

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

**MARIA FERNANDA COSTA SCHOLZ**

**Influência do modo de aplicação e viscosidade do ácido fosfórico 37% na  
adesão de pinos de fibra de vidro em condutos radiculares**

**PONTA GROSSA**

**2018**

MARIA FERNANDA COSTA SCHOLZ

**Influência do modo de aplicação e viscosidade do ácido fosfórico 37% na adesão de pinos de fibra de vidro em condutos radiculares**

Defesa apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto sensu* em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa em Propriedades Físico-Químicas e Biológicas de Materiais Dentários.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Alessandra Reis

**PONTA GROSSA**  
**2018**

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

S368 Scholz, Maria Fernanda Costa  
Influência do modo de aplicação e viscosidade do ácido fosfórico 37% na adesão de pinos de fibra de vidro em condutos radiculares/ Maria Fernanda Costa Scholz. Ponta Grossa, 2018.  
53f.

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

Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Alessandra Reis.

1.Pinos dentários. 2.Ácidos fosfóricos. 3.Ataque ácido dentário. 4.Técnica para retentor intra-radicular. I.Reis, Alessandra. II. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Mestrado em Odontologia. III. T.

CDD: 617.6

MARIA FERNANDA COSTA SCHOLZ

**Influência do modo de aplicação e consistência do ácido fosfórico 37% na resistência de união de pinos de fibra de vidro em condutos radiculares**

Defesa apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Dentística Restauradora, linha de pesquisa em Propriedades Físico-Químicas e Biológicas de Materiais Dentários.

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Alessandra Reis – Orientadora  
Universidade Estadual de Ponta Grossa

---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Giovana Mongruel Gomes  
Universidade Estadual de Ponta Grossa

---

Prof. Dr. José Roberto de Oliveira Bauer  
Universidade Ceuma

Ponta Grossa, 23 de fevereiro de 2018

## **DADOS CURRICULARES**

### **Maria Fernanda Costa Scholz**

NASCIMENTO 15.02.1990	Ponta Grossa, PR - Brasil
FILIAÇÃO	Nelson Scholz Junior Maria de Lourdes Costa Scholz
2010 – 2015	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidade Federal do Paraná – UFPR. Curitiba, PR – Brasil
2016 – 2017	Curso de Especialização em Endodontia pela Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUC – PR. Curitiba, PR - Brasil
2016 – 2018	Curso de Pós-Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG. Nível de Mestrado em Odontologia. Área de Concentração: Dentística Restauradora. Ponta Grossa, PR – Brasil.

*“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o melhor fosse feito. Não sou o que deveria ser, mas graças a Deus, não sou o que era antes.” (Martin Luther King)*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por guiar meus passos, iluminar meu caminho, por estar ao meu lado em tantos momentos de dificuldade e me conceder a oportunidade desta experiência.

Agradeço a Universidade Estadual de Ponta Grossa, na pessoa de seu reitor Prof. Dr. Luciano Vargas, pela oportunidade da realização do meu mestrado.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível superior – **CAPES**, pela bolsa de estudos concedida durante o transcorrer do curso.

Aos meus pais, Nelson e Maria de Lourdes, por apoiarem minhas escolhas e não medirem esforços para que meus sonhos se realizassem. Obrigada por serem meus exemplos, meus heróis e por terem me dado tanto amor nos meus momentos difíceis. Obrigada por não me deixarem desistir e por sonharem muitas vezes mais do que eu. Essa vitória é mais de vocês do que minha. Muito obrigada!

Aos meus irmãos, Lucas e Ricardo, obrigada pelo apoio, pelas conversas e conselhos. Obrigada por serem meus exemplos como pessoas e profissionais.

A minha prima e colega de mestrado Manoella, obrigada por estar comigo em todos os momentos, nos bons e ruins. Sua presença, durante estes dois anos, foi imprescindível. Não sei como teria sido sem você. Muito obrigada!

Ao meu namorado Felipe, pela paciência nos últimos meses de mestrado, por me ajudar na dissertação em alguns momentos e pelo amor dedicado a mim. Obrigada por tudo!

A minha orientadora, Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Alessandra Reis, agradeço por confiar na minha capacidade, pela amizade, zelo e paciência em todos os momentos. Seu exemplo de conduta ética é uma fonte de inspiração.

A Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup> Giovanna Mongruel Gomes que em muitos momentos me ajudou e sempre foi receptiva comigo.

Aos amigos que fiz no mestrado, em especial ao Júlio. Serei sempre grata por sua colaboração e generosidade nas longas horas de laboratório. Desejo muito sucesso na sua carreira.

Aos professores da Pós-graduação em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, em especial à coordenadora Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Denise Wambier, agradeço os ensinamentos e amizade.

## RESUMO

SCHOLZ.MFC. **Influência do modo de aplicação e viscosidade do ácido fosfórico 37% na adesão de pinos de fibra de vidro ao conduto radicular** [Defesa - Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2018.

O objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da viscosidade do ácido fosfórico e do modo de aplicação nos valores de resistência de união de pino de fibra de vidro cimentados na dentina radicular através do teste de *push-out*. Raízes de 32 pré-molares foram preparadas endodonticamente e divididas em 4 grupos ( $n = 8$ ) de acordo com a combinação dos seguintes fatores: viscosidade do ácido e forma de aplicação. Após aplicação do adesivo Universal no interior dos condutos, foram realizadas as cimentações dos pinos com o cimento resinoso RelyX ARC. Em seguida, as raízes foram seccionadas transversalmente em 6 fatias de aproximadamente 1 mm e o teste de *push-out* foi realizado a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados de resistência de união foram submetidos a uma análise de variância de três fatores de medidas repetidas e teste de Tukey ( $\alpha = 0.05$ ). A interação dupla modo de aplicação vs. viscosidade do ácido ( $p = 0,0002$ ) e o terço radicular ( $p < 0,0001$ ) foram estatisticamente significantes. O maior valor de resistência de união foi observado no grupo condicionado com ácido fosfórico líquido sob o modo de aplicação sônica ( $p < 0,05$ ) sendo todos os outros grupos semelhantes entre si. Quanto ao terço radicular, observou-se maior valor de resistência de união no terço cervical, seguido do terço médio e do terço apical ( $p < 0,05$ ). Pelos resultados pode-se concluir que uma melhor adesão de pinos de fibra de vidro ao conduto radicular pode ser obtida através do condicionamento com ácido fosfórico líquido com aplicação sônica.

**Palavras-Chave:** Pinos Dentários, Ácidos Fosfóricos, Ataque Ácido Dentário, Técnica para Retentor Intra-radicular



## ABSTRACT

SCHOLZ. MFC. **Influence of application mode and viscosity of 37% phosphoric acid in the adherence of fiberglass posts to the root canal** [Defesa - Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Dentística Restauradora]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2018.

The aim of the present study was to evaluate the influence of the etchant viscosity (liquid or gel) and the application mode (passive or sonic) on the push-out bond strength values of fiberglass post to root dentin and the conditioning pattern on the smear-layer covered root dentin before cementation. The roots of 32 premolars were prepared endodontically and divided into 4 groups ( $n = 8$ ) according to the combination of the main factors: phosphoric acid viscosity (liquid or gel) and application mode (passive or sonic). After the application of the universal adhesive into the root canals, the fiberglass posts were cemented with the cementation system RelyX ARC. Then, the roots were sectioned transversely into 6 slices of approximately 1 mm and the push-out test performed at a speed of 0.5 mm/min. The results were submitted to a repeated measures three-way ANOVA and Tukey's test ( $\alpha = 0.05$ ). The cross-product interaction mode of application vs. etchant viscosity ( $p = 0.0002$ ) and the main factor root third ( $p < 0.0001$ ) were statistically significant. The highest bond strength value was observed when the conditioning of the root canal was performed with a liquid phosphoric acid under sonic application mode ( $p < 0.05$ ), being all other groups similar one another ( $p < 0.05$ ). Regarding the root third, the highest push-out bond strength value was observed in the cervical third, followed by the medium third and the apical thirds ( $p < 0,05$ ). The most common fracture pattern was the mixed failure. By the partial results one may conclude that a better bonding of fiberglass posts to root canals can be achieved when the conduits are conditioned with a liquid phosphoric acid under sonic application.

**Keywords:** Dental Pins, Phosphoric Acids, Acid Etching, Dental, Post and Core Technique

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> - Sequência do preparo dos dentes.....	28
<b>Figura 2</b> - Fluxograma referente a organização dos grupos experimentais divididos entre a viscosidade dos ácidos (líquido e gel), seu modo de aplicação (sônico e passivo) e seus respectivos números amostrais .....	29
<b>Figura 3</b> - A frequência média do dispositivo Smart a qual encontra-se na faixa sônica, entre 20 e 20 KHz. ....	30
<b>Quadro 1</b> - Material/Fabricação, modo de aplicação, número de lote de cimentação e sistemas adesivos.....	31
<b>Figura 4</b> - O condicionamento foi realizado de acordo com a combinação dos fatores: consistência do ácido fosfórico (líquido ou gel) e modo de aplicação (passivo ou sônico). ....	33
<b>Figura 5</b> - Imagem ilustrativa da secção do dente no sentido transversal, em fatias de aproximadamente 1 mm de espessura.....	34
<b>Figura 6</b> - Posicionamento centralizado da ponta ativa da máquina de ensaios, que gera uma força a fim de deslocar o pino. ....	35
<b>Figura 7</b> - Ilustração de diferentes padrões de fratura.....	38

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Médias ponderadas e desvios padrões dos valores de resistência de união de <i>push-out</i> (MPa) para todos os grupos experimentais. ....	37
<b>Tabela 2</b> - Médias e desvios padrões (MPa) para a dupla interação do produto cruzado Modo de aplicação vs. Viscosidade (*) .....	38

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

JED	Junção esmalte-dentina
ANOVA	Análise de variância
BDH	Banco de dentes humanos
COEP	Comissão de ética e pesquisa
CIV	Cimento de ionômero de vidro
µm	Micrómetro
F	Força
GPa	Gigapascal (is)
h	Hora (h)
H	Altura
JCE	Junção cimento-esmalte
KgF	Kilograma (s) força
mm	Milímetro (s)
mm <sup>2</sup>	Milímetro (s) quadrado (s)
min	Minuto (s)
mL	Mililitro (s)
MPa	Mega pascal (is)
mW/cm <sup>2</sup>	Miliwatts por centímetro (s) quadrado (s)
N	Newton (s)
NaOCl	Hipoclorito de sódio
PFV	Pino de fibra de vidro
r	Raio apical
R	Raio coronário
rpm	Rotação (ões) por minuto
RU	Resistência de união
s	Segundo (s)
SL	Área adesiva
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa
vs	Versus

