

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
FACULDADE DE MEDICINA  
MESTRADO EM SAÚDE**

**Gabriella Moreira de Carvalho**

**Distribuição de tensões em incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro medindo 1/2 e 2/3 do comprimento radicular, durante a aplicação de forças ortodônticas: Um estudo comparativo pelo método de elementos finitos**

Juiz de Fora

2023

**Gabriella Moreira de Carvalho**

**Distribuição de tensões em incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro medindo 1/2 e 2/3 do comprimento radicular, durante a aplicação de forças ortodônticas: Um estudo comparativo pelo método de elementos finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Saúde da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

Juiz de Fora

2023

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Moreira de Carvalho, Gabriella.

Distribuição de tensões em incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro medindo 1/2 e 2/3 do comprimento radicular, durante a aplicação de forças ortodônticas: Um estudo comparativo pelo método de elementos finitos / Gabriella Moreira de Carvalho. -- 2023.

47 f. : il.

Orientador: Robert Willer Farinazzo Vitral

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Saúde Brasileira, 2023.

1. Técnica para retentor intrarradicular. 2. Técnicas de movimentação dentária.. 3. Análise de elementos finitos.. I. Willer Farinazzo Vitral, Robert, orient. II. Título.

**Gabriella Moreira de Carvalho**

**Distribuição de tensões em incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro medindo  $\frac{1}{2}$  e  $\frac{2}{3}$  do comprimento radicular, durante a aplicação de forças ortodônticas: Um estudo comparativo pelo método de elementos finitos**

Dissertação  
apresentada  
Programa de Pós-  
Graduação em Saúde  
da Universidade  
Federal de Juiz de  
Fora como requisito  
parcial à obtenção do  
título de Mestre em  
Saúde. Área de  
concentração: Saúde  
Brasileira

Aprovada em 25 de julho de 2023.

BANCA EXAMINADORA

**Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral** - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora

**Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos**

Universidade Federal de Juiz de Fora

**Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi**

Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

Juiz de Fora, 26/06/2023.



Documento assinado eletronicamente por **Pedro Yoshito Noritomi, Usuário Externo**, em 25/07/2023, às 10:52, conforme horário oficial de Brasília, com

fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



Documento assinado eletronicamente por **Robert Willer Farinazzo Vitral, Professor(a)**, em 25/07/2023, às 11:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



Documento assinado eletronicamente por **Marcio Jose da Silva Campos, Professor(a)**, em 25/07/2023, às 11:23, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

---



A autenticidade deste documento pode ser conferida no Portal do SEI-Ufjf ([www2.ufjf.br/SEI](http://www2.ufjf.br/SEI)) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **1339744** e o código CRC **B0B39E2F**.

---

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus.

Ao meu orientador, Professor Robert Willer Farinazzo Vitral, pelas oportunidades, exemplo de dedicação e competência ao longo desses anos de convívio.

Ao Professor Marcio Campos, pela disponibilidade em ajudar quando solicitado e pelos ensinamentos.

Ao Pedro Yoshito Noritomi e a toda equipe do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, pela parceria que possibilitou a realização deste trabalho.

Ao Professor Bruno Salles Sotto-Maior pelo conhecimento compartilhado na fase inicial desse projeto.

Aos meus amigos Fernanda e Gustavo, por compartilharem comigo cada etapa dessa pesquisa e tornarem o caminho mais leve.

Aos meus pais e à minha irmã, Danielle, pelo apoio e incentivo constantes.

Ao Domenico, pelo companheirismo durante o processo.

A todos os funcionários da UFJF, em especial aos da Faculdade de Odontologia e do Programa de Pós-graduação em Saúde, por contribuírem para a realização desta conquista.

Muito obrigada!

## RESUMO

Dentes submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados com pinos intrarradiculares estão sujeitos a diferentes níveis de tensões. Este estudo avaliou, através do método de elementos finitos (MEF), a distribuição de tensões na raiz de incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro (PFV), com dois comprimentos diferentes, submetidos a forças ortodônticas. Foram desenvolvidos dois modelos do incisivo central superior com ligamento periodontal, osso cortical e osso trabecular. Em um dos modelos, o incisivo foi restaurado com PFV medindo o equivalente a 1/2 do comprimento da raiz e o outro com pino medindo 2/3 do comprimento da raiz. Após a criação da malha tridimensional de elementos finitos, foram simuladas as aplicações de duas forças ortodônticas, uma vestibulolingual de 65gf e uma mesiodistal de 70gf. As forças foram aplicadas paralelamente ao plano palatino. As tensões máximas geradas na raiz, a partir das forças vestibulolingual e mesiodistal foram respectivamente,  $3,680 \times 10^{-1}$  MPa e  $4,796 \times 10^{-1}$  MPa (1/2) e  $3,642 \times 10^{-1}$  MPa e  $4,755 \times 10^{-1}$  MPa (2/3). A área de maior tensão radicular nos dois modelos foi localizada no terço cervical, sendo na face vestibular, para a força vestibulolingual e na face mesial, para a força mesiodistal. O incisivo restaurado com PFV de maior comprimento (2/3) apresentou valores mais baixos de tensão na raiz e mais altos na superfície do pino, para ambos os movimentos estudados. Os valores de tensão máxima apresentados encontram-se dentro da margem de segurança para a integridade da estrutura dentária, quando forças consideradas ideais são empregadas.

Palavras-chave: Técnica para retentor intrarradicular. Técnicas de movimentação dentária. Análise de elementos finitos.

## ABSTRACT

Endodontically treated teeth and restoratives with intraradicular posts are subject to different levels of stress. This study evaluated, using the finite element method (FEM), the distribution of force on the root of maxillary central incisors restored with fiberglass posts (GFP), with two different lengths, indicated by orthodontic forces. There were two models of the maxillary central incisor with periodontal ligament, cortical bone and trabecular bone. In one of the models, the incisor was restored with a GFP measuring the equivalent of 1/2 of the root length and the other with a post measuring 2/3 of the root length. After the creation of the three-dimensional mesh of finite elements, the applications of two orthodontic forces were simulated, a buccolingual one of 65gf and a mesiodistal one of 70gf. Forces were applied parallel to the palatal plane. The maximum stresses generated in the root, from buccolingual and mesiodistal forces were, respectively,  $3,680 \times 10^{-1}$  MPa and  $4,796 \times 10^{-1}$  MPa (1/2) and  $3,642 \times 10^{-1}$  MPa and  $4,755 \times 10^{-1}$  MPa (2/3). The area of greatest root tension in both models was located in the cervical third, being on the buccal surface, for buccolingual force, and on the mesial surface, for mesiodistal force. The incisor restored with the GFP of greater length (2/3) had lower tension values in the root and higher values in the surface of the post, for both movements studied. The maximum stress values are within the safe margins for the dental structure integrity when forces considered ideal for orthodontic movement are applied.

Keywords: Post and Core Technique. Tooth movement techniques. Finite element analysis.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Modelo com as regiões de interesse para a simulação .....	21
Figura 2	– Modelos de incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro medindo o equivalente a 2/3 e 1/2 do comprimento radicular, respectivamente.....	22
Figura 3	_ Modelo preparado para a etapa de criação da malha 3D.....	23
Figura 4	_ Modelo após processo de criação da malha 3D.....	23
Figura 5	_ Representação da aplicação das forças no <i>slot</i> do bráquete.....	25
Figura 6	– Distribuição de tensões na raiz durante a simulação da força mesiodistal em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular.....	26
Figura 7	_ Distribuição de tensões no PFV durante a simulação da força mesiodistal em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular.....	27
Figura 8	_ Distribuição de tensões na raiz durante a simulação da força vestibulolingual em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular.....	28
Figura 9	_ Distribuição de tensões no PFV durante a simulação da força vestibulolingual em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular.....	29

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	– Propriedades dos materiais empregados na simulação.....	24
Tabela 2	– Tensão principal máxima a partir da força mesiodistal.....	27
Tabela 3	– Tensão principal máxima a partir da força vestibulolingual.....	29

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm <sup>2</sup>	Centímetro quadrado
CTI	Centro de Tecnologia da Informação
gf	Grama-força
g/cm <sup>2</sup>	Grama por centímetro quadrado
GPa	GigaPascal
MEF	Método dos Elementos Finitos
mm	Milímetro
MPa	MegaPascal
N	Newton
PFV	Pino de fibra de vidro

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>13</b>
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>20</b>
3.1	OBJETIVO GERAL.....	20
3.2	OBJETIVO ESPECÍFICO.....	20
<b>4</b>	<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>21</b>
<b>5</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>26</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>30</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>33</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>34</b>
	<b>APÊNDICE A – ARTIGO.....</b>	<b>39</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Com a crescente demanda por estética e o aumento da conscientização a respeito dos prejuízos provocados pela má oclusão, a movimentação ortodôntica de dentes submetidos ao tratamento endodôntico tornou-se um procedimento de rotina (ALQERBAN et al., 2019; MAH, HOLLAND e PEHOWICH, 1996).

Tem sido demonstrado que a terapia endodôntica bem como o preparo da coroa e da raiz durante os procedimentos restauradores provocam alterações biomecânicas capazes de reduzir a resistência à fratura desses dentes (ARI, YASSAR, BELLI, 2004; LAMBJERG-HANSEN e ASMUSSEN, 1997). Procedimentos como, o preparo da cavidade de acesso, instrumentação, irrigação e obturação do sistema de canais radiculares provocam a diminuição da vascularização, além de desidratação da dentina com conseqüente redução de elasticidade (ARI, YASSAR e BELLI, 2004; MA et al., 2011; MONGA, SHARMA e KUMAR, 2009; SOARES et al., 2007).

Devido à extensa perda de estrutura dentária frequentemente observada em dentes com tratamento endodôntico, o uso dos retentores intrarradiculares tornou-se um recurso muito utilizado com o objetivo de prover a retenção do núcleo e possibilitar a reconstrução coronária (AMBICA et al., 2013; CHEUNG, 2005; SILVA et al., 2010).

Por muitos anos, os pinos metálicos foram utilizados como padrão entre os retentores, entretanto, seu alto módulo de elasticidade, comparado ao da dentina, resulta em rigidez excessiva e aumento da possibilidade de fraturas irreversíveis na estrutura dentária remanescente (NAKAMURA et al., 2006; ZHOU e WANG, 2013). Os pinos pré-fabricados reforçados com fibras de vidro, por sua vez, apresentam módulo de elasticidade semelhante ao da dentina permitindo uma distribuição mais homogênea de tensões ao longo da estrutura dentária remanescente e resultando em menor risco de fratura radicular (REE e SCHWARTZ, 2010; YANG et al., 2001). Além disso, os pinos de fibra de vidro são considerados mais práticos e econômicos ao serem comparados aos pinos metálicos (HOLMES, DIAZ-ARNOLD e LEARY, 1996; KIMMEL, 2000). Outra vantagem desses retentores é a sua translucidez que confere maior estética às restaurações, sendo por esse motivo muito indicados para a reabilitação de dentes anteriores (QUALTROUGH e MANNOCCI, 2003).

