

**FACULDADE DE SETE LAGOAS**

**ANALISANDO A DIFERENÇA ENTRE PINOS DE FIBRA DE VIDRO  
REEMBASADOS COM RESINA COMPOSTA EM RELAÇÃO AOS PINOS  
CONFECCIONADOS PELO SISTEMA CAD/CAM: RESISTÊNCIA A FRATURA.**

**GABRIEL GONÇALVES AGUILAR NETO**

**SÃO PAULO-SP**

**2019**

**GABRIEL GONÇALVES AGUILAR NETO**

**ANALISANDO A DIFERENÇA ENTRE PINOS DE FIBRA DE VIDRO  
REEMBASADOS COM RESINA COMPOSTA EM RELAÇÃO AOS PINOS  
CONFECCIONADOS PELO SISTEMA CAD/CAM: RESISTÊNCIA A FRATURA.**

**Monografia apresentada ao curso de  
Especialização *Lato Sensu* da  
Faculdade Sete Lagoas, como requisito  
parcial para conclusão do Curso de  
Especialização em Dentística.**

**ORIENTADOR: Prof. Dr. Carlos  
Eduardo Pena.**

**Coorientador: Prof. Dr. Fernando Falchi**

**SÃO PAULO-SP**

**JULHO 2019**

Neto, Gabriel Gonçalves Aguiar.

Analisando a diferença entre pinos de fibra de vidro reembasados com resina composta em relação aos pinos confeccionados pelo sistema CAD/CAM:  
Resistência a fratura/ Gabriel Gonçalves Aguiar Neto. – 2019.

32f.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Pena

Monografia (especialização) - Faculdade Sete Lagoas, 2019.

1. Analisando a diferença entre pinos de fibra de vidro reembasados com resina composta em relação aos pinos confeccionados pelo sistema CAD/CAM: Resistência a fratura

I. Título.

II. Prof. Dr. Carlos Eduardo Pena

## FACULDADE DE SETE LAGOAS

Monografia intitulada **ANALISANDO A DIFERENÇA ENTRE PINOS DE FIBRA DE VIDRO REEMBASADOS COM RESINA COMPOSTA EM RELAÇÃO AOS PINOS CONFECCIONADOS PELO SISTEMA CAD/CAM: RESISTÊNCIA A FRATURA**” de autoria do aluno Gabriel Gonçalves Aguilar Neto, aprovado pela banca examinadora constituída pelos seguintes professores:

---

Prof. Dr. Carlos Eduardo Pena– Faculdade Sete Lagoas - Orientador

---

Prof. Dr. Fernando Falchi - Faculdade Sete Lagoas - Coorientador

São Paulo, 16 de julho de 2019

## **AGRADECIMENTOS**

À minha família, aos meus amigos e aos meus professores que me ajudaram

## SUMÁRIO

<b>1 – INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>08</b>
<b>2 – PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>13</b>
<b>3 –MATERIAIS E MÉTODOS.....</b>	<b>14</b>
3.1                   –                   Seleção                   dos dentes.....	14
3.2                   –                   Preparação               dos dentes.....	15
3.3                   –                   Instrumentação         dos dentes.....	16
3.4                   –                   Divisão                 das amostras.....	17
3.5 – Obturação.....	18
3.6 Cimentação.....	19
3.7 – Confecção do dispositivo de ciclagem mecânica.....	21
3.8 – Ciclagem mecânica.....	22
3.9 – Análise das falhas.....	23
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>– 24</b>
<b>5– DISCUSSÃO.....</b>	<b>25</b>
<b>6 – CONCLUSÃO.....</b>	<b>29</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>30</b>

## 1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

A restauração de dentes tratados endodonticamente torna-se mais complicada quando a raiz é excessivamente fragilizada, devido à ausência da coroa ou perda da dentina intrarradicular. Nesses casos, os dentes são incapazes de suportar elevados níveis de forças durante a mastigação e têm um maior risco de fraturas (WANDSCHER et al., 2014).

A prática da odontologia foi alterada significativamente após grandes avanços na terapia endodôntica. Atualmente, devido aos avanços na tecnologia e no desenvolvimento de materiais odontológicos, os elementos dentais que outra hora eram condenados à extração, hoje podem ser restaurados. (CHEN, A et al., 2015).

A finalidade da endodontia e a prótese é devolver a função e estética, aumentando a sobrevida dos elementos dentais e procurando sempre buscar a preservação dos mesmos na cavidade bucal.

AKKAYAN (2002) em seu estudo diz que dentes tratados endodonticamente, muitas vezes possuem destruição coronária, e dependendo do grau, podem necessitar de uma ancoragem para reter a restauração coronária final.

Os seguintes autores (Gustavo Sivieri-Araujo, et.al, 2015, MARCHIONATTI et.al, 2014) mostram que existem alternativas para aumentar a resistência de dentes tratados endodonticamente, pois ficam naturalmente mais fragilizados devido à perda de estrutura dental sadia, fazendo com que haja menos resistência, aumentando o risco de fraturas. Desta forma, os pinos intrarradiculares foram desenvolvidos com o objetivo de aumentar a resistência dessas raízes e a retenção da restauração final.