*Hz*

*Khz*

*tags*

Hertz

Quilohertz

Projeções resinosas

## LISTA DE SÍMBOLOS

#	Sequência de número
=	Igual
±	Mais ou Menos
%	Porcentagem
&	E (conjunção de adição)
<	Menor
≤	Menor ou igual
>	Maior
≥	Maior ou igual
X	Aumento de lente óptica
α	Alfa (Nível de significância)
°C	Grau Celsius
n°	Número
P	Significância Estatística
®	Registrado
™	Marca Registrada
π	Constante "pi" = 3,1416

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>17</b>
2.1 Substrato Dentinário.....	17
2.2 Adesão à dentina .....	19
2.3 Restauração de dentes tratados endodonticamente .....	21
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>26</b>
3.1 Proposição Geral.....	26
3.2 Proposição Específica .....	26
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>27</b>
4.1 Seleção dos dentes .....	27
4.2 Preparo das amostras .....	27
4.3 Preparo dos canais radiculares .....	28
4.4 Grupos Experimentais .....	29
4.5 Cimentação dos pinos .....	29
4.6 Análise da resistência de união (RU) por meio do teste de <i>push-out</i> .....	34
4.7 Análise estatística .....	36
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>37</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>41</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>44</b>
<b>8 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>45</b>
ANEXO	

## 1 INTRODUÇÃO

Dentes com grande perda de estrutura dentária devido a restaurações, lesões cáries invasivas ou traumatismo precisam ser tratados endodonticamente e restaurados com um retentor intra-radicular para aumentar sua retenção quando restaurados. Os pinos de fibra de vidro foram universalmente aceitos como uma melhor opção para alcançar esse objetivo, sua vantagem em relação a outros tipos de retentores é que eles têm um módulo de elasticidade próximo à dentina (KHALEDI et al.<sup>46</sup> 2015; SARAIVA et al.<sup>78</sup> 2013). Além disso, são esteticamente favoráveis (VICHI et al.<sup>91</sup> 2000) e produzem menor incidência de fraturas radiculares.

No entanto, a obtenção de uma adesão efetiva às paredes dos canais radiculares ainda é um desafio, considerando a geometria desfavorável do canal radicular e as limitações inerentes aos materiais de cimentação (SARKIS-ONOFRE et al.<sup>79</sup> 2014). O acesso limitado ao canal radicular, a fotoativação limitada do sistema de cimentação na região apical, as dificuldades no pré-tratamento da dentina radicular, o fator C negativo (JONGSMA et al.<sup>42</sup> 2010), a dificuldade de controle de umidade (MALYK et al.<sup>50</sup> 2010) levam a falhas clínicas, sendo o desprendimento do canal radicular a mais comum (JONGSMA et al.<sup>41</sup> 2010).

Para melhorar a resistência de união entre os pinos de fibra de vidro e a dentina radicular, vários procedimentos de tratamento de superfície dentinária foram investigados usando agentes químicos (BALBOSH et al.<sup>10</sup> 2006; RADOVIC et al.<sup>71</sup> 2007; MOSHARRAF et al.<sup>57</sup> 2013). Alguns desses tratamentos podem aumentar a rugosidade e a molhabilidade da dentina radicular, removendo a camada de esfregaço e aumentando assim a ligação entre os pinos de fibra de vidro e o substrato da dentina (DAVIS et al.<sup>22</sup> 2010). A capacidade do ácido fosfórico para condicionar a dentina radicular depende de um bom contato com o substrato a ser condicionado ou, em outras palavras, infiltrar completamente as irregularidades da dentina radicular (FARIA et al.<sup>24</sup> 2013).

Não se pode negar que a maior viscosidade do gel de ácido fosfórico e sua aplicação passiva podem prejudicar um bom condicionamento da dentina



radicular (SALAS et al.<sup>76</sup> 2011; SCOTTI et al.<sup>85</sup> 2013), a aplicação é melhor controlada quando ele está na forma de gel, mas os agentes líquidos têm uma ação de penetração mais profunda, melhorando o condicionamento devido a sua menor viscosidade, maior molhabilidade e menor energia superficial em comparação com o gel. Um estudo (SALAS et al.<sup>76</sup> 2011) mostrou que um ácido fosfórico líquido produziu melhor remoção da camada de esfregaço endodôntico e maiores valores de resistência de união no terço apical.

Outra maneira de melhorar a molhabilidade do ácido fosfórico é através da aplicação sônica. Os instrumentos sônicos são utilizados em diferentes fases do tratamento endodôntico (HERRERA et al.<sup>40</sup> 2013; PLOTINO et al.<sup>70</sup> 2007), no entanto, existem poucos estudos na literatura usando este tipo de dispositivo na adesão do canal radicular para otimizar a ação do condicionamento da dentina. Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da viscosidade do ácido fosfórico (líquido ou gel) e do modo de aplicação (passivo ou sônico) no padrão de condicionamento na dentina intra-radicular e nos valores de resistência de união de pino de fibra de vidro cimentados na dentina radicular através do teste de *push-out*.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Substrato dentinário

O mecanismo de adesão dos materiais restauradores estéticos ao esmalte e à dentina ocorre por um processo de troca, o qual envolve a substituição dos minerais removidos dos tecidos dentais duros por monômeros resinosos, que se infiltram e são polimerizados nas porosidades criadas, promovendo uma adesão micromecânica (NAGEM et al.<sup>40</sup> 2000; NAKABAYASHI et al.<sup>61</sup> 1982). A adesão na dentina é mais complexa que no esmalte devido a sua anatomia, caracterizada por uma estrutura tubular espessa, altamente organizada e permeada por extensões celulares vivas e fluido tissular. Em peso, ela é composta por 70% de mineral, 20% de material orgânico e 10% de água. Grande parte do material orgânico (90%) é colágeno do tipo I, e apenas 10% são proteínas não-colágenas. Destas, as proteoglicanas são o maior grupo, tendo função importante na formação da fibrila colágena e no processo de mineralização do colágeno (FRATZL<sup>29</sup> 2008).

O colágeno é uma proteína que possui três cadeias polipeptídicas. Suas cadeias são uma estrutura triplo-helicoidal e contém uma ou mais regiões caracterizadas por uma unidade de aminoácido que se repete, e as ligações de hidrogênio dão estabilidade a essa molécula. De forma hierárquica se dá a estrutura do colágeno, com as moléculas se agrupando em fibrilas que, por sua vez, se agregam para formar fibras espessas com vários micrometros de diâmetro (AGER III et al.<sup>1</sup> 2006; FRATZL<sup>29</sup> 2008). Porém, a rigidez do tecido não se dá pela matriz orgânica. Ela resulta das partículas minerais no tecido rico em colágeno (KINNEY et al.<sup>44</sup> 2003). Muito do mineral na dentina é encontrado na dentina peritubular (ao redor dos túbulos), onde há pouco colágeno. Na coroa, os túbulos são formados por uma dentina peritubular espessa (2-5  $\mu\text{m}$ ) e possuem fibras colágenas mineralizadas com uma orientação não muito definida. Eles são altamente compactados e numerosos na proximidade da polpa (50.000/mm<sup>2</sup>), de onde se irradiam para a junção esmalte-dentina (JED), onde são mais esparsos (20.000/mm<sup>2</sup>) e possuem uma bainha peritubular menos espessa, próximo ao esmalte. Já a dentina intertubular é caracterizada por uma

rede de fibrilas colágenas mineralizadas. Na raiz essas fibras são muito mais organizadas que na coroa, na qual as fibras aparecem em ângulo ou na mesma direção que os túbulos (FRATZL<sup>29</sup> 2008). A raiz dentária, formada depois da completa formação da coroa, é constituída basicamente de dentina primária. Estruturalmente, ela é caracterizada pelo alinhamento de fibras colágenas com ligações cruzadas e presença de mineral nos feixes de fibras e nos espaços interfibrilares (BALOOCH et al.<sup>8</sup> 2008). Os túbulos correm lateralmente, estendendo-se da polpa até a camada de cimento. As fibras colágenas mineralizadas estão em um plano ortogonal aos túbulos, geralmente na direção das linhas incrementais de crescimento, formando um pequeno ângulo com o eixo do dente (coroa-raiz). Muitos ramos laterais de túbulos dentinários são encontrados na raiz. O padrão das ramificações constitui um sistema de anastomoses canaliculares cruzando a dentina intertubular (MIGUES et al.<sup>54</sup> 2004). Mjor et al.<sup>59</sup> (2001) estudaram histologicamente o terço apical de raízes de dentes humanos adultos, com ênfase na presença, direção e distribuição dos túbulos dentinários bem como de suas ramificações. Baseados nas observações feitas- direção e distribuição irregular dos túbulos, presença de dentina secundária e áreas sem túbulos- os autores afirmaram que as características da dentina apical não favorecem técnicas adesivas baseadas na penetração de resina nos túbulos dentinários.

Além das variações regionais, algumas alterações podem afetar a morfologia da dentina. Sabe-se que, com o passar dos anos, uma dentina secundária forma-se adjacente à polpa de dentes vitais. Assim, em um processo fisiológico normal, o canal radicular vai sofrendo um estreitamento gradual em dentes adultos. Isso é acompanhado de uma diminuição da permeabilidade e aumento da mineralização da dentina intertubular (BRACKETT et al.<sup>15</sup> 2008). Processos patológicos como a cárie e/ou abrasão dentinária também podem alterar a estrutura dentinária, pois nestes casos os túbulos são ocluídos com cristais de mineral (YOSHIAMA et al.<sup>96</sup> 1996).

A *smear layer*, ou lama dentinária, também é um fator relacionado ao substrato dentinário que se caracteriza por remanescentes de substrato seccionado, sangue, saliva, bactérias, material abrasivo que estão ligados à

dentina intertubular e que penetram nos túbulos, formando os *smear plugs*. No canal radicular, a instrumentação e a irrigação do canal tem como objetivo a preparação de uma zona limpa e livre desses debrís para obturação. Porém, a limpeza do canal para obturação, bem como, a limpeza após a desobturação com a finalidade de cimentação de pinos não tem se mostrado muito efetivas (SEN et al.<sup>81</sup> 1995). Assim, no caso de procedimentos adesivos na coroa (SPENCER et al.<sup>86</sup> 2001) ou dentro do canal, muitas regiões ficam “indisponíveis” para a adesão devido a dificuldade de remoção da *smear layer*.

## 2.2 Adesão à dentina

Quanto maior for a adesão, maior será a resistência do material às forças de tração e compressão. Para avaliar essa adesão, os testes mais utilizados são os de resistência de união (DE MUNCK et al.<sup>23</sup> 2005). Há um grande número de fatores que podem influenciar os resultados de testes de adesão, como o tipo de substrato, o tipo de condicionamento do substrato, as variáveis relacionadas à técnica de adesão, variáveis relacionadas ao tempo e forma de armazenamento da amostra e aquelas relacionadas ao próprio ensaio (PASHLEY et al.<sup>66</sup> 1995).