A profundidade de inserção do pino é uma questão bastante controversa na odontologia restauradora (MOBILIO et al., 2013). Tradicionalmente sugere-se que o comprimento ideal do pino deva corresponder a dois terços do comprimento da raiz ou, quando isso não for possível, pelo menos o mesmo comprimento da coroa clínica (BÜTTEL et al., 2009; HOLMES, DIAZ-ARNOLD e LEARY, 1996; SHILLINGBURG, FISER e DEWHIRST, 1970).

Diversos estudos compararam a distribuição de tensões ao longo das raízes restauradas com diferentes tipos de pinos, aplicando cargas sobre a coroa dentária, no entanto, observa-se uma escassez de trabalhos destinados a simular e analisar os efeitos de forças ortodônticas sobre esses dentes (LAZARI et al., 2013; GOMES et al., 2015; LIN et al., 2018; NOKAR, BAHRAMI e MOSTAFAVI, 2018).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Distribuição de tensões em dentes com pinos intraradiculares

Tradicionalmente sugere-se que o comprimento ideal do pino deva corresponder a dois terços do comprimento da raiz ou, quando isso não for possível, pelo menos o mesmo comprimento da coroa clínica (BÜTTEL et al., 2009; HOLMES, DIAZ-ARNOLD e LEARY, 1996; SHILLINGBURG, FISER e DEWHIRST, 1970). Estudos demonstraram comportamentos biomecânicos semelhantes de raízes restauradas com pinos de comprimento equivalente à metade do comprimento radicular e raízes preparadas até dois terços do comprimento (BRAGA et al., 2006; GIOVANI et al., 2009). No entanto, outros autores defendem que a tensão experimentada pelo sistema de pino de fibra de vidro não se correlaciona com a profundidade do pino (FERRARI et al., 2008; RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007; SCHIAVETTI e SANNINO, 2012).

Com relação à largura do pino, é preconizado que não deve exceder a um terço da largura da raiz, sendo recomendável a manutenção de no mínimo 1mm de dentina sólida circunferencialmente, sobretudo na região apical, onde as tensões funcionais geralmente estão concentradas (CHEUNG, 2005; HUYSMANS et al., 2007).

Para avaliar a distribuição de tensões em incisivos centrais superiores restaurados com pinos de diferentes materiais e dimensões, Nakamura et al. (2006), utilizaram modelos bidimensionais de elementos finitos. Foram fabricados modelos com comprimentos de pinos equivalentes a 1/3 e 2/3 da raiz e diâmetros também equivalentes a 1/3 e 2/3 da raiz. Cada modelo apresentava uma coroa total cerâmica, núcleo, pino, dentina, guta-percha, ligamento periodontal e osso alveolar. Três combinações de materiais foram usadas para os pinos e núcleos experimentais: pino e núcleo fundido, pino pré-fabricado de aço inoxidável e núcleo de resina; e pino de fibra e núcleo de resina. Uma carga de 200N foi aplicada na direção lingual, no centro da borda incisal, em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente, para simular a força máxima de mordida. Os resultados mostraram que o modelo restaurado com um pino curto, independente do diâmetro, criou fortes tensões de tração em duas áreas da raiz: no terço médio lingual e na vestibular da dentina radicular ao redor do ápice do pino.

Para testar a hipótese de que o desempenho biomecânico de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro é menos sensível ao diâmetro e ao comprimento do que os pinos de aço inoxidável, Rodríguez-Cervantes et al. (2007) realizaram um teste experimental de resistência à fratura com 80 incisivos centrais superiores humanos extraídos. Os dentes foram submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados (40 com pinos de fibra de vidro e 40 com pinos de aço inoxidável). Cinco diâmetros (1,5; 2; 2,5; 3 e 3,5mm) e 5 comprimentos (3, 5, 7, 9, 11 e 12mm) diferentes foram avaliados. As cargas de fratura foram registradas e os resultados foram comparados. Utilizou-se ainda, o método de elementos finitos para desenvolver um modelo do dente restaurado. Os resultados demonstraram que o diâmetro do pino teve um efeito significativo no desempenho biomecânico dos dentes restaurados com pinos de aço inoxidável, uma vez que o aumento do diâmetro do pino foi associado a um aumento das tensões máximas na dentina, cimento e na estrutura do pino. No entanto, o diâmetro do pino nos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e o comprimento do pino, em ambos os sistemas de pinos avaliados, não afetaram significativamente o desempenho biomecânico dos dentes restaurados.

Hsu et al. (2009) avaliaram o desempenho biomecânico de dentes submetidos ao tratamento endodôntico restaurados com pinos de diferentes materiais (pinos de fibra de vidro, aço inoxidável e núcleo metálico fundido de níquel-cromo) e diferentes comprimentos (7, 10 e 13mm). Foi utilizado um modelo tridimensional de incisivo central superior para análise de elementos finitos. Uma carga oclusal de 300N foi aplicada na superfície palatina da coroa 45° com relação ao longo eixo do dente. As análises de tensão de von Mises foram realizadas. Os gráficos mostraram que quando o comprimento do pino mudou de 13 para 7mm, os padrões de tensão eram uniformes em todos os grupos de pinos de fibra, enquanto nos grupos de pinos de metal observou-se um pico e depressão em forma de M. O pino de fibra mais curto apresentou resistência superior ao pino de metal mais longo. Os autores concluíram que quando um pino de metal é usado, o pino deve ser o mais longo possível, enquanto o desempenho biomecânico de um pino de fibra de vidro combinado com um núcleo de resina composta foi menos sensível ao comprimento do pino.

Chuang et al. (2010) examinaram a influência do material e do comprimento do pino na resposta mecânica de dentes submetidos ao tratamento endodôntico, através de abordagens experimentais e de elementos finitos. Sessenta incisivos extraídos foram submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados com um pino



pré-fabricado, podendo ser de aço inoxidável, fibra de carbono ou fibra de vidro, com comprimentos de 5 ou 10mm (n = 10). Após a restauração do núcleo de resina composta e da coroa, esses dentes foram termociclados e carregados para fraturar em uma direção oblíqua com relação ao longo eixo do dente. Também foram desenvolvidos modelos de elementos finitos correspondentes a um incisivo restaurado com um pino, para examinar as respostas mecânicas. O dente simulado foi carregado com uma força oblíqua de 100N, para analisar a tensão na dentina radicular. Os resultados demonstraram que os dentes restaurados com pino de aço de 5mm de comprimento e todos os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro não apresentaram diferenças estatísticas, enquanto os dentes restaurados com pino de aço de 10mm exibiram uma carga de fratura menor e uma maior incidência de fratura oblíqua da raiz, com linha de fratura passando pela extremidade apical do pino. Alta concentração de tensão foi observada ao redor da extremidade apical do pino de aço de 10mm, enquanto nos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro, a tensão foi concentrada em torno das margens da coroa.

Veríssimo et al., em 2014, avaliaram a resistência à fratura de raízes restauradas com pinos intrarradiculares de diferentes comprimentos. Quarenta e cinco incisivos bovinos foram submetidos ao tratamento endodôntico, restaurados com pinos de fibra de vidro e divididos de forma aleatória em três grupos experimentais: GI, GII e GIII, cimentados nas profundidades de 12mm, 8mm e 4mm, respectivamente. Os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual. Os núcleos de resina composta foram preparados e todos os dentes restaurados com coroas de metal. As amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura em máquina de ensaio universal, com ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente. Uma carga compressiva oblíqua crescente foi aplicada no cingulo até o momento da fratura. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre GI e GII, que apresentaram os maiores valores de resistência à fratura. Os autores concluíram que os comprimentos dos pinos influenciaram na resistência à fratura das raízes, sendo sugerido que não é necessário realizar um preparo excessivo para o pino, com o intuito de melhorar a resistência à fratura das raízes.

Santos-Filho et al. (2014), realizaram um estudo através de testes laboratoriais e da análise de elementos finitos. Oitenta incisivos bovinos submetidos ao tratamento endodôntico foram divididos em 8 grupos (n=10), restaurados com pino de fibra de vidro ou núcleo metálico fundido, com 12 e 7mm de comprimento, com

presença e ausência de férula. As amostras foram carregadas em um ângulo de 135° em relação ao longo eixo do dente, a deformação medida e posteriormente carregadas até a fratura. Modelos tridimensionais de um incisivo central superior foram gerados com as mesmas variações de tratamento usadas nos testes de laboratório. Cada modelo foi submetido a cargas oblíquas de 100N. Os resultados foram avaliados pelo critério de von Mises. A análise dos resultados demonstrou que o comprimento de 7mm produziu altas taxas de fraturas radiculares para o núcleo metálico fundido. Já o pino de fibra de vidro apresentou distribuição mais homogênea de tensões, para ambos os comprimentos.

Jakubonytė, Česaitis e Junevičius (2018), avaliaram a resistência à fratura de 18 incisivos centrais restaurados com pinos de fibra de vidro cimentados em diferentes comprimentos: nas profundidades de 2/3, 1/2 e 1/3 do comprimento de trabalho do canal radicular, correspondente a 11mm, 7,5mm e 5mm, respectivamente. Os dentes foram inseridos em uma placa de metal em um ângulo de 45° e pressionados verticalmente com prensa hidráulica no sentido vestibulolingual. A força de fratura foi registrada em Newton (N) até o ponto de ruptura. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os 3 grupos, portanto, a profundidade de cimentação dos pinos de fibra de vidro não influenciou na resistência à fratura da raiz.

## 2.2 Distribuição de tensões durante a movimentação ortodôntica

Com relação à magnitude de força que resultaria em condições mecânicas ótimas no ligamento periodontal durante a movimentação ortodôntica, diferentes opiniões podem ser encontradas na literatura (REN, MALTHA e KUIJPERS-JAGTMAN, 2003). Foi sugerido em estudos anteriores que a força ideal estaria relacionada à área da superfície radicular (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978; QUINN e YOSHIKAWA, 1985). Na “terapia Bioprogressiva” de Ricketts, a força é calculada com base na secção transversal máxima da área da raiz, sendo indicado 100 a 150g de força por centímetro quadrado (NANDA, 2015). Portanto, a força ideal para o movimento dentário pode variar de acordo com o dente e de um paciente para o outro (PROFFIT, 1999).

Burstone (2002) afirmou que do ponto de vista clínico, força ótima é aquela que produz uma rápida taxa de movimentação dentária permitindo o mínimo dano aos tecidos de suporte dentários e máximo conforto ao paciente. Do ponto de vista

histológico, uma força é considerada ótima quando for capaz de proporcionar um nível de pressão no ligamento periodontal que mantenha a sua vitalidade e gere uma resposta celular máxima (reabsorção e aposição óssea).