As destruições coronárias podem ocorrer por diversos motivos, entre eles estão: o acesso endodôntico inadequado, presença de lesão cáriosa, restaurações extensas ou fratura coronária, que pode fazer com que a utilização de pinos intrarradiculares seja necessária para a retenção da restauração final (FERRARI 2000).

Os retentores intrarradiculares possuem algumas funções, como: promover a retenção para a restauração e transmitir o mínimo de tensão para a porção radicular, evitando assim as fraturas.

Os pinos podem ser compostos de vários tipos de materiais, cada qual com sua indicação, vantagens e desvantagens. ROSEN (1961) através de uma revisão de literatura disse que a dentina intrarradicular é menos flexível e mais friável, por conta da perda de umidade decorrente do tratamento endodôntico, diferentemente da dentina coronária, fazendo com que a adesão seja diferenciada em cada tipo de material que compõe o pino.

De acordo com SILVA et al. (2011), os retentores intrarradiculares confeccionados com alguns materiais específicos, como ligas metálicas, que possuem um alto módulo de elasticidade, e por sua vez produzem elevada tensão no remanescente radicular, aumentando o risco de fratura. Para diminuir esse risco, a restauração dos dentes tratados endodonticamente é baseada na utilização de materiais com um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina radicular, como a resina composta e os pinos de fibra de vidro e carbono.

Os primeiros pinos intrarradiculares eram confeccionados com ligas metálicas e conforme a configuração do canal radicular. Para a obtenção destes é necessário um número maior de sessões clínicas, e devido ao módulo de elasticidade pode provocar a fratura radicular.

Os núcleos metálicos fundidos possuem alta rigidez, o que pode levar à fratura irreversível da raiz ou até mesmo a perda do elemento dental. Além disso, é uma técnica demorada que necessita de várias sessões clínicas e procedimentos laboratoriais, também pigmentam a dentina devido ao processo de corrosão da liga metálica (PASQUALIN, et al., 2012).



Estudos mostram também que o módulo de elasticidade do pino deve ser se possível, próximo ao módulo de elasticidade da dentina, por essa razão muitos são os estudos que realizam a análise por elementos finitos (BALDISSARA, 2003).

É de grande importância que o cirurgião dentista tenha em mente alguns fatores que influenciam resistência e durabilidade dos pinos metálicos fundidos.

Entre esses fatores, citamos o comprimento do pino que deve ser cerca de 2/3 do remanescente dental; A conicidade, que quanto maior for menor será a retenção e maior será a concentração de esforços, aumentando o risco de fratura, e o diâmetro do pino que deve corresponder a 1/3 do diâmetro total da raiz.

Com os avanços das tecnologias dos materiais dentários, pinos pré fabricados com módulo de elasticidade menor, não tão rígidos, como os pinos de fibra de vidro e de carbono, ocasionam o desenvolvimento de tensões menores geradas pelas forças mastigatórias protegendo o remanescente radicular. Porém, esses pinos pré-fabricados geram um espaço entre o pino e as paredes radiculares, conseqüentemente, a espessura do agente cimentante aumenta, causando a diminuição da resistência à fratura. Como os canais radiculares são ovalados, há a necessidade de reembasamento dos pinos de fibra de vidro com resina composta diminuindo o espaço entre o pino e a parede dentinária. Para a utilização desses pinos, há a necessidade da presença de mais de duas paredes da coroa remanescente e que haja 10mm de comprimento do pino no conduto.

Recentemente, pinos de fibra de vidro têm sido utilizados como uma alternativa viável aos tratamentos em que a estética está envolvida. Os pinos pré-fabricados podem ser classificados de acordo com sua configuração geométrica (cônico ou cilíndrico), em relação à sua forma de retenção (ativa ou passiva), e à sua composição estrutural (metal, cerâmica ou resina reforçada com fibras). Os pinos pré-fabricados são mais flexíveis do que os de metal fundido e permitem uma melhor distribuição das forças (resultando em um

número menor de fraturas radiculares). Estes são vantajosos em situações em que há remanescente dental coronário (PASQUALIN, FH, et al., 2012).

SCHMITTER et al., 2007 em seus estudos mostrou que as fibras de vidro reforçadas com resina composta possui um melhor desempenho em relação aos pinos sem reforço, pois a quantidade de cimento entre a resina e a parede intracanal é menor. Além disso, pinos de fibra cimentados com cimento resinoso, como foi mostrados nos estudos de SPAZZIN et al., 2009; têm sido considerados a melhor opção para dentes tratados endodonticamente, especialmente devido à intervenção mínima, que reduz o risco de fratura radicular.

Segundo PASQUALIN et.al, 2012, a fratura de dentes (com pinos) está relacionada com a configuração geométrica do mesmo. Por exemplo, pinos cônicos exigem uma menor remoção de estrutura dental, porém possuem uma menor retenção, gerando tensões internas durante a função mastigatória. Esta tensão interna pode causar fratura radicular. Já os pinos cilíndricos, possuem maior retenção e exigem uma remoção maior da estrutura dental, mas oferecerem um menor risco de fratura, por distribuir uniformemente o estresse ao longo do conduto radicular.