Para ter sucesso nos mecanismos de adesão, é de extrema importância que se conheça a complexidade do substrato dentinário (BALOOCH et al.<sup>9</sup> 2001; MIGUES et al.<sup>54</sup> 2004). Ogata et al.<sup>64</sup> (2001) fizeram um estudo para testar o quanto a direção dos túbulos dentinários influenciaria em testes de tração utilizando adesivos simplificados. Os autores observaram que a resistência à tração do grupo com túbulos paralelos na interface foi menor que aquela do grupo com túbulos perpendiculares. O próprio comportamento biomecânico da dentina demonstra que a resistência máxima à fratura de espécimes de dentina da coroa e da raiz é menor quando as forças são aplicadas paralelamente à direção dos túbulos, do que quando aplicadas perpendicularmente (MIGUES et al.<sup>54</sup> 2004; LERTCHIRAKARN et al.<sup>47</sup> 2001). YOSHYAMA et al.<sup>95</sup>108 (1998) estudaram a resistência de união dos sistemas adesivos em várias regiões do dente. Os resultados desse estudo demonstram a adesão ao esmalte e dentina radicular apical foi insatisfatória, comparada aquelas de dentina da coroa e as

regiões cervicais e media da dentina radicular. E nos últimos tempos, com o advento das restaurações fixadas com retentores intra-radulares, a diferença de adesão na dentina radicular fica mais evidente (LOPES et al.<sup>48</sup> 2004 ; MELO et al.<sup>53</sup> 2008). A anatomia do canal radicular onde, os túbulos dentinários aumentam em número e diâmetro em direção à polpa (FERRARI et al.<sup>27</sup> 2000) resultaram em diferentes resistências de união quando utilizamos a técnica passiva de condicionamento ácido.

Somado a isso, a umidade da dentina torna a adesão mais complexa (PEREIRA et al.<sup>68</sup> 1999). A presença de água no substrato é necessária, pois ela mantém as fibras colágenas expandidas pela quebra das pontes de hidrogênio entre os polipeptídios das fibrilas. Dessa forma, se fosse removida toda água dos túbulos, os monômeros não conseguiriam penetrar no meio (PASHLEY et al.<sup>65</sup> 1993). Porém o excesso de água também prejudica a adesão, de forma que essa umidade iria separar as fases de alguns sistemas adesivos pela diluição dos mesmos (TAY et al.<sup>87</sup> 1998).

O condicionamento ácido faz com que a dentina aumente sua permeabilidade, pois quando se remove a *smear layer* da dentina durante o condicionamento, a passagem de água da câmara pulpar torna-se maior. Isso também significa que, em dentina profunda, onde há menor área de dentina intertubular, a contribuição da camada híbrida para a resistência de união é reduzida, enquanto a participação dos *tags* aumenta (Carvalho et al.<sup>19</sup> 1999).

Outras adversidades das restaurações que necessitam retentores intra-radulares é a polimerização do cimento dentro do canal e a diferença na incidência de luz na parte cervical do pino e na parte apical (YOULDAS et al.<sup>94</sup> 2005; GALHANO et al.<sup>31</sup> 2008; MORGAN et al.<sup>55</sup> 2008). Por isso é mais indicado utilizar um pino translúcido a um pino opaco, em função da melhor transmissão de luz (GALHANO et al.<sup>31</sup> 2008). Visto isso, observamos que a resistência de união em restaurações com retentores intra-radulares depende de um conjunto de fatores, como grau de estabilidade do embricamento mecânico, efetiva interação química com a dentina (camada híbrida), técnica de condicionamento ácido e da adesão entre adesivo, cimento e pino de fibra.

A influência na resistência de união de alguns materiais endodônticos na adesão de materiais resinosos também tem sido questionada. Sistemas de condicionamento ácido e autocondicionantes apresentaram menor resistência de união à dentina quando são utilizados irrigantes como o peróxido de hidrogênio 3% e o hipoclorito de sódio 5% (ARI et al.<sup>5</sup> 2003; NIKAIDO et al.<sup>62</sup> 1999). Neste caso a presença do oxigênio pode afetar a resistência de união pela inibição da polimerização na interface. Obturadores a base de eugenol também afetam a resistência de cimentos resinosos a dentina (HAGE et al.<sup>37</sup> 2002; NGOH et al.<sup>63</sup> 2001).

Em relação aos tipos de testes, devemos lembrar que a resistência de união não é uma característica do material. Na verdade, ela é uma propriedade que interessa quando se quer comparar materiais, conhecendo-se sua microestrutura, forma de processamento, tipo de teste e mecanismo de falha (KELLY<sup>43</sup> 1995). Por isso torna-se complexa a comparação de estudos (DE MUNCK et al.<sup>23</sup> 2005). Para comparar técnicas em diferentes regiões do dente, alguns autores têm utilizado o teste de *push-out* (GORACCI et al.<sup>34</sup> 2004; KURTZ et al.<sup>45</sup> 2003; WAKEFIELD et al.<sup>93</sup> 1998; VALANDRO et al.<sup>90</sup> 2007; MELO et al.<sup>53</sup> 2008). Outro teste que vem sendo utilizado é o teste de microtração (AKUNGOR et al.<sup>2</sup>; 2006; AKSORNMUANG et al.<sup>3</sup> 2006; AKSORNMUANG et al.<sup>4</sup> 2006; GASTON et al.<sup>32</sup> 2001). Goracci et al.<sup>34</sup> (2004) em seu estudo compararam as metodologias desses dois testes e afirmaram que a variabilidade no teste de microtração é muito maior.

. Uma análise por elementos finitos, demonstrou que o teste de *push-out* apresenta uma distribuição mais homogênea de estresses e, pela análise numérica do teste mecânico, também se constatou menor variabilidade dos resultados (SOARES et al.<sup>84</sup> 2008). A análise dos problemas que levam o dente à fratura como falhas de condicionamento, limpeza e problemas de adesão deve ser feita através de testes de microscopia eletrônica de varredura para enriquecimento do trabalho.

### **2.3 Restauração de dentes tratados endodonticamente**

A literatura tem descrito que um dente tratado endodonticamente merece um cuidado especial na restauração. Um dente despolpado é mais frágil devido à modificação na sua arquitetura e morfologia em função da perda de estrutura dental por cáries, fraturas, preparação cavitária, além do acesso e instrumentação do canal radicular (SEDGLEY et al.<sup>80</sup> 1992).

Trabalhos como o de Helfer et al.<sup>39</sup> (1972), mostraram que um dente despolpado perde apenas cerca de 9% da sua umidade, quando comparado aos polpados, em testes executados em cães. Reeh et al.<sup>72</sup> (1989) demonstraram que o tratamento endodôntico reduziu a resistência de pré-molares em apenas 5%, sendo que a preparação oclusal resultou na diminuição em torno de 20% e uma cavidade MOD reduziu 63% a resistência do mesmo grupo de dentes.

Conhecida há mais de 100 anos, a técnica de confecção de núcleo metálico fundido, é feita através de um preparo do conduto radicular e, após a moldagem com resina acrílica ou cera, o padrão obtido é fundido com uma liga metálica nobre ou básica. Tem-se, então, uma porção radicular com conformação cônica, que copia o preparo da raiz e uma porção coronária que restabelece as estruturas dentinárias perdidas, tornando o dente apto a ser restaurado.

Ainda há muitas controvérsias em relação ao tipo de restauração que deve ser feita em um dente endodonticamente tratado. Bex et al.<sup>12</sup> (1992) consideram que o núcleo metálico preenche melhor os objetivos a que se destinam, pois são muito resistentes e permitem uma melhor adaptação ao canal radicular. Mas, estes retentores apresentam algumas desvantagens, como a necessidade de maior número de sessões clínicas, envolvimento de procedimentos laboratoriais, custo mais elevado e remoção de maior quantidade de estrutura dental, muitas vezes sadia, para que não se induza uma grande tensão na entrada do canal radicular (ASSIF et al.<sup>6</sup> 1994).

Morgano et al.<sup>56</sup> (1993) mostram em seu estudo que ainda há dúvidas entre os profissionais de qual melhor sistema de retentor para usar, e são da opinião de que os núcleos metálicos fundidos são mais fáceis de preparar com

menores chances de perfuração do que os pinos pré-fabricados. Entretanto, Torbjörner et al.<sup>88</sup> (1995) acredita que os núcleos metálicos fundidos consomem tempo do profissional, inúmeras consultas, ajustes e custo mais elevado. Ao perceber essas características insatisfatórias dos núcleos metálicos fundidos, a indústria odontológica procurou investir em pesquisas e lançou no mercado os pinos pré-fabricados. Em 1899, Retter<sup>73</sup> descreveu uma técnica na qual empregava parafusos de platina introduzidos nos canais radiculares, com intuito de servir de ancoragem para restaurações de amálgama em dentes com extensa destruição. Hoje, há disponíveis no mercado mais de 75 sistemas, de diferentes materiais e distintos desenhos. Os sistemas de pinos pré-fabricados ganhou o mercado devido ao baixo custo, facilidade de manuseio e por diminuir o tempo de trabalho dos profissionais. Em relação aos tipos de material, os pinos pré-fabricados podem ser divididos entre metálicos e não metálicos. Os pinos metálicos, geralmente, são confeccionados em aço inoxidável, contendo 18% de cromo e 8% níquel. O uso de tal modalidade de liga sofreu redução significativa com as discussões em torno do potencial alergênico do níquel, o que contribuiu significativamente para o aumento no uso dos pinos metálicos de titânio, os quais são biocompatíveis (BARATIERI<sup>11</sup> 2001). Os pinos pré-fabricados metálicos podem ser divididos em passivos e ativos. Os ativos cônicos podem apresentar sua superfície lisa ou com microretenções do tipo serrilhamento. Estes pinos são cimentados no canal radicular e a fixação ocorre a expensas do cimento e das retenções no pino. Os pinos passivos cônicos, por sua vez, são inerentemente menos retentivos devido ao desenho e à superfície lisa (BARATIERI<sup>11</sup> 2001).

Os pinos metálicos passivos paralelos são mais retentivos que os passivos cônicos, no entanto, possuem a desvantagem de necessitar de ampliação do canal para sua acomodação, principalmente na região apical, o que aumenta o risco de perfuração radicular e tensão nesta região (BARATIERI<sup>11</sup> 2001). Já os pinos metálicos ativos impõem atividade ao canal, ou seja, geram grandes tensões uma vez que possuem fresas laterais e são rosqueados e/ou travados na parede dos canais no procedimento de fixação. Essa desvantagem



limita o seu uso apenas em casos muito particulares, e mesmo assim com muita precaução, pois a possibilidade de fratura é grande.