A resposta celular frente a uma força ortodôntica, visa a restaurar o equilíbrio através da remodelação dos tecidos periodontais de suporte (ROBERTS, GOODWIN e HEINER, 1981). Entretanto, a magnitude de força por si só, não é o único fator relevante para uma resposta biológica, as tensões recebidas pelas células do periodonto e suas reações também estão relacionadas a esse fenômeno (MELSEN, 1999; REN, MALTHA e KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

Diferentes forças utilizadas durante os movimentos dentários podem produzir concentrações de tensões em regiões variadas na raiz (REITAN, 1964). Dessa forma, a aplicação de forças externas aos dentes durante o tratamento ortodôntico pode levar a alguns riscos previstos, dentre eles, a reabsorção radicular (RUDOLPH, WILLES e SAMESHIMA, 2001).

Com o objetivo de determinar os tipos de forças ortodônticas que causam maior concentração de tensões no ápice radicular, Rudolph, Willes e Sameshima (2001) realizaram um estudo, através do método de elementos finitos. Foi construído um modelo tridimensional de um incisivo central superior, seu ligamento periodontal e osso alveolar e simulados 5 diferentes tipos de movimentos dentários: inclinação, intrusão, extrusão, movimento de corpo e rotação. A análise dos resultados mostrou que forças puramente intrusivas, extrusivas e rotacionais apresentaram concentração de tensões no ápice radicular. Já no movimento de inclinação, a tensão principal foi localizada na crista óssea alveolar e durante o movimento de corpo, observou-se distribuição de tensões por todo o ligamento periodontal, com uma maior concentração na região da crista óssea alveolar.

Alguns estudos consideraram que dentes com alterações na morfologia da raiz, como dilacerações e em formato de pipeta, apresentavam maior risco para a reabsorção radicular, durante o tratamento ortodôntico (MIRABELLA e ÀRTUN, 1995; SAMESHIMA e SINCLAIR, 2004).

Buscando esclarecer a diferença na distribuição de tensões no ápice de raízes com diferentes anatomias, Oyama et al. (2007) utilizaram o método de elementos finitos, para construção de cinco modelos de incisivos centrais superiores diferentes entre si pelo formato radicular. Forças ortodônticas experimentais foram aplicadas à superfície do dente nas direções vertical, para simular um força intrusiva,

e horizontal, para simular uma força lingual. No modelo com raiz encurtada, observou-se concentração de tensão no terço médio da raiz. O modelo com formato radicular rombo não demonstrou concentração significativa de tensão e os modelos com raiz dilacerada ou em forma de pipeta, apresentaram concentração de tensão no ápice da raiz. Portanto, é importante observar o formato radicular no início do tratamento ortodôntico.

### 2.3 Método de elementos finitos

O método de elementos finitos (MEF) consiste em uma técnica matemática, na qual um meio contínuo é subdividido em pequenos elementos com as mesmas propriedades do que os deu origem (LOTTI et al., 2006). Através desse método é possível estudar o efeito das forças ortodônticas (TANNE, MATSUBARA e SAKUDA, 1993), obtendo informações detalhadas sobre a distribuição de tensões em um corpo não homogêneo, como o dente (RAJAMBIGAI, KUMAR e SABARINATHAN, 2016).

Para se realizar uma simulação computacional através do MEF é necessário que a geometria da estrutura que se deseja estudar seja desenhada graficamente por um programa de computador específico (KNOP et al., 2015). Em seguida, o modelo tridimensional criado é discretizado em pequenos elementos conectados entre si por pontos ou nós, através dos quais as informações são passadas, formando uma malha de elementos finitos (LOTTI et al., 2006). Os elementos representam coordenadas no espaço e podem assumir diversos formatos, sendo os tetraédricos e hexaédricos os mais comuns (GALLAGHER, 1975). Quanto maior o número de elementos mais preciso será o modelo (MIDDLETON, JONES e WILSON, 1990).

Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá se deslocar no espaço. O deslocamento pode ser descrito para os modelos tridimensionais em três dimensões espaciais (X, Y e Z) e para os modelos bidimensionais, em duas direções (X e Y). A direção e o sentido das coordenadas são determinados pelo pesquisador e serão usadas para a avaliação dos resultados (LOTTI et al., 2006).

Na etapa seguinte, são determinadas as propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo. Uma característica importante é a forma como os materiais se comportam frente a uma deformação. Em um modelo elástico não-linear, após a deformação, as estruturas retomam às condições iniciais, já nos

modelos plásticos, a deformação ocorre sem retorno à condição de origem. Nos modelos elasto-plásticos, parte das estruturas apresentam comportamento elástico e parte plástico, enquanto nos modelos viscoelásticos, ocorre deformação e o retorno à origem é considerado dependente do tempo. Nos modelos viscoplásticos, a deformação ocorre sem retorno à condição de origem, também dependente do tempo. Os materiais podem ser considerados ainda, como isotrópicos, anisotrópicos ou ortotrópicos. Em um material isotrópico, as propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções, em um mesmo ponto do elemento estrutural. Um material ortotrópico por sua vez, apresenta propriedades mecânicas iguais em duas direções e diferentes em uma terceira, enquanto em um material anisotrópico, as propriedades diferem em todas as direções. Por fim, determina-se o Coeficiente de Poisson e o Módulo de Young (elasticidade) das estruturas (LOTTI et al., 2006).

Realiza-se então, a aplicação das cargas que se deseja estudar. O comportamento de cada um dos elementos é descrito por funções algébricas, nas quais os achados representaram a distribuição das tensões e deformações do modelo (LOTTI et al., 2006). A visualização dos resultados é feita através de uma escala de cores, na qual cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas (LOTTI et al., 2006; KNOP et al., 2015).

Dentre as vantagens do método estão, a capacidade de incluir a heterogeneidade do dente, sua irregularidade de contorno no design do modelo e a relativa facilidade com que as cargas podem ser aplicadas em diferentes direções e magnitudes (RAJAMBIGAI, KUMAR e SABARINATHAN, 2016).

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo Geral**

Avaliar a distribuição de tensões provocadas por forças vestibulolingual e mesiodistal em incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro de comprimentos medindo  $1/2$  e  $2/3$  da raiz, através do Método de Elementos Finitos.

#### **3.2 Objetivo Específico**

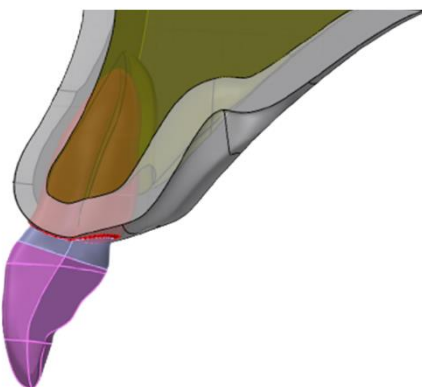
Avaliar a influência do comprimento do pino na distribuição de tensões na raiz do incisivo central superior e no próprio pino intrarradicular.

## 4 METODOLOGIA

O modelo utilizado para aplicação do método de elementos finitos foi desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), Campinas, São Paulo.

O desenvolvimento do modelo de interesse teve início pela etapa de pré-processamento, partindo de um modelo pronto da maxila desenvolvido através das técnicas de BioCAD. Nessa etapa, um corte foi realizado no modelo a fim de separar as regiões de interesse, obtendo os seguintes componentes para a simulação: osso cortical, osso trabecular, ligamento periodontal, raiz e coroa do incisivo central superior (Figura 1). O longo eixo do incisivo foi posicionado estabelecendo um ângulo em relação ao plano palatino de  $90^\circ$  na vista coronal e de  $110^\circ$  na vista sagital (GANDINI JR. et al., 2005). Esses componentes passaram por um tratamento em suas superfícies, realizado pelo software Rhinoceros3D<sup>®</sup>, para corrigir pequenas imperfeições.

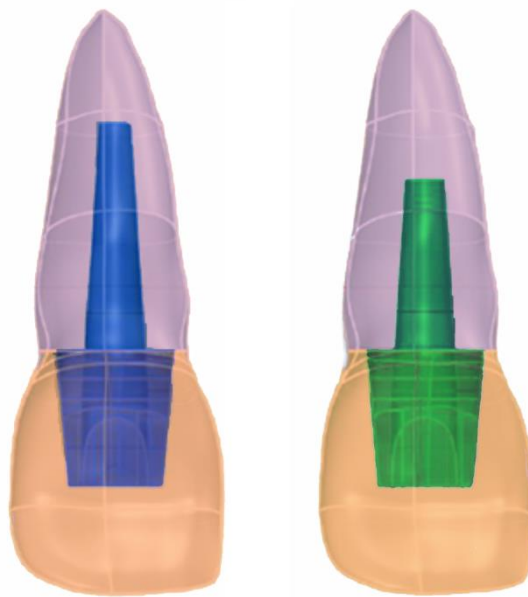
Figura 1 – Modelo com as regiões de interesse para a simulação



Em seguida, foi realizada uma cavidade no modelo do incisivo central superior, representando o canal radicular e o preparo da região para receber o pino. O diâmetro do pino de fibra de vidro (PFV) foi correspondente a  $1/3$  do diâmetro da raiz (CHEUNG, 2005). A zircônia foi o material escolhido para ser atribuído à coroa do incisivo, representando a coroa protética. A partir das características descritas acima, dois modelos do incisivo central superior foram criados, restaurados com dois diferentes comprimentos de pino (Figura 2):

- Modelo 1: Incisivo central superior restaurado com pino de fibra de vidro medindo  $2/3$  do comprimento da raiz;
- Modelo 2: incisivo central superior restaurado com pino de fibra de vidro medindo  $1/2$  do comprimento da raiz.

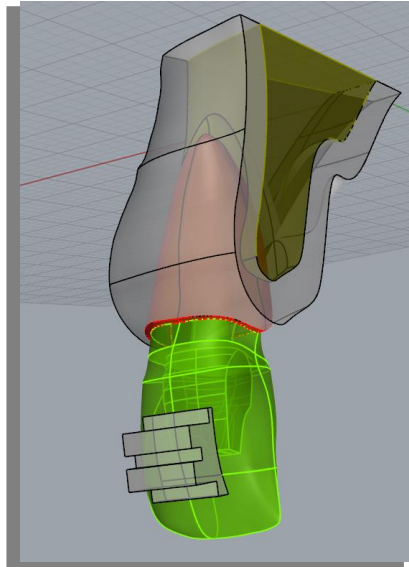
Figura 2 – Modelos de incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro medindo o equivalente a  $2/3$  e  $1/2$  do comprimento radicular, respectivamente



Para finalizar o processo de modelagem, foi elaborado um modelo simplificado de bráquete, com propriedades mecânicas do aço inoxidável e *slot* posicionado a uma altura de 4mm a partir da borda incisal (Figura 3). Essa simplificação do bráquete foi possível uma vez que essa não é uma região de interesse da análise.

