



**Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP**

**Departamento de Odontologia restauradora**

**Programa de pós-graduação em Odontologia - Dentística**

**PG**  
ODONTOLOGIA

**André Gustavo de Lima Godas**



**ANATOMIZAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO.  
ESTUDO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS NA  
INTERFACE RESTAURADORA ADESIVA**

Araçatuba  
2014

*André Gustavo de Lima Godas*

**ANATOMIZAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO.  
ESTUDO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS NA INTERFACE  
RESTAURADORA ADESIVA.**

Araçatuba  
2014

*André Gustavo de Lima Godas*

**ANATOMIZAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO.  
ESTUDO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS NA INTERFACE  
RESTAURADORA ADESIVA.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de concentração: Dentística.

**Orientador:** *Prof. Adj. Paulo Henrique dos Santos*

Araçatuba  
2014

Catálogo na Publicação (CIP)

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

G577 Godas, André Gustavo de Lima.  
Anatomização de pinos de fibra de vidro : estudo de propriedades mecânicas na interface restauradora adesiva / André Gustavo de Lima Godas. - Araçatuba, 2014  
111 f. : il. ; tab. + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba  
Orientador: Prof. Paulo Henrique dos Santos

1. Cimentos de resina 2. Técnica para Retentor Intrarradicular 3. Estética dentária I. Título

Black D2  
CDD 617.6



# *Dedicatória*

---

*A DEUS*

Pela sua presença e pelo seu infinito amor em minha vida.

“Levanto os meus olhos para os montes e pergunto: De onde vem o socorro? O meu socorro vem do Senhor, que fez os céus e a terra.”

(Salmos 121: 1-2)

*Aos meus amados pais,*

*José Antônio Godas e Rosicléia de Lima Godas*

Vocês são os meus maiores presentes, obrigado por toda dedicação, amor, carinho e conselhos que levarei por toda esta vida.

Obrigado por incentivar os meus sonhos.

Obrigado por toda paciência e amor para nos educar.

Eu amo muito vocês!!!

*Aos meus queridos irmãos,*

*Allan Felipe De Lima Godas e Arão Henrique de Lima Godas*

Agradeço a Deus por vocês fazerem parte de minha vida. Muito obrigado por todo companheirismo, pelas ocasiões divertidas e pela força nos momentos difíceis.

Eu amo vocês!

*Aos meus queridos Avós,*

*Lázaro Barbosa de Lima, Dolores Cuenca de Lima e*

*Rosa Ruiz Romero*

Vocês são os meus maiores exemplos de sabedoria e amor.

Obrigado por toda a dedicação de uma vida em função da nossa família.

Amo muito Vocês !!!



*Agradecimentos E especiais*

## *Agradecimentos E especiais*

*Ao meu orientador,*

*Prof. Paulo Henrique dos Santos.*

Não tenho palavras para agradecer tudo o que o senhor fez por mim. Não existem palavras que possam descrevê-lo.

Obrigado professor pela orientação, sempre com muita paciência e pronto a ouvir nossas queixas, dúvidas e ideias. Obrigado por todo o ensino, com ética e dedicação à pesquisa.

Serei eternamente grato por todos os conselhos em tempos difíceis.

Foi uma honra trabalhar com um grande pesquisador!

*As amigas*

*Thais Yumi Umeda Suzuki*

Obrigado por toda a disposição e por toda a paciência para me ensinar em meio às minhas dificuldades.

Com todo coração desejo a você muito sucesso!

Você será uma grande pesquisadora.

## *Agradecimentos E especiais*

*Fabiana da Silva Públio*

É um grande prazer ser seu amigo ! Serei sempre grato por sua amizade nos tempos de graduação.

Obrigado pelos tempos divertidos que passamos. A você desejo muito sucesso Doutora! Você é muito especial!

*Aos meus amigos que se tornaram irmãos de coração,*

*Adriel Lidão Nunes,*

E uma honra ser seu amigo. Tenho aprendido muito com sua experiência. Você é um exemplo de determinação e conquista. Obrigado por me proporcionar grandes momentos !

*Bruno Barbosa Pinto e Clederson Daniel Petter (Polaco),*

Meus pequenos e grandes amigos é um privilégio tê-los em minha vida.

Obrigado pelos bons e divertidos momentos que passamos.

Vocês são especiais para mim.

## *Agradecimentos E especiais*

*Graciele,*

Obrigado Gra pela pessoa que você é, sempre atenciosa e pronta a me ajudar. Obrigado por me ouvir e pelos conselhos.

*Vander Bueno (nenê) e Fabio Lisboa (Chaulim).*

Meus irmãos mais velhos. Tenho muito a agradecer a Deus por suas vidas.

Obrigado por tudo o que vocês fizeram por mim.

Obrigado pelas orações quando eu mais precisei. Agradeço a vocês por estarem sempre pertos em meus momentos mais difíceis.

## *Agradecimentos E especiais*

*A todos vocês*

É com muita alegria que agradeço a Deus por fazerem parte da minha vida. Por todos os momentos divertidos que vocês me proporcionaram. Por toda a paciência e por sempre estarem prontos a ajudar.

Vocês são minha família de coração!!!

Amo vocês!!!

“A melhor parte da vida de uma pessoa está nas suas amizades.” (Abraham Lincoln)

*Aos meus amigos,*

*Luciene Pereira de Castro,*

Obrigada vizinha por todos os momentos divertidos que passamos. Obrigada por me ouvir e me ensinar.

Desejo a você muito sucesso Doutora!!!

## *Agradecimentos E especiais*

*Renan Aparecido Fernandes e Diego Felipe Mardegan Gonçalves*

Obrigado companheiros de casa por vocês tornarem meus dias mais divertidos.

Obrigado pela paciência e por suportar meus dias mais estressantes! Vocês são uma família para mim.

Agradeço a Deus por suas vidas, homens sempre focados em aprender a cada dia mais na Odontologia.

*Aos meus amigos da pós-Graduação,*

*Rafael Gonçalves Simões (Rafa)*

Muito obrigado por me ensinar e fazer parte do meu crescimento. Sempre pronto a ajudar nas minhas maiores dificuldades. Foi um honra estudar com você !

Rafa desejo a você todo sucesso, que todos os seus sonhos sejam realizados. Você será um grande pesquisador !

## *Agradecimentos E especiais*

*Laura Molinar Franco*

Muito obrigado por tudo o que você fez por mim. Obrigado por me tranquilizar em tempos de ansiedade. Obrigado pelos momentos divertidos e por me fazer rir nos meus dias difíceis.

Desejo a você todo sucesso! Você irá longe Doutora!

*Lucas Silveira Machado (lusca)*

Grande Doutor, obrigado por todos os momentos divertidos. Obrigado pela disposição em ajudar quando tive dúvidas. Desejo a você sucesso nesta carreira.

Você será um grande professor e pesquisador!

*A mestrandia Marjorie de Oliveira Gallinari (Marjo)*

Não poderia deixar de te agradecer por todos os desenhos e esquemas feitos, admiro o seu talento e sua determinação para com a pesquisa. Muito obrigado Marjo por sua ajuda para a concretização deste trabalho.

## *Agradecimentos E especiais*

### *Aos novos amigos de pós-graduação*

*Fabio Martins Salomão, Janaina Cardoso Moreira , Mariana Dias  
Moda e Marjorie de Oliveira Gallinari*

Embora pouco tempo juntos, muito obrigado pelos momentos divertidos. Desejo a todos vocês sucesso nesta nova fase, tenham foco e sejam determinados, vocês irão longe!

### *Aos estagiários Jaque, Henrico, Bruna e Mariana*

Muito obrigado por toda a ajuda. Desejo a vocês sucesso na odontologia. Vocês são o futuro da nossa profissão!

“Cada novo amigo que ganhamos no decorrer da vida aperfeiçoa-nos e enriquece-nos, não tanto pelo que nos dá, mas pelo que nos revela de nós mesmos.”

*Miguel de Unamuno Y Jugo*

A vintage typewriter is shown in a faded, semi-transparent style. A hand is visible typing on the keyboard. The word "Agradecimientos" is written in a large, elegant, cursive font across the center of the typewriter. A thin horizontal line is positioned below the text.

# *Agradecimientos*

*À Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba – UNESP*, na pessoa de sua diretora *Profa. Dra. Ana Maria Pires Soubhia* e vice-diretor *Prof. Dr. Wilson Roberto Poi*, que me acolheu e proporcionou meu aprendizado e crescimento nos cursos de graduação e mestrado.

*À coordenadora do curso de Pós-Graduação* da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, *Profa. Dra. Maria José Hitomi Nagata*, por incentivar os alunos e acreditar nos futuros professores e pesquisadores.

*À Cordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)*, pela concessão da bolsa de mestrado durante oito meses do curso.

*À fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)*, fundação mantenedora deste trabalho. Agradeço por ser contemplado à bolsa de mestrado. Muito obrigado por todo o auxílio na fase da execução deste trabalho.  
(Processos – 2012/07212-0 e 2012/09721-0).

*Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação* da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, *Valéria Zagato, Lilian Mada e Cristiane Lui*, que de forma sempre atenciosa e prestativa, me ajudaram sempre que precisei. Muito obrigado pela paciência.

## *Agradecimentos*

---

*Aos bibliotecários* da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela forma dedicada e eficiente que sempre atenderam as minhas necessidades, obrigado pela colaboração durante todo o período da minha graduação e mestrado.

*Aos professores do curso de Pós-Graduação* da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, obrigado pela oportunidade de crescimento e por todo conhecimento científico compartilhado.

*Aos alunos da turma de pós-graduação em Odontologia* da faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, Obrigado por todos os momentos juntos, por todos os eventos científicos e pelas experiências que compartilhamos. A todos vocês desejo muito sucesso no ensino e na pesquisa odontológica.

*Aos professores do Departamento de Odontologia* da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, pela motivação, por todos os ensinamentos transmitidos, desde a graduação.

À *Profa. Dra. Maria Cristina Rosifini Alves Rezende*, do Departamento de Materiais Odontológico e Prótese, agradeço pela autorização para utilização da máquina universal EMIC, equipamento indispensável para realização deste estudo. Obrigado por todos os conselhos, para o meu crescimento.

## *Agradecimentos*

---

Ao *Prof. Dr. Ricardo Coelho Okida*, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, obrigado pela tutoria na disciplina de Dentística durante o curso de Mestrado. Agradeço pelos conselhos, por toda a atenção e disposição em ensinar.

Ao *Prof. Dr. João Eduardo Gomes Filho*, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, obrigado pela gentileza em me ceder materiais endodônticos para a realização do estudo.

A *Prof. Dra. Mirela Sanae Shinohara*, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, obrigado por todo o apoio, pelos conselhos e pela disposição em sempre ajudar em momentos de dúvida.

Ao *Prof. Dr. Renato Herman Sundfeld*, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, obrigado por sempre, de uma forma tão gentil, e paciente nos ensinar. Obrigado por todo apoio e por contribuir com todo o seu conhecimento científico para o nosso crescimento.

Ao *assessor administrativo Peterson Moura*, do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, agradeço por toda a ajuda, sempre disposto a auxiliar, com muita paciência, e atenção.

## *Agradecimentos*

---

*As Ass. Suporte Acadêmico Cláudia Neves Corrêa, Nelci Vieira e Elaine Cristina Francischini Ferreira* do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP, muito obrigado por toda a ajuda, pela disposição e pelo carinho que vocês têm com os alunos de pós-graduação.

*À ajudante geral Graciele*, muito obrigado por proporcionar nosso ambiente de trabalho mais limpo e agradável, obrigado pelos cafés que com todo carinho você fez.

Aos professores das disciplinas de *Reabilitação Oral Convencional e sobre implantes e Biomateriais e Bioengenharia*, *Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção e Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha* do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, obrigado por toda paciência e disposição em ensinar para o meu crescimento acadêmico e profissional.

*Ao Prof. Dr. Juno Gallego*, do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, pela gentileza em me ensinar a manipular e autorizar a utilização do Ultramicrodurômetro, equipamento indispensável para a realização deste trabalho.

## *Agradecimentos*

---

Ao *Laboratório de Microscopia Eletrônica* da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - UNESP, em especial ao Assistente de Suporte Acadêmico *Elton José de Souza*, pela gentileza e disposição para realização da etapa de microscopia eletrônica de varredura.

*Em especial a banca examinadora composta pelos professores*

*Prof. Dra. Ana Paula Albuquerque Guedes* da Universidade Federal do Espírito Santo – UFES.

*Prof. Dr. André Luiz Fraga Briso* do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba-UNESP.

Obrigado por prontamente aceitarem o nosso convite para a banca da minha dissertação. Tenho certeza que pelo conhecimento científico e por toda a experiência irão contribuir muito com este trabalho. Muito Obrigado!

A person is walking away from the camera on a dirt path that winds through a dense forest. The trees are tall and thin, and the ground is covered with fallen leaves and branches. The overall atmosphere is quiet and somewhat somber. The title 'E pígrafe' is written in a large, black, serif font across the middle of the image, with a thin horizontal line underneath it.

# *E pígrafe*

*“Não é o que você é por dentro, mas sim o que você faz que define quem você é.”*

*Agostinho de Hipona.*

# *R esumo*

---

GODAS, A.G.L. Anatomização de pinos de fibra de vidro. Estudo de propriedades mecânicas na interface restauradora adesiva. [Dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”; 2014.

## Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar as propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e dureza Martens) do cimento resinoso e dentina subjacente à interface adesiva quando da cimentação de pinos anatomizados e avaliar a resistência de união entre pinos de fibra de vidro anatomizados aos diferentes terços da dentina intraradicular antes e após a ciclagem mecânica, através do teste *push-out*. Quarenta pré-molares unirradiculares foram submetidos ao tratamento endodôntico e divididos em quatro grupos (n=10) de acordo com o tipo de retentor intra-radicular utilizado (pinos de fibra de vidro anatomizados com resina composta e pinos de fibra de vidro sem anatomização) e envelhecimento (com ou sem ciclagem mecânica, em equipamento eletromecânico de ensaios de fadiga, totalizando 1.200.000 ciclos). As amostras foram seccionadas em cortadeira de precisão, obtendo uma fatia de aproximadamente 1,3mm de cada terço a ser analisado (cervical, médio e apical), sendo então submetidas às mensurações de dureza Martens, módulo de elasticidade e ao teste de resistência de união nos diferentes terços da raiz. Após o teste de resistência de união, as amostras foram avaliadas em microscopia eletrônica de varredura. Os dados de resistência de união (MPa) e propriedades mecânicas (GPa) foram submetidos à ANOVA dois fatores para análises repetidas, sendo considerados como fatores de estudo os grupos experimentais e as regiões analisadas. As médias foram comparadas com o teste de Tukey ( $p = 0.05$ ). Baseado nos resultados obtidos e nas limitações do estudo, a anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta pouco influenciou nas propriedades mecânicas do cimento resinoso e da dentina adjacente, e não contribuiu para melhoria da resistência de união, independente da ciclagem mecânica realizada. A anatomização com resina composta não seria um procedimento clínico essencial na cimentação de pinos de fibra de vidro à dentina intraradicular.

---

**Palavras-chaves:** Cimentos de Resina. Técnica para retentor intrarradicular. Estética Dentária.

# *Abstract*

---

GODAS, A.G.L. Anatomization of glass fiber post. Estudy of mecanical properties of interface adhesive restorative. [Dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista; 2014.

## Abstract

The aim of this study was to evaluate the mechanical properties (elastic modulus and Martens hardness) of the resin cements and underlying dentin after the bonding of customized fiberglass posts to different thirds of intraroot dentin, as well as to measure the push-out bond strength before and after mechanical cycling. Single root pre-molars were subjected to endodontic treatments, and the samples were divided into four groups (n=10) according to the type of intraroot retainer used (customized and non-customized fiberglass posts) and aging (submitted or not submitted to mechanical cycling, totaling 1.200.000 cycles). The roots were sectioned in slices of approximately 1.3mm (cervical, middle and apical regions) and submitted to the measurements of Martens hardness, elastic modulus and push-out bond strength test in different intrarradicular regions. After bonding strength test, the specimens were evaluate by scanning electron microscopy to characterize the dentin structure. Data of bond strength (MPa) and mechanical properties (GPa) were subjected to two-factor repeated measures ANOVA, considering the experimental groups and the regions analyzed as the factors of the study. Means were compared by Tukey's test ( $p = 0.05$ ). Based on the results and limitations of the study, the customization of fiberglass posts with composite resin had few influence on the mechanical properties of resin cement and underlying dentin, and not contribute for the increase of push-out bond strength, independent of mechanical cycling procedure. The customization with composite resin would not be an essential clinical procedure to lute fiberglass posts to intrarradicular dentin.

**Keywords:** Resin Cement. Post and core technique. Esthetics Dental.

---

# *Listas e Sumário*

---

# Lista de Abreviaturas, Símbolos e Siglas

°C = grau Celsius

± = mais ou menos

% = porcentagem

µm = micrometro

ANOVA = Análise da variância

Ass. = Assistente

CA = Califórnia

CEP = Comitê de Ética e Pesquisa

CT = Connecticut

Eit = Módulo de elasticidade

EUA = Estados Unidos da América

et al. = e colaboradores

GPa = Gigapascal

HM = Dureza Martens

Hz = Hertz

IL = Illinois

---

MEV = Microscopia eletrônica de varredura

ml = mililitro (unidade de medida equivalente a  $10^{-3}l$ )

mm = milímetro (unidade de medida equivalente a  $10^{-3}m$ )

mN = mili Newton

MN = Minnessota

min = minuto

MPa = Megapascal

N = Newton

n<sup>o</sup> = número

Prof. = Professor

s = segundo

SP = São Paulo

TEGDMA = Dimetacrilato de trietilenoglicol

UNESP = Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

---

# Lista de figuras

## **CAPÍTULO 1**

**Figura 1:** Representação da metodologia empregada neste estudo

## **CAPÍTULO 2**

**Figura 1:** Representação da metodologia empregada neste estudo

**Figura 2:** Imagem representativa do Grupo 1 (sem anatomização e não ciclados)

**Figura 3:** Imagem representativa do Grupo 2 (sem anatomização e ciclados)

**Figura 4:** Imagem representativa do Grupo 3 (anatomizados e não ciclados)

**Figura 5:** Imagem representativa do Grupo 4 (anatomizados e ciclados)

---

# Lista de tabelas

## CAPÍTULO 1

**Tabela 1:** Materiais utilizados neste estudo.

**Tabela 2:** Valores de Dureza Martens (HM) e Módulo de Elasticidade (Eit) do cimento resinoso RelyX U200 em função dos grupos apresentados nos diferentes terços do canal radicular (GPa).

**Tabela 3:** Valores de Dureza Martens (HM) e Módulo de Elasticidade (Eit) da dentina em função dos grupos apresentados nos diferentes terços do canal radicular (GPa).

## CAPÍTULO 2

**Tabela 1:** Materiais utilizados neste estudo.

**Tabela 2:** Resistência de união (*push-out*) (MPa) entre pinos de fibra de vidro aos diferentes terços da dentina intrarradicular.