Já os pinos não metálicos podem ser divididos em cerâmicos, de fibras de carbono e de fibras de vidro. Os pinos cerâmicos objetivam aliar as propriedades positivas dos pinos metálicos, com as vantagens de um material mais estético e inerte aos tecidos vivos. Desenvolvidos a partir de 1993, os pinos cerâmicos pré-fabricados, geralmente, são confeccionados com óxido de zircônio (94,9%), razão pela qual sua resistência flexural é similar à dos pinos metálicos e maior que a dos pinos de fibra de carbono. Os pinos cerâmicos, por apresentarem alto módulo de elasticidade, são menos suscetíveis às falhas adesivas durante a função mastigatória (FREEDMAN<sup>30</sup> 1996), além disso, por serem mais rígidos, permitem o uso de pinos com menor diâmetro, o que preserva a estrutura dental e reduz as chances de fratura radicular (TRUSHKOWSKY<sup>89</sup> 1996). Nos pinos cerâmicos, há duas formas de se construir a porção coronal: o preenchimento com resina composta, que é o mais simples, rápido e barato, e o procedimento cerâmico, que é executado no laboratório e consiste de completar o preenchimento radicular e construir a porção coronal com material cerâmico. Os pinos pré-fabricados de fibra de carbono foram introduzidos no início dos anos 90, devido à necessidade de uma alternativa aos pinos metálicos que apresentavam problema. Como o próprio nome diz, esses pinos são constituídos por fibra de carbono (64%), com cerca de 8 µm de diâmetro, arranjados longitudinalmente e envelopados por uma matriz de resina epóxica, o que lhes confere alta resistência mecânica (MARTINEZ et al.<sup>52</sup> 1998). Uma característica dos pinos de fibra de carbono é sua flexibilidade, a qual é divulgada pelo fabricante como sendo similar à da estrutura dentinária e, por consequência, como uma grande vantagem (PURTON et al.<sup>69</sup> 1996).

Os pinos pré-fabricados de fibra de vidro são os mais recentes no mercado e vem sendo alvo de inúmeras pesquisas. Por ser composto de fibra de vidro envolta por material resinoso, o pino prevê refração e transmissão das cores internas através da estrutura dental, porcelana ou resina, sem a necessidade do uso de opacos ou modificadores e, além disso, adere-se

quimicamente às resinas para uso odontológico, não necessitando de qualquer tratamento de superfície (BARATIERI<sup>11</sup> 2001).

### 3 PROPOSIÇÃO

#### 3.1 PROPOSIÇÃO GERAL

Avaliar a influência do **modo de aplicação e da viscosidade do ácido fosfórico 37%** nos valores de resistência de união de pinos de fibra de vidro cimentos à dentina intra-radicular.

#### 3.2 PROPOSIÇÃO ESPECÍFICA

2.2.1 Avaliar a influência do **modo de aplicação** (passivo ou sônico) e da viscosidade do ácido fosfórico 37% (líquido ou gel) nos valores de **resistência de união por meio de teste de *push-out*** entre pinos de fibra de vidro na dentina intra-radicular nas diferentes regiões radiculares.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 SELEÇÃO DOS DENTES**

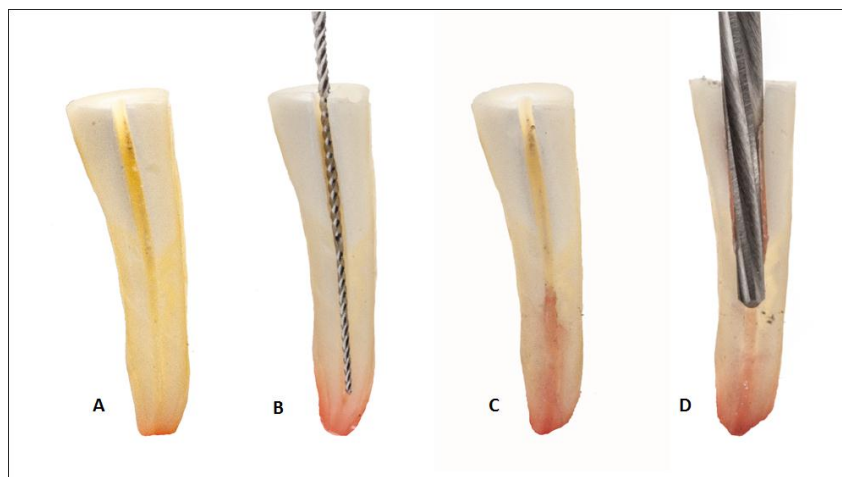
Este projeto de pesquisa foi aprovado sob o protocolo número 010.164.439-60 do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa. Para esta pesquisa, foram selecionados 32 pré-molares inferiores humanos. Os dentes selecionados apresentaram os seguintes critérios de elegibilidade: comprimento da raiz de 14 mm, medido a partir da junção cemento-esmalte (JCE), ausência de cáries e dilacerações radiculares, ausência de tratamentos endodônticos prévios, de ápice incompleto.

### **4.2 PREPARO DAS AMOSTRAS**

Todos os dentes foram seccionados transversalmente em relação ao seu longo eixo imediatamente abaixo do JCE usando um disco de diamante montado em uma máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA) a uma velocidade de 300 rotações por minuto (rpm) sob refrigeração com água constante, de modo a criar um acesso ao canal radicular.

#### **4.2.1 Tratamento endodôntico**

A instrumentação endodôntica foi realizada com limas ProTaper Next (Dentsply Malleifer, Ballaigus, Suíça) com um motor de baixo torque a uma velocidade de 300 rpm. Quando o comprimento da instrumentação foi de 1 mm do forame apical, a patência apical foi realizada, após cada lima inserida, a lima #15 K era inserida até aparecer no forame apical. Cada canal foi irrigado com 2 mL de solução de hipoclorito de sódio (NaOCl) 2,5% entre cada instrumentação. A lima ProTaper Next foi usada em comprimentos de instrumentação completos na seguinte sequência X1, X2 e X3 (Figura 01).



**Figura 01.** Sequência do preparo dos dentes. A – Coroa seccionada para acesso ao conduto radicular. B – Sequência de limas endodônticas. C – Canal com região apical obturada. D – Preparo do conduto para receber o pino, com broca indicada pelo fabricante.

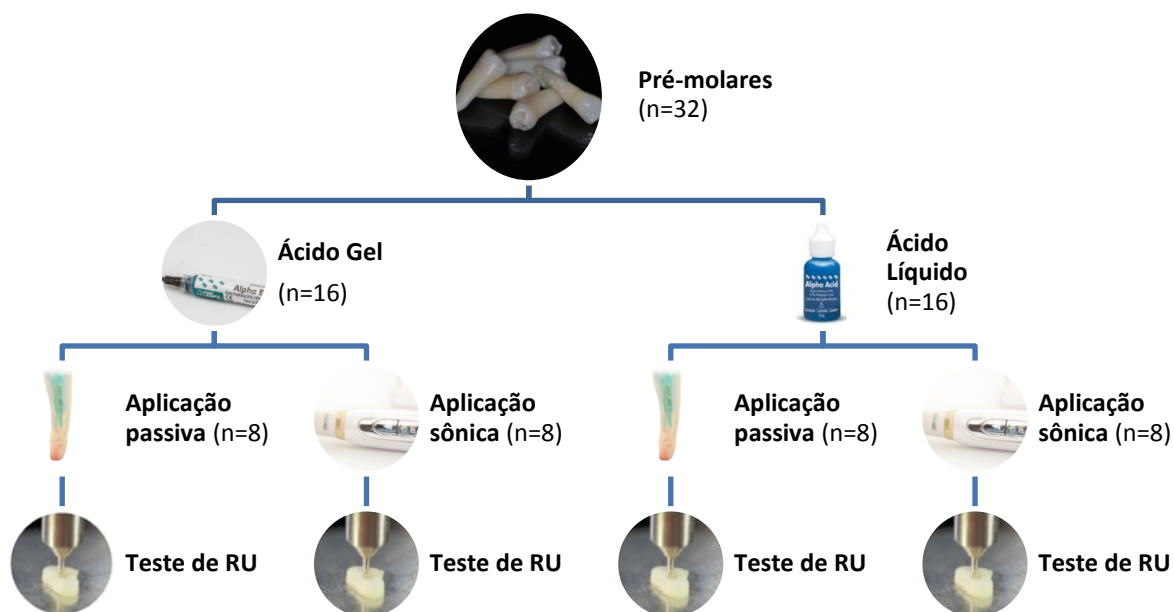
As raízes foram secas com pontas de papel absorvente (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e obturados somente os 4 mm apicais por meio do primeiro passo da técnica de condensação vertical de Schilder (Schilder<sup>82</sup> 1967) com cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio (Sealer 26, Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil) e cones de guta-percha aquecidos (Tanari, Manacapuru, AM, Brasil). Então, o acesso à raiz foi temporariamente preenchido com cimento de ionômero de vidro convencional (CIV) (FGM, Joinville, SC, Brasil).

### 4.3 PREPARO DOS CANAIS RADICULARES

Após uma semana de armazenamento em umidade relativa em água destilada a  $37 \pm 1$  °C, os canais radiculares foram preparados com a broca correspondente ao pino Whitepost DC # 2 (FGM, Joinville, SC, Brasil). Uma broca foi usada para cada seis preparos. Os canais radiculares foram então irrigados com 10 mL de água destilada e depois secos por 5 s com jato de ar e uma ponta de papel absorvente # 80 (Dentsply Maillefer, Petrópolis, RJ, Brasil).

#### 4.4 GRUPOS EXPERIMENTAIS

As raízes foram divididas aleatoriamente em 4 grupos ( $n = 8$ ), de acordo com a combinação dos seguintes fatores: Modo de aplicação do ácido fosfórico - passivo ou sônico; viscosidade do agente corrosivo - líquido ou gel. Todas as raízes foram utilizadas para o teste de resistência de união *push-out* (Figura 02).



**Figura 02.** Fluxograma referente a organização dos grupos experimentais divididos entre a viscosidade dos ácidos (líquido e gel), seu modo de aplicação (sônico e passivo) e seus respectivos números amostrais.

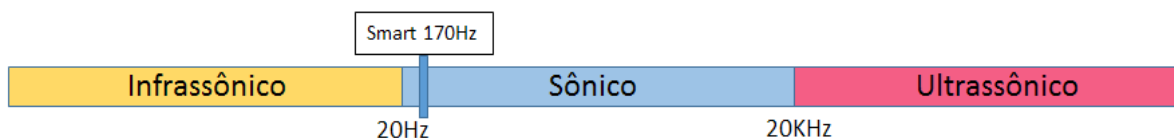
#### 4.5 CIMENTAÇÃO DOS PINOS

Antes da cimentação, os pinos de fibra de vidro foram seccionados horizontalmente na região coronal com uma ponta diamantada refrigerado com água para reduzir o comprimento do pino para 13 mm. Enquanto 10 mm foram cimentados dentro do canal radicular, os 3 mm coronais serviram de guia para padronizar a distância do dispositivo de fotoativação da área da raiz cervical. Todos os pinos foram limpos com uma gaze imersa em álcool a 70% por 5 s.