Os estudos dos dias atuais visam praticidade, durabilidade e qualidade quando se trata de devolver a função e estética dessas raízes fragilizadas. O sistema CAD-CAM surgiu com o intuito de facilitar a confecção de coroas metal free, scanando o preparo coronário. Aproveitando o sistema, parece conveniente, confeccionar pinos intrarradiculares, repondo a porção intracanal e a porção coronária em uma única peça, diminuindo assim, as interfaces pinoresina-cimento.

As coroas e pinos intrarradiculares confeccionados com o método de CAD-CAM, diminuem os passos clínicos, podem ser confeccionadas com diferentes materiais e a adaptação é melhor. Empregando esse método, é oportuno confeccionar o reforço da porção coronorradicular em um único bloco, com o método CAD-CAM (CHEN et al, 2015).

O magma dentinário formado durante o preparo químico-cirúrgico proporciona uma dentina intracanal obliterada. Este magma deve ser removido com o emprego de substâncias químicas adequadas. A superfície dentinária com túbulos dentinários expostos, proporciona uma adesão dos cimentos endodônticos de melhor qualidade.

Sabe-se que a dentina possui túbulos dentinários, porém na raiz são mais retilíneos, menos divergentes e em menor quantidade em relação à coroa, principalmente nas porções mais apicais do conduto. Além disso, há algumas variações da dentina que podem diminuir a qualidade da adesão (Mannocci et. al, 2002 et).

## **2. PROPOSIÇÃO**

### **2.1. Objetivo Geral**

Este estudo possui como objetivo geral avaliar o comportamento dos retentores intrarradiculares em LAVA® Ultimate, confeccionados com Sistema CAD-CAM, condicionando ou não a superfície intracanal com laser de Diodo de alta intensidade, após teste de ciclagem mecânica.

### **2.2. Objetivo Específico**

Avaliar a resistência à fratura e a evolução da fratura em raízes restauradas com pino confeccionado em CAD-CAM e fibra de vidro reembasado após ciclagem mecânica.

### **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

#### **3.1. Seleção dos dentes**

Para este estudo foram selecionados vinte dentes unirradiculares permanentes humanos extraídos por motivos diversos, obtidos por doação do Banco de Dentes da APCD São Caetano do Sul (São Paulo, Brasil) e aprovado pelo CEP 119\_2016. Foram excluídos dentes com manipulação endodôntica prévia, rizogênese incompleta e reabsorções dentárias externa e interna. Não foi identificado: sexo, etnia, idade, nem se o dente é esquerdo ou direito. Foram analisados com lupa (4x de aumento) para detectar possíveis falhas (fraturas, trincas ou fissuras), sendo que a presença destes, os dentes foram excluídos. As dimensões mesio-distal e vestibulo-lingual não foram inferiores a (4-5mm), essa medida foi realizada com paquímetro digital (Starret 727, Starret Industria e Comercio Ltda, Itu, Brasil).

### 3.2.Preparação dos dentes

Tecidos e eventuais indutos permanentes na parede radicular dos elementos foram removidos e após os mesmos foram esterilizados em autoclave embebidos em água destilada (Asfer - São Caetano do Sul – SP – Brasil). As coroas foram removidas e as raízes padronizadas em seu comprimento de 14mm.

Os dentes foram numerados e randomizados ([www.randomizer.org](http://www.randomizer.org)).



Figura 1. Dente cortado com disco de carborundum e numerados;



Figura 2. Dente cortado com disco de carborundum visto de cima.

### **3.3.Instrumentação dos condutos**

Os condutos foram preparados empregando o uso de limas R25 Reciproc (VDW, Munich, Germany) em associação com NaOCl - hipoclorito de sódio 1% (Asfer - São Caetano do Sul – SP – Brasil) e endo PTC leve (Fórmula e Ação - SP / Brasil). Após o preparo químico cirúrgico foi realizada a irrigação final com 10ml de NaOCl 1%, 10mL EDTA-T 17% (Fórmula e Ação - SP / Brasil) e mais 10mL de NaOCl 1%.

### **3.4. Divisão das Amostras**

As amostras foram divididas em dois grupos experimentais, sendo dez dentes para cada grupo.

**G1 - PFVR - CONTROLE (10)** – Os espécimes tiveram seus condutos preparados com a broca DCE número 2 (FGM, Joinville – Santa Catarina, Brasil). Foram utilizados pinos de fibra de vidro pré-fabricados (FGM, Joinville – Santa Catarina, Brasil), reembasados com resina composta (Filtek Z350 XT, 3M Espe, Brasil).