---

# Sumário

<b>1 Introdução Geral.....</b>	<b>33</b>
<b>2 Capítulo 1 – Efeito da anatomização dos pinos de fibra de vidro nas propriedades mecânicas do cimento resinoso e da dentina intrarradicular.....</b>	<b>37</b>
2.1 Resumo.....	38
2.2 Abstract.....	40
2.3 Introdução e Proposição.....	42
2.4 Materiais e Método.....	44
2.5 Resultado .....	50
2.6 Discussão e conclusão.....	52
Referências.....	56
<b>3 Capítulo 2 - Avaliação da resistência de união entre pinos de fibra de vidro anatomizados nos diferentes terços da dentina radicular.....</b>	<b>66</b>
3.1Resumo.....	67
3.2 Abstract .....	69
3.3 Introdução e Proposição.....	70
3.4 Materiais e Método.....	72
3.5 Resultado .....	78
3.6 Discussão.....	79
3.7 Conclusão.....	82

---

Referências.....	83
Anexos.....	95

# *I ntrodução G eral*

---

A evolução dos materiais odontológicos tem proporcionado grandes avanços na odontologia restauradora. Em virtude disto, restaurações estéticas em dentes fraturados ou tratados endodonticamente, têm mostrado mais êxito na qualidade, resistência e previsibilidade estética<sup>18</sup>.

O uso de retentores intrarradiculares metálicos pré-fabricados ou fundidos ainda estão disponíveis no mercado odontológico e são muito utilizados em dentes tratados endodonticamente e com pouco remanescente dentário<sup>14</sup>. Apesar de boa retenção e boa adaptação entre as paredes do canal radicular possibilitando uma fina camada de cimento, esses núcleos metálicos, além de serem esteticamente insatisfatórios, podem sofrer corrosão ao longo do tempo, gerando degradação na interface de união dentina-pino. Além da coloração irreversível na dentina, esses pinos podem causar fraturas radiculares em virtude do seu alto módulo de elasticidade, quando comparado com a dentina<sup>9,21</sup>.

Na tentativa de reduzir o número de fraturas radiculares e melhorar a característica estética, os pinos de fibra de vidro foram desenvolvidos para o uso em dentes tratados endodonticamente<sup>13</sup>. Além de serem estéticos, esses pinos apresentam módulo de elasticidade semelhante à dentina e proporcionam, juntamente com a cimentação adesiva, uma dissipação mais uniforme das tensões geradas pela mastigação, diminuindo as fraturas radiculares<sup>16,28</sup>. Em estudos clínicos, Albaladejo et al. (2008)<sup>1</sup> e Goracci et al. (2005)<sup>11</sup> relataram que, para o sucesso das restaurações envolvendo o uso de pinos de fibra de vidro, seria necessária boa estabilidade e resistência da união entre pino, cimento e dentina radicular.

Devido ao avanço da odontologia adesiva, os cimentos resinosos têm sido constantemente utilizados em restaurações envolvendo o uso de pinos intraradiculares, por possuírem propriedades mecânicas vantajosas<sup>4</sup>, uma vez que o módulo de elasticidade similar entre esses materiais seria favorável e contribuiria para a estabilidade de união entre o pino, cimento e dentina. Os cimentos

resinosos podem ser classificados em convencionais e autoadesivos. Os cimentos resinosos convencionais necessitam de um sistema adesivo para adesão à dentina no interior do canal radicular<sup>2</sup> como, por exemplo, os sistemas *etch-and-rinse*, os quais necessitam de pré condicionamento ácido e da manutenção da dentina úmida para o processo de adesão à dentina<sup>8,13</sup>. No entanto, quando se trabalha no interior do canal radicular, o controle da umidade, principalmente nos terço médio e apical, é clinicamente difícil de ser realizado<sup>10</sup>.

O desenvolvimento dos cimentos resinosos autoadesivos trouxe simplicidade à técnica de cimentação, uma vez que não necessitam da aplicação de sistemas adesivos à dentina.<sup>6,13,16</sup>. Estes materiais possuem mecanismo de união que se baseia em interação micromecânica e adesão química à dentina<sup>6,30</sup>, em virtude da presença de monômeros ácidos em sua composição que interagem com a hidroxiapatita presente no dente<sup>6,19,25</sup>. Em seus estudos, De Munck et al. (2004)<sup>7</sup>, Goracci et al. (2006)<sup>12</sup> e Leme et al. (2011)<sup>16</sup> relataram que os cimentos resinosos auto-adesivo não são capazes de formar uma camada híbrida verdadeira, esses apenas modificam a *smear layer* produzindo uma interação superficial na interface cimento e dentina radicular.

Sendo assim, a cimentação de pinos utilizando cimentos resinosos, envolve etapas críticas e continua sendo um procedimento clínico sensível e bastante criterioso<sup>13</sup>. Estudos clínicos têm demonstrado que o fracasso da cimentação adesiva dos pinos de fibra de vidro ocorre, principalmente, devido a falhas na interface adesiva cimento-dentina, com consequente perda de retenção entre o pino e dentina radicular<sup>20,23,24,27</sup>. Vários fatores como interação entre o sistema adesivo e o cimento resinoso<sup>2,16</sup>, forma e composição do pino de fibra de vidro<sup>2,23</sup>, forma e diferença no diâmetro dos terços cervical, médio e apical do canal radicular<sup>2,15,23</sup> têm sido responsáveis pela falha na cimentação dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular<sup>15</sup>.

Sendo assim, a seleção adequada dos pinos intraradiculares, especialmente com relação ao seu formato e composição, juntamente com a forma do conduto radicular, é de relevante importância

para o processo de adesão <sup>29</sup>, uma vez que é necessário que o pino tenha boa adaptação ao conduto radicular, formando uma linha de cimentação delgada <sup>23</sup>. Diferenças na espessura formada pelo cimento resinoso no espaço presente entre o pino e a dentina radicular nos terços cervical, médio e apical, poderia afetar a contração de polimerização do cimento resinoso, além da formação de bolhas na interface de união cimento-dentina, local de maior incidências de falhas adesivas <sup>2,16,23</sup>. Por isso, vários tipos de pino têm sido desenvolvidos com formas e rugosidades variadas em sua superfície <sup>23</sup>.

Com intuito de melhorar a adaptação dos pinos no interior do canal radicular, os pinos podem ser anatomizados utilizando resina composta, de acordo com a anatomia do canal radicular (pinos anatômicos). Esta técnica, utilizada em alguns estudos, trouxe benefícios como melhor adaptação do pino ao conduto, pois anatomiza cada pino intra-radicular ao respectivo condutor, obtendo-se melhor encaixe mecânico e menor linha de cimentação <sup>3,9,18</sup>. No entanto, existem poucos estudos relacionando o uso de pinos anatomizados com a estabilidade da união à dentina intra-radicular, bem como sua influência nas propriedades mecânicas da interface adesiva restauradora. Atualmente, o que se tem buscado na interação entre pinos, cimentos resinosos e dentina intra-radicular é uma resistência de união que tenha estabilidade ao longo do tempo, e simplicidade na técnica clínica.

Dessa forma, neste estudo são apresentados dois capítulos com os seguintes objetivos: (1) avaliar as propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e dureza Martens) do cimento resinoso e da dentina subjacente à interface adesiva quando da cimentação de pinos anatomizados aos diferentes terços da dentina intra-radicular; (2) avaliar a resistência de união entre pinos de fibra de vidro anatomizados aos diferentes terços da dentina intraradicular antes e após a ciclagem mecânica, através do teste *push-out*.

# *Capítulo 1*

---

## **EFEITO DA ANATOMIZAÇÃO DOS PINOS DE FIBRA DE VIDRO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO CIMENTO RESINOSO E DA DENTINA INTRARRADICULAR**

### **2.1 Resumo**

**Propósito:** Avaliar as propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e dureza Martens) do cimento resinoso e da dentina subjacente à interface adesiva quando da cimentação de pinos anatomizados aos diferentes terços da dentina intrarradicular, submetidos ao envelhecimento mecânico.

**Materiais e Métodos:** Quarenta pré-molares unirradiculares foram submetidos ao tratamento endodôntico e as amostras divididas em quatro grupos experimentais (n=10) de acordo com o tipo de retentor intra-radicular utilizado (pinos de fibra de vidro anatomizados com resina composta e pinos de fibra de vidro sem anatomização) e envelhecimento (com ou sem ciclagem mecânica, em equipamento eletromecânico de ensaios de fadiga, totalizando 1.200.000 ciclos). Após o processo de cimentação dos pinos, as amostras foram seccionadas em cortadeira de precisão, obtendo uma fatia de aproximadamente 1,3mm de cada terço a ser analisado (cervical, médio e apical) e submetida às mensurações de dureza Martens e módulo de elasticidade no cimento resinoso e nos diferentes terços da dentina intrarradicular subjacentes à interface de união. Os dados foram submetidos à ANOVA dois fatores para análises repetidas, sendo considerados como fatores de estudo os grupos experimentais e as regiões analisadas. As médias foram comparadas com o teste de Tukey (p=0.05). **Resultados:** Para o cimento resinoso, no terço cervical, os maiores valores de dureza Martens e módulo de elasticidade foram encontrados para o grupo sem anatomização após a ciclagem mecânica ( $1,09 \pm 0,25$  GPa e  $21,73 \pm 3,12$  GPa, respectivamente), enquanto no terço apical, não houve diferença significativa entre os grupos (p>0,05). Na comparação entre os terços, não houve diferença nos valores de dureza Martens para todos os grupos experimentais (p>0,05),

enquanto que no módulo de elasticidade, apenas o grupo anatomizado antes da ciclagem mecânica, apresentou diferença significativa entre os terços cervical ( $15,43 \pm 2,68$  GPa) e apical ( $12,14 \pm 3,46$  GPa) ( $p < 0,05$ ). Na dentina subjacente, os maiores valores de dureza Martens no terço cervical foram encontrados para o grupo sem anatomização após a ciclagem mecânica ( $1,26 \pm 0,44$  GPa), enquanto que no terço apical, não houve diferença na dureza Martens e módulo de elasticidade entre todos os grupos experimentais ( $p > 0,05$ ). Não houve diferença significativa entre os terços analisados tanto para dureza Martens quanto para o módulo de elasticidade para todos os grupos estudados.

**Conclusão:** De uma maneira geral, a anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta pouco influenciou nas propriedades mecânicas do cimento resinoso e da dentina subjacente.

**Palavra-chave:** Dureza. Cimentos de resina. Técnica para retentor intrarradicular.

**Significância Clínica:** A escolha de uma técnica adequada, que garanta melhores propriedades mecânicas do agente cimentante e manutenção das propriedades mecânicas da dentina subjacente à interface de união, é de fundamental importância na longevidade da retenção dos pinos intrarradiculares.

## **EFFECT OF FIBERGLASS POST-CUSTOMIZATION ON THE MECHANICAL PROPERTIES OF RESIN CEMENT AND UNDERLYING INTRARADICULAR DENTIN SURFACE**

### **2.2 Abstract:**

**Purpose:** The aim of this study was to evaluate the mechanical properties (elastic modulus and Martens hardness) of resin cement and underlying dentin of the adhesive interface when customized fiberglass posts are luted to different thirds of intraradicular dentin and submitted to mechanical aging.

**Materials and Methods:** Single-rooted premolars were submitted to endodontic treatment and then divided into four groups (n = 10) according to the type of fiberglass post (customized with composite resin and non-customized) and aging (with or without mechanical cycling in electromechanical equipment for fatigue tests totaling 1.200.000 cycles). The samples were sectioned in slices of approximately 1.3 mm for each third to be analyzed (cervical, middle, and apical) and subjected to measurements of Martens hardness and elastic modulus in the resin cement and underlying dentin in different thirds of dentin root. The data were submitted to two-way repeated measures ANOVA, considering the experimental groups and dentin regions as factors of the study. Means were compared using Tukey's test ( $p = 0.05$ ).

**Results:** For the cervical region of the resin cement, the highest values of Martens hardness and elastic modulus ( $1.09 \pm 0.25$  GPa and  $21.73 \pm 3.12$  GPa, respectively) were found for the non-customized group after mechanical cycling, whereas in the apical region, there was no difference among the groups ( $p > 0.05$ ). In the comparison among the regions, there was no difference in

Martens hardness for all the experimental groups ( $p > 0.05$ ), whereas for elastic modulus, only the customized group before mechanical cycling showed a difference between the cervical ( $15.43 \pm 2.68$  GPa) and apical regions ( $12.14 \pm 3.46$  GPa) ( $p < 0.05$ ). In the underlying dentin, the highest values of Martens hardness in the cervical region were found for the non-customized group after mechanical cycling ( $1.26 \pm 0.44$  GPa), whereas in the apical region, there was no difference in the Martens hardness and elastic modulus among the groups ( $p > 0.05$ ).

**Conclusion:** Generally, the customization of fiberglass posts with composite resin had few influence on the mechanical properties of resin cement and underlying dentin.

**Keywords:** Hardness. Resin cements. Post-and-core technique.

**Clinical significance:** The choice of an appropriate technique that ensures better mechanical properties of the luting agent and maintenance of the mechanical properties of the underlying dentin is essential for guaranteeing the longevity of intracanal post retention.

## 2.3 Introdução

O desenvolvimento e evolução dos materiais estéticos têm sido marcante na Odontologia contemporânea. Como exemplo, os pinos de fibra de vidro vêm ganhando uma aceitação pelos cirurgiões dentistas, quando se trabalha com restaurações estéticas em dentes anteriores tratados endodonticamente ou com fraturas coronárias<sup>1</sup>. Várias características têm sido mencionadas quanto ao uso dos pinos de fibra de vidro, dentre elas está à translucidez<sup>2</sup>, estética aceitável<sup>3</sup> e módulo de elasticidade semelhante à dentina, reduzindo assim o aumento do padrão de fraturas radiculares<sup>4,5</sup>.

Segundo a literatura que uma boa relação de estabilidade entre o pino de fibra de vidro, o cimento e a dentina faz-se necessária<sup>6-9</sup>. Atualmente os cimentos resinosos são os materiais de escolha para a cimentação de pinos de fibra de vidro, uma vez que possuem propriedades mecânicas satisfatórias para uma boa resistência adesiva<sup>10</sup>, sendo atualmente classificados em convencionais e autoadesivos. Os cimentos resinosos convencionais necessitam de um sistema adesivo para união à dentina<sup>11</sup>, como, por exemplo, os adesivos *etch-and-rinse*, os quais necessitam de pré-condicionamento ácido e da manutenção da dentina úmida para o processo de adesão<sup>12,13</sup>. Porém, quando se trabalha no interior do canal radicular, o controle da umidade, principalmente nos terços médio e apical, é tecnicamente sensível e clinicamente difícil de ser obtido<sup>14</sup>. Na tentativa de se minimizar a sensibilidade técnica deste procedimento, os cimentos resinosos autoadesivos foram desenvolvidos, sendo que estes não necessitam de um prévio condicionamento ácido e/ou da utilização de sistema adesivo à dentina. O mecanismo de ação destes materiais baseia-se na interação micromecânica e química à dentina<sup>15</sup>, uma vez que possuem monômeros ácidos em sua composição que são capazes de interagir com a hidroxiapatita presente na dentina intraradicular<sup>16</sup>.

Mesmo com todo o progresso na evolução dos materiais, ainda há falhas no processo de cimentação adesiva especialmente no interior do conduto radicular. Estudos têm demonstrado que a perda de retenção dos pinos poderia ocorrer devido a problemas na interface adesiva cimento-

dentina<sup>4,5</sup>, como falha na interação química entre sistema adesivo e cimento resinoso, diferença na anatomia (forma e diâmetro) entre o pino e os diferentes terços do canal radicular<sup>4</sup> e forma e composição do pino de fibra de vidro<sup>18</sup>.

Na tentativa de melhorar a adaptação entre os pinos de fibra de vidro à dentina intraradicular, pinos anatômicos estão sendo utilizados. Utilizando resina composta, os pinos de fibra de vidro são anatomizados de acordo com a geometria do canal radicular, na tentativa de obter melhor enbricamento mecânico e menor linha de cimentação<sup>19-21</sup>. A otimização da transmissão de luz, no interior do conduto, também se faz necessária para uma melhor polimerização dos materiais resinosos, mesmo quando estes possuem dupla ativação<sup>22</sup>. A polimerização adequada do cimento resinoso é de extrema importância, uma vez que essa pode influenciar nas propriedades mecânicas do material e na adesão dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular<sup>1</sup>.

O estudo das propriedades mecânicas dos componentes da interface adesiva é fundamental para compreensão do comportamento clínico dos materiais envolvidos no processo de cimentação resinosa. Por estar indiretamente ligado ao grau de conversão, o módulo de elasticidade e a dureza dos materiais podem interferir na integridade da interface adesiva entre o cimento resinoso e a dentina, influenciando assim a retenção do pino de fibra de vidro ao conduto radicular<sup>23</sup>. Atualmente, várias são as metodologias empregadas para a avaliação do módulo de elasticidade e dureza dos materiais, dentre elas, o uso de penetradores (“indentadores”) diamantados do tipo Vickers ou Berkovich, os quais penetram na superfície do material, fornecendo o comportamento elástico e plástico do material através da curva de tensão em função da deformação<sup>24</sup>.

Diante disto o objetivo deste estudo foi avaliar as propriedades mecânicas (módulo de elasticidade e dureza Martens) do cimento resinoso e da dentina subjacente à interface adesiva quando da cimentação de pinos anatomizados aos diferentes terços da dentina intraradicular, submetidas ou não ao envelhecimento mecânico. As hipóteses nulas testadas foram (1) não haveria

diferença nas propriedades mecânicas estudadas, do cimento resinoso e dentina subjacente, entre os pinos de fibra de vidro anatomizados e não anatomizados submetidos à ciclagem mecânica. (2) Não haveria diferença nas propriedades mecânicas do cimento resinoso e dentina subjacente nos diferentes terços (cervical, médio e apical) do canal radicular.

## **2.4 Materiais e métodos**

### *Seleção dos dentes*

O projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, através de Plataforma Brasil (processo nº 03020412.0.0000.5420). Foram selecionados 40 pré-molares unirradiculares humanos, recém extraídos por motivos ortodônticos ou periodontais. Os dentes foram limpos com curetas, e congelados à temperatura de -20°C até o início da execução da pesquisa. Todos os dentes com evidência clínica de cárie, reabsorção radicular, trincas ou fraturas foram excluídos da pesquisa.

Inicialmente, os dentes foram posicionados em cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buheler, Chicago, IL, USA). A coroa anatômica de todos os dentes foi removida 1mm acima da junção amelo-cementária, através de uma secção transversal com disco de diamante em cortadeira de precisão Isomet 2000 (Buheler, Chicago, IL, USA) sob refrigeração, em baixa velocidade (Figura 1A).

Em seguida, as raízes remanescentes foram submetidas ao tratamento endodôntico. O acesso inicial ao conduto foi realizado com broca esférica n.º 1 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação, sob-refrigeração. O comprimento de trabalho foi estabelecido visualmente, subtraindo-se 1mm do comprimento total de inserção de uma lima #10 K Flexofile (Antaeos, Munique, BY Alemanha), quando esta apareceu no forame apical. A instrumentação foi realizada manualmente,

ao longo de todo o comprimento de trabalho, até a lima #45 K Flexofile (Antaeos, Munique, BY, Alemanha). Os condutos foram irrigados entre cada troca de lima e o canal foi preenchido com solução irrigadora durante a fase de instrumentação. Para cada dente, a cada lima, 3ml de solução de hipoclorito de sódio a 2,5% foi utilizada. Após a irrigação final, os condutos foram secos com cones de papel absorventes e obturados com cones de guta-percha (Dentsply-Maillefer, Tulsa, Ok, USA) e cimento de hidróxido de cálcio Sealapex (Kerr, Orange, CA, EUA), pela técnica da condensação lateral. Após o corte dos excessos de guta-percha, o acesso coronal foi selado com resina temporária Clip F (VOCO, Cuxhaven, CUX, Alemanha). Os dentes tratados endodonticamente foram armazenados em 100% de umidade, em temperatura ambiente, durante um período de sete dias (Figura 1A).