O procedimento para cimentação foi realizado de acordo com os diferentes grupos experimentais, seguindo as recomendações do fabricante. As paredes dos canais radiculares foram condicionadas com ácido fosfórico gel 37% (Condicionador Alpha Acid gel, Nova DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) ou

com ácido fosfórico líquido 37% (Condicionador Alpha Acid líquido, Nova DFL, Quadro 1) por 15 s. O gel foi aplicado com a seringa fornecida pelo fabricante, enquanto o líquido foi primeiro aplicado em um *microbrush* endodôntico e depois inserido em todo o comprimento do canal (Figura 04).

No modo de aplicação passivo, tanto o gel quanto o líquido foram deixados intactos durante 15 s dentro do canal radicular e depois foram lavados durante 30 s. No modo de aplicação ativo, um *microbrush* foi anexado à ponta de um protótipo de aplicador sônico, que será lançado no mercado odontológico pela FGM como Smart (Figura 04). O protótipo produz uma vibração oscilante de 10.200 rpm ou 170 Hz, medido pelo método de som Blackman-Harri. O dispositivo sônico possui 5 frequências oscilantes diferentes (144,5, 150, 170, 223,5 e 167,5 Hz). A frequência média (170 Hz) do dispositivo foi utilizada (Figura 03). É importante informar que o *microbrush* anexado ao dispositivo sônico vibra com a mesma frequência oscilante (170 Hz) do dispositivo quando em condições sem contato. O dispositivo foi mantido dentro do canal da raiz por 15 s como no modo de aplicação passivo. Após este período, o condicionador foi lavado durante 30 s com água abundante.



**Figura 03.** A frequência média do dispositivo Smart encontra-se na faixa sônica, entre 20 Hz e 20 KHz.

Os canais radiculares foram secos com jato de ar por 5 s a 2 cm de distância e secos com duas pontas de papel absorvente # 40, com cuidado para não desidratar a superfície dentinária. Foi utilizado um *microbrush* rígido (Cavibrush, FGM, Joinville, SC, Brasil) para aplicar o sistema adesivo universal (Single Bond Universal, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) de acordo com as instruções do fabricante (Quadro 01).

**Quadro 1 - Material / Fabricação, modo de aplicação, número de lote de cimentação e sistemas adesivos.**

<u>Material/Fabricante</u>	<u>Composição</u>	<u>Modo de aplicação</u>	<u>Número de lote</u>
Condicionador Alpha Acid gel, Nova DFL	Ácido fosfórico, dióxido de sílica coloidal (Aerosil 200), azul de metileno C152015 e água deionizada, glicerina bidestilada.	Preparar a região a ser condicionada e proteger com material adequado, se necessário. Aplicar o gel aguardar por um período de 15 segundos. Lavar e secar a cavidade de modo que a dentina não desidrate.	14091329
Condicionador Alpha Acid líquido, Nova DFL	Ácido fosfórico, dióxido de silicone coloidal (Aerosil 200), azul de metileno C152015 e água deionizada	Preparar a região a ser condicionada e proteger com material adequado, se necessário. Aplicar o líquido em um dispositivo descartável e lavá-lo a região a ser condicionada. Lavar e secar a cavidade de modo que a dentina não desidrate.	14091286



<p>Single Bond Universal, 3M ESPE</p>	<p>Bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato (Bis-GMA), metacrilato de 2-hidroxiethyl, sílica tratada com silício, álcool etílico, decametileno, dimetacrilato, água, 1,10-decanodiol. Fosfato metacrilato, copolímero de acrílico e ácido itacônico, canforoquinona, N,N-dimetilbenzocaina, metacrilato de 2-dimetilamonoetil, metilacetona.</p>	<p>Aplicar o adesivo vigorosamente dentro do canal por 20 segundos com um dispositivo descartável (microbrush). Secar com um ligeiro jato de ar por 5 segundos e aplicar levemente uma ponta de papel absorvente #40 durante 10 segundos.</p>	<p>638367</p>
<p>Relyx ARC, 3M ESPE</p>	<p>Pasta A: Bis-GMA, TEGDMA, partículas inorgânicas de zircônia e sílica (68% em peso), fotoiniciadores, amina e pigmentos. Pasta B: Bis-GMA, TEGDMA, peróxido de benzoíla, partículas inorgânicas de zircônia e sílica (67% em peso)</p>	<p>Manipular a pasta na mesma proporção por 10 segundos, aplicar o cimento ao redor e dentro do conduto endodôntico por meio de uma seringa específica, assentar o pino dentro do conduto, remover o excesso de cimento e fotoativar por 40 segundos.</p>	<p>1628100400</p>

Em resumo, foi aplicado duas camadas do adesivo de forma vigorosa na dentina radicular durante 20 s, seguido de evaporação do solvente durante 5 s. O excesso de adesivo foi removido com uma ponta de papel e depois o adesivo foi fotoativado durante 10 s. Todos os procedimentos de fotoativação desse experimento foram realizados com um aparelho fotopolimerizador com luz emitida por diodo (Radii Plus, SDI Limited, Victoria, Austrália), com uma intensidade de luz de 1.200 mW/cm<sup>2</sup>.



**Figura 04.** O condicionamento foi realizado de acordo com a combinação dos fatores: consistência do ácido fosfórico (líquido ou gel) e modo de aplicação (passivo ou sônico).

O cimento RelyX ARC (3M ESPE) foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante (Quadro 1) e inserido no canal radicular através de uma seringa Centrix (Centrix Inc. Connecticut, EUA) e o pino de fibra de vidro posicionado na raiz. Em seguida, o cimento foi fotoativado por 40 s com a mesma unidade de luz. Todas as raízes foram armazenadas em umidade relativa a  $37 \pm 1^\circ\text{C}$  durante uma semana.

#### 4.6 ANÁLISE DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO (RU) POR MEIO DO TESTE DE *PUSH-OUT*

Todas as raízes foram seccionadas perpendicularmente em relação ao seu longo eixo em sete fatias de 1 mm de espessura, usando um disco de diamante adaptado em máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, Illinois, EUA). A primeira fatia coronária foi descartada devido à presença de excesso de cimento. Para cada raiz, seis fatias foram obtidas representando terço coronal (2 fatias), terço médio (2 fatias) e terço apical (2 fatias) (Figura 05).

O teste de *push-out* foi realizado em todas as fatias obtidas. As fatias foram fotografadas em ambos os lados com um microscópio óptico com ampliação de 40X (modelo Olympus BX 51, Olympus, Tóquio, Japão), com o objetivo de calcular a área adesiva. Com o auxílio do software Image Tool (Universidade do Texas; San Antônio, Texas, EUA), foi utilizada a fórmula da superfície lateral de um cone truncado:  $SL = \pi(R + r)[(h^2 + (R - r)^2)^{1/2}]$ .



**Figura 05.** Imagem ilustrativa da secção do dente no sentido transversal, em fatias de aproximadamente 1 mm.

Onde:

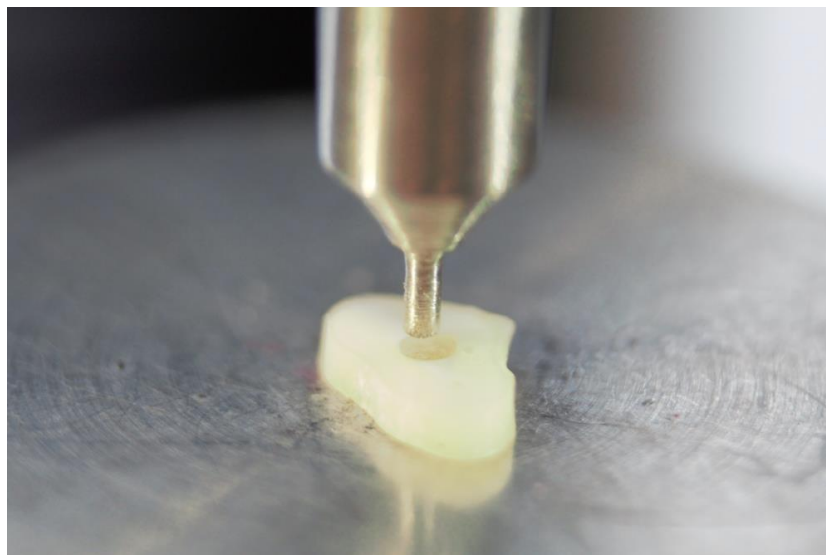
$\pi$  é a constante 3,1416;

$R$  representa o raio coronário do pino + cimento resinoso (mm);

$r$  representa o raio apical do pino + cimento resinoso (mm);

$h$  representa a espessura dos corpos-de-prova (mm).

Cada fatia foi colocada com o lado cervical para baixo em um dispositivo metálico da máquina de teste universal (INSTRON Corp, Canton, MA, EUA), com uma pequena abertura central, de modo que uma força de compressão constante (célula de carga de 50 kg) a uma velocidade de 0,5 mm/min, seria exercida no centro de cada pino com pontas metálicas cilíndricas (atuadores) até o deslocamento do pino. O diâmetro dessas pontas metálicas era compatível com o diâmetro do pino em cada terço, sendo um pouco menor para evitar tocar na dentina (Figura 06).



**Figura 06.** Posicionamento centralizado da ponta ativa da máquina de ensaios, que gera uma força a fim de deslocar o pino.

O valor da carga necessária para o deslocamento do pino foi medido em Newtons (N) e convertido em MPa dividindo o valor de carga (N) pelo valor da área de adesivo (mm<sup>2</sup>). Após a avaliação da resistência de união pelo teste de *push-out*, cada amostra foi avaliada sob um microscópio óptico (Olympus, model BX 51, Olympus, Tóquio, Japão) com ampliação de 40X, e os modos de falha foram classificados de acordo com os seguintes critérios (a) falha mista, (b) falha adesiva entre cimento e dentina, (c) coesiva de pino, (d) adesiva entre o pino e cimento.

#### **4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Os dados de resistência de união obtidos a partir do teste de *push-out* foram submetidos a uma análise de variância repetida de três fatores (modo de aplicação vs. viscosidade do ácido vs. terço radicular) e teste de Tukey (alfa = 5%). O software Sigma Plot 11 (Systat Software, San Jose, Califórnia, EUA) foi utilizado para análise estatística.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Resistência de união através do teste de *push-out*

As médias e os desvios padrões de todos os grupos experimentais estão descritos na Tabela 1. A análise de variância de três fatores detectou apenas que a interação dupla modo de aplicação vs. viscosidade do ácido ( $p = 0,0002$ ) e o terço radicular ( $p < 0,0001$ ) foram estatisticamente significantes.