**G2- CAD (10)** – Os espécimes tiveram seus condutos preparados com a broca DCE número 2 (FGM, Joinville – Santa Catarina, Brasil), scaneados para confecção dos retentores intrarradiculares (pino e núcleo) com sistema CAD/CAM (Cerec Inlab MC XL, Sirona Dental Systems, Inc, NY,USA). Para tanto, foram utilizados blocos de material de nano cerâmica resinoso (Lava™ Ultimate for CAD/CAM, 3M Espe, USA).

### **3.5. Obturação**

A obturação dos dentes foi realizada com pontas de guta percha R25 Reciproc (VDW - Munich, Germany) com a medida de 4mm. As pontas foram medidas em uma régua milimetrada endodôntica (Maquira, Maringá – PR- Brasil), para que um pequeno corte fosse realizado com uma lâmina de barbear (Boston, Massachusetts, EUA) na marca dos 4mm. Para a cimentação, foi usado o cimento obturador AH Plus (Dentsply - Pensilvânia, EUA). O cimento foi aplicado no cone de guta percha com o auxílio de uma pinça Perry (Golgran - São Caetano do Sul, SP – Brasil) e o inserido no conduto, após o travamento, um movimento de rotação do cone foi realizado para que somente os 4mm fique no conduto, e posteriormente a condensação do mesmo com o auxílio de um calcador endodôntico (Odous de Deus - Belo Horizonte – MG - Brasil).

Todos os espécimes foram preparados inicialmente com a broca nº 2 do kit de pinos de fibra de vidro do sistema White Post DCE (FGM, Joenville, Brasil) com 10mm de comprimento.

Para a limpeza utilizamos NaOCl - hipoclorito de sódio 1% (Asfer - São Caetano do Sul – SP – Brasil) e cones de papel absorvente estéril (VDW - Munich, Germany).



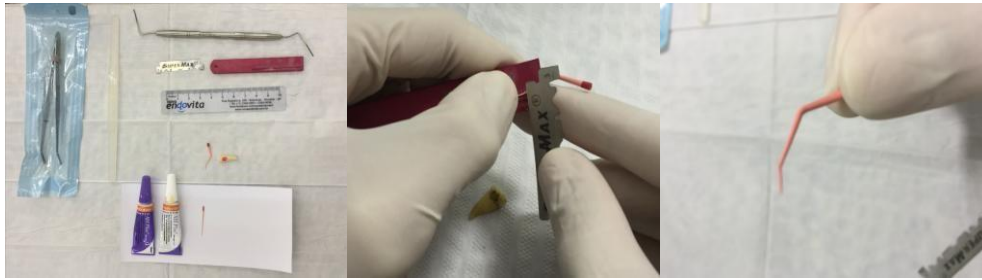


Figura 3. Mesa organizada com os materiais utilizados para obturação dos dentes.

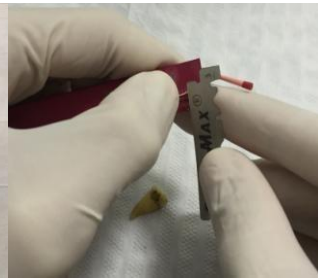


Figura 4. Corte do cone de guta-percha realizado com lâmina de barbear.



Figura 5. Cone de guta-percha com marcação realizada pronto para ser inserido no conduto

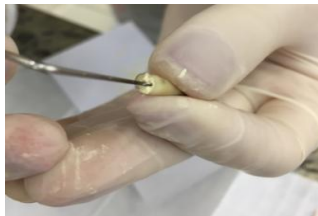


Figura 6. Conde de guta-percha inserido no conduto



Figura 7. Dentes com seus respectivos cones de guta-percha preparados



Figura 8. Condensação do cone de guta-percha

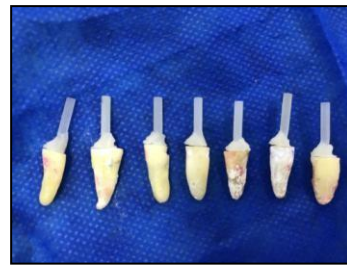
### 3.6.Cimentação

Os condutos foram irrigados com hipoclorito de sódio 1% (Asfer - São Caetano do Sul – SP – Brasil) secos com cone de papel estéril cell pack (Tanari, Tanaman Industrial LTDA, Amazonas, Brasil), uma fina camada de adesivo (single Bond Universal, 3M Espe, Brasil) foi pincelada utilizando um aplicador descartável (microbrush, Coltene) e o cimento resinoso dual (RelyX™ Ultimate, 3M Espe, Brasil) foi introduzido dentro do conduto radicular e posteriormente o pino foi inserido, fotoativado por 3 segundos, o excesso foi removido e polimerizado por mais 40 segundos.

Todos os pinos confeccionados foram preparados da seguinte forma: 1 minuto de ácido fluorídrico 10% (Condac porcelana, Dentsclare Ltda, FMG – Joinville, Santa Catarina – Brasil) em toda a superfície, secagem com spray de ar, aplicação de silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Barueri – SP – Brasil) por 1 minuto, secagem com spray de ar por 1 minuto, e uma segunda aplicação por 30 segundos. Uma final camada de adesivo (Single Bond Universal, 3M Espe – Brasil) sem polimerizar antes de levar ao canal.