#### *Preparo do espaço para a cimentação do pino*

O retentor intrarradicular utilizado foi o pino de fibra de vidro White Post DC nº 2 (FGM, Joinville, SC, Brasil). Para a cimentação dos pinos, um preparo intrarradicular foi confeccionado em todos os espécimes. Primeiramente, utilizando uma broca de largo nº 1 (Dentsply-Maillefer, Tulsa, Ok, USA) em baixa velocidade, foi removido a guta-percha e confeccionado o espaço para a cimentação do pino, calibrada em profundidade de aproximadamente 9 mm, tendo como referência a medida do comprimento de trabalho do dente. Para a padronização do conduto foi usada a broca correspondente ao pino nº 2, garantindo a adaptação do pino ao conduto. Finalizado o preparo, os pinos foram provados para verificação da adaptação (Figura 1B).

#### *Divisão dos grupos experimentais:*

Os 40 dentes selecionados foram divididos de forma aleatória em quatro grupos de 10 dentes cada (n=10), de acordo com a técnica de cimentação dos retentores intra-radulares e envelhecimento: **Grupo 1** - para pinos de fibra de vidro não anatomizados e não envelhecidos mecanicamente; **Grupo 2** - para pinos de fibra de vidro não anatomizados e envelhecidos

mecanicamente; **Grupo 3** - para pinos de fibra de vidro anatomizados e não envelhecidos mecanicamente e **Grupo 4** - para pinos de fibra de vidro anatomizados e envelhecidos mecanicamente.

Os materiais utilizados neste estudo estão descritos na tabela 1.

### **Grupos 1 e 2 – Pinos de fibra de vidro sem anatomização**

Previamente ao procedimento adesivo, foi realizada a limpeza da superfície do pino de fibra de vidro, utilizando álcool 70% por 60 segundos. Em seguida, a superfície do pino foi silanizada utilizando o silano Prosil (FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 segundos, sendo, em seguida, realizada a secagem com jato de ar. A partir desse momento, a superfície do pino não foi mais manipulada, para evitar contaminação. A dentina intra-radicular foi irrigada com 2 ml de solução de água destilada, para remoção dos restos de guta-percha e manutenção da umidade do meio. O conduto foi seco com jato de ar e cones de papel absorvente. O cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) foi manipulado, e aplicado sobre o pino com auxílio de uma espátula nº 24. Em seguida, o pino de fibra de vidro foi levado em posição no interior do conduto, sendo removidos os excessos de cimento. Por fim, o cimento resinoso foi fotoativado em cada face da raiz por 20 segundos utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

### **Grupos 3 e 4 – Pinos de fibra de vidro anatomizados com resina composta:**

Previamente ao procedimento adesivo, foi realizada a limpeza da superfície do pino de fibra de vidro, utilizando álcool 70% por 60 segundos. Em seguida, a superfície do pino foi silanizada utilizando o silano Prosil (FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 segundos, sendo, em seguida, realizada a secagem levemente com jato de ar. A seguir, o sistema adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) foi aplicado sobre a superfície do pino de fibra com o auxílio de um microbrush (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), seguido de leve jato de ar, e fotoativado

utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 20 segundos.

Para realização da anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta, foi realizada a lubrificação do conduto radicular com gel lubrificante hidrossolúvel KY (Johnson & Johnson, Butatã, SP, Brasil). O pino de fibra de vidro foi envolvido com a resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) levando-se, então, o conjunto no interior do conduto, marcando a região vestibular do pino. Os excessos foram removidos e o conjunto foi fotoativado utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), no interior do conduto, por dez segundos. O conjunto foi retirado do interior do canal radicular e fotoativado por mais trinta segundos pela superfície vestibular e palatina. Os condutos radiculares foram lavados com jato de água destilada, por trinta segundos, para remoção do lubrificante, e então, os canais radiculares foram secos com jatos de ar e cones de papel absorvente. Os pinos anatomizados foram também lavados com água destilada e secos com jato de ar.

A cimentação dos pinos de fibra anatomizados com resina composta também foi realizada com cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA), da mesma maneira como descrito anteriormente. Após o processo de cimentação dos pinos, todos os dentes foram armazenados em água destilada por sete dias.

#### *Ciclagem mecânica:*

Os Grupos 2 e 4 foram submetidos à ciclagem mecânica. Anteriormente foi confeccionada em cada amostra um núcleo de preenchimento de resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA). Para tanto foi utilizada uma matriz pré-conformada cilíndrica de 7mm de altura. A resina composta foi inserida e fotopolimerizada utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). O diâmetro de cada núcleo foi ajustado de acordo com o diâmetro da raiz de cada amostra.

Os espécimes foram posicionados no equipamento eletromecânico de ensaios de fadiga (MSFM, Elquic, São Carlos, SP, Brasil), para realização de ciclagem mecânica, totalizando 1.200.000 ciclos<sup>24,25</sup>.

Para o posicionamento dos espécimes, foi confeccionada uma base de forma que o conjunto pino e raiz ficassem a 45 graus em relação à ponta de haste metálica do equipamento eletromecânico. Com o auxílio de uma furadeira de bancada, as bases foram perfuradas para a reprodução do alvéolo. Os espécimes foram incluídos individualmente com auxílio de um delineador, deixando a raiz o mais perpendicular possível, sendo, em seguida, a cavidade preenchida com resina acrílica Clássico (Clássico, São Paulo, SP, Brasil). Após a polimerização total da resina acrílica, com a utilização de água quente, os espécimes foram retirados da resina acrílica reproduzindo assim uma cavidade como um alvéolo. Com auxílio de uma ceringa Centrix, o material de impressão poliéter Impregum F(3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) foi inserido na cavidade, seguido pela reinserção dos espécimes, reproduzindo assim um ligamento periodontal artificial, como proposto no estudo de Soares et al. (2005)<sup>26</sup>.

O equipamento eletromecânico de fadiga foi calibrado para operar com carga estática de 50N, conferida a cada substituição dos corpos-de-prova por meio de célula de carga (MS 50, Líder balanças, Araçatuba, SP, Brasil), e frequência de 2Hz. O carregamento ocorreu sobre cada espécime de forma independente, por meio de uma ponta de aço com 4mm de diâmetro. Durante o ensaio, os espécimes permaneceram imersos em água destilada circulante a temperatura de  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  (Cibirka, 2001)<sup>27</sup>, controlados pelo próprio equipamento eletromecânico (Figura 1C).

### Análise das propriedades mecânicas

Para análise das propriedades mecânicas, os espécimes foram cortados perpendicularmente ao longo eixo, com disco diamantado montado em cortadeira de precisão Isomet 2000 (Buehler,

EUA), obtendo uma fatia de aproximadamente 1,3mm de cada terço a ser analisado (terços cervical, médio e apical). As fatias foram embutidas em resina acrílica Clássico (Clássico, São Paulo, SP, Brasil), desgastadas manualmente com lixas abrasivas de granulação 320, 600, 800 e 1200 (Extec Corp, Enfield, CT, USA) e então polidas com pastas diamantadas (6, 3 e 1µm) por um período de 3 minutos cada etapa. As amostras foram limpas em cuba ultrassônica (Cristófoli, Campo Mourão, PR, Brasil) com água deionizada durante 8 minutos entre as lixas e pastas e ao final do processo (Figura 1D).

A superfície preparada foi levada ao ultramicrodurômetro Digital DUH-211 (Shimadzu, Kyoto, Japão) para verificação da dureza Martens (HM) e módulo de elasticidade (Eit), sob ação de carga de 5mN, com tempo de manutenção de carga de 5 segundos, nas seguintes regiões da interface adesiva: cimento resinoso e dentina subjacente à interface de união. A ponta indentadora utilizada foi a Vickers, sendo realizadas três leituras em cada região. Essas grandezas foram obtidas a partir de um ciclo completo de carregamento e descarregamento de cargas (Figura 1E). A dureza Martens (HM) é definida como a carga máxima (Pmáx) dividida pela área projetada da impressão de contato (A):

$$HM = \frac{P_{máx}}{A}$$

O módulo de elasticidade (Eit) é calculado segundo a equação:

$$\frac{1}{E_r} = \frac{(1-U^2)}{E_{it}} + \frac{(1-U_i^2)}{E_i}$$

Onde U e  $U_i$  são respectivamente, os coeficiente de Poisson (definida como a razão entre as deformações específicas transversal e longitudinal) da amostra e do indentador; e  $E_i$  é o módulo de elasticidade do indentador. No nosso caso,  $E_i = 1141\text{GPa}$  e  $U_i = 0,07$ . O módulo de elasticidade reduzido ( $E_r$ ) é calculado pela seguinte equação:

$$E_r = \frac{\sqrt{\pi S}}{2\sqrt{A}}$$

Onde (A) é a área projetada pela impressão de contato, (s) é a rigidez do material obtido a partir da inclinação da porção inicial da curva de descarga e  $\pi$  é 3,14.

Neste estudo, os valores do módulo de elasticidade (Eit) e dureza Martens (HM) foram calculados automaticamente através do programa de software do equipamento (Figura 1E).

Os dados de dureza Martens (HM) e módulo de elasticidade (Eit) foram submetidos a ANOVA dois fatores para análises repetidas, sendo considerados como fatores de estudo os grupos experimentais e as regiões analisadas. As médias foram comparadas com o teste de Tukey ( $p=0.05$ )

## **2.5 Resultados**

### *Cimento resinoso*

De acordo com os dados apresentados na Tabela 2, pode-se observar que no terço cervical, os maiores valores de dureza Martens foram encontrados para grupo sem anatomização após a ciclagem mecânica ( $1,09 \pm 0,25$  GPa), com diferença estatisticamente significativa para os demais grupos ( $p<0,05$ ). No terço médio, o mesmo resultado foi obtido, no entanto a diferença foi estatisticamente significativa apenas para o grupo anatomizado antes da ciclagem mecânica ( $0,56 \pm 0,29$  GPa) ( $p=0,02$ ). Neste terço, não houve diferença estatisticamente significativa entre os pinos anatomizados antes e após a ciclagem mecânica ( $p=0,86$ ). Já no terço apical não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos anatomizado e não anatomizados, antes ou após a ciclagem mecânica ( $p>0,05$ ). Não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza Martens entre todos os terços analisados em todos os grupos experimentais ( $p>0,05$ )

Com relação ao módulo de elasticidade (Eit), no terço cervical, os maiores valores foram encontrados para o grupo não anatomizado após a ciclagem mecânica ( $21,73 \pm 3,12$  GPa), porém com diferença estatisticamente significativa apenas para o grupo anatomizado antes da ciclagem mecânica ( $p=0,002$ ). Para os terços médio e apical, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos não anatomizado e anatomizado, antes ou após a ciclagem mecânica ( $p>0,05$ ). Na comparação dos valores de módulo de elasticidade entre os diferentes terços analisados, só houve diferença estatisticamente significativa para o grupo anatomizado antes da ciclagem mecânica, no qual o terço cervical apresentou maiores valores ( $15,43 \pm 2,68$  GPa) comparado ao terço apical ( $12,14 \pm 3,46$  GPa) ( $p=0,01$ ). Nos demais grupos analisados, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os terços do canal intrarradicular ( $p>0,05$ ).

### *Dentina:*

De acordo com os dados apresentados na Tabela 3, referentes às propriedades mecânicas da dentina subjacente à área de união, os maiores valores de dureza Martens (HM) no terço cervical foram encontrados para o grupo não anatomizado após a ciclagem mecânica ( $1,26 \pm 0,44$  GPa) com diferença estatisticamente significativa apenas para o grupo anatomizado antes da ciclagem mecânica ( $0,68 \pm 0,30$  GPa) ( $p=0,01$ ). No terço médio, o grupo anatomizado após a ciclagem mecânica apresentou os maiores valores de dureza Martens ( $1,27 \pm 0,49$  GPa), com diferença estatisticamente significativa para o respectivo grupo não ciclado ( $0,82 \pm 0,18$  GPa) ( $p=0,03$ ). No terço apical, não houve diferença estatisticamente entre os grupos não anatomizado e anatomizado, antes ou após a ciclagem mecânica ( $p>0,05$ ). Não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de dureza Martens entre os diferentes terços da dentina intraradicular em todos os grupos experimentais ( $p>0,05$ ).

Em relação ao módulo de elasticidade (Eit), não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos não anatomizado e anatomizado, antes ou após a ciclagem mecânica, nos terços cervical, médio e apical ( $p>0,05$ ). Na comparação entre os diferentes terços da dentina intraradicular para cada grupo separadamente, também não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de módulo de elasticidade (Eit) ( $p>0,05$ ).

## **2.6 Discussão**

As propriedades mecânicas dos materiais odontológicos, especialmente dos agentes cimentantes resinosos, podem variar devido a vários fatores, como adequada manipulação do material, temperatura, local de cimentação e grau de polimerização do material<sup>28,29</sup>. A dureza e o módulo de elasticidade de um material são propriedades que podem avaliar de uma forma indireta o grau de conversão do mesmo e, conseqüentemente, a eficiência da polimerização do material<sup>29,30</sup>.

No presente estudo, o método utilizado para a avaliação da dureza e módulo de elasticidade foi o teste de ultra-microindentação, onde as deformações plásticas e elásticas do material são mensuradas pela profundidade de penetração da ponta do indentador<sup>31</sup>. O método de análise por ultra-microindentação possui algumas vantagens em relação a outros testes de dureza (Vickers e Knoop) utilizado na engenharia, por ser adequado para a análise de dureza de materiais sólidos, não é influenciado pelo operador, uma vez que os resultados de dureza são calculados pelo próprio equipamento, além da possibilidade de se calcular também o módulo de elasticidade do material<sup>32</sup>. De acordo com as Tabelas 2 e 3, pode-se evidenciar que para ambas as propriedades mecânicas estudadas, a anatomização dos pinos de fibra de vidro levaram a diferenças nos valores de dureza e módulo de elasticidade do cimento resinoso e da dentina subjacente, quando comparado aos pinos não anatomizados, especialmente no terço cervical. Dessa forma, rejeita-se a primeira hipótese nula do estudo.

Uma adequada polimerização seria necessária para garantir melhores propriedades mecânicas dos materiais resinosos <sup>1</sup>. No caso de cimentos resinosos localizados no interior do conduto radicular, não somente a luz incidente influencia esta polimerização, mas também a qualidade da transmissão de luz através do pino. No presente estudo, os valores de dureza e módulo de elasticidade do cimento resinoso foram maiores nos grupos não anatomizados comparados aos respectivos grupos anatomizados, especialmente nos terços cervical e médio (Tabela 2). Especula-se que o processo de anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta tenha alterado a capacidade do pino em absorver, refletir e dispersar luz através do conduto radicular, com possível prejuízo nas propriedades mecânicas do cimento. Conforme vai ocorrendo a atenuação da luz ao longo do canal radicular <sup>33,34</sup>, com conseqüente menor transmissão da mesma em direção ao terço apical, esse fenômeno vai sendo minimizado, o que poderia explicar a não diferença estatística nos valores de dureza Martens e módulo de elasticidade entre os pinos anatomizados e não anatomizados nesta região (Tabela 2). Para materiais de dupla ativação, quanto mais distante o material da fonte de luz, maior a influência da polimerização química dos cimentos duais<sup>35</sup>, como o utilizado neste estudo.

A ciclagem mecânica é um processo laboratorial utilizado para simular a função mastigatória. Fatores como força aplicada no momento do ciclo, direção desta força, frequência da carga, temperatura e números de ciclos influenciam neste processo<sup>36</sup>. No presente estudo, um total de 1.200.000 ciclos foram realizados, correspondendo a aproximadamente cinco anos de uso clínico<sup>37</sup>. De uma forma geral, a ciclagem mecânica aumentou os valores de dureza do cimento resinoso apenas no terço cervical, no grupo onde os pinos não foram anatomizados (Tabela 2). Nas demais condições experimentais, a ciclagem mecânica não causou efeito nas propriedades mecânicas do cimento. Pedreira et al. (2009)<sup>28</sup> avaliando a dureza de cimentos resinosos, antes e após o armazenamento por três meses em água destilada à 37°C, mostraram aumento na dureza do cimento resinoso autoadesivo, sendo que a presença de partículas de cargas fortemente aderidas no

interior da matriz diminuiria a sensibilidade à umidade do material, com otimização de suas propriedades mecânicas. Esta alta estabilidade apresentada por estes materiais poderia explicar os resultados encontrados no presente estudo.

Na comparação entre os diferentes terços analisados (cervical, médio e apical), apenas o grupo anatomizado antes da ciclagem mecânica apresentou diferença nos valores de módulo de elasticidade do cimento resinoso entre os terços cervical e apical (Tabela 2), rejeitando-se segunda hipótese nula do estudo. Na análise da dureza Martens, não houve qualquer diferença entre os terços analisados para todos os grupos experimentais. Embora exista menor transmissão de luz em direção aos terços médio e apical, o fato do cimento apresentar também a polimerização química, explicaria a similaridade nos resultados encontrados<sup>38</sup> No caso específico do grupo onde o pino de fibra de vidro foi anatomizado com resina composta, uma pequena barreira à passagem de luz poderia ter sido criada durante a fotoativação do cimento resinoso, contribuindo para a redução do módulo de elasticidade no terço apical comparado ao terço cervical (Tabela 2).

Na dentina subjacente à interface adesiva, pode-se observar que nos terços cervical e médio, os menores valores foram encontrados para o grupo anatomizado antes da ciclagem mecânica (Tabela 3). A alteração dos valores de dureza Martens na dentina subjacente à interface adesiva poderia estar relacionada às propriedades químicas do cimento resinoso auto-adesivo utilizado neste estudo. A variação de pH e a manutenção da acidez do material poderia interagir com a dentina, alterando assim a sua dureza. Saskalauskaite et al. (2008)<sup>39</sup>, comparando a variação de pH de vários cimentos resinosos convencionais e auto-adesivos, demonstraram que os materiais auto-adesivos apresentam grande variação nos valores de pH, tanto após a ativação exclusivamente química quanto dual. Especula-se que no presente estudo, a anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta poderia ter influenciado na velocidade da polimerização do cimento resinoso, em virtude da atenuação da transmissão de luz via pino, o que poderia retardar a neutralização do pH do cimento resinoso<sup>39</sup> influenciando assim nos valores de dureza da dentina subjacente.

Na dentina, no terço apical, este estudo mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos anatomizados e não anatomizados, antes e após a ciclagem mecânica (Tabela 3). A dificuldade da incidência de luz nesta região e a dificuldade do acesso à região apical devido a anatomia radicular poderiam explicar a não diferença tanto na dureza quanto no módulo de elasticidade da dentina entre os grupos<sup>40-43</sup>. Mesmo nos grupos onde o pino é anatomizado, pouco volume de resina composta é encontrado sobre os pinos de fibra de vidro no terço apical, normalmente pela melhor adaptação do pino ao interior no conduto nesta região.