Tabela 1 – Médias e desvios padrões dos valores de resistência de união mensurados através do teste de *push-out* (MPa) para todos os grupos experimentais.

Terço radicular	Aplicação Passiva		Aplicação Ativa	
	Gel	Líquido	Gel	Líquido
Cervical	8,8 ± 3,0	6,9 ± 2,5	7,0 ± 2,7	9,5 ± 6,0
Médio	4,1 ± 1,3	3,3 ± 0,9	4,5 ± 1,4	6,0 ± 1,5
Apical	2,0 ± 0,7	2,2 ± 0,6	2,1 ± 0,4	3,7 ± 1,2

O maior valor de resistência de união foi observado no grupo condicionado com ácido fosfórico líquido sob o modo de aplicação sônica ( $p < 0,05$ ) (Tabela 2). Em todos os outros grupos, os valores de resistência de união foram estatisticamente semelhantes ( $p < 0,05$ ).

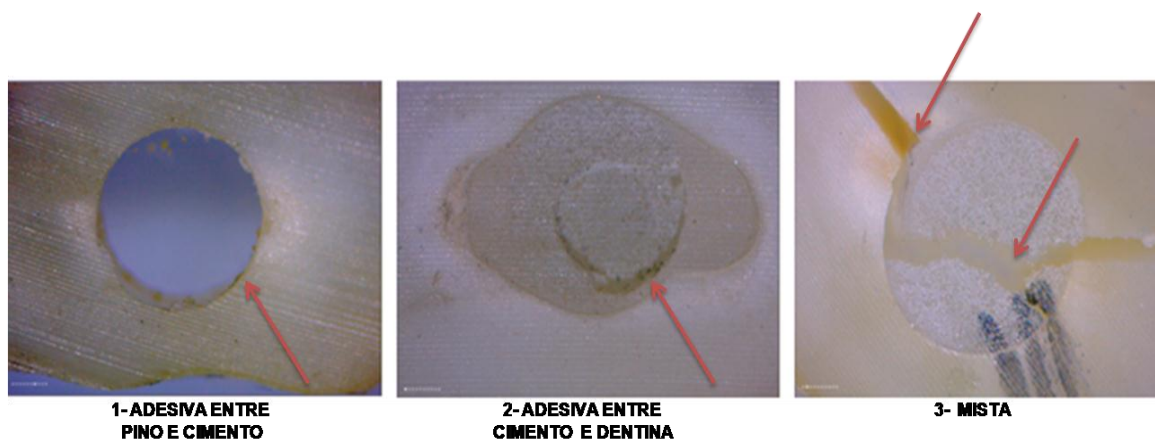
Quanto ao terço radicular, observou-se maior valor de resistência de união (média ± desvio padrão, MPa) no terço cervical (7,9 ± 2,9) e o menor valor foi observado no terço apical (2,6 ± 1,0). O terço médio teve um valor intermediário (4,5 ± 1,6) entre o terço cervical e apical.

Tabela 2 - Médias e desvios padrões (MPa) para a interação do produto cruzado Modo de aplicação vs. Viscosidade (\*)

Modo de aplicação	Viscosidade	
	Gel	Líquido
Passivo	4,7 ± 3,3 b	4,2 ± 2,6 b
Sônico	4,6 ± 2,7 b	6,2 ± 3,1 a

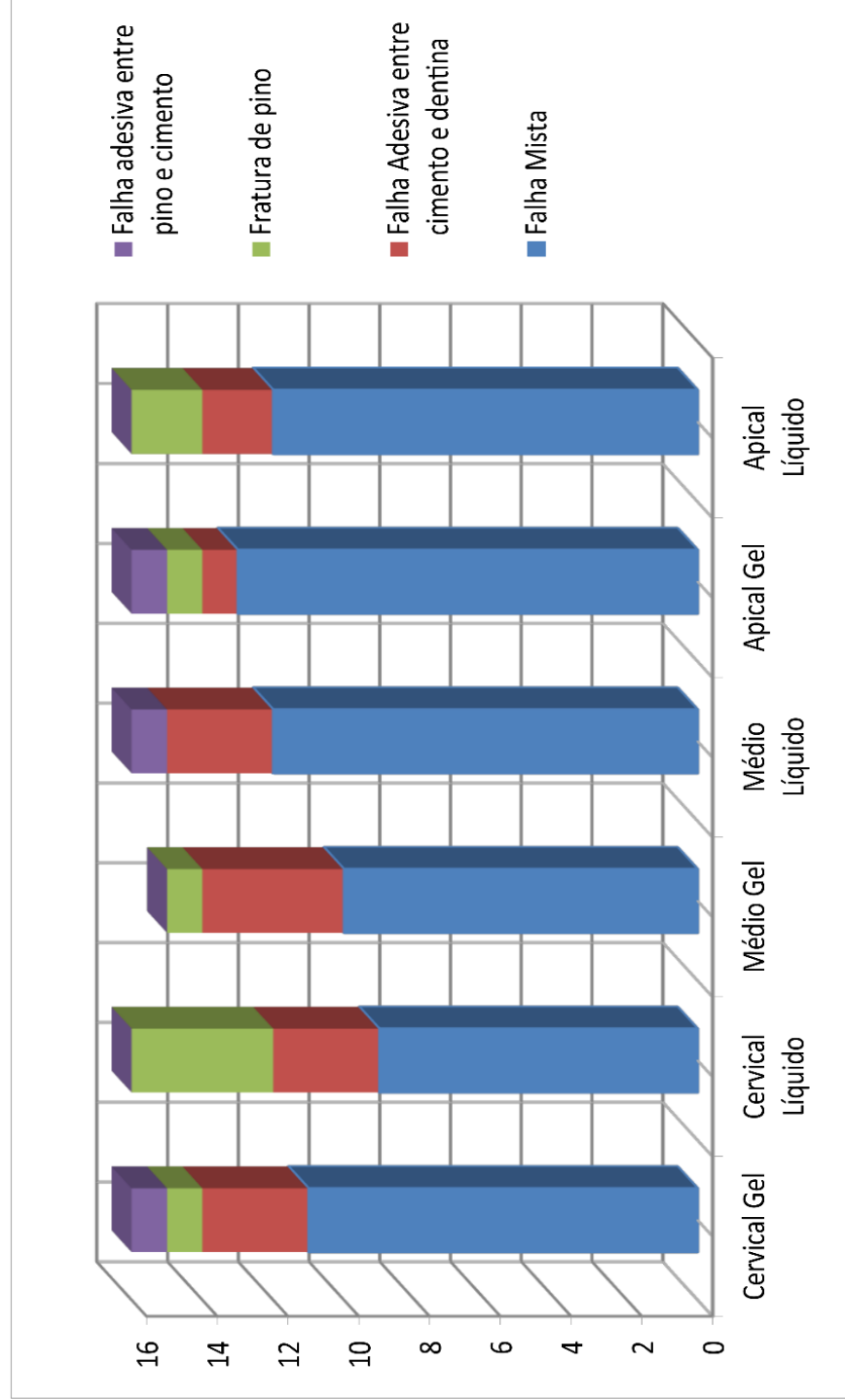
\* As médias identificadas com as mesmas letras minúsculas indicam significância estatisticamente semelhante

Quanto ao padrão de fratura, o modo mais comum de falha foi falha mista, seguida de falha adesiva entre o cimento e dentina, fratura de pino e então entre pino e cimento (Gráficos1-2, Figura 07, Quadros 2-3)



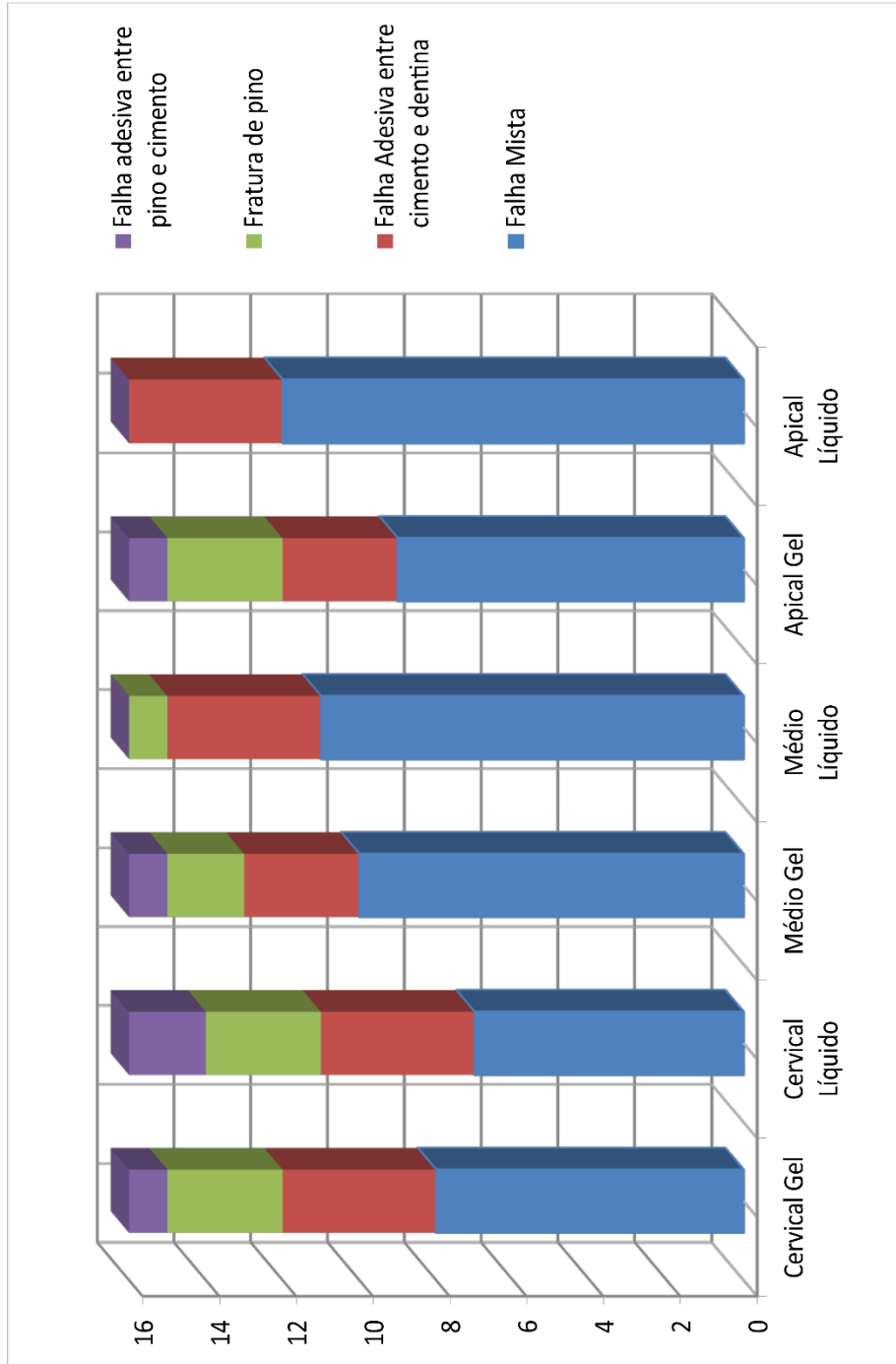
**Figura 07.** Ilustração de diferentes padrões de fratura. 1- adesiva, entre pino e cimento, com deslocamento total do pino; 2 – adesiva entre cimento e dentina; 3 – mista afetando dentina e pino.