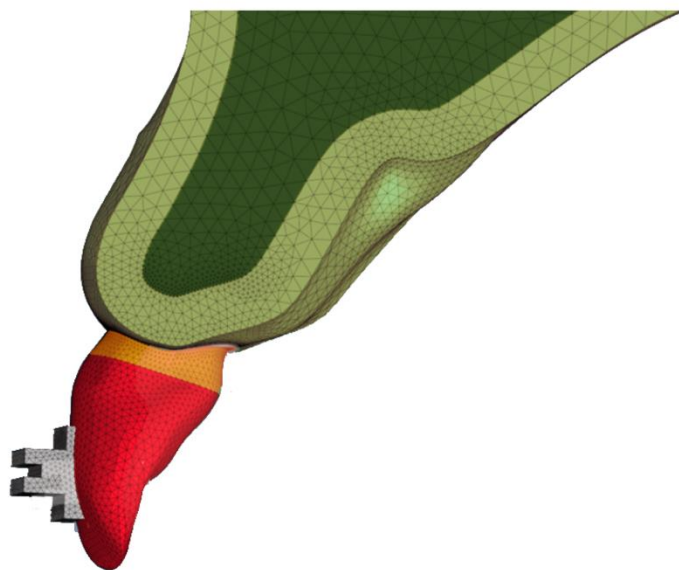


Figura 3 – Modelo preparado para a etapa de criação da malha 3D



Os modelos finalizados foram exportados para o software HyperMesh<sup>®</sup>, para a realização da etapa de criação da malha tridimensional de elementos finitos tetraédricos (Figura 4). A partir da criação da malha tridimensional foram obtidos o modelo 1, formado por 340.352 elementos e 509.099 nós, e o modelo 2, formado por 322.311 elementos e 486.636 nós.

Figura 4 - Modelo após processo de criação da malha 3D



As propriedades dos materiais empregados foram especificadas determinando o valor do módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) de cada componente, de acordo com a tabela 1. Os materiais foram considerados elásticos, lineares e isotrópicos, com exceção do pino de fibra de vidro que possui característica ortotrópica, uma vez que suas propriedades variam de acordo com a direção da carga aplicada.

Tabela 1: Propriedades dos materiais empregados na simulação

Material	Componente	E (GPa)	$\nu$	Referência
Dentina	Raiz	18,60	0,31	Dejak e Mlotkowski (2013)
Zircônia	Coroa	205,00	0,30	Coelho et al. (2009)
Ligamento periodontal	Ligamento Periodontal	$6,89 \times 10^{-5}$	0,45	Ruse (2008)
Osso Cortical	Osso Cortical	13,70	0,30	Chuang et al. (2010)
Osso Trabecular	Osso Trabecular	1,37	0,30	Chuang et al. (2010)
Fibra de Vidro	Pino de Fibra de Vidro (PFV)	$E_x = 37,00$ $E_y = 9,50$ $E_z = 9,50$	$\nu_{xy} = 0,27$ $\nu_{xz} = 0,34$ $\nu_{yz} = 0,27$	Lanza et al. (2005)
Resina Composta	Núcleo do PFV	12,00	0,33	Lazari et al. (2013)
Aço inoxidável	Bráquete	210,00	0,30	Lanza et al. (2005)

As configurações dos contatos entre os componentes foram definidas, sendo consideradas perfeitamente aderidas as seguintes interfaces: bráquete com a superfície vestibular da coroa de zircônia, coroa de zircônia com o núcleo de resina composta, núcleo de resina composta com a porção coronal do pino de fibra de vidro, pino de fibra de vidro com a parede do canal radicular.

Finalmente, foi simulada a aplicação das forças ortodônticas utilizando o software OptiStruct<sup>®</sup>. Duas forças, paralelas ao plano palatino, foram aplicadas separadamente em pontos fixos na região do *slot* do bráquete (Figura 5), sendo uma com direção vestibulolingual, sentido lingual e intensidade de 65 gramas-força (gf) e outra com direção mesiodistal, sentido distal e intensidade de 70gf. A magnitude das forças foi calculada levando em consideração a pressão ideal de 150gf por centímetro quadrado e a área da maior secção radicular do incisivo central superior em um corte

coronal, para determinar a força vestibulolingual e em um corte sagital, para a força mesiodistal (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978).

A partir da simulação da aplicação das forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal, a distribuição de tensões foi analisada pelo Critério de Tensão Principal Máxima, revelando o nível das tensões sofridas pelas estruturas em MegaPascal. O resultado foi apresentado por uma escala de cores, na qual os valores positivos evidenciam as regiões de tração e os valores negativos representam as regiões de compressão.

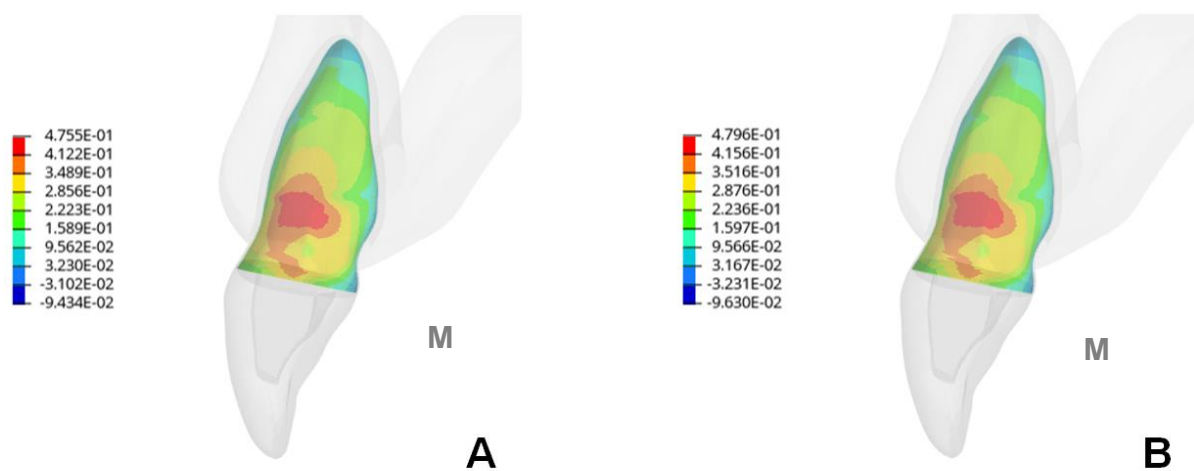
Figura 5 – Representação da aplicação das forças no *slot* do bráquete



## 5 RESULTADOS

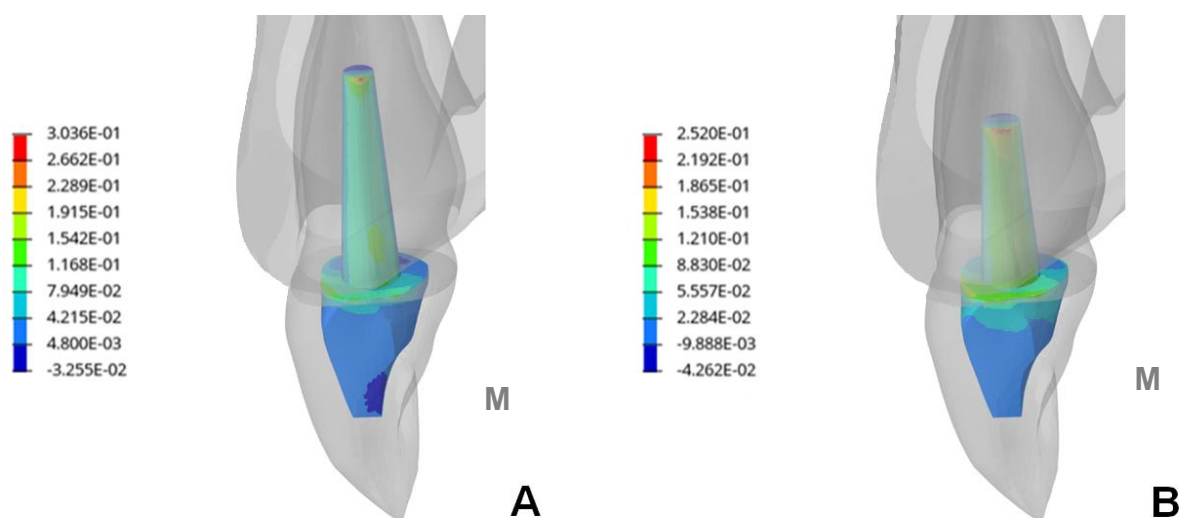
Para o a simulação da força mesiodistal, a distribuição de tensões na raiz dentária mostrou-se semelhante para ambos os comprimentos de PFV estudados, apresentando regiões de tração e compressão em posições opostas na geometria radicular, sendo a tensão máxima observada na mesial da raiz. Os valores absolutos de tensão principal máxima foram menores na raiz restaurada com o pino de 2/3 de comprimento ( $4,755 \times 10^{-1}$ MPa), em comparação à raiz restaurada com o pino de 1/2 de comprimento ( $4,796 \times 10^{-1}$  MPa) (Figuras 6A e 6B).

Figura 6 - Distribuição de tensões na raiz durante a simulação da força mesiodistal em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular



A distribuição de tensões na estrutura do pino de fibra de vidro durante a simulação da força mesiodistal se deu de maneira homogênea em ambos os modelos, sendo a tensão principal máxima observada na mesial da extremidade apical do pino, onde a fixação é mais efetiva. O pino de 2/3 de comprimento, entretanto, apresentou valores superiores de tensão principal máxima ( $3,036 \times 10^{-1}$ MPa) ao ser comparado com o pino de 1/2 do comprimento ( $2,520 \times 10^{-1}$ MPa) (Figuras 7A e 7B).

Figura 7 - Distribuição de tensões no PFV durante a simulação da força mesiodistal em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular



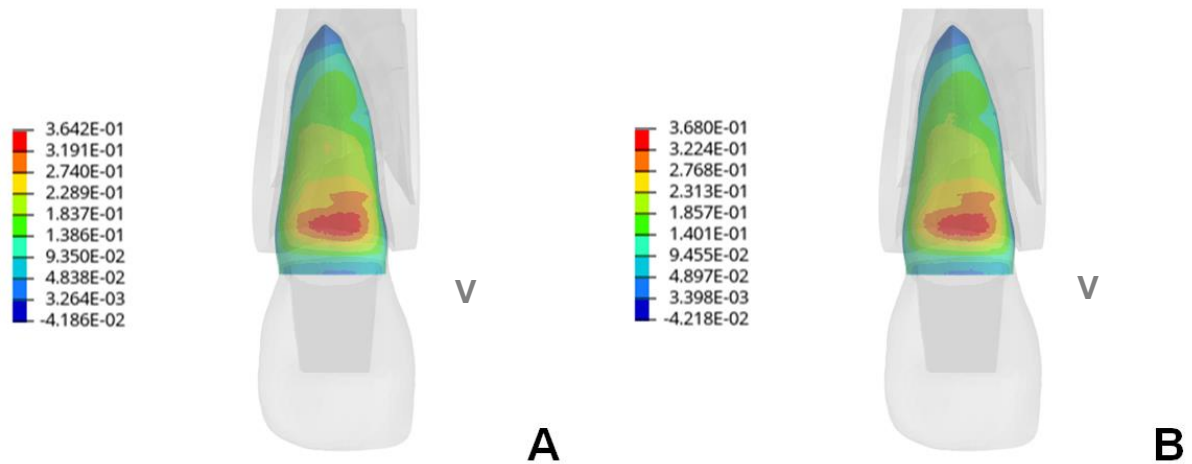
A tabela 2 representa os valores absolutos (MPa) e a localização das tensões principais máximas, na raiz e no pino de fibra de vidro a partir da aplicação da força mesiodistal.