Quando comparamos as propriedades mecânicas da dentina nos diferentes terços do conduto intrarradicular, não houve diferença entre os grupos anatomizados e não anatomizados antes e após a ciclagem mecânica (Tabela 3). Embora estudos revelem boa retenção do cimento resinoso auto-adesivo à dentina<sup>4,9,18</sup>, este, por possuir monômeros ácidos fracos na sua composição, não são capazes de alterar significativamente a superfície da dentina e formar uma camada híbrida verdadeira<sup>16,44,45</sup>. Além disso, como o íntimo contato do cimento à dentina intrarradicular é clinicamente mais difícil de ser obtido, a ação do cimento sobre a hidroxiapatita do dente parece pouco influenciar a dureza e módulo de elasticidade da superfície dentinária.

De uma maneira geral, a anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta pouco influenciou nas propriedades mecânicas do cimento resinoso e da dentina subjacente. Outras condições experimentais, como o uso de resinas compostas translúcidas no processo de anatomização dos pinos ou o uso de outros agentes cimentantes resinosos, devem ser avaliadas para comprovar o real efeito da anatomização na longevidade da interface adesiva envolvendo pinos de fibra de vidro.

## **Referências**

- 1 Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater.* 2007 Jan;23:100-5.
- 2 Leme AA, Coutinho M, Insaurralde AF, Scaffa PM, da Silva LM. The influence of time and cement type on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. *Oper Dent.* 2011 Nov-Dec;36:643-8.
- 3 Spazzin AO, de Moraes RR, Cecchin D, Farina AP, Carlini-Junior B, Correr-Sobrinho L. Morphological analysis of glass, carbon and glass/carbon fiber posts and bonding to self or dual-cured resin luting agents. *J Appl Oral Sci.* 2009 Sep-Oct; 17:476-80.
- 4 Pereira JR, Lins do Valle A, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, Dos Reis Só MV. Push-out bond strengths of diferente dental cements used to cement glass fiber post. *J Prosthet Dent.* 2013 Aug;110:134-40.
- 5 Shiratori FK, Valle AL, Pegoraro TA, Carvalho RM, Pereira JR. Influence of technique and manipulation on self-adhesive resin cements used to cement intrarradicular post. *J Prosthet Dent.* 2013 Jul;110:56-60.
- 6 Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005; 31: 608-12.

- 7 Albaladejo A, Osorio R, Aguilera FS, Toledano M. Effect of cyclic loading on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008 Jul; 86:264-9.
- 8 Giovannetti A, Goracci C, Vichi A, Chieffi N, Polimeni A, Ferrari M. Post retentive ability of a new resin composite with low stress behaviour. *J Dent.* 2012 Apr;40:322-8.
- 9 Daleprane B, Nemesio de Barros Pereira C, Oréface R, Bueno A, Vaz R, Moreira A, Magalhães C. The effect of light-curing access and diferente resin cements on apical bond strength of fiber post. *Oper Dent.* 2014 Mar-Apr;39:e93-e100.
- 10 Gomes GM, Gomes OM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. Regional bond strengths to root canal dentin of fiber post luted with three cementation systems. *Braz Dent J.* 2011;22:460-7.
- 11 Amaral M, Santini MF, Wandscher V, Amaral R, Valandro LF. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. *Oper Dent.* 2009 Jul-Aug;34:443-51.
- 12 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;39:117-29.
- 13 Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.

14 Giachetti L, Scaminaci Russo D, Baldini M, Bertini F, Steier L, Ferrari M. Push-out strength of translucent fibre posts cemented using a dual-curing technique or a light-curing self-adhering material. *Int Endod J.* 2012 Mar;45(3):249-56.

15 Faria-E-Silva AL, Peixoto AC, Borges MG, Menezes MD, Moraes RR. Immediate and delayed photoactivation of self-adhesive resin cements and retention of glass-fiber posts. *Braz Oral Res.* 2014 Jan 24:0. [Epub ahead of print]

16 Zicari F De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Factors affecting the cement-post interface. *Dent Mater.* 2012 Mar;28:287-97.

18 Gomes GM, Gomes OM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. Regional bond strengths to root canal dentin of fiber posts luted with three cementation systems. *Braz Dent J.* 2011;22:460-7.

19 Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Borracchini A, Ferrari M. SEM evaluation of the cement layer thickness after luting two different posts. *J Adhes Dent.* 2005 Autumn;7:235-40.

20 Anchieta RB, Rocha EP, Almeida EO, Freitas AC Jr, Martin M Jr, Martini AP, Archangelo CM, Ko CC. Influence of customized composite resin fiber glass posts on the mechanics of restored treated teeth. *Int Endod J.* 2012 Feb;45:146-55.

21 Costa RG, De Morais EC, Campos EA, Michel MD, Gonzaga CC, Correr GM. Customized fiber glass post. Fatigue and Fracture resistance. *Am J Dent.* 2012 Feb;25:35-8.

22 dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Corrêa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod.* 2008 Mar;34:299-302.

23 Faria-e-Silva AL, Piva E, Lima GS, Boaro LC, Braga RR, Martins LR. Effect of immediate and delayed light activation on the mechanical properties and degree of conversion in dual-cured resin cements. *J Oral Sci.* 2012 Sep;54:261-6.

24 Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamics loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-coresystems. *J Prosthet Dent.* 2002 Apr;87:438-45.

25 Nothdurft FP, Schmitt T, Rupf S, Pospiech PR. Influence of fatigue testing and cementation mode on the load bearing capability of bovine incisors restored with crowns and FRC posts. *Dent Mater J.* 2011;30:109-14.

26 Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.* 2005 Jan-Mar;19:11-6.

27 Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001 Mar;85:268-75.

28 Pedreira AP, Pegoraro LF, de Góes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treatment. *Dent Mater.* 2009 Jul;25:868-76.

29 Lührs AK, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, VanMeerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater.* 2014 Mar;30 :281-91.

30 Fennis WM, Ray NJ, Creugers NH, Kreulen CM. Microhardness of resin composite materials light-cured through fiber reinforced composite. *Dent Mater.* 2009 Aug;25:947-51.

31 Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hämmerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dent Mater J.* 2010 Mar;29 :188-92.

32 Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater.* 2007 Sep;23 :1079-85.

33 Baena E, Fuentes MV, Garrido MA, Rodríguez J, Ceballos L. Influence of post-cure time on the microhardness of self-adhesive resin cements inside the root canal. *Oper Dent.* 2012 Sep-Oct;37 :548-56.

34 Galhano GA, de Melo RM, Barbosa SH, Zamboni SC, Bottino MA, Scotti R Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Oper Dent.* 2008 May-Jun;33:321-4.

35 Borges GA1, Agarwal P, Miranzi BA, Platt JA, Valentino TA, dos Santos PH. Influence of different ceramics on resin cement Knoop Hardness Number. *Oper Dent.* 2008 Nov-Dec;33:622-8.

- 36 Zicari F, Van Meerbeek B, Scotti R, Naert I. Effect of fibre post length and adhesive strategy on fracture resistance of endodontically treated teeth after fatigue loading. *J Dent.* 2012 Apr;40:312-21.
- 37 Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho Cde F, Menezes Mde S, Silveira DM, Martins LR. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci.* 2009 Nov-Dec;17:600-4.
- 38 Reginato CF, Oliveira AS, Kaizer MR, Jardim PS, Moraes RR. Polymerization efficiency through translucent and opaque fiber post and bonding to root dentin. *J Prosthodont Res.* 2013 Jan;57:20-3.
- 39 Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont.* 2008 Jun;17:262-8.
- 40 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.
- 41 Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006 Jul;96:41-6.
- 42 Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res.* 2008 Dec;87:1122-6.

43 Farina AP, Cecchin D, Garcia Lda F, Naves LZ, Sobrinho LC, Pires-de-Souza Fde C. Bond strength of fiber posts in different root thirds using resin cement. *J Adhes Dent.* 2011 Apr;13:179-86.

44 Pavan S, Dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo, AKB. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry* 2010; 104: 258-264.

45 Suzuki TY, Godas AG, Guedes A, Catelan A, Pavan S, Briso AL, dos Santos, PH. Microtensile bond strength of resin cements to caries-affected dentin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 2013; 110: 47-55.

**TABELAS**

Tabela 1: Materiais utilizados neste estudo

<b>Marca comercial</b>	<b>Material</b>	<b>Lote</b>	<b>Composição</b>	<b>Fabricante</b>
White Post DC nº 2	Pino de Fibra de Vidro	070613	Fibra de vidro, resina epoxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização.	FGM, Santa Catarina, Brasil.
Filtek Z350 XT cor A2	Resina Composta	N 187685	Partícula primárias de zircônia/sílica com cargas de tamanhos entre 5-20nm. Porcentagem de carga de 78,5%	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.
Adper Single Bond 2	Sistema Adesivo	1308500140	Dimetacrilatos, UEMA, PAA, sílica coloidal silanizada de 5 nm, etanol, água, fotoiniciador.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.
Silano Prosil	Agente de união Silano	310112	3-Metacriloxipropiltrimetoxissilino 5% Etanol 85% e água 10%	FGM, Santa Catarina, Brasil.
RelyX U200	Cimento Resinoso Autoadesivo	491941	<p>Pasta base: pó de vidro tratado com silano, ácido 2-propenóico, 2-metil 1,1'-[1-(hidroxymetil)-1,2-ethanodilyl] éster, dimetacrilato de trietileno glicol (TEG-DMA), sílica tratada com silano, fibra de vidro, persulfato de sódio e per-3,5,5-trimetil-hexanoato t-butila.</p> <p>Pasta catalisadora: pó de vidro tratado com silano, dimetacrilato substituto, sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio, 1-benzil-5-fenil-ácido bórico, sais de cálcio, 1,12-dodecano dimetacrilato, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.</p>	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.

Tabela 2: Valores de dureza Martens (HM) e módulo de elasticidade (Eit) do cimento resinoso Rely X U200 em função dos grupos apresentados nos diferentes terços do canal radicular (GPa)

		<b>Grupo 1 (sem anatomização e não ciclado)</b>	<b>Grupo 2 (sem anatomização e ciclado)</b>	<b>Grupo 3 (anatomizado e não ciclado)</b>	<b>Grupo 4 (anatomizado e ciclado)</b>
<b>HM</b>	<b>Cervical</b>	0,75 ± 0,23 A b	1,09 ± 0,25 A a	0,62 ± 0,18 A b	0,80 ± 0,25 A b
	<b>Médio</b>	0,76 ± 0,30 A ab	0,96 ± 0,31 A a	0,56 ± 0,29 A b	0,66 ± 0,17 A ab
	<b>Apical</b>	0,70 ± 0,29 A a	0,77 ± 0,47 A a	0,52 ± 0,21 A a	0,75 ± 0,15 A a
<b>Eit</b>	<b>Cervical</b>	18,37 ± 3,91 A ab	21,73 ± 3,12 A a	15,43 ± 2,68 A b	18,39 ± 3,68 A ab
	<b>Médio</b>	18,37 ± 6,27 A a	19,00 ± 4,90 A a	14,33 ± 4,00 AB a	15,43 ± 3,05 A a
	<b>Apical</b>	17,04 ± 3,46 A a	16,36 ± 8,32 A a	12,14 ± 3,46 B a	16,00 ± 3,28 A a

\* Médias seguidas por letras distintas, maiúscula na coluna e minúscula na linha, apresentam diferença estaticamente significante (5%).

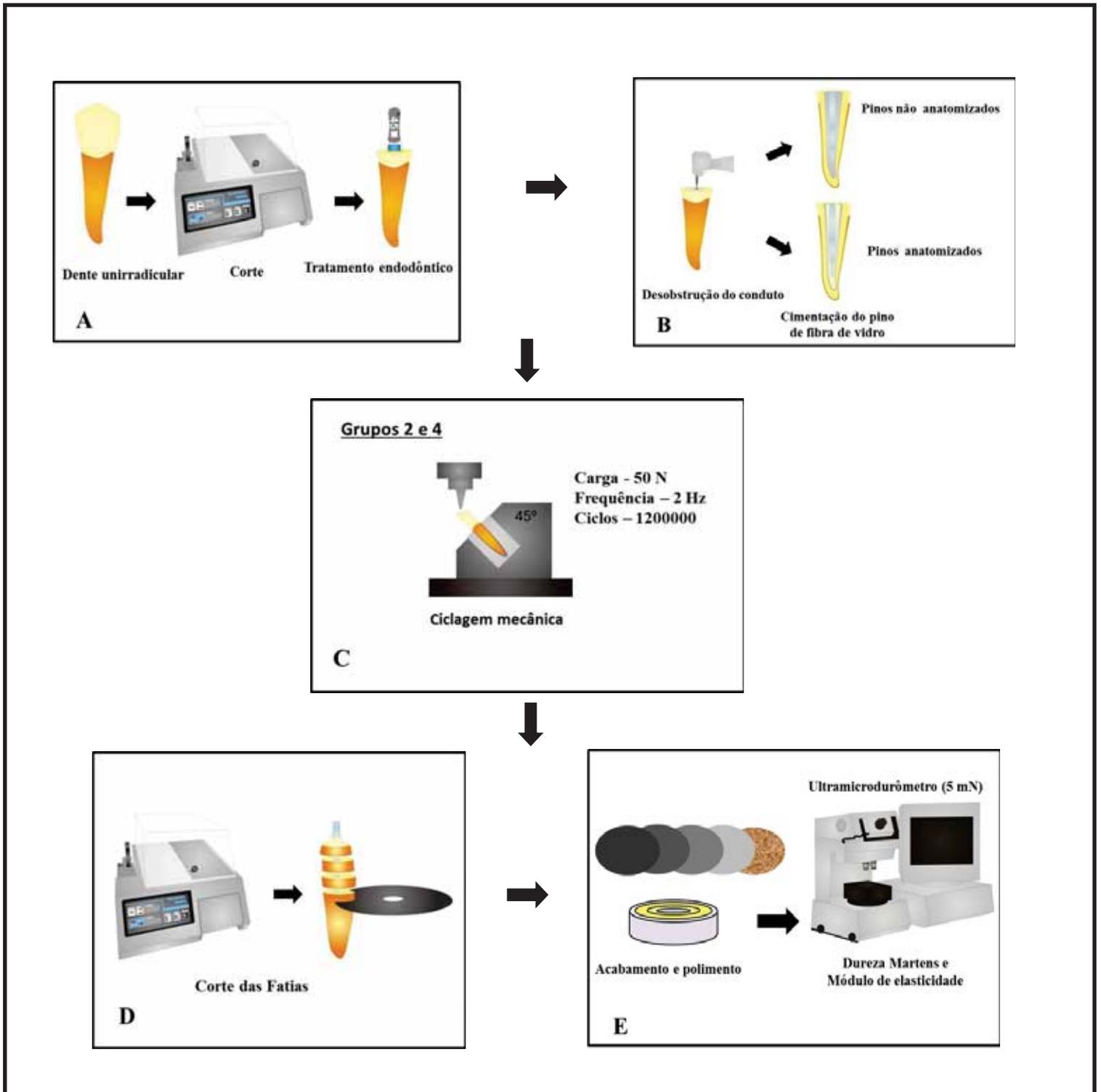
Tabela 3: Valores de dureza martens (HM) e módulo de elasticidade (Eit) da dentina em função dos grupos apresentados nos diferentes terços do canal radicular (GPa).

		<b>Grupo 1 (sem anatomização e não ciclado)</b>	<b>Grupo 2 (sem anatomização e ciclado)</b>	<b>Grupo 3 (anatomizado e não ciclado)</b>	<b>Grupo 4 (anatomizado e ciclado)</b>
<b>HM</b>	<b>Cervical</b>	0,98 ± 0,49 A ab	1,26 ± 0,44 A a	0,68 ± 0,30 A b	0,84 ± 0,28 A ab
	<b>Médio</b>	1,13 ± 0,34 A ab	1,24 ± 0,32 A ab	0,82 ± 0,18 A b	1,27 ± 0,49 A a
	<b>Apical</b>	1,10 ± 0,52 A a	0,96 ± 0,56 A a	0,85 ± 0,12 A a	1,09 ± 0,36 A a
<b>Eit</b>	<b>Cervical</b>	42,25 ± 11,13 A a	37,54 ± 7,13 A a	34,62 ± 11,74 A a	40,78 ± 19,48 A a
	<b>Médio</b>	42,26 ± 10,87 A a	38,69 ± 9,95 A a	41,29 ± 15,19 A a	43,53 ± 5,71 A a
	<b>Apical</b>	43,31 ± 8,03 A a	35,77 ± 13,63 A a	39,08 ± 11,25 A a	55,41 ± 28,30 A a

\* Médias seguidas por letras distintas, maiúscula na coluna e minúscula na linha, apresentam diferença estaticamente significante (5%) para cada propriedade mecânica

FIGURAS

Figura 1: Representação da metodologia empregada neste estudo.



# *Capítulo 2*

---

## **AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO ENTRE PINOS DE FIBRA DE VIDRO ANATOMIZADOS AOS DIFERENTES TERÇOS DA DENTINA RADICULAR.**

**Relevância clínica:** A anatomização com resina composta é um procedimento clínico utilizado na melhoria da adaptação dos pinos de fibra de vidro à dentina intrarradicular.

### **3.1 Resumo**

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união entre pinos de fibra de vidro anatomizados aos diferentes terços da dentina intrarradicular antes e após a ciclagem mecânica, através do teste *push-out*. Quarenta pré-molares unirradiculares foram submetidos ao tratamento endodôntico e as amostras divididas em quatro grupos (n=10), de acordo com o tipo de retentor intrarradicular utilizado (pinos de fibra de vidro anatomizados com resina composta e pinos de fibra de vidro sem anatomização) e envelhecimento (com ou sem ciclagem mecânica, em equipamento eletromecânico de ensaios de fadiga, totalizando 1.200.000 ciclos). As amostras foram seccionadas em cortadeira de precisão, obtendo uma fatia de aproximadamente 1,3mm de cada terço a ser analisado (cervical, médio e apical) e submetidas ao teste de *push-out* nos diferentes terços da raiz. Os dados de resistência de união (MPa) foram submetidos a ANOVA dois fatores para análises repetidas, sendo considerados como fatores de estudo os grupos experimentais e as regiões analisadas. As médias foram comparadas com o teste de Tukey ( $p=0.05$ ). Não houve diferença estatisticamente significativa para os grupos anatomizados e não anatomizados, no terço cervical, antes e após a ciclagem mecânica ( $p = 0,18$ ). No terço médio do canal radicular, os maiores valores de resistência de união foram encontrados para o grupo sem anatomização antes da ciclagem mecânica ( $12,90 \pm 6,88$  Mpa), sem diferença estatisticamente significativa para o respectivo grupo ciclado ( $7,58 \pm 4,72$  Mpa) ( $p>0,05$ ). No terço apical, onde os menores valores de resistência de união foram observados para os grupos anatomizados. Para os pinos anatomizados, o terço cervical apresentou maiores médias de resistência de união, comparado aos terços médio e apical, tanto antes como após a

ciclagem mecânica ( $p < 0,05$ ). De uma maneira geral, a anatomização dos pinos de fibra de vidro não contribuiu para melhoria da resistência de união, independente da ciclagem mecânica realizada.