**Gráfico 1** - Representação dos padrões de fratura da aplicação passiva observados após o teste de resistência de união para os diferentes grupos experimentais.





**Gráfico 2** - Representação dos padrões de fratura da aplicação sônica observados após o teste de resistência de união para os diferentes grupos experimentais.



## 6 DISCUSSÃO

Durante a cimentação de pinos de fibra de vidro ao conduto radicular emprega-se condicionamento prévio ácido fosfórico com sistemas adesivos convencionais, já que estes adesivos necessitam da remoção da *smear layer* para uma boa adesão aos substratos radiculares. O ácido fosfórico na viscosidade gel é o mais utilizado, pois sua consistência permite maior controle de aplicação devido ao seu menor escoamento. Por outro lado esta mesma característica deve restringir sua difusão na região apical quando usado para condicionamento de canais radiculares (SCOTTI et al.<sup>85</sup> 2013). Alternativamente o ácido fosfórico na consistência líquida apresenta maior capacidade de molhamento, com menor ângulo de contato com a superfície dentinária, alcançando áreas de difícil acesso (PASHLEY et al.<sup>65</sup> 1989).

Já foi demonstrado na literatura que a ativação de ácido fosfórico na consistência gel ou líquido, não apresenta diferenças na sua ação quando usado em esmalte, (BAHARAV et al.<sup>7</sup> 1988), no entanto, neste presente trabalho, quando utilizadas diferentes consistências do condicionador para cimentação de pinos endodônticos, houveram diferenças significativas de resistência de união no terço apical do dente.

No presente estudo, a aplicação do ácido fosfórico em líquido teve melhor desempenho quando aplicado no interior do conduto na forma sônica, enquanto que, na forma passiva não houve diferenças significativas. Estes resultados podem ser atribuídos à composição de cada condicionador, que podem deixar resíduos (BRESCHI et al.<sup>16</sup> 2008). O que confere a viscosidade ao ácido fosfórico gel é a maior quantidade de sílica coloidal, que poderia influenciar negativamente na adesão (MCGUCKIN et al.<sup>58</sup> 1994). A aplicação sônica pode ter comprimido a sílica durante a fricção da aplicação contra as paredes da cavidade, de pode ter interferido na infiltração do adesivo na dentina desmineralizada, por isso apresentado menor resistência de união. Além disto, a aplicação ativa pode ter levado a incorporação de ar pelo gel e as bolhas de ar dentro do condicionador podem ter se depositado na superfície da dentina radicular, restringindo o contato do ácido com o tecido e assim reduzindo a remoção da *smear layer* e

*smear plugs*. Além disto, sabe-se que a lavagem de qualquer produto na consistência gel é mais difícil e requer mais tempo para completa remoção do produto que na consistência líquida já que a miscibilidade do gel com a água no estado líquido é menor. Já nos outros dois terços não foi observado nenhuma diferença significativa entre os valores de resistência de união, diferente do trabalho de Salas<sup>76</sup> (2013).

A dentina radicular cervical tem maior permeabilidade devido maior quantidade de túbulos por  $\text{mm}^2$  que diminuem em direção apical. Esta é uma das razões pela qual a adesão na cervical é mais efetiva e vai reduzindo gradativamente em sentido apical (FERRARI et al.<sup>27</sup> 2000; MANNOCCI et al.<sup>51</sup> 2004). Concordando com esta constatação, os resultados demonstraram valores de RU no terço cervical estatisticamente superiores comparados ao terço médio, que por sua vez foram estatisticamente superiores ao do terço apical.

A adesão melhora conforme o padrão de condicionamento, mas uma desmineralização excessiva pode ser prejudicial. A aplicação de ácido gel a 36% por 30 s na região cervical, no trabalho de Scotti<sup>85</sup> (2013), levou a um padrão de condicionamento com áreas irregulares, com excesso de condicionamento, gerando zonas de desmineralização mais profundas levando a discrepância entre a zona demineralizada e infiltrada. Segundo Baharav<sup>7</sup> (1988) quando o ácido é aplicado de forma sônica, há uma maior desmineralização na superfície dentária, e isso a longo prazo pode ser desfavorável, pois a área desmineralizada de trama colágena que não foi alcançada pelo sistema adesivo fica mais vulnerável aos processos de degradação hidrolítica (BRESCHI et al.<sup>16</sup> 2009).

Os resultados de resistência de união nos terços coronários e médios do preparo radicular foram sempre maiores em comparação ao terço apical, independente da viscosidade do ácido e forma de aplicação utilizada, o que está de acordo com estudos prévios que empregaram adesivos convencionais e cimentos resinosos duais para cimentação de pinos de fibra de vidro (BITTER et al.<sup>13</sup> 2006, D'ARCANGELO et al.<sup>21</sup>, 2008; FERRARI et al.<sup>26</sup>, 2000, FERRARI et al.<sup>28</sup>, 2009, VICHI et al.<sup>91</sup>, 2002). As principais justificativas para esse fato seriam

a facilidade de carrear o cimento para essas regiões e a maior possibilidade de penetração da luz visível, otimizando a reação de presa dos sistemas de fixação. Entretanto, Ferrari et al.<sup>28</sup> (2000) acredita que isso ocorra devido à grande variação na direção dos túbulos dentinários nestas regiões e a maior quantidade de dentina intertubular, o que aumenta a retenção mecânica dos sistemas adesivos e dificulta a ruptura da união. Estes autores também mostraram que a camada híbrida é mais uniforme nos dois primeiros terços da raiz. No caso da região do terço apical, existe grande irregularidade da morfologia da dentina, como a presença de canais acessórios, áreas de reabsorção e áreas que sofreram nova deposição de tecido, calcificações pulpare e quantidades variadas de dentina secundária, o que dificulta a penetração do ácido, dos sistemas adesivos e a formação efetiva de uma camada híbrida, segundo Mjor et al.<sup>59</sup> 2001.

Um outro importante fator que pode prejudicar a união dos pinos na região do terço radicular apical seria a dificuldade de inserção do cimento resinoso nesta área tão constricta da raiz. Além disso, é evidente a dificuldade da penetração da luz nesta área do conduto, o que prejudica sobremaneira a reação de presa dos cimentos resinosos de ativação dual. Estes cimentos são compostos por peróxido/amina encontrados em sistemas de polimerização química em adição aos fotoiniciadores, como a canforoquinona, usados em materiais fotosensíveis. Apesar de serem sistemas de polimerização dupla (dual), são dependentes da luz para alcançar maior conversão dos monômeros, pois se acredita que uma quantidade menor do iniciador químico é adicionada a esses cimentos para aumentar o tempo de trabalho, não sendo suficiente para prover completa presa do material na ausência da luz (HASEGAWA et al.<sup>38</sup> 1991)

## **7 CONCLUSÃO**

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, e baseado nos resultados obtidos concluimos que, a viscosidade e a forma de aplicação do ácido fosfórico influenciam na resistência de união dos pinos de fibra de vidro, de forma que a aplicação sônica do condicionador na forma líquida apresentou maiores resultados. Este estudo conclui que a forma mais indicada de aplicação do ácido fosfórico seria na forma sônica e consistência líquida para sucesso do tratamento.

## 8 REFERÊNCIAS

1. Ager III JW, Nalla RK, Balooch G, Kim, G, Pugach M, Habelitz S et al. On the increasing fragility of human teeth with age: a deep-UV Resonance Raman study. *J Bone Miner Res.* 2006; 21:1879–87.
2. Akgungor G., Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *J Prosthet Dent.* 2006; 95 (5): 368-78.
3. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton RM, Tagami J. Regional bond strengths of a dual-cure resin core material to translucent quartz fiber post. *Am J Dent.* 2006; 19(1):51-55
4. Aksornmuang J, Nakajima M, Foxton, RM, Tagami J. Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dent Mater.* 2006; 23 (2): 226-34.
5. Ari H, Yasar E, Belli S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. *J Endodon.* 2003; 29 (4): 248-51.
6. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(6): 565-567.
7. Baharav H, et al. The efficacy of liquid and gel acid etchants. *J Prosthet Dent.* 1988; 60(5): 545-7.
8. Balooch M, Habelitz S, Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. Mechanical properties of mineralized collagen fibrils as influenced by demineralization. *J Struct Biol.* 2008; 162: 404–10.
9. Balooch M, Demos SG, Kinney JH, Marshall GW. Local mechanical and optical properties of normal and transparent root dentin. *J Mater Sci.* 2001; 12: 507-14.
10. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95: 218-23.
11. Baratieri LN. Abordagem restauradora de dentes tratados endodonticamente- pinos/núcleos e restaurações unitárias. In: Baratieri LN. *Odontologia Restauradora.* 2001. 619-71.
12. Bex RT, Parker MW, Juckens JT, Pelleu GB. Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance of vertical root fracture. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(6): 768-72.

13. Bitter K, et al. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *Int. Endod.* 2006; 39(10): 809-18.
14. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003; 19 (3): 199-05.
15. Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. The effect of subject age on the microtensile bond strengths of a resin and a resin-modified glass ionomer adhesive to tooth structure. *Oper Dent.* 2008; 33 (3): 282-86.
16. Breschi L, et al. Adhesion to Intraradicular Dentine: A Review. *Journal of Adhesion Science and Technology.* 2009; 23(7-8); 1053-83.
17. Breschi L, Mazzoni A, Rugger AB, Cadenaro M, Di Lenarda R, Dorigo EE. Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater.* 2008; 24: 90–01.
18. Carvalho RM, Ciucchi B, Sano H, Yoshiama M, Pashley DH. Resin diffusion through demineralized dentin. *Rev. Odontol. USP.* 1999; 13 (4):417-24.
19. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent.* 2004; 32 (1): 55-65.
20. Coniglio I, Magni E, Goracci C, Radovic I, Carvalho CA, Grandini S, Ferrari M. Post Space Cleaning Using a New Nickel Titanium Endodontic Drill Combined with Different Cleaning Regimens. *J Endod.* 2008;34(1):83–6.
21. D'arcangelo C, et al. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canal. *Int. Endod.* 2008; 41(4); 322-28.
22. Davis P, Melo LS, Foxton RM, Sherriff M, Pilecki P, Mannocci F, et al. Flexural strength of glass fibre-reinforced posts bonded to dual-cure composite resin cements. *Eur J Oral Sci.* 2010;118:197-01.
23. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005; 84 (2): 118-32.