Tabela 2: Tensão principal máxima a partir da força mesiodistal

	Modelo de incisivo restaurado com PFV de 2/3		Modelo de incisivo restaurado com PFV de 1/2	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
<b>Raiz</b>	$4,755 \times 10^{-1}$	Mesial – 1/3 cervical/ médio	$4,796 \times 10^{-1}$	Mesial – 1/3 cervical/ médio
<b>Pino</b>	$3,036 \times 10^{-1}$	Mesial - ápice	$2,520 \times 10^{-1}$	Mesial - ápice

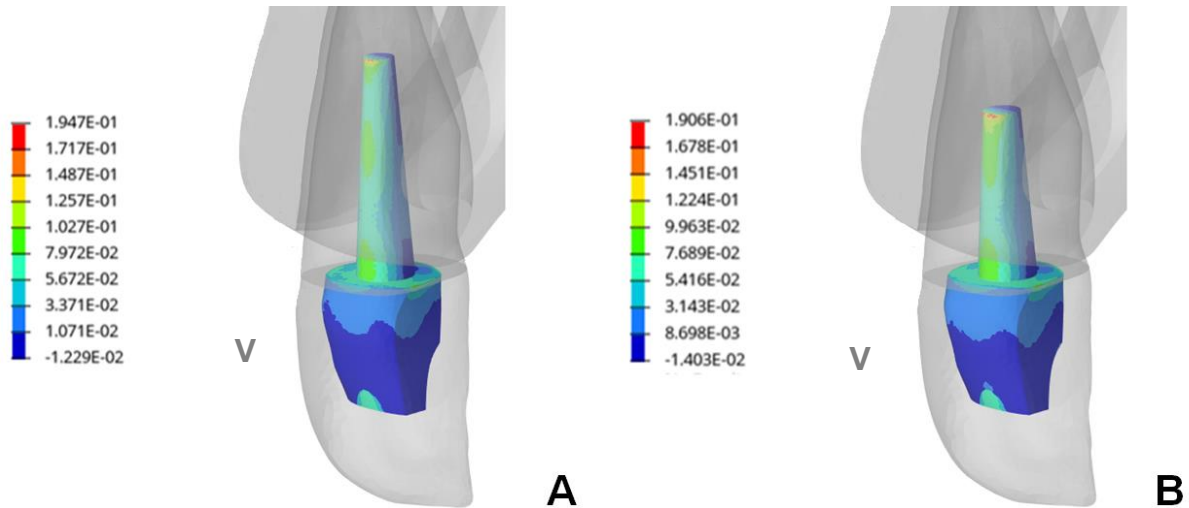
Na simulação da força vestibulolingual, a distribuição de tensões na raiz permitiu identificar zonas de tração e compressão em posições opostas na estrutura radicular, sendo a tensão máxima observada na face vestibular da raiz para ambos os comprimentos de pinos de fibra de vidro. Assim como na simulação da força mesiodistal, menores valores de tensão máxima foram observados na raiz restaurada com pino de 2/3 de comprimento ( $3,642 \times 10^{-1}$  MPa), em comparação à raiz restaurada com o pino de 1/2 do comprimento ( $3,680 \times 10^{-1}$  MPa) (Figuras 8A e 8B).

Figura 8 - Distribuição de tensões na raiz durante a simulação da força vestibulolingual em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular



O pino de fibra de vidro apresentou uma distribuição homogênea das tensões na simulação da força vestibulolingual, com as áreas de tensões máximas observadas na extremidade apical da face vestibular do pino. Assim como na força mesiodistal, houve um aumento nos valores absolutos de tensão máxima com o aumento do comprimento do pino, sendo encontrado  $1,947 \times 10^{-1}$  MPa no pino de 2/3 de comprimento e  $1,906 \times 10^{-1}$  MPa no pino de 1/2 do comprimento (Figuras 9A e 9B).

Figura 9 - Distribuição de tensões no PFV durante a simulação da força vestibulolingual em incisivos restaurados com PFV de 2/3 (A) e 1/2 (B) do comprimento radicular



A tabela 3 representa os valores absolutos (MPa) e a localização das tensões principais máximas, na raiz e no pino de fibra de vidro a partir da aplicação da força vestibulolingual.

Tabela 3: Tensão principal máxima a partir da força vestibulolingual

	Modelo de incisivo restaurado com PFV de 2/3		Modelo de incisivo restaurado com PFV de 1/2	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
<b>Raiz</b>	$3,642 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 cervical	$3,680 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 cervical
<b>Pino</b>	$1,947 \times 10^{-1}$	Vestibular - ápice	$1,906 \times 10^{-1}$	Vestibular - ápice

## 6 DISCUSSÃO

O método de elementos finitos tem se mostrado uma ferramenta útil para analisar sistemas complexos, de difícil padronização em estudos *in vitro* e *in vivo* (GENOVESE, LAMBERTI e PAPPALETTERE, 2005; ZARONE et al., 2006). No presente estudo, o MEF foi utilizado para avaliar a distribuição de tensões em dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e submetidos a forças ortodônticas, através do Critério da Tensão Principal Máxima que discrimina os campos de tensão de tração e compressão.

Com o objetivo de avaliar a influência do comprimento do pino de fibra de vidro na distribuição de tensões ao longo da raiz de incisivos centrais superiores durante a movimentação ortodôntica, dois comprimentos de pinos foram simulados neste estudo, equivalentes a 1/2 e 2/3 do comprimento radicular. Outros autores avaliaram o comportamento biomecânico de dentes restaurados com diferentes tipos de pinos durante a mastigação (CHUANG et al., 2010; NAKAMURA et al., 2006; SANTOS-FILHO et al., 2014), no entanto, observa-se uma escassez de trabalhos destinados a simular e analisar os efeitos da aplicação de forças ortodônticas sobre esses dentes.

As intensidades das forças aplicadas no presente estudo foram calculadas considerando a área da maior secção radicular do incisivo central superior, sendo encontrados os valores de 65gf para a força vestibulolingual e 70gf para a força mesiodistal (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978). Já nos estudos que simularam a força mastigatória foram utilizadas cargas de 100 a 200N aplicadas na face lingual do incisivo central superior (CHUANG et al., 2010; NAKAMURA et al., 2006; SANTOS-FILHO et al., 2014), diferindo das forças aplicadas no presente estudo, tanto pela intensidade, quanto pelo ponto de aplicação e direção das cargas.

Tanto na simulação da força mesiodistal quanto da força vestibulolingual, a análise dos resultados através de uma escala de cores demonstrou que o padrão de distribuição das tensões se deu de maneira semelhante na raiz dentária para ambos os comprimentos de pinos estudados. Na simulação da força mesiodistal, a região de maior tração localizou-se no terço cervical/médio da face mesial da raiz. Devido ao movimento de inclinação induzido pela força mesiodistal foram observadas regiões de compressão no terço cervical da face distal e no terço apical da face mesial. Já na



simulação da força vestibulolingual, a área de maior tração localizou-se no terço cervical da face vestibular e compressão na face lingual e no terço apical vestibular.

Com relação ao comportamento mecânico do pino de fibra de vidro, observou-se uma distribuição homogênea das tensões para os dois comprimentos de pinos, sendo a tensão máxima observada na extremidade apical do pino, em ambas as forças simuladas. Essa distribuição pode ser explicada pela característica ortotrópica atribuída ao pino de fibra de vidro, uma vez que suas fibras estão dispostas no sentido do longo eixo do pino, levando as tensões para os extremos (TAMMINEEDI et al., 2020). Outros estudos também encontraram padrões de distribuição de tensões semelhantes para diferentes comprimentos de pinos de fibra de vidro (CHUANG et al., 2010; FERRARI et al., 2008; HSU et al., 2009).

Foi sugerido que os cimentos resinosos poderiam aumentar a retenção do pino e fornecer resistência à raiz, podendo compensar o comprimento reduzido do pino de fibra de vidro (MEZZOMO, MASSA e LIBERA, 2003; NISSAN, DMITRY e ASSIF, 2001). Outros autores defenderam que, em casos de dentes com canais radiculares de maior diâmetro, a espessa camada de cimento utilizada para a cimentação dos pinos de fibra de vidro convencionais, representaria o ponto mais fraco da adesão entre o dente, pino e núcleo (CLAVIJO et al., 2009; GRANDINI, SAPIO e SIMONETTI, 2003). Nesses casos, sugere-se a remodelação anatômica dos pinos de fibra com resina composta, que apresenta propriedades mecânicas semelhantes às da dentina. Este design contribui favorecendo a retenção do pino, além de reduzir as chances de fratura radicular (SILVA et al., 2011).

Embora os valores de tensão máxima na raiz do incisivo restaurado com pino que apresentava 2/3 de comprimento tenham sido menores que os do dente restaurado com o pino de 1/2 do comprimento, os padrões de distribuição de tensões foram semelhantes e os valores absolutos de tensão principal máxima muito próximos. Na estrutura do pino de fibra de vidro ocorreu o contrário com relação à tensão principal máxima. Os menores valores foram observados nos pinos com 1/2 do comprimento da raiz. Todavia, o padrão de distribuição das tensões também foram semelhantes nas duas situações.

Com relação à aplicação clínica dos resultados obtidos neste estudo, é possível considerar que a tensão máxima transmitida à raiz do dente é o dado mais relevante a ser analisado. Convertendo os valores de tensão máxima de MPa para Kgf/mm<sup>2</sup>, a diferença entre os valores na raiz para os dois comprimentos de pinos de

fibra de vidro estudados é de 0,000418Kgf/mm<sup>2</sup> na força mesiodistal e 0,000387Kgf/mm<sup>2</sup> na vestibulolingual. Portanto, quando forças consideradas ideais para a movimentação ortodôntica (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978) são aplicadas sobre as coroas restauradas com PFV nas mesmas condições deste estudo, tanto os valores de tensão máxima na raiz do dente quanto a diferença entre os dois comprimentos de PFV podem ser considerados seguros para a integridade das estruturas dentárias (SANTOS-FILHO et al., 2014; JAKUBONYTĚ, ČESAITIS E JUNEVIČIUS, 2018).

## 7 CONCLUSÃO

A partir das simulações das forças vestibulolingual e mesiodistal utilizando o método de elementos finitos, observou-se:

1. O incisivo restaurado com PFV de maior comprimento (2/3) apresentou valores mais baixos de tensão na raiz e mais altos na superfície do pino, para ambas as forças estudadas.
2. A região de maior concentração de tensão na raiz foi no terço cervical, enquanto na estrutura do PFV foi na região apical, independente do comprimento dos pinos.
3. Os padrões de distribuição das tensões foram semelhantes para ambos os comprimentos de pinos.
4. Os valores de tensão máxima apresentados encontram-se dentro da margem de segurança para a integridade da estrutura dentária, quando forças consideradas ideais são empregadas.

## REFERÊNCIAS

- ALQERBAN, A.; ALMANEA, A.; ALKANHAL, A.; ALJARBOU, F.; ALMASSEN, M.; FIEUWS, S.; WILLEMS, G. Impact of orthodontic treatment on the integrity of endodontically treated teeth. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 41, n. 3, p. 238-243, June 2019.
- AMBICA, K.; MAHENDRAN, K.; TALWAR, S.; VERMA, M.; PADMINI, G.; PERIASAMY, R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. **J Endod**, New York, v. 39, n. 1, p. 96-100, Jan. 2013.
- ARI, H.; YASAR, E.; BELLI, S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. **J. Endod.**, Baltimore, v. 29, n. 4, p. 248-251, Apr. 2003.
- BENCH, R. W.; GUGINO, C. F.; HILGERS, J.J. Bioprogressive therapy. Part 6. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 12, n. 2, p. 123-39, Fev. 1978.
- BRAGA, N. M. A.; PAULINO, S. M.; ALFREDO, E.; SOUSA-NETO, M. D.; VANSAN, L. P. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. **J. Oral Sci.**, Tokyo, v. 48, n. 1, p. 15-20, Feb. 2006.
- BURSTONE, C. J. Aplicação da Bioengenharia na Ortodontia Clínica. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, J. R., ROBERT, L. **Ortodontia: Princípios e técnicas atuais**. 3ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 2002. p. 233-236.
- BÜTTEL, L.; KRASTL, G.; LORCH, H.; NAUMANN, M.; ZITZMANN, N.U.; WEIGER, R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 42, n. 1, p. 47-53, Dec. 2009
- CHEUNG, W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. **J Am Dent Assoc.**, Chicago, v. 136, n. 5, p. 611-619, May 2005.
- CHUANG, S. F.; YAMAN, P.; HERRERO, A.; DENNISON, J. B.; CHANG, C. H. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 104, n. 6, p. 379-388, Dec. 2010.
- CLAVIJO, V. G. R.; REIS, J. M. D. S. N.; KABBACH, W.; SILVA, A. L. F.; OLIVEIRA JUNIOR, O. B. D.; ANDRADE, M. F. D. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 17, n.6, p. 574-578, Dec. 2009.
- COELHO, P. G.; BONFANTE, E. A.; SILVA, N. R. F.; REKOW, E. D.; THOMPSON, V. P. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 88, n. 4, p. 382-386, Apr. 2009.
- DEJAK, B.; MŁOTKOWSKI, A. The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth. **Dent. Mater.**, Washington, v. 29, n. 9, p. e227-e237, Sept. 2013.
- FERRARI, M.; SORRENTINO, R.; ZARONE, F.; APICELLA, D.; AVERSA, R.; APICELLA, A. Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behaviour of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 27, n. 4, p. 485-498, Jan. 2008.

GALLAGHER, R. H. Introduction. In:\_\_\_\_\_. **Finite element analysis: fundamentals**. 4. ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1975. cap. 1, p. 1-19.

GANDINI JR, L. G.; SANTOS-PINTO, A. D.; RAVELI, D. B.; SAKIMA, M. T.; MARTINS, L. P.; SAKIMA, T.; GONÇALVES, J. R.; BARRETO, C. S. Análise cefalométrica padrao unesp araraquara. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 10, n. 1, p. 139-157, jan./fev. 2005.

GENOVESE, K.; LAMBERTI, L.; PAPPALETTERE, C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. **J. Biomech.**, Elmsford, v. 38, n. 12, p. 2375-2389, Dec. 2005.

GIOVANI, A. R.; VANSAN, L. P.; DE SOUSA NETO, M. D.; PAULINO, S. M. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 101, n. 3, p. 183-188, Mar. 2009

GOMES, É. A.; GUELERI, D. B.; DA SILVA, S. R. C.; RIBEIRO, R. F.; SILVA-SOUSA, Y. T. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated teeth with weakened radicular walls restored with different protocols. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 114, n. 3, p. 383-389, Sept. 2015.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 5, n. 3, Nov. 2003.

HOLMES, D.C.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; LEARY, J.M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 2, p. 140-147, Feb.1996.

HSU, M. L.; CHEN, C. S.; CHEN, B. J.; HUANG, H. H.; CHANG, C. L. Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: a 3D finite element analysis. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 36, n. 11, p. 821-830, Oct. 2009.

HUYSMANS, M. C. D. N. J. M.; KLEIN, M. H. J.; KOK, G. F.; WHITWORTH, J. M. Parallel post-space preparation in different tooth types ex vivo: deviation from the canal centre and remaining dentine thickness. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 40, n. 10, p. 778-785, Oct. 2007.

JAKUBONYTĖ, M.; ČESAITIS, K.; JUNEVIČIUS, J. Influence of glass fibre post cementation depth on dental root fracture. **Stomatol.**, Caunas, v. 20, n. 2, p. 43-48, July 2018.

KIMMEL, S. S. Restoration of endodontically treated tooth containing wide or flared canal. **N. Y. State Dent. J.**, New York, v. 66, n. 10, p. 36, Dec. 2000.

KNOP, L.; GANDINI JR. L. G.; SHINTCOVSK, R. L.; GANDINI, M. S. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. **Dental Press J. Orthod.**, Maringá, v. 20, n.2, p. 119-125, mar./apr. 2015.

LAMBJERG-HANSEN, H.; ASMUSSEN, E. Mechanical properties of endodontic posts. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 24, n. 12, p. 882-887, Dec. 1997.

LANZA, A.; AVERSA, R.; RENGO, S.; APICELLA, D.; APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 8, p. 709-715, Aug. 2005.

LAZARI, P. C.; OLIVEIRA, R. C. N. D.; ANCHIETA, R. B.; ALMEIDA, E. O. D.; FREITAS JUNIOR, A. C.; KINA, S.; ROCHA, E. P. Stress distribution on dentin-cement-post interface

varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 21, n. 6, p. 511-517, Nov./Dec. 2013.

LIN, J.; MATINLINNA, J. P.; SHINYA, A.; BOTELHO, M. G.; ZHENG, Z. Effect of fiber post length and abutment height on fracture resistance of endodontically treated premolars prepared for zirconia crowns. **Odontology**, Tokyo, v. 106, n. 2, p. 215-222, Apr. 2018.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, Ê. T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Dental Press J. Orthod.**, Maringá, v. 11, n. 2, p. 35-43, mar./abr. 2006.

MAH, R.; HOLLAND, G.R.; PEHOWICH, E. Periapical changes after orthodontic movement of root-filled ferret canines. **J. Endod.**, Baltimore, v. 22, n. 6, p. 298-303, June 1996.

MA, J.; MIURA, H.; OKADA, D.; YUSA, K. Photoelastic stress analysis of endodontically treated teeth restored with different post systems: normal and alveolar bone resorption cases. **Dent. Mater J.**, Tokyo, v. 30, n. 6, p. 806-813, Nov. 2011.

MELSEN, B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 69, n. 2, p. 151-158, Apr. 1999.

MEZZOMO, E.; MASSA, F.; DALLA LIBERA, S. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 34, n. 4, p. 301-306, Apr. 2003.

MIDDLETON, J.; JONES, M. L.; WILSON, N. A. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. **J. Biomed. Eng.**, Guildford, v. 12, n. 4, p. 319-327, July 1990.

MIRABELLA, A. D.; ÅRTUN, J. Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 108, n. 1, p. 48-55, July 1995.

MOBILIO, N.; BORELLI, B.; SORRENTINO, R.; CATAPANO, S. Effect of fiber post length and bone level on the fracture resistance of endodontically treated teeth. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 32, n. 5, p. 816-821, 2013.

MONGA, P.; SHARMA, V.; KUMAR, S. Comparison of fracture resistance of endodontically treated teeth using different coronal restorative materials: An in vitro study. **J. Conserv. Dent.**, Mumbai, v. 12, n. 4, p. 154-159, Oct.-Dec. 2009.

NAKAMURA, T.; OHYAMA, T.; WAKI, T.; KINUTA, S.; WAKABAYASHI, K.; MUTOBE, Y.; TAKANO, N.; YATANI, H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 25, n. 1, p. 145-150, 2006.

NANDA, R. **Estratégias biomecânicas e estéticas em Ortodontia**. Elsevier Brasil, 2015.

NISSAN, J.; DMITRY, Y.; ASSIF, D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 3, p. 304-308, Sept. 2001.

NOKAR, S.; BAHRAMI, M.; MOSTAFAVI, A. S. Comparative Evaluation of the Effect of Different Post and Core Materials on Stress Distribution in Radicular Dentin by Three-Dimensional Finite Element Analysis. **J. Dent.**, Tehran, v. 15, n. 2, p. 69-78, Feb. 2018.

- OYAMA, K.; MOTOYOSHI, M.; HIRABAYASHI, M.; HOSOI, K.; SHIMIZU, N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 29, n. 2, p. 113-117, Apr. 2007.
- PROFFIT, W. R. Contemporary Orthodontics. St Louis, Calif: Mosby-Year Book Inc, 1999; 296-325.
- QUALTROUGH, A. J.; MANNOCCI, F. Tooth-colored post systems: a review. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 28, n. 1, p. 86-91, Jan./Feb. 2003.
- QUINN, R. S.; YOSHIKAWA, D. K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 88, n. 3, p. 252-260, Sept. 1985.
- RAJAMBIGAI, A.; KUMAR, A.; SABARINATHAN, R.R. Comparison of stress distribution in a maxillary central incisor restored with two prefabricated post systems with and without ferrule using finite element method. **J. Clin. Diagn. Res.**, India, v. 10, n. 9, p. ZC52-ZC55, Sept. 2016.
- REE, M.; SCHWARTZ, R.S. The endo-restorative interface: current concepts. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 54, n. 2, p. 345-374, Apr. 2010.
- REITAN, K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 34, n. 4, p. 244-255, Oct. 1964.
- REN, Y.; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 73, n. 1, p. 86-92, July 2003.
- ROBERTS, W. E.; GOODWIN JR, W. C.; HEINER, S. R. Cellular response to orthodontic force. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 25, n. 1, p. 3 -17, Jan. 1981.
- RODRÍGUEZ-CERVANTES, P. J.; SANCHO-BRU, J. L.; BARJAU-ESCRIBANO, A.; FORNER-NAVARRO, L.; PÉREZ-GONZÁLEZ, A.; SÁNCHEZ-MARÍN, F. T. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 34, n. 2, p. 141-152, Feb. 2007.
- RUDOLPH, D. J.; WILLES, M. G.; SAMESHIMA, G. T. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 71, n. 2, p. 127-131, Apr. 2001.
- RUSE, N. D. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: a story of broken links. **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, n. 12, p. 1717-1719, Dec. 2008.
- SAMESHIMA, G. T.; SINCLAIR, P. M. Characteristics of patients with severe root resorption. **Orthod. Craniofac. Res.**, Oxford, v. 7, n. 2, p. 108-114, Apr. 2004.
- SANTOS-FILHO, P. C. F.; VERÍSSIMO, C.; RAPOSO, L. H. A.; NORITOMI, P. Y.; MARTINS, L. R. M. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. **J. Endod.**, Baltimore, v. 40, n. 11, p. 1874-1878, Nov. 2014.
- SHILLINGBURG JR, H. T.; FISHER, D. W.; DEWHIRST, R. B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 24, n. 4, p. 401-409, Oct. 1970.
- 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.**, Ribeirão Preto, v. 22, n.3, p. 230-237, Apr. 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.**, St. Louis, v. 104, n. 5, p. 306-317, Nov. 2010.

SOARES, C. J.; SANTANA, F. R.; SILVA, N. R.; PREIRA, J. C.; PEREIRA, C. A. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. **J. Endod.**, Baltimore, v. 33, n. 5, p. 603-606, May 2007.

SCHIAVETTI, R.; SANNINO, G. In vitro evaluation of ferrule effect and depth of post insertion on fracture resistance of fiber posts. **Comput. Math. Methods Med.**, v. 2012, Dec. 2012.

TAMMINEEDI, S.; KAKOLLU, S.; THOTA, M. M.; BASAM, R. C.; BASAM, L. C.; VEMURI, S. Comparison of stress distribution in teeth restored with fiber post and 39 dentin post by applying orthotropic properties: A three-dimensional finite element analysis. **J. Conserv. Dent.**, Mumbai, v. 23, n. 6, p. 589-92, Nov-Dec 2020.

TANNE, L.; MATSUBARA, S.; SAKUDA, M. Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 63, n. 2, p.111-118, June 1993.

VERÍSSIMO, C.; JÚNIOR, P. C. S.; SOARES, C. J.; NORITOMI, P. Y.; SANTOS-FILHO, P. C. F. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 111, n. 3, p. 234-246, Mar. 2014.

YANG, H.S.; LANG, L.A.; GUCKES, A.D.; FELTON, D.A. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 74-80, July 2001.

ZARONE, F.; SORRENTINO, R.; APICELLA, D.; VALENTINO, B.; FERRARI, M.; AVERSA, R.; APICELLA, A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 11, p. 1035-1044, Nov. 2006.

ZHOU, L.; WANG, Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. **J. Endod.**, Baltimore, v. 39, n. 1, p. 11-15, Jan. 2013.



## APÊNDICE A – Artigo

Stress distribution in maxillary central incisors restored with glass fiber posts measuring  $\frac{1}{2}$  and  $\frac{2}{3}$  of the root length, during the application of orthodontic forces:  
A comparative study using the finite element method

### RESUMO

**Introdução:** Dentes submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados com pinos intrarradiculares estão sujeitos a diferentes níveis de tensões. Este estudo avaliou, através do método de elementos finitos (MEF), a distribuição de tensões na raiz de incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro (PFV) com dois comprimentos diferentes, ao serem submetidos a forças ortodônticas. **Métodos:** Foram desenvolvidos dois modelos do incisivo central superior com ligamento periodontal, osso cortical e osso trabecular. Em um dos modelos, o incisivo foi restaurado com PFV medindo o equivalente a  $\frac{1}{2}$  do comprimento da raiz e o outro com pino medindo  $\frac{2}{3}$  do comprimento da raiz. Após a criação da malha tridimensional de elementos finitos, foram simuladas as aplicações de duas forças ortodônticas, uma vestibulolingual de 65gf e uma mesiodistal de 70gf. As forças foram aplicadas paralelamente ao plano palatino, na região do *slot* do bráquete, a 4mm da borda incisal. **Resultados:** As tensões máximas geradas na raiz, a partir das forças vestibulolingual e mesiodistal foram respectivamente,  $3,680 \times 10^{-1}$  MPa e  $4,796 \times 10^{-1}$  MPa ( $\frac{1}{2}$ ) e  $3,642 \times 10^{-1}$  MPa e  $4,755 \times 10^{-1}$  MPa ( $\frac{2}{3}$ ). A área de maior tensão radicular nos dois modelos foi localizada no terço cervical, sendo na face vestibular, para a força vestibulolingual e na face mesial, para a força mesiodistal. **Conclusão:** O incisivo restaurado com PFV de maior comprimento ( $\frac{2}{3}$ ) apresentou valores mais baixos de tensão na raiz e mais altos na estrutura do pino, para ambas as forças estudadas.

### INTRODUÇÃO

Com a crescente demanda por estética e o aumento da conscientização a respeito dos prejuízos provocados pela má oclusão, a movimentação ortodôntica de dentes submetidos ao tratamento endodôntico tornou-se um procedimento de rotina<sup>1,2</sup>.

Devido à extensa perda de estrutura dentária, frequentemente observada em dentes com tratamento endodôntico, o uso dos retentores intrarradiculares tornou-se um recurso muito utilizado com o objetivo de prover a retenção do núcleo e possibilitar a reconstrução coronária.<sup>3-5</sup>

Por muitos anos, os pinos metálicos foram utilizados como padrão entre os retentores, entretanto, seu alto módulo de elasticidade, comparado ao da dentina, resulta em rigidez excessiva e aumento da possibilidade de fraturas irrecuperáveis na estrutura dentária remanescente.<sup>6,7</sup> Os pinos pré-fabricados reforçados com fibras de vidro, por sua vez, apresentam módulo de elasticidade semelhante ao da dentina permitindo uma distribuição mais homogênea de tensões ao longo da estrutura dentária remanescente e resultando em menor risco de fratura radicular.<sup>8,9</sup> Além disso, os pinos de fibra de vidro são considerados mais práticos e econômicos ao serem comparados aos pinos metálicos.<sup>10,11</sup> Outra vantagem desses retentores é a sua translucidez que confere maior estética às restaurações, sendo por esse motivo muito indicados para a reabilitação de dentes anteriores.<sup>12</sup>

A profundidade de inserção do pino é uma questão bastante controversa na odontologia restauradora<sup>13</sup>. Tradicionalmente sugere-se que o comprimento ideal do pino deva corresponder a dois terços do comprimento da raiz ou, quando isso não for possível, pelo menos o mesmo comprimento da coroa clínica.<sup>10,14,15</sup>

Diversos estudos compararam a distribuição de tensões ao longo das raízes restauradas com diferentes tipos de pinos aplicando cargas sobre a coroa dentária, no entanto, esses estudos simularam e analisaram os efeitos de forças mastigatórias, sendo desconhecidos, até o momento, o comportamento biomecânico desses dentes e pinos submetidos à ação de forças ortodônticas.<sup>16-19</sup>

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões provocadas por forças vestibulolingual e mesiodistal em incisivos centrais superiores restaurados com pinos de fibra de vidro de comprimentos medindo o equivalente a 1/2 e 2/3 do comprimento radicular, utilizando o Método de Elementos Finitos.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

O modelo utilizado para aplicação do método de elementos finitos foi desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação (CTI) Renato Archer, Campinas, São Paulo. Partindo de um modelo pronto da maxila desenvolvido através das técnicas de BioCAD, foram obtidos os seguintes componentes para o modelo de interesse: osso cortical, osso trabecular, ligamento periodontal, raiz e coroa do incisivo central superior. O longo eixo do incisivo foi posicionado estabelecendo um ângulo em relação ao plano palatino de 90° na vista coronal e de 110° na vista sagital<sup>20</sup>. Esses

componentes passaram por um tratamento em suas superfícies, realizado pelo software Rhinoceros3D<sup>®</sup>, a fim de corrigir pequenas imperfeições decorrentes dos cortes realizados na etapa anterior.

Em seguida, foi realizada uma cavidade no modelo do incisivo central superior representando o canal radicular e o preparo da região para receber o pino de fibra de vidro (PFV). O diâmetro do pino foi correspondente a 1/3 do diâmetro da raiz<sup>4</sup>. A zircônia foi o material escolhido para ser atribuído à coroa do incisivo, representando a coroa protética. A partir das características descritas acima, dois modelos do incisivo central superior foram criados, restaurados com dois diferentes comprimentos de pino (Figura 2):

- Modelo 1: Incisivo central superior restaurado com pino de fibra de vidro medindo 2/3 do comprimento da raiz;
- Modelo 2: incisivo central superior restaurado com pino de fibra de vidro medindo 1/2 do comprimento da raiz.

Para finalizar o processo de modelagem, foi elaborado um modelo simplificado de bráquete com *slot* posicionado a uma altura de 4mm da borda incisal. Essa simplificação do bráquete foi possível uma vez essa não é uma região de interesse da análise.

Os modelos finalizados foram exportados para o software HyperMesh<sup>®</sup>, para a realização da etapa de criação da malha tridimensional de elementos finitos tetraédricos (Figura 4). A partir da criação da malha tridimensional foram obtidos o modelo 1, formado por 340.352 elementos e 509.099 nós, e o modelo 2, formado por 322.311 elementos e 486.636 nós.

As propriedades dos materiais empregados foram especificadas determinando o valor do módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) de cada componente, de acordo com a tabela I. Os materiais foram considerados elásticos, lineares e isotrópicos, com exceção do pino de fibra de vidro que possui característica ortotrópica, uma vez que suas propriedades variam de acordo com a direção da carga aplicada.

As configurações dos contatos entre os componentes foram definidas, e as seguintes interfaces foram consideradas perfeitamente aderidas: bráquete com a superfície vestibular da coroa de zircônia, coroa de zircônia com o núcleo de resina

composta, núcleo de resina composta com a porção coronal do pino de fibra de vidro, pino de fibra de vidro com a parede do canal radicular.

Finalmente, foi simulada a aplicação das forças ortodônticas utilizando o software OptiStruct<sup>®</sup>. Duas forças, paralelas ao plano palatino, foram aplicadas separadamente em pontos fixos na região do *slot* do bráquete (Figura 5), sendo uma com direção vestibulolingual, sentido lingual e intensidade de 65gf e outra com direção mesiodistal, sentido distal e intensidade de 70gf. A magnitude das forças foi calculada levando em consideração a pressão ideal de 150gf por centímetro quadrado e a área da maior secção radicular do incisivo central superior em um corte coronal, para determinar a força vestibulolingual e em um corte sagital, para a força mesiodistal.<sup>26</sup>

A partir da simulação da aplicação das forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal, a distribuição de tensões foi analisada pelo Critério de Tensão Principal Máxima, revelando o nível das tensões sofridas pelas estruturas em MegaPascal. O resultado foi apresentado por uma escala de cores, na qual os valores positivos evidenciam as regiões de tração e os valores negativos representam as regiões de compressão.

## RESULTADOS

Para a simulação da força mesiodistal, a distribuição de tensões na raiz dentária mostrou-se semelhante para ambos os comprimentos de pinos de fibra de vidro estudados, apresentando regiões de tração e compressão em posições opostas na geometria radicular, sendo a tensão máxima observada na mesial da raiz. Os valores absolutos de tensão principal máxima foram menores na raiz restaurada com o pino de 2/3 de comprimento ( $4,755 \times 10^{-1}$ MPa), em comparação à raiz restaurada com o pino de 1/2 de comprimento ( $4,796 \times 10^{-1}$ MPa) (Figura 6).