Os copings foram confeccionados em cerâmica EMAX (Ivoclar) empregando a tecnologia CAD-CAM. A cimentação foi realizada da seguinte forma: 30 segundos de ácido fluorídrico 10% (Condac porcelana, Dentsclare Ltda, FMG – Joinville, Santa Catarina – Brasil), secagem com spray de ar, aplicação de silano (Monobond N, Ivoclar Vivadent, Barueri – SP – Brasil) por 1 minuto, secagem com spray de ar por 1 minuto, e uma segunda aplicação por 30 segundos. Uma final camada de adesivo (Single Bond Universal, 3M Espe – Brasil) sem polimerizar antes de levar ao canal, foi inserido o cimento resinoso dual (RelyX™ Ultimate, 3M Espe, Brasil) e fotopolimerização por 40 segundos.

Até essa etapa, o estudo foi realizado na Universidade Cruzeiro do Sul (Campus São



Miguel Paulista).



Figura 9. Pino cimentado e coroa fresada pronta para a cimentação

Figura 10. Dentes com pinos de fibra de vidro reembasados cimentados

### **3.7. Confeção do dispositivo para ciclagem mecânica**

A broca utilizada para confecção do espaço do pino foi inserida no canal e posteriormente a raiz foi colocada no delineador (Bio Art, São Carlos, Brasil), deixando o conjunto broca e canal paralelo a 135°. Cilindros de acrílico (h=20mm e diâmetro = 12mm), foram preenchidos com resina epóxi cristal de alta viscosidade (Redelease - Freguesia do Ó - São Paulo) e a porção apical (11mm) foi inclusa na resina.



Figura 11. Dispositivos de acrílico prontos para a ciclagem.

### 3.8. Ciclagem mecânica

Para ciclagem mecânica, os espécimes foram sujeitos ao seguinte protocolo: ângulo de  $135^{\circ}$  em relação ao longo eixo da raiz, a carga de pulso de 130 N, a frequência de 2,2 Hz, e 150.000 pulsos na coroa em um ponto localizado a 2 mm abaixo da borda incisal na face lingual do espécime. Para a análise de sobrevivência, as raízes serão avaliadas quanto à presença de trincas. Depois de cada 50.000 ciclos, todas as raízes foram avaliados por um observador calibrado. As amostras serão monitoradas para verificar o tempo e o tamanho aproximado da falha. A avaliação da falha será realizada com uma lupa

(ampliação 4x, EyeMag Pro S, Carl Zeiss). O modo final de falha será observado com um microscópio estereoscópico (Discovery V20, Carl Zeiss).



Figura 12. Cicladora Biocycle – Biopdi (São Carlos – São Paulo)



Figura 13. Espécimes sendo ciclados.



Figura 14. Ciclos finalizados.

### 3.9. Análise das falhas

As falhas que ocorreram durante os testes foram classificadas como favorável (acima dos 3 mm correspondentes ao nível do osso simulado) e desfavorável (abaixo do nível do osso simulado) .

A ciclagem térmica e a análise da fratura foram realizadas no laboratório de Materiais Dentários da FOUSP-SP

A confecção dos pinos fresados em CAD-CAM (Cerec Inlab MC XL, Sirona Dental Systems, Inc, NY,USA) foi realizada na Clínica Lira Odonto.

#### 4. RESULTADOS

Após a tabulação dos dados, executou-se o teste t de Student com 95% de confiança com  $p=0,0092$  e pode-se observar que houve diferença estatisticamente significativo entre os 2 grupos.

Espécimes	G1	G2
Grupo	FR	CAD

1	17148	150000
2	17853	150000
3	24926	150000
4	39779	150000
5	54230	150000
6	150000	150000
7	150000	150000

QUADRO 1-taxa de sobrevivência dos espécimes obtidos após 15000 ciclos

No Gráfico 1 tipo boxplot, observa-se que no grupo CAD todos os espécimes tiveram com 150000 ciclos, no entanto, sabe-se que com esse numero de ciclos não houve fratura nem do pino, nem do dente e do coping. Sendo assim, necessário realizar mais ciclos para avaliar a sobrevivência desse tipo de pino.

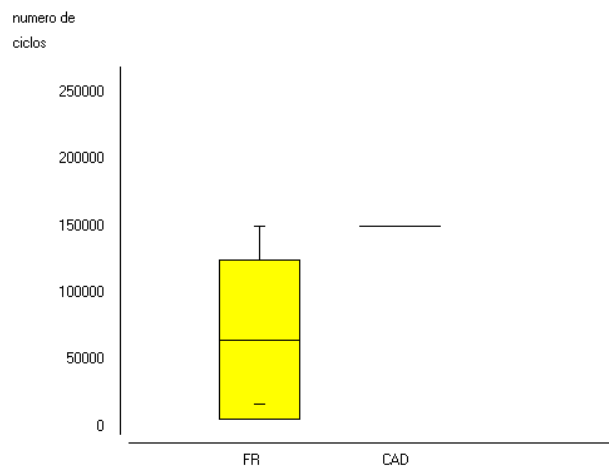


Gráfico 1- análise dos dados dos grupos

## 5. Discussão

A restauração de dentes com tratamento endodôntico se torna complicada devido à fragilidade radicular, pela ausência da coroa dental ou da dentina intrarradicular (YOLDAS, 2005). Deve-se levar em conta as variáveis como a forma do canal, o número de paredes na coroa e o tipo de retentor.

Segundo Mitsui FH, et.al. (2004), os retentores intrarradiculares são usados para a reconstrução de dentes endodonticamente tratados, pois realizam a

ancoragem da restauração final. Esses retentores podem ser metálicos ou de fibras.

No entanto, mesmo com o reforço intrarradicular pode ocorrer a fratura nesses dentes, fratura essa que vem de modo irreversível e, muitas vezes, com a perda do elemento dental. Isto ocorre devido ao módulo de elasticidade dos retentores, como os pinos metálicos que apresentam valores mais altos do que as fibras de vidro e produzem elevada tensão no remanescente radicular (PADMANABHAN, 2010).

O módulo de elasticidade representa a flexibilidade do material, onde altos valores indicam material mais duro e baixos valores indicam a flexibilidade do material (O diâmetro, tipo e a resina podem influenciar o limite de elasticidade da fibra. No entanto, o módulo de elasticidade está relacionado com um dos fatores mais importantes para o mecanismo de fratura. Assim, estudos laboratoriais e estudos clínicos (SCHMITTER et al., 2007) têm mostrado um melhor desempenho em fibras de vidro reforçadas com resina composta em relação aos pinos sem reforço, por diminuir a quantidade de cimento entre a resina e a parede intracanal. Além disso, pinos de fibra cimentados com cimento resinoso têm sido considerados como a melhor opção aos dentes tratados endodonticamente, especialmente devido à intervenção mínima, reduzindo o risco de fratura radicular (WANDSCHER et al., 2015)

Os pinos metálicos possuem um alto módulo de elasticidade, os tornando rígidos, portanto o risco de fratura é maior, já os de fibra são capazes de reduzir o risco de fratura da raiz por conta do módulo de elasticidade ser similar ao da dentina, ou seja, a distribuição de estresse no canal radicular é uniforme quando comparado com os outros retentores, permitindo que o sistema restaurador imite o comportamento mecânico de um dente natural, além de ser estético e mais fácil de trabalhar, pois pode ser realizado em sessão única logo após o tratamento endodôntico, economizando tempo e dinheiro.

De acordo com alguns estudos realizados (Silva RA, et.al, 2011), observou-se que a resistência na adesividade do cimento resinoso e do pino de



fibra de vidro é um importante fator para determinar o sucesso dos procedimentos endodônticos. As interações dentina/pino/cimento são influenciadas por alguns fatores, como a integridade da parede radicular, a polimerização do cimento resinoso, a contaminação do conduto, tudo isso pode aumentar o risco de fratura radicular. Neste estudo, antecedendo a cimentação, as paredes dos condutos foram observados com microscópio operatório e após verificar sujidades na parede intracanal, estas foram removidas utilizando a lima rotatória XP Endo finisher (FKG, Suíça), na tentativa de melhorar a adesão do cimento á parede do canal radicular.

Solomon CS et.al. (2011), disse que núcleos metálicos fundidos fraturam o dobro de vezes mais que os pinos de fibra de vidro reembasados em dentes com raízes comprometidas.

Já Torres-Sánchez C et.al. (2013), disse que a resistência à fratura dos pinos, depende do tipo de pino, tipo de cimento e a interação entre eles. Para tanto, seis grupos com N de sete elementos, três grupos foram restaurados com pinos de fibra de vidro e cimento de ionômero de vidro modificado por resina, cimento de resina de polimerização dupla ou cimento de resina autopolimerizante quimicamente ativo. Os outros três grupos foram restaurados com pinos de ouro fundido e os mesmos 3 cimentos. Coroas de metal foram cimentadas nos núcleos nos 6 grupos. Concluíram que o uso de um pino de fibra de vidro reforçado e cimento de ionômero de vidro modificado com resina aumentou a resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados.

Com todas essas adversidades que cercam os tipos de retentores intrarradiculares, sobre seus protocolos de uso, adesão, talvez a solução para esses problemas fosse a confecção de um retentor único, com o módulo de elasticidade e resistência da fibra de vidro. A partir desta idéia, neste estudo, utilizamos o LAVA™ ULTIMATE (3M ESPE, Brasil), por conta das características de seus componentes. A resina tem um módulo de elasticidade similar ao da dentina, alta resistência ao impacto, já a cerâmica possui estabilidade de cor e dureza. Como benefícios dessa tecnologia, o fabricante

apresenta absorção de carga mastigatória similar ao dente, maior resistência a fratura que a cerâmica e alta resistência à flexão.

Devido às estas características positivas, pode-se pensar em ter sucesso com o pino confeccionado com o Lava™ ULTIMATE (3M ESPE, Brasil), em CAD/CAM.

Baseado nos resultados, pode-se observar na Tabela 1 que a fratura ocorreu entre 17.148 a 54.230 ciclos que corresponderia a 10,97 meses a 34,71 meses. Enquanto que nos outros grupos não houve esse tipo de fratura.

Pode-se notar que o grupo G1- pinos de fibra reembasados com resina composta, não garantiram a resistência à fratura. Associando que houve uma união entre dentina, cimento e pino, no entanto, isso não foi suficiente para evitar a fratura. Provavelmente, devido á força de 45º graus em pinos com fibra de vidro inseridos paralelamente ao longo eixo, sofrem tensão de cisalhamento, levando á fratura (Wandscher et al. 2015).

A literatura mostra que quanto maior o diâmetro da parte coronária maior a resistência à fratura dos pinos de fibra de vidro (Wandscher et al. 2015).

Já o grupo G2, confeccionados com LAVA™ Ultimate mostraram resistência à fratura até o limite testado, provavelmente devido a sua composição, que segundo o fabricante é uma tecnologia constituída de 80% de partículas nanocerâmica, ou seja, em sua composição há resina e cerâmica (3M ESPE, Brasil).

Nestes dois grupos, houve a fratura do coping prejudicando a ciclagem, sendo assim, nos espécimes que tiveram seus coping fraturados, tiveram a ciclagem interrompida. E para se obter um resultado coerente, e porque o intuito não era avaliar o coping sobre o substrato, optou-se por confeccionar de novos copings e continuar a ciclagem mecânica.

Sendo assim, todos os espécimes que resistiram aos 150.000 ciclos serão observados em microscópio operatório para avaliar possíveis trincas no coping ou na raiz e posteriormente serão ciclados até a fratura de todos os espécimes ou pelo menos até 1.500.000 ciclos, para simular maior tempo em boca.

## **6. CONCLUSÃO**

A partir dessa primeira etapa da pesquisa, podemos concluir que, os pinos de CAD/CAM (Lava Ultimate 3M) são mais resistentes às fratura que os

pinos de fibra reembasados com resina, sendo mais indicados, pois apresentam absorção da carga mastigatória similar ao dente e módulo de estabilidade igual da dentina

## **7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

Akkayan, B., GÜlmez, T., **Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems.** J. Prosthet. Dent. 87, 431–437, 2002.

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 ;95:368-378, 2006.

Asmussen, E., Peutzfeldt, A., Heitmann, Tz. **Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontics posts.** J. Dent. 27, 275–278, 1999.

BALDISSARA, P. SCOTT, R.; FERRARI, M. **Propriedades mecânicas e avaliação “in vitro”: Pinos de fibra: considerações teóricas e aplicações clínicas.** São Paulo: Artes Médicas, cap. 5, p. 39-50. 2003.

Chen A, Feng X, Zhang Y, Liu R, Shao L, **Finite element analysis to study the effects of using CAD/CAM glass-fiber post system in a severely damaged anterior tooth.** Biomed Mater Eng. 26, S519-25. 2015.

Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. **Influence of post material and 3. length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study.** J Prosthet Dent 104:379-8. 2010.

Coelho, C.S., Biffi, J.C., Silva, G.R., Abrahão, A., Campos, R.E., Soares, C.J., **Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts.** Dent. Mater. J. 28, 671–678, 2009.

Erkut S, Eminkahyagil N, Imirzalioglu P, & Tunga U. **A technique for restoring an overflared root canal in an anterior tooth.** Journal of Prosthetic Dentistry 92, 581-583. 2004.

**irradiation on the bond strength of fiberglass posts.** *AGD Academy of General Dentistry* , p. 31-37, January 2011.

Ferrari, M., Scotti, R.,. **Fiber Posts. Theoretical Considerations and Clinical Applications**, first ed. Milan, Masson 39–41, 2002.

Ferrari, M., Vichi, A., Garcia-Godoy, F. **Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores.** *Am. J. Dent.* 13, 15B–18B, 2000.

Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjor IA. **Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate.** *Am J Dent* 2000;

Ferrari, M., Cagidiaco, M.C., Goracci, C., Vichi, A., Mason, P.N., Radovic, I., Tay, F., **Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts.** *Am. J. Dent.* 20, 287–291, 2007.

Giovani, A.R., Vansan, L.P., Sousa Neto, M.D., Paulino, S.M., **In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths.** *J. Prosthet. Dent.* 101, 183–188, 2009.

Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. **Light-transmitting ability of marketed fiber posts.** *J Dent Res* 2008;

Hayashi, M., Takahashi, Y., Imazato, S., Ebisu, S, **Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns.** *Dent. Mater.* 22, 477–485, 2006.

KOUTAYAS, S. O.; KERN, M. **All-ceramic posts and cores: The state of the art.** *Quintessence Int, Carol Stream*, v.30, n.6, p.383-392, June 1999.