24. Faria MI, Gomes E, Messias DC, Silva Filho JM, Souza Filho CB, Paulino SM. Tensile strength of glass fiber posts submitted to different surface treatments. *Braz Dent J* 2013; 24:626-29.
25. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite in relation to the configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987; 66 (11): 1636-39.
26. Ferrari M, et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am.J. Dent.* 2000; 13: 98- 148.
27. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A,; Cagidiaco MC. Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. *Am J Dent.* 2000; 13 (5): 255-60.
28. Ferrari M. et al. Influence of luting material filler content on post cementation. *J. Dent. Res.* 2009; 88(10); 951-56.
29. Fratzl P. Collagen: Structure and Mechanics, an Introduction. In: Fratzl P. (eds) *Collagen.* Springer. 2008.
30. Freedman G. The carbon fiber post: metalfree, postendodontic rehabilitation. *Oral Health.*1996; 86: 23-30.
31. Galhano GA, Melo RM, Barbosa SH, Zamboni SC, Bottino MA, Scotti R. Evaluation of light transmission through translucent and opaque posts. *Oper Dent.* 2008; 33 (3): 321-24.
32. Gaston BA, Lesley AW, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endodon.* 2001; 27 (5): 321-24.
33. 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 (8): 608-12.
34. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.* 2004; 112: 353-61.
35. Gu XH, Mao CY, Kern M. Effect of Different Irrigation on Smear Layer Removal after Post Space Preparation. *J Endod.* 2009;35(4):583–6.
36. Grandini S, Sapio S, Goracci C, Monticelli F, Ferrari M. A one step procedure for luting glass fibre posts: an SEM evaluation. *Int. Endod. J.* 2004; 37 (10): 679-86.



37. Hage MS, Wong RDM, Lindemuth JS. Retention of posts luted with phosphate monomer-based composite cement in canals obturated using an eugenol sealer. *Am J Dent.* 2002; 15 (6): 378-82.
38. Hasagawa EA, Boyer DB, Chan DCN. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. *J. Prosthet. Dent.* 1991; 66 187-92.
39. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1972; 34 (4): 661-70.
40. Herrera DR, et al. Efficacy of different final irrigant activation protocols on smear layer removal by EDTA and citric acid. *Microsc Res Tech.* 2013; 76 (4) 364-9.
41. Jongsma LA, Bolhuis PB, Pallav P, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Benefits of a two-step cementation procedure for prefabricated fiber posts. *J Adhes Dent.* 2010;12: 55–62
42. Jongsma LA, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Influence of surface pretreatment of fiber posts on cement delamination. *Dent Mater.* 2010; 26:901–7.
43. Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater.* 1995; 11: 103-10.
44. Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. *J Dent Res.* 2003; 82 (12): 957-61.
45. Kurtz JS, Perdigao J, Geraldini S, Hodges JS, Bowles RW. Bond strengths of tooth-colored posts. Effect of sealer, dentin adhesive and root region. *Am J Dent.* 2003; 16: 31-36.
46. Khaledi AR, Sheykhan S, Khodaei A. Evaluation of retention of two different cast post-core systems and fracture resistance of the restored teeth. *J Dent.* 2015;16:121-28.
47. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Anisotropy of tensile strength of root dentin. *J Dent Res.* 2001; 80 (2): 453-6.
48. Lopes C, Cardoso PC, Vieira LCC, Baratieri LN. Microtensile bond strength to root canal vs pulp chamber dentin: effect of bonding strategies. *J Adhes Dent.* 2004; 6 (2): 129-33.
49. Malacarne J, Carvalho RM, Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. O. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater.* 2006; 22(10): 973-80.

50. Malyk Y, Kaaden C, Hickel R, Ilie N. Analysis of resin tags formation in root canal dentine: A cross sectional study. *Int Endod J.* 2010; 43:47–56.
51. Mannocci F, et al. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. *Dent Mater.* 2004; 20(3); 293-6.
52. Martinez-Insua A, Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(5): 527-32.
53. Melo RM, Galhano G, Barbosa SH, Valandro LF, Pavanelli CA, Bottino MA. Effect of adhesive system type and tooth region on the bond strength to dentin. *J Adhes Dent.* 2008; 10 (2): 127-33.
54. Miguez PA, Pereira PNR, Atsawasuan P, Yamauchi M. Collagen cross-linking and ultimate tensile strength in dentin. *J Dent Res.* 2004;83 (10): 807-10.
55. Morgan LFSA, Peixoto RTRC, Albuquerque RC, Correa MFS, Poletto LTA, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod.* 2008; 34: 299–02.
56. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1993; 70(1): 11-16.
57. Mosharraf R, Ranjbarian P. Effects of post surface conditioning before silanization on bond strength between fiber post and resin cement. *J Adv Prosthodont* 2013; 5:126-32.
58. Mcguckin RS, Powers JM, Li L. Bond strengths of dentinal bonding systems to enamel and dentin. *Quintessence Int.* 1994; 25(11); 791-6.
59. Mjor LA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. *Int J Endodon.* 2001; 34 (5): 346-53.
60. Nagem FH, et al. Efeito do condicionamento ácido na morfologia do esmalte. *Rev. FOB.* 2000; 8 (1-2):79-85.
61. Nakabayashi N, et al. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J. Jomed. Mater. Res.* 1982;16(3):265-73.
62. Nikaido T, Takano N, Sasafuchi Y. Bond strengths to endodontically treated teeth. *Am J Dent.* 1999; 12 (4): 177-80.

63. Ngoh EC, Pashley DH, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF. Effects of Eugenol on Resin Bond Strengths to Root Canal Dentin. *J Endodon.* 2001; 27 (6): 411- 14.
64. Ogata M, Okuda M, Nakajima M, Pereira PNR, Sano H, Tagami J. Influence of the direction of Tubules on bond strength to dentin. *Oper dent.* 2001; 26: 27-35.
65. Pashley EL, et al. Dentin permeability and bond strengths after various surface treatments. *Dent Mater.* 1989; 5(6):375-8.
66. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater.* 1995; 11 (2): 117-25.
67. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int.* 1993; 24 (9): 618-31.
68. Pereira PNR, Okuda M, Sano H, Yoshikawa T, Burrow MF, Tagami J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. *Dent Mater.* 1999; 15: 46-53.
69. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int.* 1996; 27(2): 93-97.
70. Plotino G, et al. Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *J Endod.* 2007; 33 ( 2): 81-95.
71. Radovic L, Monticelli F, Goracci C, Cury AH, Coniglio L, Vulicevic, ZR, et al. The effect of sandblasting on adhesion of a dual-cured resin composite to methacrylic fiber posts: microtensile bond strength and SEM evaluation. *J Dent* 2007; 35:496-02.
72. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod.* 1989; 15 (11): 512-16.
73. Retter A. Restoring badly broken down molars and bicuspid to usefulness. *Dent Cosmos.* 1899; 41:857-62.
74. Sauro S, Pashley DH, Mannocci F, Tay FR, Pilecki P, Sheriff M, et al. Micropermeability of current self-etching and etch-and-rinse adhesives bonded to deep dentine: a comparison study using a doublestaining/confocal microscopy technique. *Eur J Oral Sci.* 2008; 116:184–93.
75. Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay F, Ferrari M. Immediate and 24-hour evaluation of the interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006; 32 (12): 1174-7.

76. Salas MM, et al. Can viscosity of acid etchant influence the adhesion of fibre posts to root canal dentine? *Int Endod.* 2011;44 (11): 1034-40.
77. Sanares AME, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater.* 2001; 17: 542-56.
78. Saraiva LO, Aguiar TR, Costa L, Correr-Sobrinho L, Muniz L, Mathias P. Effect of different adhesion strategies on fiber post cementation: Push-out test and scanning electron microscopy analysis. *Contemp Clin Dent.* 2013; 4:443-47.
79. Sarkis-Onofre R, Jacinto RC, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. glass fiber posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent.* 2014; 42(5):582-7
80. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle. *J Endod.* 1992;18(7):332-35.
81. Sen BH, Wesselink PR, Turkun M. The smear layer: a phenomenon in root canal therapy. *Int Endod J.* 1995; 28 (3): 141-8.
82. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: A scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97(3):381-7.
83. Sirimai S, et al. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restare with six post-and-core systems. *J.Prosthet. Dent.* 1999; 81(3): 262-9.
84. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, Armstrong SR. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: Comparison between microtensile and push-out tests. *Dent Mater.* 2008; 24 (10): 1405-11.
85. Scotti N, et al. Active application of liquid etching agent improves adhesion of fibre posts to intraradicular dentine. *Int Endod J.* 2013; 46 (11): 1039-45.
86. Spencer P, Wang Y, Walker MP, Swafford R. Molecular Structure of Acid-etched Dentin Smear Layers-in situ Study. *J Dent Res.* 2001; 80 (9): 1802-07.
87. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Relation between water content in acetone/alcohol-based primer and interfacial ultrastructure. *J Dent.* 1998; 26 (2): 147-56.

88. Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristics for two posts designs. *J Prosthet Dent.* 1995; 73(5): 439-444.
89. Trushkowsky RD. Coronoradicular rehabilitation with a carbon fiber post. *Compend Contin Educ Dent.* 1996; 20:74-79.
90. Valandro LF, Baldissara P, Galhano GA, Melo RM, Mallmann A, Scotti R, et al. Effect of mechanical cycling on the push-out bond strength of 128 fiber posts adhesively bonded to human root dentin. *Oper Dent.* 2007; 32 (6): 579-88.
91. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000;83:412-7.
92. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: A microscopic investigation. *J. Endod.* 2002; 28(5); 355-60.
93. Wakefield CW, Draughn RA, Sneed WD, Davis TN. Shear bond strengths of six bonding systems using push-out method of in vitro testing. *Oper Dent.* 1998; 23: 69-76.
94. Yoldas O, Alacam T. Microhardness of Composites in Simulated Root Canals Cured with Light Transmitting Posts and Glass-Fiber. *J Endodon.* 2005; 31 (2): 104-6.
95. Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley DH. Regional bond strengths of self-etching/self-priming adhesive systems. *J Dent.* 1998; 26 (5): 609-16.
96. Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. *J Dent.* 1996; 24 (6): 435-42.
97. 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 (2): 967-77.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE  
PONTA GROSSA - UEPG



**COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** Influência do modo de aplicação e consistência do ácido fosfórico na resistência de união de pinos de fibra de vidro em condutos radiculares.

**Pesquisador:** Alessandra Reis

**Versão:** 1

**CAAE:** 45309315.9.0000.0105

**Instituição Proponente:** Universidade Estadual de Ponta Grossa

**DADOS DO COMPROVANTE**

**Número do Comprovante:** 045351/2015

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio