo com a equação (Esquema 2). Os dados foram tabulados para

posterior realização da análise estatística por meio da Análise de Variância (utilizando o software GraphPad Prism 5), e teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

Esquema 2: formula para a transformação dos dados de Kgf para Mpa.

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

Onde:

- T = tensão de extrusão (MPa)
- F = força necessária para extrusão (Kgf)
- A = área de superfície aderida (mm<sup>2</sup>)

Para o cálculo da área do cone, utilizou-se a fórmula abaixo:

$$A_L = \pi(R + r)\sqrt{h^2 + (R - r)^2}$$

### 6.7. Análise do tipo de Fratura

Após o teste push-out, os espécimes foram analisados por microscopia óptica para determinar o tipo de falha de acordo com Perdigão et al. (2006) em: Tipo 1, adesiva entre o pino e o cimento resinoso (sem cimento visível no pino);

Tipo 2, Mista, com cimento resinoso cobrindo 0-50% da superfície do pino; Tipo 3, Mista, com cimento resinoso cobrindo 50-100% da superfície do pino; Tipo 4, adesiva entre o cimento resinoso e a dentina radicular; Tipo 5, coesiva da dentina.

## **Experimento 2:**

- **MATERIAL**

Para confecção dos corpos-de-prova, foram utilizados retentores intraradiculares pré-fabricados de dupla conicidade e lisos de fibra de vidro nº3 translúcidos (WhitePost DC / FGM). Foram utilizados um cimento de polimerização dual Rely-X ARC (3M/Espe), um cimento dual de adesivo auto-condicionante Panavia F 2.0 e um cimento auto-adesivo de polimerização dual Rely-X U100, silano Ceramic Primer (3M/Espe) e sistema adesivo convencional de 3 passos Scotch Bond Multi-Purpose (3M/Espe). Para a fotoativação destes, foram utilizadas diferentes sistemas: luz halógena Optilux 501 (Demetron) com intensidade de luz aproximada de  $600\text{mW/cm}^2$  e LED Ultraled (Dabi Atlante), intensidade de luz aproximada de  $550\text{mW/cm}^2$ .

### **Seleção, preparo e inclusão das raízes**

Semelhante a metodologia do experimento 1.

### **Tratamento endodôntico e preparo dos canais radiculares**

Semelhante a metodologia do experimento 1.

### Divisão dos grupos experimentais

Após todo o tratamento das raízes (48 corpos-de-prova), o grupos foram divididos de acordo com o sistema de cimentação e fonte de luz, sendo 8 amostras para cada grupo (n=8) como segue o quadro:

Quadro 1:

GRUPOS	CIMENTO RESINOSO (COR)	FABRICANTE	FONTE DE LUZ
G1	Rely-X ARC (A3)	3M Espe	Luz Halógena
G2	PanaviaF2.0 (Tooth Color)	kuraray	Luz Halógena
G3	Rely-X U100 (A2 Universal)	3M Espe	Luz Halógena
G4	Rely-X ARC (A3)	3M Espe	LED
G5	PanaviaF2.0 (Tooth Color)	kuraray	LED
G6	Rely-X U100 (A2 Universal)	3M Espe	LED

### Cimentação dos Pinos de Fibra de Vidro

O tratamento do pino, quando necessário, foi realizado sempre com o mesmo silano (Ceramic Primer – 3M/Espe) e/ou agente adesivo (Scotch Bond Multi-Purpose – 3M/Espe) Já o tratamento do conduto radicular para a cimentação, quando necessário, foi realizado de acordo com as recomendações de cada fabricante do cimento resinoso, variando de acordo com os diferentes grupos, como segue abaixo:

G1 – Cimento Resinoso RelyX ARC + Luz Halógena

Segue a mesma sequência detalhada no grupo 2 do experimento 1.

G2 – Cimento Resinoso Panavia F2.0 + Luz Halógena

Segue a mesma sequência detalhada no grupo 5 do experimento 1.

G3 – Cimento Resinoso RelyX U100 + Luz Halógena

Segue a mesma sequência detalhada no grupo 6 do experimento 1.

G4 – Cimento Resinoso RelyX ARC + LED

Segue as mesmas recomendações do grupo 1, porém utilizando uma fonte de luz LED.

G5 – Cimento Resinoso Oanavia F 2.0 + LED

Segue as mesmas recomendações do grupo 2, porém utilizando uma fonte de luz LED.

G6 – Cimento Resinoso RelyX U100 + LED

Segue as mesmas recomendações do grupo 3, porém utilizando uma fonte de luz LED.

**Secção das Raízes**

Semelhante a metodologia do experimento 1.

**Ensaio Mecânico**

Semelhante a metodologia do experimento 1.

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

Araraquara, 03 de março de 2009.

Luiz Rafael Calixto Lima