Li, Q., Yan, P., Chen, Z., **Fracture resistance and failure patterns of open apex root teeth with different posts after endodontic treatment.** *J. Huazhong. Univ. Sci. Technol. Med. Sci.* 31, 271–276, 2011.

Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TR. **Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration.** *J Prosthet Den/2002*

Marchionatti, E. M. A.; Wandscher VF et.al, **Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots retored with fiber posts.** *J Appl Oral Sci.*, 2014.

Menezes MS, Queiroz EC, Campos RE, Martins LR, Soares CJ. **Influence of endodontic sealer cement on fibreglass post bond strength to root dentine.** Int Endod J 2008;41:476-484.

Mitsui FH, Marchi GM, Pimenta LA, Ferraresi PM. **In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems.** Quintessence Int. 2004.

Novais, RV, Rodrigues, BR, et. al, **Correlation between the Mechanical Properties and Structural Characteristics of Different Fiber Posts Systems,** Brazilian Dental Journal 2016.

Padmanabhan P, **A comparative evaluation of the fracture resistance of three different pre-fabricated posts in endodontically treated teeth: An in vitro study.**J. Conserv. Dent. 13, 124–128, 2010.

Pasqualin, FH., Giovani, AR., Neto, DMS., Paulino, SM., Vansan, LP., **In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different designs.** Rev Odonto Cienc. 27(1):52-57, 2012.

Pegoretti, A., Fambri, L., Zappini, G., Bianchetti, M., **Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post.** Biomaterials 23, 2667–2682, 2002.

Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. **Flexural properties of endodontic posts and human root dentin.** Dent Mater 2007.

Rippe MP, Santini MF, Bier CA, Baldissara P, Valandro LF, **Effect of root canal preparation type of endodontic post and mechanical cycling on root fracture strength.** J Appl Oral Sci. Jun;22(3):165-73, 2014.

ROSEN, H. **Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth.** J Prosthet Dent, Saint Louis, v.11, p.972-86, 1961.

Schmitter, M., Rammelsberg, P., Gabbert, O., Ohlmann, B., **Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial.** Int. J. Prosthodont. 20, 173–178, 2007.

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;

SHILLINGBURG JÚNIOR, H.T.; KESSLER, J.C. **Restauração protética dos dentes tratados endoonticamente.** 2.ed. São Paulo: Quintessence, 1991. 338p

ShIPLEY, R.J., BECKER, W.T., **Failure analysis continuous fiber reinforced composites.** In: tenth ed. In: Smith, T.W., Grove, R.A. (Eds.), ASM Handbook: Failure Analysis and Prevention, volume 11. ASM International, Ohio, pp. 731–743, 2002.

Silva, G.R., Santos-Filho, P.C., Simamoto-Junior, P.C., Martins, L.R., Mota, A.S., Soares, C.J., **Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots.** Braz. Dent. J. 22, 230–237, 2011.

Silva, N.R., Raposo, L.H., Versluis, A., Fernandes-Neto, A.J., Soares, C.J., **The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth.** J. Prosthet. Dent. 104, 306–317, 2010.

Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, Soares CJ. **Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis.** Indian J Dent Res. 20:153-158, 2009;

Silva RA, Coutinho M, Cardozo PI, Silva LA, Zorzatto JR. **Conventional dualcure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity.** J Appl Oral Sci 2011;



SIVERS, J. E.; JOHNSON W. T. **Restoration of endodontically treated teeth.** Dent Clin North Am, Philadelphia, v.36, n.3, p.631-650, July, 1992.

Solomon, CS. et al. **In Vitro Comparison of Endodontic Posts in Structurally Compromised Roots of Maxillary Incisors,** SADJ. 2011.

SORENSEN, J.A.; MITO, W.T. **Rationale and clinical technique for esthetic restoration of endodontically treated teeth with the Cosmo Post and IPS Empress Post System.** Quintessence Dent Technol, Chicago, v.9, n.7, p.8190, 1998.

Spazzin, A.O., Galafassi, D., de Meira-Junior, A.D., Braz, R., Garbin, C.A., **Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite.** Oper. Dent. 34, 223–229, 2009.

Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez JL, Torres-Lagares D. **Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements.** J Prosthet Dent. 2013.

Wandscher VF, Bergoli CD, Limberger IF, Ardenghi TM, Valandro LF, **Preliminary results of the survival and fracture load of roots Restored with posts: weakened vsn onw akened roots.** Oper Dent. 39(5),541-55, 2014.

Wandscher VF, Bergoli CD, de Oliveira AF, Kaizer OB, Souto Borges AL, Limberguer Ida F, ValandroLF, **Fatigue surviving, fracture resistance Shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters.** J Mech Behav Biomed Mater. 43, 69-77, 2015.

Yoldas O, Akova T, & Uysal H,. **An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications.** Journal of Oral Rehabilitation 32, 427-432, 2005.

Zamboni SC, Baldissara P, Pelogia F, Bottino MA, Scotti R, Valandro LF.  
**Fatigue resistance of bovine teeth restored with resin bonded fiber posts:  
effect of post surface conditioning.** Gen Dent.56, 56-9, 2008.