## **PUSH-OUT BOND STRENGTH BETWEEN CUSTOMIZED FIBERGLASS POSTS TO DIFFERENT REGIONS OF INTRARADICULAR DENTIN**

**Clinical relevance:** The customization with composite resin is a clinical procedure to improve the adaptation of fiberglass to intraradicular dentin.

### **3.2 Abstract:**

The aim of this study was to evaluate the bond strength between customized fiberglass posts and different thirds of intraradicular dentin before and after mechanical cycling through the *push-out* test. Forty single-rooted premolars were submitted to endodontic treatment, with the samples divided into four groups (n = 10) according to the type of fiberglass post (customized or non-customized posts) and aging (with or without mechanical cycling in electromechanical equipment for fatigue tests totaling 1.200.000 cycles). The samples were sectioned into slices of approximately 1.3 mm for each third of intraradicular dentin to be analyzed (cervical, middle, and apical) and submitted to the *push-out* bond test. The bond strength (MPa) data were submitted to two-way repeated measures ANOVA, considering the experimental groups and analyzed regions as the factors of the study. Means were compared by Tukey's test (p = 0.05). There was no statistically significant difference between the customized and non-customized fiberglass posts at the cervical region before and after mechanical cycling (p = 0.18). In the middle third of the root canal, the highest value of bond strength was found for the non-customized group before mechanical cycling (12.90 ± 6.88 MPa) with no statistically significant difference for the respective aged group (7.58 ± 4.72 MPa) (p > 0.05). The same results were observed in the apical region, where the lower values of bond strength were found for the customized groups. For customized fiberglass posts, the cervical region showed higher values of bond strength as compared to the middle and apical thirds (p < 0.05) before and after mechanical cycling. Generally, the customization of fiberglass posts did not improve the bond strength of the fiberglass posts to dentin, independent of the mechanical cycling procedure.

### **3.3 introdução**

Os retentores intraradiculares, especialmente metálicos, têm sido muito utilizados ao longo dos anos em dentes tratados endodonticamente e com pouco remanescente dental<sup>1,2</sup>. Apesar de boa capacidade de retenção e adaptação com as paredes do canal radicular, propiciando uma fina camada de cimento, estes pinos metálicos têm se mostrado insatisfatório esteticamente, devido à possibilidade de causar coloração irreversível à dentina, ocasionada pela corrosão de metais não nobres ao longo do tempo<sup>3</sup>. Além dessa deficiência estética, estudos têm mostrado alto índice de fraturas radiculares relacionadas à utilização destes materiais, uma vez que estes apresentam maior módulo de elasticidade, quando comparado com a dentina<sup>4</sup>.

O desenvolvimento dos pinos reforçados por fibra de vidro trouxe uma nova perspectiva para a utilização de pinos intraradiculares. Além de sua estética satisfatória, os pinos de fibra de vidro possuem módulo de elasticidade semelhante à dentina que, juntamente com a cimentação adesiva, são capazes de dissipar as forças mastigatórias ao longo do dente de maneira mais uniforme, evitando assim fraturas radiculares<sup>5,6</sup>. Estudos relatam que, para o sucesso da cimentação dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular, seria necessário haver uma boa estabilidade de união entre o pino, cimento e dentina<sup>7,8</sup>.

Com o avanço da Odontologia adesiva, o desenvolvimento e a evolução cimentos resinosos aperfeiçoaram as técnicas de cimentação utilizando pinos de fibra de vidro, uma vez que possuem propriedades mecânicas vantajosas para uma boa resistência de união<sup>9</sup>. Os cimentos resinosos podem ser classificados em convencionais e autoadesivos.

Os cimentos autoadesivos não necessitam de aplicação prévia de sistema adesivo à dentina, simplificando o processo de união. Estes materiais possuem mecanismo de união que se baseia na interação micromecânica e adesão química à dentina<sup>9,12</sup>, uma vez que possuem monômeros ácidos

em sua composição que interagem com a hidroxiapatita presente no dente. Alguns estudos têm relatado que os cimentos resinosos autoadesivos não são capazes de formarem uma camada híbrida verdadeira, por apenas modificar a *smear layer*, resultando em uma interação superficial na interface cimento e dentina radicular<sup>9</sup>.

No entanto, a etapa clínica de cimentação ainda continua sendo um procedimento bastante sensível e criterioso quando realizado no interior no conduto radicular<sup>11</sup>. Estudos clínicos e laboratoriais têm demonstrado que a principal falha ocorre na interface adesiva cimento-dentina, com consequente perda de retenção entre o pino e a dentina intraradicular. Vários fatores como interação entre o sistema adesivo e o cimento resinoso<sup>8,10,13</sup>, forma e composição do pino de fibra de vidro<sup>10,14</sup>, forma e diferença no diâmetro dos terços cervical, médio e apical do canal radicular<sup>10,14,15</sup> têm sido responsáveis pela falha na cimentação dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular<sup>15</sup>.

A deficiência na adaptação entre o pino de fibra de vidro e o conduto radicular também pode ocasionar falhas nesta interface. Alguns estudos têm relatado que diferenças na espessura do cimento resinoso no espaço existente entre o pino e a dentina radicular nos terços cervical, médio e apical, poderia afetar a tensão gerada pela contração de polimerização do material, além da formação de bolhas na interface de união cimento-dentina,<sup>2,16,17</sup>. Na tentativa de melhorar a adaptação dos pinos ao conduto radicular, a anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta seria uma alternativa clínica viável e de simples execução. Esta técnica possibilitaria melhor adaptação do pino ao conduto, pois anatomiza cada pino intraradicular ao respectivo conduto, obtendo-se melhor encaixe mecânico e menor linha de cimentação<sup>17,18</sup>. Porém, estudos avaliando a estabilidade de união desses pinos ao conduto radicular, principalmente à longo prazo ainda são necessários e escassos na literatura.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união entre pinos de fibra de vidro anatomizados com resina composta aos diferentes terços da dentina intraradicular antes e após a ciclagem mecânica, através do teste *push-out*. As hipóteses nulas testadas foram: (1) A anatomização dos pinos de fibras com resina composta não resulta em diferença na resistência de união à dentina quando comparados aos pinos não anatomizados, submetidos ou não à ciclagem mecânica. (2) Não há diferença na resistência de união entre os pinos de fibra de vidro aos diferentes terços do canal radicular.

### **3.4 Materiais e métodos**

#### *Seleção dos dentes*

O projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, através de Plataforma Brasil (processo nº 03020412.0.0000.5420). Foram selecionados 40 pré-molares unirradiculares humanos, recém extraídos por motivos ortodônticos ou periodontais. Os dentes foram limpos com curetas, e congelados à temperatura de -20°C até o início da execução da pesquisa. Todos os dentes com evidência clínica de cárie, reabsorção radicular, trincas ou fraturas foram excluídos da pesquisa.

Inicialmente, os dentes foram posicionados em cortadeira de precisão Isomet 1000 (Buheler, Chicago, IL, USA). A coroa anatômica de todos os dentes foi removida 1mm acima da junção amelo-cementária, através de uma secção transversal com disco de diamante em cortadeira de precisão Isomet 2000 (Buheler, Chicago, IL, USA) sob refrigeração, em baixa velocidade (Figura 1A).

Em seguida, as raízes remanescentes foram submetidas ao tratamento endodôntico. O acesso inicial ao conduto foi realizado com broca esférica n.º 1 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta

rotação, sob-refrigeração. O comprimento de trabalho foi estabelecido visualmente, subtraindo-se 1mm do comprimento total de inserção de uma lima #10 K Flexofile (Antaeos, Munique, BY Alemanha), quando esta apareceu no forame apical. A instrumentação foi realizada manualmente, ao longo de todo o comprimento de trabalho, até a lima #45 K Flexofile (Antaeos, Munique, BY, Alemanha). Os condutos foram irrigados entre cada troca de lima e o canal foi preenchido com solução irrigadora durante a fase de instrumentação. Para cada dente, a cada lima, 3ml de solução de hipoclorito de sódio a 2,5% foi utilizada. Após a irrigação final, os condutos foram secos com cones de papel absorventes e obturados com cones de guta-percha (Dentsply-Maillefer, Tulsa, Ok, USA) e cimento de hidróxido de cálcio Sealapex (Kerr, Orange, CA, EUA), pela técnica da condensação lateral. Após o corte dos excessos de guta-percha, o acesso coronal foi selado com resina temporária Clip F (VOCO, Cuxhaven, CUX, Alemanha). Os dentes tratados endodonticamente foram armazenados em 100% de umidade, em temperatura ambiente, durante um período de sete dias (Figura 1A).

#### *Preparo do espaço para a cimentação do pino*

O retentor intrarradicular utilizado foi o pino de fibra de vidro White Post DC nº 2 (FGM, Joinville, SC, Brasil). Para a cimentação dos pinos, um preparo intrarradicular foi confeccionado em todos os espécimes. Primeiramente, utilizando uma broca de largo nº 1 (Dentsply-Maillefer, Tulsa, Ok, USA) em baixa velocidade, foi removido a guta-percha e confeccionado o espaço para a cimentação do pino, calibrada em profundidade de aproximadamente 9 mm, tendo como referência a medida do comprimento de trabalho do dente. Para a padronização do conduto foi usada a broca correspondente ao pino nº 2, garantindo a adaptação do pino ao conduto. Finalizado o preparo, os pinos foram provados para verificação da adaptação (Figura 1B).

Divisão dos grupos experimentais:

Os 40 dentes selecionados foram divididos de forma aleatória em quatro grupos de 10 dentes cada (n=10), de acordo com a técnica de cimentação dos retentores intra-radiculares e envelhecimento: **Grupo 1** - para pinos de fibra de vidro não anatomizados e não envelhecidos mecanicamente; **Grupo 2** - para pinos de fibra de vidro não anatomizados e envelhecidos mecanicamente; **Grupo 3** - para pinos de fibra de vidro anatomizados e não envelhecidos mecanicamente e **Grupo 4** - para pinos de fibra de vidro anatomizados e envelhecidos mecanicamente.

Os materiais utilizados neste estudo estão descritos na tabela 1.

**Grupos 1 e 2 – Pinos de fibra de vidro sem anatomização**

Previamente ao procedimento adesivo, foi realizada a limpeza da superfície do pino de fibra de vidro, utilizando álcool 70% por 60 segundos. Em seguida, a superfície do pino foi silanizada utilizando o silano Prosil (FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 segundos, sendo, em seguida, realizada a secagem com jato de ar. A partir desse momento, a superfície do pino não foi mais manipulada, para evitar contaminação. A dentina intra-radicular foi irrigada com 2 ml de solução de água destilada, para remoção dos restos de guta-percha e manutenção da umidade do meio. O conduto foi seco com jato de ar e cones de papel absorvente. O cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) foi manipulado, e aplicado sobre o pino com auxílio de uma espátula nº 24. Em seguida, o pino de fibra de vidro foi levado em posição no interior do conduto, sendo removidos os excessos de cimento. Por fim, o cimento resinoso foi fotoativado em cada face da raiz por 20 segundos utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil).

**Grupos 3 e 4 – Pinos de fibra de vidro anatomizados com resina composta:**

Previamente ao procedimento adesivo, foi realizada a limpeza da superfície do pino de fibra de vidro, utilizando álcool 70% por 60 segundos. Em seguida, a superfície do pino foi silanizada utilizando o silano Prosil (FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 segundos, sendo, em seguida, realizada a secagem levemente com jato de ar. A seguir, o sistema adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) foi aplicado sobre a superfície do pino de fibra com o auxílio de um microbrush (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), seguido de leve jato de ar, e fotoativado utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) por 20 segundos.

Para realização da anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta, foi realizada a lubrificação do conduto radicular com gel lubrificante hidrossolúvel KY (Johnson & Johnson, Butatã, SP, Brasil). O pino de fibra de vidro foi envolvido com a resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) levando-se, então, o conjunto no interior do conduto, marcando a região vestibular do pino. Os excessos foram removidos e o conjunto foi fotoativado utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil), no interior do conduto, por dez segundos. O conjunto foi retirado do interior do canal radicular e fotoativado por mais trinta segundos pela superfície vestibular e palatina. Os condutos radiculares foram lavados com jato de água destilada, por trinta segundos, para remoção do lubrificante, e então, os canais radiculares foram secos com jatos de ar e cones de papel absorvente. Os pinos anatomizados foram também lavados com água destilada e secos com jato de ar.

A cimentação dos pinos de fibra anatomizados com resina composta também foi realizada com cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA), da mesma maneira como descrito anteriormente. Após o processo de cimentação dos pinos, todos os dentes foram armazenados em água destilada por sete dias.

*Ciclagem mecânica:*

Os Grupos 2 e 4 foram submetidos à ciclagem mecânica. Anteriormente foi confeccionada em cada amostra um núcleo de preenchimento de resina composta Filtek Z350 XT (3M ESPE, Saint Paul, MN, USA). Para tanto foi utilizada uma matriz pré-conformada cilíndrica de 7mm de altura. A resina composta foi inserida e fotopolimerizada utilizando um aparelho fotoativador de luz led Ultraled (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). O diâmetro de cada núcleo foi ajustado de acordo com o diâmetro da raiz de cada amostra.

Os espécimes foram posicionados no equipamento eletromecânico de ensaios de fadiga (MSFM, Elquic, São Carlos, SP, Brasil), para realização de ciclagem mecânica, totalizando 1.200.000 ciclos<sup>24,25</sup>.

Para o posicionamento dos espécimes, foi confeccionada uma base de forma que o conjunto pino e raiz ficassem a 45 graus em relação à ponta de haste metálica do equipamento eletromecânico. Com o auxílio de uma furadeira de bancada, as bases foram perfuradas para a reprodução do alvéolo. Os espécimes foram incluídos individualmente com auxílio de um delineador, deixando a raiz o mais perpendicular possível, sendo, em seguida, a cavidade preenchida com resina acrílica Clássico (Clássico, São Paulo, SP, Brasil). Após a polimerização total da resina acrílica, com a utilização de água quente, os espécimes foram retirados da resina acrílica reproduzindo assim uma cavidade como um alvéolo. Com auxílio de uma ceringa Centrix, o material de impressão poliéster Impregum F(3M ESPE, Saint Paul, MN, USA) foi inserido na cavidade, seguido pela reinserção dos espécimes, reproduzindo assim um ligamento periodontal artificial, como proposto no estudo de Soares et al. (2005)<sup>26</sup>.

O equipamento eletromecânico de fadiga foi calibrado para operar com carga estática de 50N, conferida a cada substituição dos corpos-de-prova por meio de célula de carga (MS 50, Líder balanças, Araçatuba, SP, Brasil), e frequência de 2Hz. O carregamento ocorreu sobre cada espécime

de forma independente, por meio de uma ponta de aço com 4mm de diâmetro. Durante o ensaio, os espécimes permaneceram imersos em água destilada circulante a temperatura de  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  (Cibirka, 2001)<sup>27</sup>, controlados pelo próprio equipamento eletromecânico (Figura 1C).

#### Avaliação de resistência de união pelo teste *push-out*

Para a avaliação da resistência de união da interface cimento-dentina pelo teste *push-out*, os espécimes foram cortados perpendicularmente ao longo eixo do dente, com disco diamantado montado em cortadeira de precisão Isomet 2000 (Buheler, Chicago, IL, USA), obtendo uma fatia de aproximadamente 1,3mm de cada terço a ser analisado (terços cervical, médio e apical) (Figura 1D). Os espécimes foram levadas à máquina universal EMIC modelo DL3000 (Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Dois dispositivos foram adaptados à máquina universal EMIC modelo DL3000 (Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Na porção superior, foi fixada uma haste metálica com ponta ativa de 0,8mm de diâmetro, e na porção inferior, foi fixada a amostra embutida em um apoio de aço inoxidável (Figura 1E).

A haste metálica da porção superior da máquina foi posicionada bem próxima ao corpo de prova, sem tocá-lo, de modo que sua ponta ativa coincidissem com o centro do pino, para evitar tensões nas paredes radiculares ao redor. Uma carga compressiva foi aplicada em direção vertical, com velocidade de 0,5mm/min. Os valores de resistência de união ao teste de *push-out* foram calculados pela seguinte divisão:

$$R_u = N / (2\pi rh)$$

Sendo,  $R_u$  (Resistência de união) a divisão da força máxima  $N$  pela área ( $2\pi rh$ ), onde  $(r)$  é o raio e  $(h)$  a altura do pino, e o  $\pi$  é 3,14.

Os dados de resistência de união (MPa) foram submetidos a ANOVA dois fatores para análises repetidas, sendo considerados como fatores de estudo os grupos experimentais e as regiões analisadas. As médias foram comparadas com o teste de Tukey ( $p = 0.05$ )

Após o teste de resistência de união, amostras representativas da dentina intrarradicular foram seccionadas ao meio para exposição da interface adesiva, metalizadas com ouro (Balzers SCD-050 Sputter Coater, Lichtenstein, BW, Alemanha) e avaliadas em microscopia eletrônica de varredura (JEOL. JSM 5600LV, Tóquio, Japão) para caracterização da estrutura dentinária após o teste de união (Figura 1F).

### **3.5 Resultados**

De acordo com os dados da Tabela 2, no terço cervical, não houve diferença estatisticamente significativa para os grupos anatomizados e não anatomizados, antes e após a ciclagem mecânica ( $p=0,18$ ). No terço médio do canal radicular, os maiores valores de resistência de união foram encontrados para o grupo sem anatomização antes da ciclagem mecânica ( $12,90 \pm 6,88$  Mpa), sem diferença estatisticamente significativa para o respectivo grupo ciclado ( $7,58 \pm 4,72$  Mpa) ( $p>0,05$ ). No terço apical, os menores valores de resistência de união foram observados para os grupos anatomizados ( $p<0,05$ ).

Para os grupos não anatomizados (grupos 1 e 2), não houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união entre os diferentes terços analisados (cervical, médio, e apical) ( $p=0,98$  e  $p=0,45$ , respectivamente). Para os pinos anatomizados, o terço cervical apresentou maiores médias de resistência de união comparadas aos terços médios e apical ( $p<0,05$ ) tanto antes como após a ciclagem mecânica.

### 3.6 Discussão

Neste estudo, o teste utilizado para avaliar a resistência de união de pinos de fibra de vidro aos diferentes terços do canal radicular foi o teste de *push-out*. Utilizado em muitos estudos, este teste pode proporcionar uma melhor estimativa da resistência de união de agentes cimentantes ao conduto radicular, com a vantagem de redução de falhas prematuras durante a confecção dos espécimes, tendo uma maior fidelidade na análise dos resultados.<sup>12,24</sup>

Os resultados do presente estudo (Tabela 2) mostraram que, de uma forma geral, a anatomização dos pinos de fibra de vidro no canal radicular influenciou os valores de resistência de união, principalmente nos terços médio e apical, rejeitando-se assim, a primeira hipótese nula do estudo. Segundo alguns autores, a anatomização dos pinos de fibra de vidro seria benéfica ao processo de união, uma vez que quando anatomizado o pino ao conduto radicular, tem-se uma melhor adaptação do pino ao canal radicular e uma menor linha de cimentação, diminuindo assim as tensões geradas pela contração de polimerização do cimento resinoso no momento da polimerização<sup>17,18</sup>. No entanto, no presente estudo, não houve diferença estatisticamente significativa entre os pinos anatomizados e não anatomizados, no terço cervical, antes e após a ciclagem mecânica (Tabela 2). No processo de cimentação dos pinos de fibra de vidro, foi utilizado o cimento resinoso autoadesivo RelyX U200 (3M ESPE). Este material possui, em sua composição, grupos de metacrilato bifuncional de natureza ácida que tem a capacidade de interagir com a superfície da dentina, através da interação dos monômeros presentes no cimento resinoso com o cálcio presente na hidroxiapatita da dentina intrarradicular, resultando em uma retenção micromecânica e química<sup>11,23</sup>. Alguns autores<sup>23,25</sup> relatam que, devido as propriedades viscoelásticas do RelyX U200, haveria pequena contração de polimerização durante a fotopolimerização, formando uma camada híbrida fina, homogênea e uniforme, mantendo um íntimo contato do cimento com a dentina,.

Além disto, na metodologia utilizada neste estudo, foi preconizada a utilização de uma broca correspondente ao número do pino de fibra utilizado White Post DC nº 2 (FGM, Santa Catarina, Brasil). Essa seria a indicação clínica que possibilitaria melhor adaptação do pino à anatomia do conduto radicular. Especula-se que, quando não seja possível utilizar a broca mais adequada, o efeito da anatomização dos pinos de fibra de vidro poderia ser outro. Segundo alguns autores<sup>3,23</sup>, não só a anatomia do conduto radicular, mas também a densidade e distribuição dos túbulos dentinário nas regiões do canal radicular, podem influenciar na reação química do cimento resinoso com a dentina, afetando a resistência de união do pino ao conduto.

Quando analisamos os diferentes terços do canal radicular, para os grupos não anatomizados, não houve diferença estatisticamente significativa entre os terços cervical, médio e apical (Tabela 2). Esses resultados corroboram com alguns estudos<sup>3,4,11</sup>, os quais avaliaram a resistência de união nos diferentes terços do canal radicular, e relataram que, em virtude do mecanismo de retenção micromecânica do cimento autoadesivo, aliado a reação química com a hidroxiapatita presente na dentina, haveria maior homogeneidade nos valores de resistência de união entre os terços cervical, médio e apical. Pelas Figuras (2 e 3) observa-se a presença de cimento resinoso, bem como áreas de exposição de dentina, caracterizando um padrão de fratura mista nos três terços (cervical, médio e apical). Sendo assim, provavelmente houve um padrão uniforme de condicionamento e interação cimento/dentina entre as três regiões analisadas com semelhança nos resultados de resistência de união encontrados para os grupos não anatomizados.

Para os grupos anatomizados, o terço cervical apresentou maiores médias de resistência de união quando comparados aos terços médio e apical ( $p < 0,05$ ), rejeitando-se a segunda hipótese nula do estudo. Reginato e colaboradores (2012)<sup>28</sup> avaliando a resistência de união de pinos opacos e translúcidos aos terços do canal radicular, utilizando um cimento resinoso autoadesivo, mostraram maiores médias nos valores de resistência de união no terço cervical, comparadas aos terços médio e apical. Este resultado pode ser explicado pela menor transmissão de luz em direção aos terços

médio e apical, uma vez que os pinos de fibra, através de características físicas, poderiam absorver, refletir e dispersar luz através do conduto radicular. No presente estudo, quando o pino de fibra de vidro é anatomizado com resina composta, uma barreira para a passagem de luz poderia ser criada durante a fotoativação do cimento resinoso, corroborando para os resultados encontrados, na qual houve diminuição dos valores de resistência de união nos terços médio e apical (Tabela 2). A similaridade das médias de resistência de união nos terços médio e apical poderia estar relacionada à resistência friccional ocorrido pelo contato do pino de fibra de vidro à dentina radicular, uma vez que os terços médio e apical apresentam menores diâmetros<sup>28,29</sup>. Pelas Figuras 4 e 5, nota-se, no terço cervical, a presença de fragmentos do cimento resinoso, enquanto nos terços médio e apical, observam-se imagens mais homogêneas da superfície dentinária, com provável menor interação do cimento resinoso nessas áreas.

Para a simulação do envelhecimento mecânico, foi realizada a aplicação de cargas repetidas, totalizando 1.200.00 ciclos, correspondendo a aproximadamente cinco anos de uso clínico<sup>9</sup>. A confecção do ligamento periodontal foi realizada para a simulação mais real de uma condição clínica existente durante a ciclagem mecânica<sup>21</sup>. Neste estudo, de uma maneira geral, a ciclagem mecânica não influenciou os valores de resistência de união de pinos não anatomizados e anatomizados, fato que poderia ser explicado pela semelhança nos módulos de elasticidade do pino de fibra de vidro, cimento resinoso e dentina<sup>30</sup>, resultando em maior homogeneidade na distribuição de tensões na interface adesiva ao longo do tempo<sup>31</sup>. Além disso, a confecção do núcleo de preenchimento com resina composta sobre os pinos de fibra de vidro poderia causar uma maior distribuição das tensões durante a ciclagem mecânica. Aguiar et al. (2014)<sup>32</sup> também observaram que não houve diferença nos valores de resistência de união do cimento resinoso autoadesivo após o envelhecimento mecânico, sendo que a presença de resina composta como material restaurador indireto poderia ter influenciado para a não alteração nos valores de resistência ao longo do tempo. Mesmo que o envelhecimento mecânico não tenha causado nenhum efeito estatisticamente

significante nos valores de resistência dos pinos anatomizados e não anatomizados, quando observamos os dados presentes na Tabela 2, nota-se uma tendência na diminuição dos valores de resistência de união do grupo não anatomizado. No grupo anatomizado, essa tendência não ocorreu. Dessa maneira, especula-se que em análises mais em longo prazo, a ciclagem mecânica poderia levar a diferenças mais significativas, especialmente nas situações onde os pinos de fibra de vidro não são anatomizados com resina composta.

Embora, de uma maneira geral, a anatomização de pinos de fibra de vidro parece não ter contribuído para melhoria na resistência de união entre o pino de fibra de vidro e a dentina, os valores encontrados após a ciclagem mecânica permaneceram mais uniformes no grupo anatomizado, comparado aos pinos não anatomizados. O real efeito desse fenômeno precisaria ser comprovado em estudos futuros, provavelmente com envolvimento de outros fatores associados ao envelhecimento clínico. Alguns fatores que limitam este estudo devem ser considerados. Para uma padronização deste estudo, não houve alteração da tensão no momento do envelhecimento mecânico, assim como também não houve simulação do efeito da ciclagem de temperatura. Além disso, apenas um cimento autoadesivo foi estudado, sendo que o efeito da anatomização de pinos de fibra com resina composta, envolvendo outros protocolos de união, ainda necessitam ser melhores elucidados.

### **3.7 Conclusão**

De acordo com os resultados obtidos e as limitações deste estudo, conclui-se que a anatomização dos pinos de fibra de vidro com resina composta não melhorou a resistência de união especialmente nas análises mais imediatas. Houve uma tendência à diminuição nos valores de resistência de união dos pinos anatomizados do terço cervical para os terços médio e apical.

## **Referências bibliográficas**

- 1 Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y. (2006) Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dent Mater J.**;25:145-150.
- 2 Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho Cde F, Menezes Mde S, Silveira DM, Martins LR. (2009) Effect of relining on fiber post retention to root canal. **J Appl Oral Sci.** Nov-Dec;17:600-604.
- 3 Gomes GM, Gomes OM, Reis A, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL. (2011) Regional bond strengths to root canal dentin of fiber post luted with three cementation systems. **Braz Dent J.** - ;22:460-467.
- 4 Pereira JR, Lins do Valle A, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, Dos Reis Só MV. (2013) Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber post. **J Prosthet Dent.** - Aug;110:134-140.
- 5 Stewardson D, Shortall A, Marquis P. (2012) The bond of different post materials to a resin composite cement and a resin composite core material. **Oper Dent.** Nov-Dec;37:E1-12.
- 6 Giovannetti A, Goracci C, Vichi A, Chieffi N, Polimeni A, Ferrari M. (2012) Post retentive ability of a new resin composite with low stress behaviour. **J Dent.** Apr;40:322-328.

7 Bitter K, Perdigão J, Exner M, Neumann K, Kielbassa A, Sterzenbach G.(2012) Reliability of fiber post bonding root canal dentin after simulated clinical function in vitro. **Oper Dent.** Jul-Aug;37:397-405.

8 Shiratori FK, Valle AL, Pegoraro TA, Carvalho RM, Pereira JR.(2013) Influence of technique and manipulation on self-adhesive resin cements used to cement intraradicular post. **J Prosthet Dent.** Jul;110:56-60.

9 Zicari F, De Munck J, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B.(2012) Factors affecting the cement-post interface. **Dent Mater.** Mar;28:287-297.

10 Amaral M, Santini MF, Wandscher V, Amaral R, Valandro LF.(2009) An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. **Oper Dent.** Jul-Aug;34:443-451.

11 Daleprane B, Nemesio de Barros Pereira C, Oréfice R, Bueno A, Vaz R, Moreira A, Magalhães C.(2014) The effect of light-curing access and diferente resin cements on apical bond strength of fiber post. **Oper Dent.** Mar-Apr;39:e93-e100.

12 Dimitrouli M, Günay H, Geurtsen W, Lühns AK.(2011) Push out strenght of fiber posts depending on the type of root canal filling and resin cement. **Clin Oral Investig.** Apr; 15: 273-281.

13 Leme AA, Coutinho M, Insaurralde AF, Scaffa PM, da Silva LM. (2011) The influence of time and cement type on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. **Oper Dent.** Nov-Dec;36:643-648.

14 Poskus LT, Sgura R, Paragó FE, Silva EM, Guimarães JG. (2010) Influence of post pattern and resin cement curing mode on the retention of glass fibre posts. *Int Endod J.* Apr;43:306-311.

15 Kececi AD, Ureyen Kaya B, Adanir N.(2008) Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** Jan; 105:121-128.

16 Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. (2010) Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. **J Endod.** Sep;36:1543-1546.

17 Anchieta RB, Rocha EP, Almeida EO, Freitas AC Jr, Martin M Jr, Martini AP, Archangelo CM, Ko CC. (2012) Influence of customized composite resin fibreglass posts on the mechanics of restored treated teeth. *Int Endod J.* Feb;45:146-155.

18 Costa RG, De Moraes EC, Campos EA, Michel MD, Gonzaga CC, Correr GM. (2012) Customized fiber glass post. Fatigue and Fracture resistance. **Am J Dent.** Feb;25:35-38.

19 Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR.(2002) Fracture strength after dynamics loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-coresystems. **J Prosthet Dent.** Apr;87:438-445.

- 20 Nothdurft FP, Schmitt T, Rupf S, Pospiech PR.(2011) Influence of fatigue testing and cementation mode on the load bearing capability of bovine incisors restored with crowns and FRC posts. **Dent Mater J.** ;30:109-114.
- 21 Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. (2005) Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.** Jan-Mar;19:11-16.
- 22 Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA.(2001) Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent.** Mar;85:268-275.
- 23 Soares CJ, Pereira JC, Valdivia AD, Novais VR, Meneses MS. (2012) Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. **Int Endod J.** Feb;45:136-145.
- 24 Zaitter S, Sousa-Neto MD, Roperto RC, Silva-Sousa YT, El-Mowafy O. (2011) Microtensile bond strength of glass fiber posts cemented with self-adhesive and self-etching resin cements. **J Adhes Dent.** Feb; 13: 55-59.
- 25 Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. (2000) Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting **J Dent Res.** Mar;79:818-823.
- 26 Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. (2008) **J Prosthet Dent.** Oct; 100:264-273.

- 27 Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. (2014) The role of resin cement on bond strength of glass-fiber post luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **Oper Dent.** Jan-Feb;39:E31-44.
- 28 Reginato CF, Oliveira AS, Kaizer MR, Jardim PS, Moraes RR. (2013) Polymerization efficiency through translucent and opaque fiber post and bonding to root dentin. **J Prosthodont Res.** Jan;57:20-23.
- 29 Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. (2005) The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. **J Endod.**; 31: 608-612.
- 30 Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Júnior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. (2011) Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. **Braz Dent J.** ;22:230-237.
- 31 Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. (2009) Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. **Dent Mater J.** Nov;28:671-678.
- 32 Aguiar TR, André CB, Correr-Sobrinho L, Arrais CA, Ambrosano GM, Giannini M. (2014) Effect of storage times and mechanical load cycling on dentin bond strength of conventional and self-adhesive resin luting cements. **J Prosthet Dent.** May;111:404-410.

**TABELAS**

Tabela 1: Materiais utilizados neste estudo

Marca comercial	Material	Lote	Composição	Fabricante
White Post DC nº 2	Pino de Fibra de Vidro	070613	Fibra de vidro, resina epoxi, carga inorgânica, silano, promotores de polimerização.	FGM, Santa Catarina, Brasil.
Filtek Z350 XT cor A2	Resina Composta	N 187685	Partícula primárias de zircônia/sílica com cargas de tamanhos entre 5-20nm. Porcentagem de carga de 78,5%	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.
Adper Single Bond 2	Sistema Adesivo	1308500140	Dimetacrilatos, UEMA, PAA, sílica coloidal silanizada de 5 nm, etanol, água, fotoiniciador.	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.
Silano Prosil	Agente de união Silano	310112	3-Metacriloxipropiltrimetoxissilino 5% Etanol 85% e água 10%	FGM, Santa Catarina, Brasil.
RelyX U200	Cimento Resinoso Autoadesivo	491941	<p>Pasta base: pó de vidro tratado com silano, ácido 2-propenóico, 2-metil 1,1'-[1-(hidroximetil)-1,2-ethanodilyl] éster, dimetacrilato de trietileno glicol (TEG-DMA), sílica tratada com silano, fibra de vidro, persulfato de sódio e per-3,5,5-trimetil-hexanoato t-butila.</p> <p>Pasta catalisadora: pó de vidro tratado com silano, dimetacrilato substituído, sílica tratada com silano, p-toluenosulfonato de sódio, 1-benzil-5-fenil-ácido bórico, sais de cálcio, 1,12-dodecano dimetacrilato, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.</p>	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA.

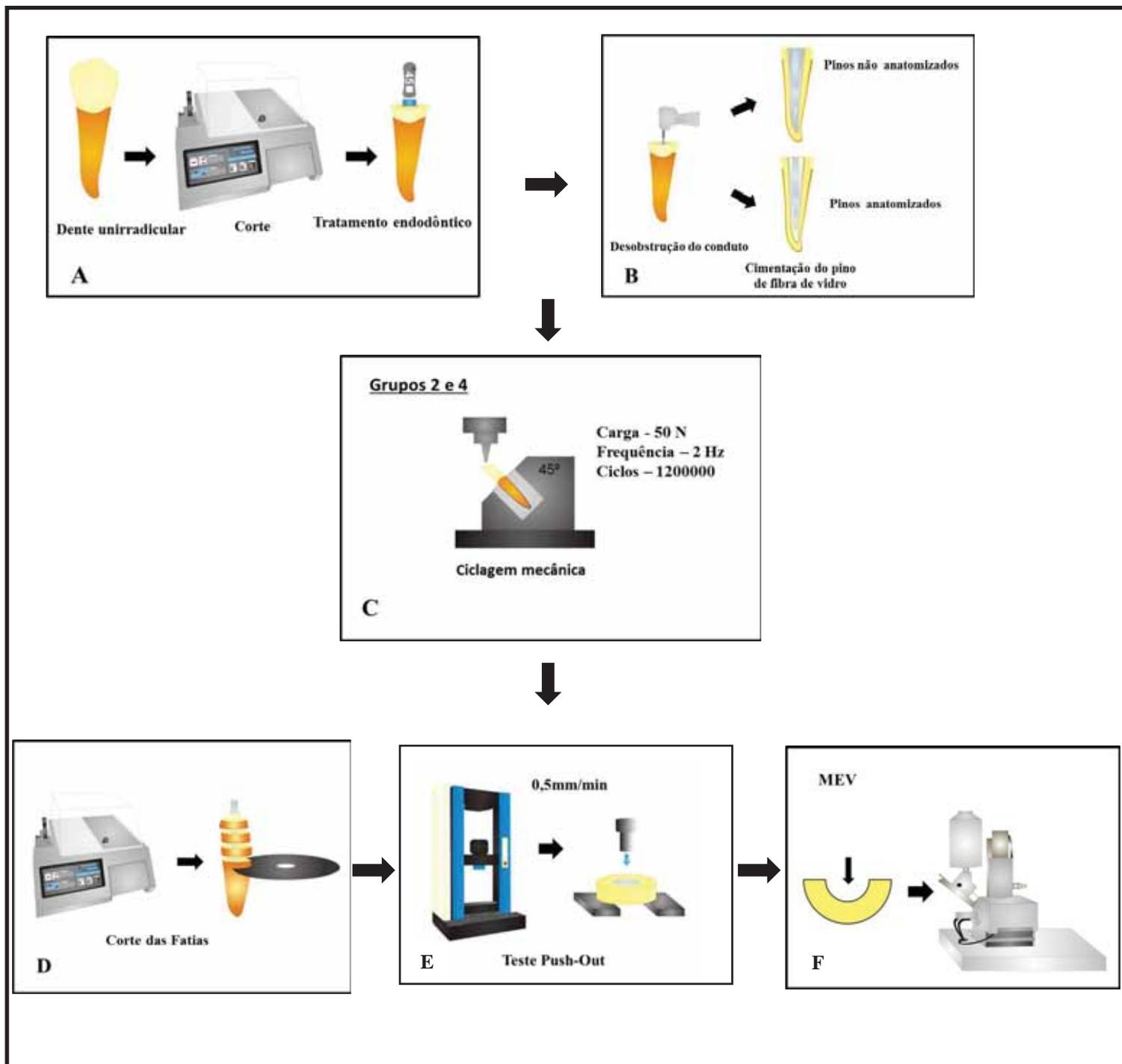
Tabela 2: Resistência de união (*push-out*) (MPa) entre pinos de fibra de vidro aos diferentes terços da dentina intrarradicular.

	<b>Grupo 1</b> (sem anatomização e não ciclado)	<b>Grupo 2</b> (sem anatomização e ciclado)	<b>Grupo 3</b> (anatomizado e não ciclado)	<b>Grupo 4</b> (anatomizado e ciclado)
<b>Cervical</b>	12,44 ± 7,31 <sup>A a</sup>	7,68 ± 4,74 <sup>A a</sup>	9,79 ± 4,95 <sup>A a</sup>	12,92 ± 6,15 <sup>A a</sup>
<b>Médio</b>	12,90 ± 6,88 <sup>A a</sup>	7,58 ± 4,72 <sup>A ab</sup>	4,08 ± 1,95 <sup>B b</sup>	6,72 ± 2,80 <sup>B b</sup>
<b>Apical</b>	12,59 ± 4,54 <sup>A a</sup>	9,16 ± 2,75 <sup>A ab</sup>	4,26 ± 2,56 <sup>B c</sup>	6,99 ± 2,42 <sup>B bc</sup>

\* Médias seguidas por letras distintas, maiúscula na coluna e minúscula na linha, apresentam diferença estaticamente significante (5%).

FIGURAS

Figura 1: Esquema da metodologia empregada neste estudo



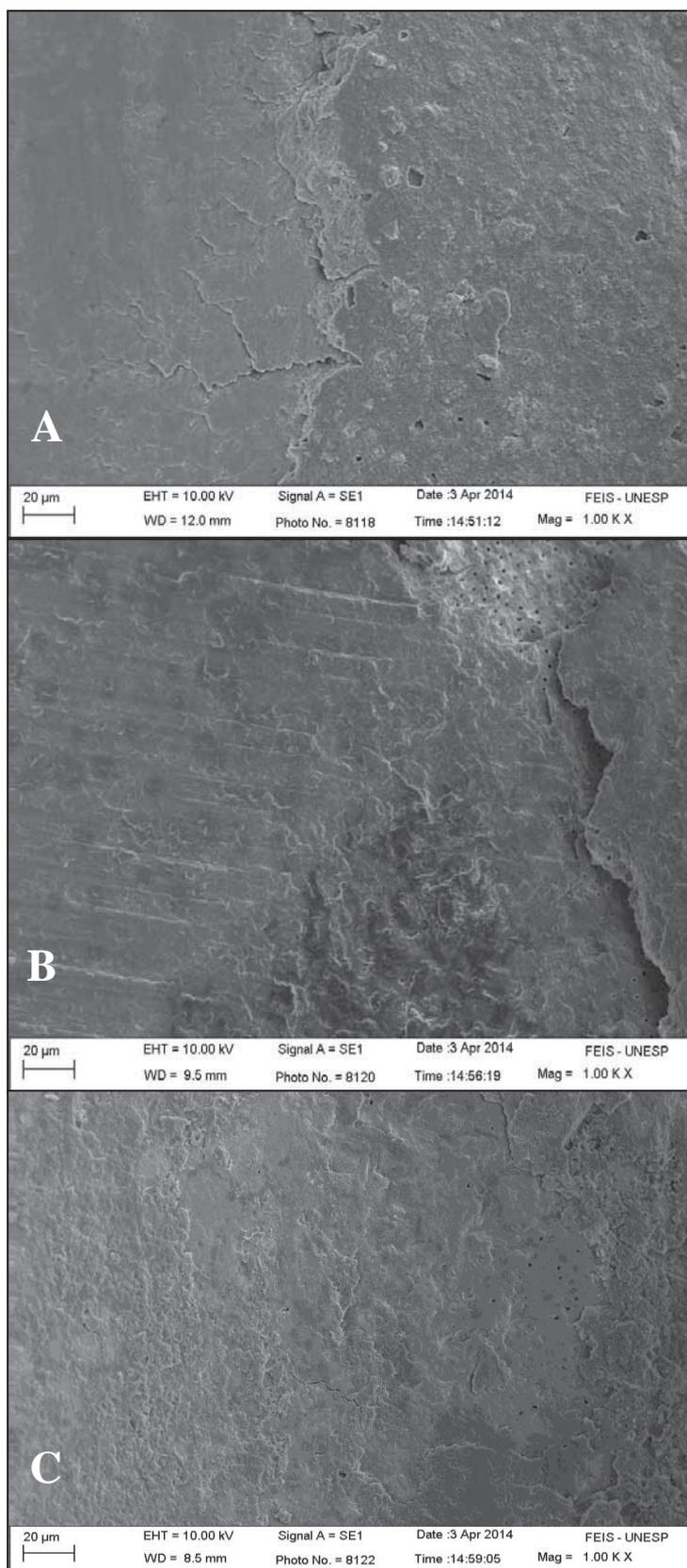


Figura 2: Imagem representativa do Grupo 1 (sem anatomização e não ciclados). Na imagem observam-se os terços da dentina radicular, (A) Cervical, (B) Médio e (C) Apical (Tamanho original 1000x).

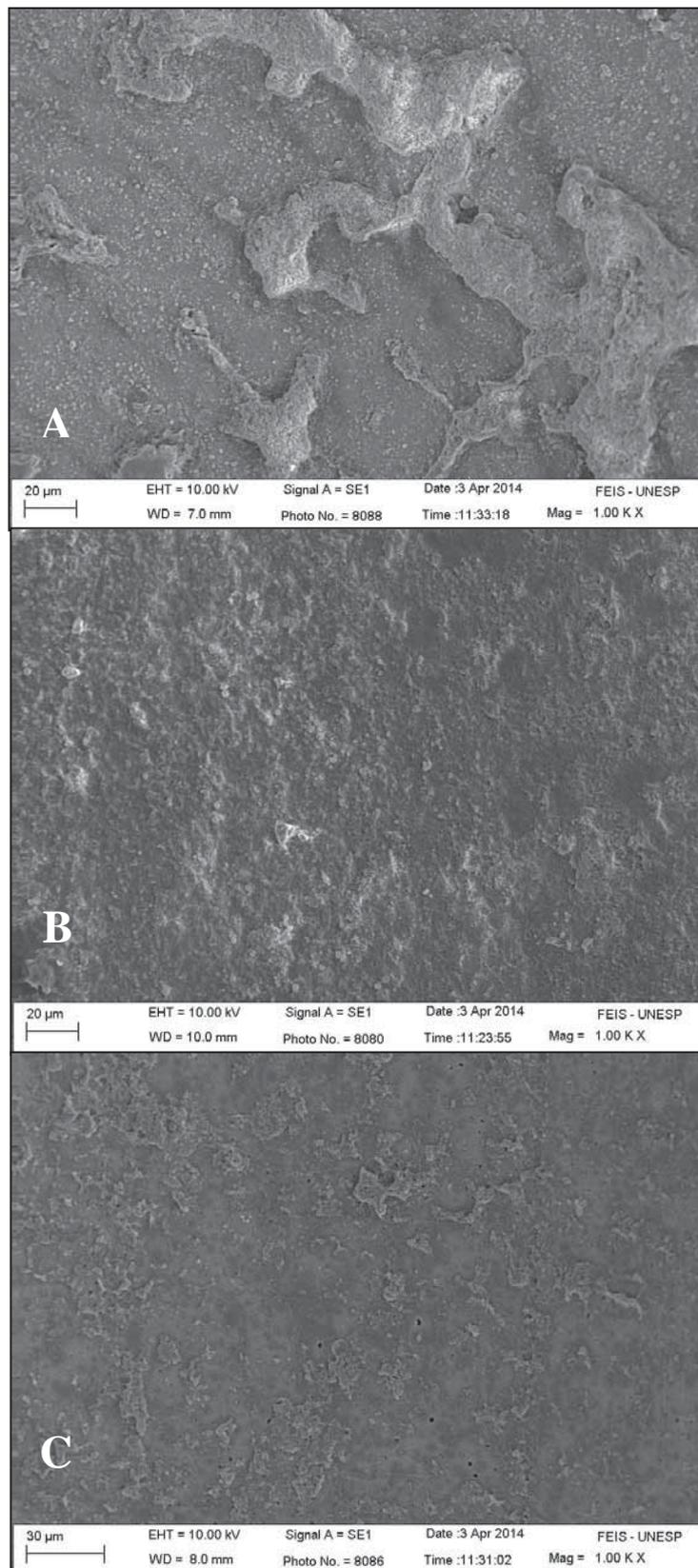


Figura 3: Imagem representativa do Grupo2 (sem anatomização e ciclados). Na imagem observam-se os terços da dentina radicular, (A) Cervical, (B) Médio e (C) Apical. Em todos os terços observa-se a presença de cimento resinoso e superfície dentinária (Tamanho original 1000x).

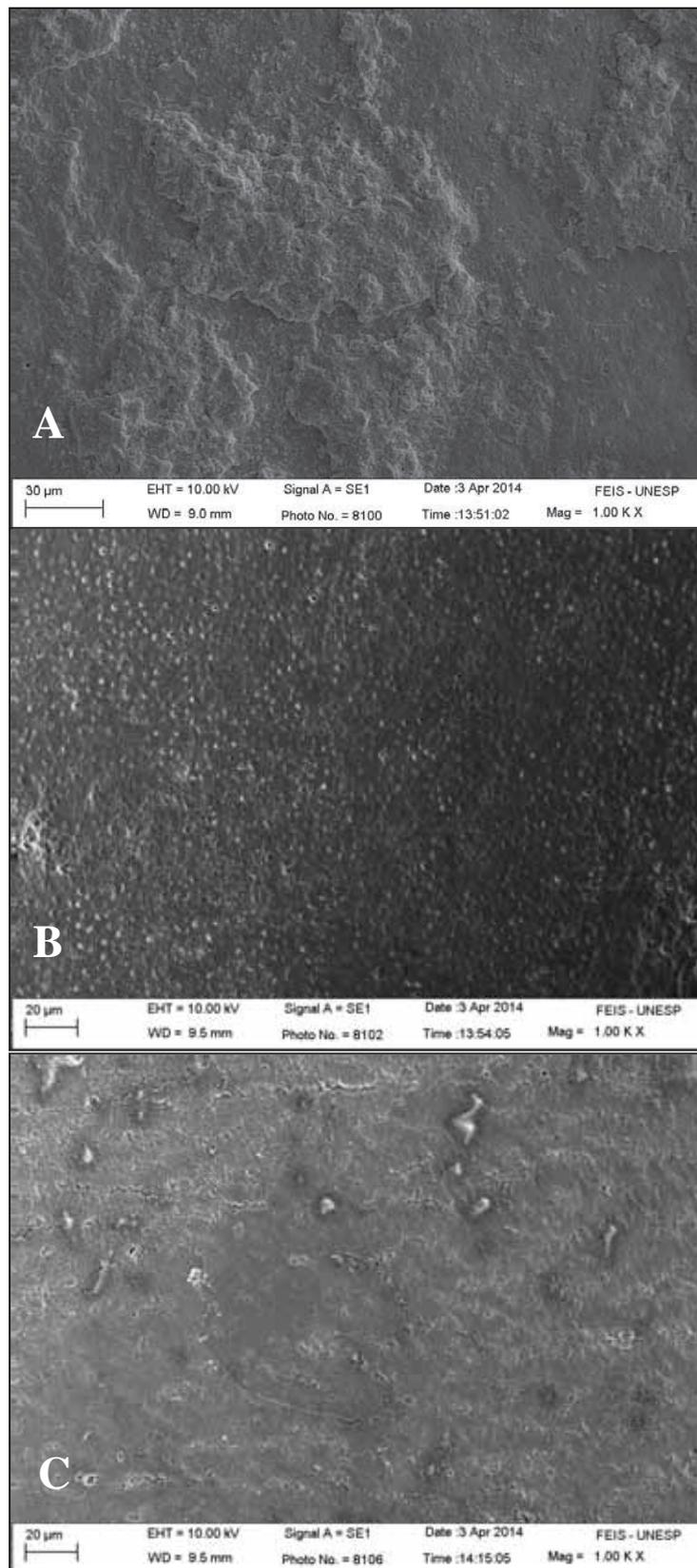


Figura 4: Imagem representativa do Grupo 3 (anatomizados e não ciclados). Na imagem observam-se os terços da dentina radicular, (A) Cervical, (B) Médio e (C) Apical. No terço cervical observa-se a presença de fragmentos do cimento resinoso na superfície dentinária. Nos terços médio e apical observa-se uma superfície de dentina mais homogênea. (Tamanho original 1000x).

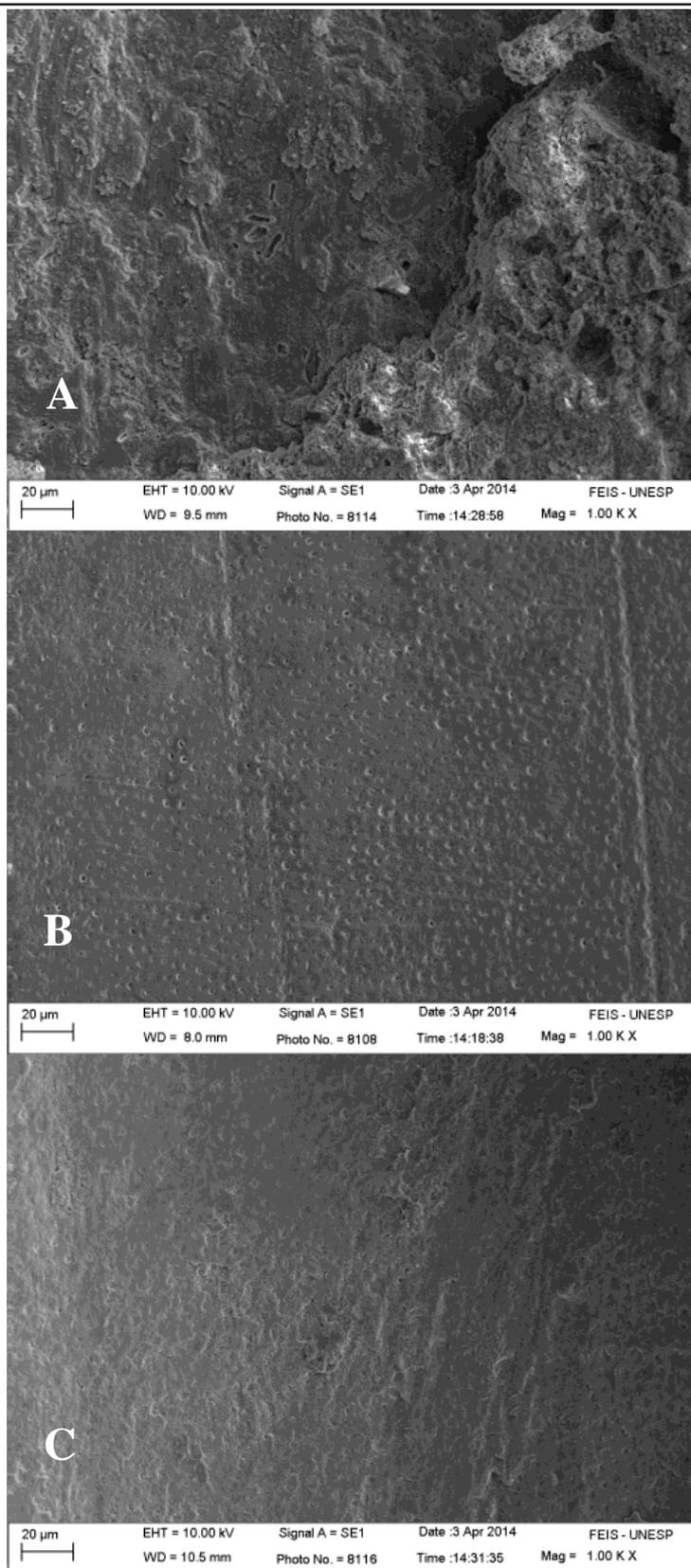


Figura 5: Imagem representativa do Grupo 4 (anatomizados e ciclados). Na imagem observam-se os terços da dentina radicular, (A) Cervical, (B) Médio e (C) Apical. No terço cervical, observa-se a presença de fragmentos do cimento resinoso na superfície dentinária. Nos terços médio e apical observam-se uma superfície mais homogênea. (Tamanho original 1000x).

# *AneXos*

---

# Anexo A

## **Referências Bibliográficas – Introdução Geral**

1- Albaladejo A, Osorio R, Aguilera FS, Toledano M. Effect of cyclic loading on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008 Jul; 86:264-9.

2 -Amaral M, Santini MF, Wandscher V, Amaral R, Valandro LF. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. *Oper Dent.* 2009 Jul-Aug;34:443-51.

3 - Anchieta RB, Rocha EP, Almeida EO, Freitas AC Jr, Martin M Jr, Martini AP, Archangelo CM, Ko CC. Influence of customized composite resin fibreglass posts on the mechanics of restored treated teeth. *Int Endod J.* 2012 Feb;45:146-55.

4 - Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mater.* 2007 Jan;23:100-5.

5 - Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001 Mar;85(3):268-75.

6 - Dimitrouli M, Geurtsen W, Lührs AK. Comparison of the push-out strength of two fiber post systems dependent on different types of resin cements. *Clin Oral Investig.* 2012 Jun;16:899-908.

- 7 - De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting materials to enamel and dentin. *Dent Mater* 2004;20:963–71.
- 8 - 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;39:117-29.
- 9 - Faria-e-Silva AL, Pedrosa-Filho Cde F, Menezes Mde S, Silveira DM, Martins LR. Effect of relining on fiber post retention to root canal. *J Appl Oral Sci.* 2009 Nov-Dec;17:600-4.
- 10 - Giachetti L, Scaminaci Russo D, Baldini M, Bertini F, Steier L, Ferrari M. Push-out strength of translucent fibre posts cemented using a dual-curing technique or a light-curing self-adhering material. *Int Endod J.* 2012 Mar;45:249-56.
- 11 - Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod.* 2005; 31: 608-12.
- 12 - Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent* 2006;8:327–35.
- 13 - Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:77-83.

14 - Kalkan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006 Jul;96:41-6.

15 - Kececi AD, Ureyen Kaya B, Adanir N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008 Jan; 105:121-8.

16 - Leme AA, Coutinho M, Insaurralde AF, Scaffa PM, da Silva LM. The influence of time and cement type on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. *Oper Dent.* 2011 Nov-Dec;36:643-8.

17 - Lodovici E, Reis A, Geraldeli S, Ferracane JL, Ballester RY, Rodrigues Filho LE. Does adhesive thickness affect resin-dentin bond strength after thermal/load cycling? *Oper Dent.* 2009 Jan-Feb;34:58-64.

18 - Macedo VC, Faria e Silva AL, Martins LR. Effect of cement type, relining procedure, and length of cementation on pull-out bond strength of fiber posts. *J Endod.* 2010 Sep;36:1543-46.

19 - 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 Sep;24(9).

20 - Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Effect of thermal cycling on the bond strength of self-adhesive cements to fiber posts. *Clin Oral Investig.* 2012 Jun;16:909-15.

21-Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J*. 2006;25:145-50.

22 - Naumann M, Blankstein F, Kiefbling S, Dietrich T Risk. factors for failure of glass fiber-reinforced composite postrestorations: a prospective observational clinical study. *Eur J Oral Sci* 2005;113:519-24.

23 - Poskus LT, Sgura R, Paragó FE, Silva EM, Guimarães JG. Influence of post pattern and resin cement curing mode on the retention of glass fibre posts. *Int Endod J*. 2010 Apr;43:306-11.

24 - Rödiger T, Nusime AK, Konietschke F, Attin T. Effects of different luting agents on bond strengths of fiber-reinforced composite posts to root canal dentin. *J Adhes Dent*. 2010 Jun;12:197-205.

25 - Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008 10:251-258.

26 – Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*. 2005 Jan-Mar;19:11-6.

27 - Soares CJ, Pereira JC, Valdivia AD, Novais VR, Meneses MS. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. *Int Endod J*. 2012 Feb;45:136-45.

28 – Spazzin AO, de Moraes RR, Cecchin D, Farina AP, Carlini-Junior B, Correr-Sobrinho L. Morphological analysis of glass, carbon and glass/carbon fiber posts and bonding to self or dual-cured resin luting agents. *J Appl Oral Sci.* 2009 Sep-Oct; 17:476-80.

29 - 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.

30 - Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater* 2008;24:967–977.

# Anexo B

**Parecer aprovado do Comitê de Ética e Pesquisa para a realização deste estudo.**

FACULDADE DE  
ODONTOLOGIA - CÂMPUS DE  
ARAÇATUBA - JÚLIO DE



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** ANATOMIZAÇÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO. ESTUDO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS NA INTERFACE RESTAURADORA ADESIVA

**Pesquisador:** Paulo Henrique dos Santos

**Área Temática:**

**Versão:** 3

**CAAE:** 03020412.0.0000.5420

**Instituição Proponente:** Faculdade de Odontologia do Campus de Araçatuba - UNESP

**Patrocinador Principal:** Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior ((CAPES))

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 192.350

**Data da Relatoria:** 10/12/2012

#### **Apresentação do Projeto:**

O projeto consiste na avaliação das propriedades mecânicas - elasticidade e dureza - do cimento resinoso e dentina subjacente durante a cimentação de pinos personalizados, bem como avaliar a resistência da união entre pinos de fibra de vidro personalizados aos diferentes terços da dentina intrarradicular, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica, via de um teste denominado `push-out`. Os procedimentos dar-se-ão com a utilização de dentes humanos como substratos, cuja forma e critério de obtenção estarão definidos na metodologia proposta do estudo.

#### **Objetivo da Pesquisa:**

Serão avaliadas as propriedades mecânicas na interface restauradora adesiva e resistência de união dos pinos de fibra de vidro personalizados com resina composta.

#### **Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Não haverá riscos para pacientes, uma vez que serão utilizados dentes obtidos do Banco de Dentes da

Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP. Os resultados obtidos na pesquisa trarão benefícios diretos aos pacientes que necessitarem de tratamento restaurador envolvendo o uso de pinos de fibra de vidro intrarradiculares.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

O objetivo da pesquisa está claro, e a necessidade de sua realização fundamenta-se na escassa disponibilidade de literatura sobre o tema.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Foram apresentados, de modo adequado, os termos necessários para a apreciação do projeto.

**Recomendações:**

Nada a acrescentar.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

O projeto de pesquisa apresenta objetivos definidos, bom delineamento metodológico, não apresenta riscos aos sujeitos da pesquisa por utilizar dentes obtidos do Banco de Dentes e os documentos apresentados estão devidamente preenchidos. Por não haver pendências, propõe-se a aprovação do referido projeto.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Trata-se de proposta assinalada inicialmente como de área temática especial (9), em função de erros já corrigidos na Plataforma Brasil. Recomenda-se a aprovação para a excussão do projeto a partir da emissão deste parecer, salientando aos pesquisadores a necessidade de apresentarem no momento da submissão do primeiro relatório, adequação do cronograma proposto inicialmente.

ARACATUBA, 01 de Fevereiro de 2013

---

**Assinador por:**  
**Ana Claudia de Melo Stevanato Nakamune**  
**(Coordenador)**

# Anexo C

## Normas de submissão para a revista

### Capítulo 1 – American journal of dentistry

---

#### Information for Authors

---

The **AMERICAN JOURNAL OF DENTISTRY** is published six times a year in February, April, June, August, October and December by *Mosher & Linder, Inc.*

The **AJD** invites submission of research manuscripts and reviews related to the clinical practice of dentistry. Manuscripts are considered for publication with the understanding that they have not been published elsewhere in any form or any language, are submitted solely to the **AJD**, and if accepted for publication in the **AJD**, they will not be published elsewhere in the same form or in any other language, without the consent of the Editor. Manuscripts are reviewed by at least two referees.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the Editor, Managing Editor, Editorial Board members or publisher of the **AMERICAN JOURNAL OF DENTISTRY**.

All correspondence from the Editorial Office will be made with the designated Corresponding Author unless otherwise specified in a letter by the authors.

**PREPARATION OF MANUSCRIPTS.** Papers should be written in proper American English, double spaced, with liberal margins, and **only submitted by E-mail to the Editor**, with the text and tables in Microsoft Word files and illustrations in JPEG image format.

Papers reporting results of original research should be divided into Introduction, Materials and Methods, Results, Discussion, Acknowledgements (if any), and References.

**CLINICAL RESEARCH PAPERS.** Need to follow the CONSORT Statement ([Needleman I, et al. Am J Dent 2008;21: 7-12](#)).

**DISCLOSURE STATEMENT.** The *American Journal of Dentistry* is instituting a policy to disclose conflicts of interest, as well as sponsorship of studies published in the Journal. Please provide information regarding any conflict of interest relationships of all authors, or state that each author has no conflict.

Examples of common financial relationships include: employment, consultancies, stock ownership, honoraria, and paid expert testimony. You can read more about other potential conflict of interests and the general policy at: <http://www.nlm.nih.gov/pubs/factsheets/supplements.html> and <http://www.icmje.org/#conflicts>

**COPYRIGHT RELEASE.** The following statement, signed by all authors, should accompany all manuscripts:

*"All manuscript's copyright ownership is transferred from the author(s) of the article (title of article), to the American Journal of Dentistry in the event the work is published. The manuscript has not been published in any form or any language and is only submitted to the American Journal of Dentistry"*.

**TITLE PAGE** should include the title of the manuscript, all authors' full names and degrees, affiliations to institution or private practice, designation and address of corresponding author, telephone and fax numbers and e-mail address.  
Disclosure statement

**ABSTRACT PAGE** should follow the title page and only contain: the title of the manuscript, the abstract and the clinical significance sections. On the abstract page, the name(s) of the author(s) should not appear. The abstract should have the following sections: Purpose, Methods, and Results.

**CLINICAL SIGNIFICANCE.** As a separate sentence after the abstract, a short statement should highlight the clinical significance of the manuscript.

**REFERENCES.** All references and only those cited in the text should appear in the list of references. They should be numbered consecutively as they appear in the text of the paper. Reference formatting programs should not be used.

When a paper cited has three or more authors, it should appear in the text thus: Gwinnett *et al.*<sup>1</sup> In the Reference section, article references must include the names and initials of all the authors, the full title of the paper, the abbreviated title of the journal, year of publication, the volume number, and first and last page numbers, *e.g.*:

**Journals:**

1. Thornton JB, Retief DH, Bradley EA. Marginal leakage of two glass ionomer cements: Ketac-Fil and Ketac-Silver. *Am J Dent* 1988; 1: 35-38.

**Abstracts:**

2. Alpeggiani M, Gagliani M, Re D. Operator influence using adhesive systems: One bottle vs. multi bottles. *J Dent Res* 1998;77: 942 (Abstr 2487).

Online abstracts:

3. Bayne SC, Wilder Jr AD, Perdigão J, Heymann HO, Swift EJ. 4-year wear and clinical performance of packable posterior composite. *J Dent Res* 2003;86 (Sp Is A): (Abstr 0036).

**Papers in the course of publication** should only be entered in the references if they have been accepted for publication by a journal and then given in the standard manner in the text and in the list of references with the journal title, accompanied by "In press," *e.g.*:

3. Crim GA, Abbott LJ. Effect of curing time on marginal sealing by four dentin bonding agents. *Am J Dent*, In press.

**Book and monograph** references should include author, title, city, publisher, year of publication, and page numbers, *e.g.*:

4. Malone WFP, Koth DL. *Tylman's theory and practice of fixed prosthodontics*. St. Louis: Ishiyaku Euro-America, 1989; 110-123.
5. Ripa LW, Finn SB. The care of injuries to the anterior teeth of children. In: Finn SB. *Clinical pedodontics*. 4th ed, Philadelphia: WB Saunders, 1973; 125.

**Personal communications** should only appear in paren-theses in the text and not in the list of references.

**ILLUSTRATIONS.** Illustrations should be numbered, provided with suitable legends, and kept to the minimum essential for proper presentation of the results. Color illustrations will be published at the authors' expense. Contact the Managing Editor at (954) 888-9101 or [amjdent@amjdent.com](mailto:amjdent@amjdent.com).

**Legends** are required for all illustrations and should be typed as a group on a separate page. For photomicrographs, legends must specify original magnification and stain (if used).

**TABLES** should be logically organized and should supplement the information provided in the text. Each table should be typed on a separate page with the number, title and footnotes. Tables should be kept to the minimum essential for proper presentation of the results.

**Permissions from author and publisher** must be obtained for the direct use of previously published material including text, photographs, drawings, etc. The original permission should be then included with the manuscript.

**REPRINTS.** For reprints contact the Business Office at (954) 888-9101 or [amjdent@amjdent.com](mailto:amjdent@amjdent.com).

**ADDRESS.** All manuscripts should be sent to the Editor by e-mail only to: [godoy@amjdent.com](mailto:godoy@amjdent.com)

## Capítulo 2 – Operative Dentistry

# INSTRUCTIONS TO AUTHORS

Updated 17 July 2013 – updates in green

Dear Authors,

We are so grateful to each of you for continuing to provide Operative Dentistry with such outstanding manuscripts to consider. We have seen a steady increase each year in the number of manuscripts that are sent to us for publication consideration. Over the years we have been charged for each manuscript that is submitted to Operative Dentistry. Due to increased submission costs the time has come that we need to pass a small portion of these costs on to our submitting authors. ***Beginning in 2013 with the first manuscript submission, 25.00USD will be charged to our authors to submit a manuscript;*** it is a one-time cost per manuscript. If you are asked to submit revisions of your paper, only the original submission will be charged. This fee will be required for a manuscript to be considered in any way. Please understand that this fee is charged to us by our vendor, and is non-refundable. Paying the submission fee will have no bearing on whether or not your manuscript will be accepted either for review, or for publication. Should you have any questions about this new policy, please contact our offices at [editor@jopdent.org](mailto:editor@jopdent.org).

Paypal has been chosen to help with this fee collection. We understand that not all countries participate with Paypal. If you are unable to submit the fee via Paypal, contact our offices at [editor@jopdent.org](mailto:editor@jopdent.org) for other options. We thank you for understanding the necessity of this step. Should you have any questions about this new policy please contact our offices at [editor@jopdent.org](mailto:editor@jopdent.org).

We operate with very strict guidelines regarding human subjects. If the manuscript uses human subjects (including survey forms) or specimens of any kind (including teeth, saliva, tissues), evidence of IRB or local oversight committee approval that was obtained prior to beginning the study must be provided WITH the submission.

If the manuscript is a randomized, controlled clinical trial, a link to the public registry in which the trial was registered must be provided WITH the submission.

Sincerely,

Operative Dentistry Office Staff

All submitted manuscripts will be subject to the possibility of e-publication only. We now have the option of assigning 3-5 articles to each issue that will be published exclusively at our online journal [www.jopdentonline.org](http://www.jopdentonline.org). These e-pub articles will be paginated with an "e" prefix and will carry a fully citable DOI number. If you are not interested in the possibility of having your paper published only electronically, please do not submit your manuscript to us. Your authorization to allow us to e-publish will help us to publish manuscripts even faster than we have in the past. Our goal is to have a manuscript through the review process (submission to acceptance) in 2 months and from acceptance to publication within 2 months. Please feel free to send any questions about this policy to [editor@jopdent.org](mailto:editor@jopdent.org).

Operative Dentistry requires electronic submission of all manuscripts. All submissions must be sent to Operative Dentistry using the [Allen Track upload site](#). Your manuscript will only be considered officially submitted after it has been approved through our initial quality control check, and any problems have been fixed. You will have 6 days from when you start the process to submit and approve the manuscript. After the 6 day limit, if you have not finished the submission, your submission will be removed from the server. You are still able to submit the manuscript, but you must start from the beginning. Be prepared to submit the following manuscript files in your upload:

- A Laboratory or Clinical Research Manuscript file must include:
  - a title
  - a running (short) title
  - a clinical relevance statement
  - a concise summary (abstract)
  - introduction, methods & materials, results, discussion and conclusion
  - references (see Below)
  - The manuscript MUST NOT include any:
    - identifying information such as:
      - Authors
      - Acknowledgements
      - Correspondence information
    - Figures
    - Graphs
    - Tables
- An acknowledgement, disclaimer and/or recognition of support (if applicable) must in a separate file and uploaded as supplemental material.
- All figures, illustrations, graphs and tables must also be provided as individual files. These should be high resolution images, which are used by the editor in the actual typesetting of your manuscript. Please refer to the instructions below for acceptable formats.
- All other manuscript types use this template, with the appropriate changes as listed below.

Complete the online form which includes complete author information and select the files you would like to send to Operative Dentistry. Manuscripts that do not meet our formatting and data requirements listed below will be sent back to the corresponding author for correction.

## GENERAL INFORMATION

- All materials submitted for publication must be submitted exclusively to Operative Dentistry.
- The editor reserves the right to make literary corrections.
- Currently, color will be provided at no cost to the author if the editor deems it essential to the manuscript. However, we reserve the right to convert to gray scale if color does not contribute significantly to the quality and/or information content of the paper.
- The author(s) retain(s) the right to formally withdraw the paper from consideration and/or publication if they disagree with editorial decisions.
- International authors whose native language is not English must have their work reviewed by a native English speaker prior to submission.
- Spelling must conform to the American Heritage Dictionary of the English Language, and SI units for scientific measurement are preferred.
- While we do not currently have limitations on the length of manuscripts, we expect papers to be concise; Authors are also encouraged to be selective in their use of figures and tables, using only those that contribute significantly to the understanding of the research.
- Acknowledgement of receipt is sent automatically. If you do not receive such an acknowledgement, please contact us at [editor@jopdent.org](mailto:editor@jopdent.org) rather than resending your paper.
- **IMPORTANT:** Please add our e-mail address to your address book on your server to prevent transmission problems from spam and other filters. Also make sure that your server will accept larger file sizes. This is particularly important since we send page-proofs for review and correction as .pdf files.

## REQUIREMENTS

### • FOR ALL MANUSCRIPTS

3. **CORRESPONDING AUTHOR** must provide a **WORKING / VALID** e-mail address which will be used for all communication with the journal.

NOTE: Corresponding authors **MUST** update their profile if their e-mail or postal address changes. If we cannot contact authors within seven days, their manuscript will be removed from our publication queue.

4. **AUTHOR INFORMATION** must include:

- full name of all authors
- complete mailing address for each author
- degrees (e.g. DDS, DMD, PhD)
- affiliation (e.g. Department of Dental Materials, School of Dentistry, University of Michigan)

3. **MENTION OF COMMERCIAL PRODUCTS/EQUIPMENT** must include:

- full name of product
- full name of manufacturer
- city, state and/or country of manufacturer

4. MANUSCRIPTS AND TABLES must be provided as Word files. Please limit size of tables.

to no more than one US letter sized page. (8 ½ ” x 11”)

#### 5. ILLUSTRATIONS, GRAPHS AND FIGURES

Photographs submitted to Operative dentistry must be unretouched.

They may be cropped, annotated and/or aggregated with other photos, but each photo must remain unretouched.

*Illustrations, graphs and figures must be provided as TIFF or JPEG files with the following parameters:*

- line art (and tables that are submitted as a graphic) must be sized with the short edge being no shorter than 5 inches. It should have a minimum resolution of 600 dpi and a maximum resolution of 1200 dpi. This means the shortest side should be no smaller than 3000 pixels.
- gray scale/black & white figures must be sized with the short edge being no shorter than 5 inches. It should have a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi. This means the shortest side should be no smaller than 1500 pixels.
- color figures must be sized with the short edge being no shorter than 3.5 inches. It should have a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi. This means that the shortest side should be no smaller than 1050 pixels.
- color photographs must be sized with the short edge being no shorter than 3.5 inches. It should have a minimum resolution of 300 dpi and a maximum of 400 dpi. This means that the shortest side should be no smaller than 1050 pixels.

#### • OTHER MANUSCRIPT TYPES

1. CLINICAL TECHNIQUE/CASE STUDY MANUSCRIPTS must include:

- a running (short) title
- purpose
- description of technique
- list of materials used
- potential problems
- summary of advantages and disadvantages
- references (see below)

2. LITERATURE AND BOOK REVIEW MANUSCRIPTS must include:

- a running (short) title
- a clinical relevance statement based on the conclusions of the review
- conclusions based on the literature review...without this, the review is just an exercise
- references (see below)

## FOR REFERENCES

REFERENCES must be numbered (superscripted numbers) consecutively as they appear in the text and, where applicable, they should appear after punctuation.

The reference list should be arranged in numeric sequence at the end of the manuscript and should include:

1. Author(s) last name(s) and initial (ALL AUTHORS must be listed) followed by the date of publication in parentheses
4. Full article title.
5. Full journal name in italics (no abbreviations), volume and issue numbers and first and last page numbers complete (i.e. 163-168 NOT attenuated 163-68).
6. Abstracts should be avoided when possible but, if used, must include the above plus the abstract number and page number.
7. Book chapters must include chapter title, book title in italics, editors' names (if appropriate), name of publisher and publishing address.
8. Websites may be used as references, but must include the date (day, month and year) accessed for the information.
9. Papers in the course of publication should only be entered in the references if they have been accepted for publication by a journal and then given in the standard manner with "In press" following the journal name.
10. DO NOT include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
11. References that contain Crossref.org's DOIs (Digital Object Identifiers) should always be displayed at the end of the reference as permanent URLs. the prefix <http://dx.doi.org/> can be appended to the listed DOI to create this URL.  
IE <http://dx.doi.org/10.1006/jmbi.1995.0238>

## EXAMPLES OF REFERENCE STYLE

- Journal article: two authors  
Evans DB & Neme AM (1999) Shear bond strength of composite resin and amalgam adhesive systems to dentin *American Journal of Dentistry* 12(1) 19-25.
- Journal article: multiple authors  
Eick JD, Gwinnett AJ, Pashley DH & Robinson SJ (1997) Current concepts on adhesion to dentin *Critical Review of Oral and Biological Medicine* 8(3) 306-335.
- Journal article: special issue/supplement  
Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P & Vanherle G (2001) Adhesives and cements to promote preservation dentistry *Operative Dentistry* (Supplement 6) 119-144.
- Abstract:  
Yoshida Y, Van Meerbeek B, Okazaki M, Shintani H & Suzuki K (2003) Comparative study on adhesive performance of functional monomers *Journal of Dental Research* 82(Special Issue B) Abstract #0051 p B-19.
- Corporate publication:  
ISO-Standards (1997) ISO 4287 Geometrical Product Specifications Surface texture: Profile method – Terms, definitions and surface texture parameters *Geneve: International Organization for Standardization* 1st edition 1-25.
- Book: single author  
Mount GJ (1990) *An Atlas of Glass-ionomer Cements* Martin Duntz Ltd,  
London.
- Book: two authors  
Nakabayashi N & Pashley DH (1998) *Hybridization of Dental Hard Tissues* Quintessence Publishing, Tokyo.
- Book: chapter  
Hilton TJ (1996) Direct posterior composite restorations In: Schwarts RS, Summitt JB, Robbins JW (eds) *Fundamentals of Operative Dentistry* Quintessence, Chicago 207-228.
- Website: single author  
Carlson L (2003) Web site evolution; Retrieved online July 23, 2003  
from: <http://www.d.umn.edu/~lcarlson/cms/evolution.html>
- Website: corporate publication  
National Association of Social Workers (2000) NASW Practice research survey 2000. NASW Practice Research Network, 1. 3. Retrieved online September 8, 2003 from:

<http://www.socialworkers.org/naswprn/default>

- Website: Online Early/Pre-published/Epub ahead of print/p>p\*  
Smith, JR, Brown, AB. 15 Year follow-up on At-home Tray Bleaching, A Case Study. Journal of Oral Traditions. Prepublished Sep 20, 2010. doi: 10.1177/01234-67891-3456  
\*these references must have some form of permanent reference such as a doi in order to be used in this form - otherwise, please reference as listed under "Website: single Author"
- Journal Article with DOI: SA Feierabend, J Matt & B Klaiber (2011) A Comparison of Conventional and New Rubber Dam Systems in Dental Practice. *Operative Dentistry* 36(3) 243-250, <http://dx.doi.org/10.2341/09-283-C>