A distribuição de tensões na estrutura do pino de fibra de vidro durante a simulação da força mesiodistal se deu de maneira homogênea em ambos os modelos, sendo a tensão principal máxima observada na mesial da extremidade apical do pino, onde a fixação é mais efetiva. O pino de 2/3 de comprimento, entretanto, apresentou valores superiores de tensão principal máxima ( $3,036 \times 10^{-1}$ MPa) ao ser comparado com o pino de 1/2 do comprimento ( $2,520 \times 10^{-1}$ MPa) (Figura 7).

Na simulação da força vestibulolingual, a distribuição de tensões na raiz permitiu identificar zonas de tração e compressão em posições opostas na estrutura radicular, sendo a tensão máxima observada na face vestibular da raiz para ambos os comprimentos de pinos de fibra de vidro. Assim como na força mesiodistal, menores valores de tensão principal máxima foram observados na raiz restaurada com pino de 2/3 de comprimento ( $3,642 \times 10^{-1}$  MPa), em comparação à raiz restaurada com o pino de 1/2 do comprimento ( $3,680 \times 10^{-1}$  MPa) (Figura 8).

O pino de fibra de vidro apresentou uma distribuição homogênea das tensões frente a simulação da força vestibulolingual, com as áreas de tensões máximas observadas na extremidade apical da face vestibular do pino. Assim como na simulação da força mesiodistal, houve um aumento nos valores absolutos de tensão principal máxima com o aumento do comprimento do pino, sendo encontrado  $1,947 \times 10^{-1}$  MPa na estrutura do pino de 2/3 de comprimento e  $1,906 \times 10^{-1}$  MPa na estrutura do pino de 1/2 do comprimento (Figura 9).

As tabelas II e III representam os valores absolutos (MPa) e a localização das tensões principais máximas, na raiz e no pino de fibra de vidro, para as forças mesiodistal e vestibulolingual, respectivamente.

## DISCUSSÃO

O método de elementos finitos tem se mostrado uma ferramenta útil para analisar sistemas complexos, de difícil padronização em estudos *in vitro* e *in vivo*.<sup>27, 28</sup> No presente estudo, o MEF foi utilizado para avaliar a distribuição de tensões em dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e submetidos a forças ortodônticas, através do Critério da Tensão Principal Máxima que discrimina os campos de tensão de tração e compressão.

Com o objetivo de avaliar a influência do comprimento do pino de fibra de vidro na distribuição de tensões ao longo da raiz de incisivos centrais superiores durante a movimentação ortodôntica, dois comprimentos de pinos foram simulados neste estudo, equivalentes a 1/2 e 2/3 do comprimento radicular. Outros autores avaliaram o comportamento biomecânico de dentes restaurados com diferentes tipos de pinos durante a mastigação<sup>6, 24, 29</sup>, no entanto, observa-se uma escassez de trabalhos destinados a simular e analisar os efeitos da aplicação de forças ortodônticas sobre esses dentes.

As intensidades das forças aplicadas no presente estudo foram calculadas considerando a área da maior secção radicular do incisivo central superior, sendo encontrados os valores de 65gf para a força vestibulolingual e 70gf para a força mesiodistal<sup>26</sup>. Já nos estudos que simularam a força mastigatória foram utilizadas cargas de 100 a 200N aplicadas na face lingual do incisivo central superior<sup>6, 24, 29</sup>, diferindo das forças aplicadas no presente estudo, tanto pela intensidade, quanto pelo ponto de aplicação e direção das cargas.

Tanto na simulação da força mesiodistal quanto da vestibulolingual, a análise dos resultados através de uma escala de cores demonstrou que o padrão de distribuição das tensões se deu de maneira semelhante na raiz dentária para ambos os comprimentos de pinos estudados. Na simulação da força mesiodistal, a região de maior tração localizou-se no terço cervical/médio da face mesial da raiz. Devido ao movimento de inclinação induzido pela força mesiodistal foram observadas regiões de compressão no terço cervical da face distal e no terço apical da face mesial. Já na simulação da força vestibulolingual, a área de maior tração localizou-se no terço cervical da face vestibular e compressão na face lingual e no terço apical vestibular.

Com relação ao comportamento mecânico do pino de fibra de vidro, observou-se uma distribuição homogênea das tensões para os dois comprimentos de pinos, sendo a tensão máxima observada na extremidade apical do pino, em ambas as forças simuladas. Essa distribuição pode ser explicada pela característica ortotrópica atribuída ao pino de fibra de vidro, uma vez que suas fibras estão dispostas no sentido do longo eixo do pino, levando as tensões para os extremos.<sup>30</sup> Outros estudos também encontraram padrões de distribuição de tensões semelhantes para diferentes comprimentos de pinos de fibra de vidro.<sup>24, 31, 32</sup>

Foi sugerido que os cimentos resinosos poderiam aumentar a retenção do pino e fornecer resistência à raiz, podendo compensar o comprimento reduzido do pino de fibra de vidro.<sup>33, 34</sup> Outros autores defenderam que, em casos de dentes com canais radiculares de maior diâmetro, a espessa camada de cimento utilizada para a cimentação dos pinos de fibra de vidro convencionais, representaria o ponto mais fraco da adesão entre o dente, pino e núcleo.<sup>35, 36</sup> Nesses casos, sugere-se a remodelação anatômica dos pinos de fibra com resina composta, que apresenta propriedades mecânicas semelhantes às da dentina. Este design contribui favorecendo a retenção do pino, além de reduzir as chances de fratura radicular.<sup>37</sup>

Embora os valores de tensão máxima na raiz do incisivo restaurado com pino que apresentava 2/3 de comprimento tenham sido menores que os do dente restaurado com o pino de 1/2 do comprimento da raiz, os padrões de distribuição de tensões foram semelhantes e os valores absolutos de tensão principal máxima muito próximos. Na estrutura do pino de fibra de vidro ocorreu o contrário com relação à tensão principal máxima. Os menores valores foram observados nos pinos com 1/2 do comprimento da raiz. Todavia, o padrão de distribuição das tensões foi o mesmo nas duas situações.

Com relação à aplicação clínica dos resultados obtidos neste estudo, é possível considerar que a tensão máxima transmitida à raiz do dente é o dado mais relevante a ser analisado. Convertendo os valores de tensão máxima de MPa para Kgf/mm<sup>2</sup>, a diferença entre os valores na raiz para os dois comprimentos de pinos de fibra de vidro estudados é de 0,000418Kgf/mm<sup>2</sup> na força mesiodistal e 0,000387Kgf/mm<sup>2</sup> na vestibulolingual. Portanto, quando forças consideradas ideais para a movimentação ortodôntica<sup>26</sup> são aplicadas sobre as coroas restauradas com PFV nas mesmas condições deste estudo, tanto os valores de tensão máxima na raiz do dente quanto a diferença entre os dois comprimentos de PFV podem ser considerados seguros para a integridade das estruturas dentárias.<sup>28, 37</sup>

## CONCLUSÃO

A partir das simulações das forças vestibulolingual e mesiodistal utilizando o método de elementos finitos, observou-se:

1. O incisivo restaurado com PFV de maior comprimento (2/3) apresentou valores mais baixos de tensão na raiz e mais altos na superfície do pino, para ambas as forças estudadas.
2. A região de maior concentração de tensão na raiz foi no terço cervical, enquanto na estrutura do PFV foi na região apical, independente do comprimento dos pinos.
3. Os padrões de distribuição das tensões foram semelhantes para ambos os comprimentos de pinos.
4. Os valores de tensão máxima apresentados encontram-se dentro da margem de segurança para a integridade da estrutura dentária, quando forças consideradas ideais são empregadas.

**REFERÊNCIAS:**

- 1- Alqerban A, Almanea A, Alkanhal A, Aljarbou F, Almassen M, Fieuws S, et al. Impact of orthodontic treatment on the integrity of endodontically treated teeth. *Eur J Orthod* 2019; 41:238-243. [doi:10.1093/ejo/cjy049](https://doi.org/10.1093/ejo/cjy049)
- 2- Mah R, Holland G R, Pehowich E. Periapical changes after orthodontic movement of root-filled ferret canines. *J Endod* 1996; 22:298-303. doi:10.1016/S0099-2399(96)80263-9
- 3- Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod* 2013; 39:96-100. doi:10.1016/j.joen.2012.07.003
- 4- Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005; 136:611-619. doi:10.14219/jada.archive.2005.0232
- 5- Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J* 2006; 25:145-150. [doi:10.4012/dmj.25.145](https://doi.org/10.4012/dmj.25.145)
- 6- Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *J Endod* 2013; 39:11-15. doi:10.1016/j.joen.2012.09.026
- 7- Ree M, Schwartz R S. The endo-restorative interface: current concepts. *Dent Clin North Am* 2010; 54:345-374. doi:10.1016/j.cden.2009.12.005
- 8- Yang H S, Lang L A, Guckes A D, Felton D A. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. *J. Prosthet. Dent* 200; 1 86: 74-80. doi:10.1067/mpr.2001.115503
- 9- Holmes D C, Diaz-Arnold A M, Leary J M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996; 75:140-147. doi:10.1016/S0022-3913(96)90090-6
- 10- Kimmel S S. Restoration of endodontically treated tooth containing wide or flared canal. *N Y State Dent J* 2000; 66:36.
- 11- Qualtrough A J, Mannocci F. Tooth-colored post systems: A review. *Oper Dent* 2003; 28:86-91.
- 12- Mobilio N, Borelli B, Sorrentino R, Catapano S. Effect of fiber post length and bone level on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *Dent Mater J* 2013; 32: 816-821. [doi:10.4012/dmj.2013-069](https://doi.org/10.4012/dmj.2013-069)



- 13- Büttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann N U, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *Int Endod J* 2009; 42: 47-53. [doi: 10.1111/j.1365-2591.2008.01492.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01492.x)
- 14- Shillingburg Jr H T, Fisher D W, Dewhirst R B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1970; 24: 401-409. doi: 10.1016/0022-3913(70)90081-8
- 15- Gomes É A, Gueleri D B, Da Silva S R C, Ribeiro R F, Silva-Sousa Y T. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated teeth with weakened radicular walls restored with different protocols. *J Prosthet Dent* 2015; 114:383-389. doi:10.1016/j.prosdent.2015.03.004
- 16- Lazari P C, Oliveira R C N D, Anchieta R B, Almeida E O D, Freitas Jr A C, Kina S, et al. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. *J Appl Oral Sci* 2013; 21:511-517. [doi:10.1590/1679-775720130203](https://doi.org/10.1590/1679-775720130203)
- 17- Lin J, Matinlinna J P, Shinya A, Botelho M G, Zheng Z. Effect of fiber post length and abutment height on fracture resistance of endodontically treated premolars prepared for zirconia crowns. *Odontology* 2018; 106:215-222. doi:10.1007/s10266-017-0320-7
- 18- Nokar S, Bahrami M, Mostafavi A S. Comparative Evaluation of the Effect of Different Post and Core Materials on Stress Distribution in Radicular Dentin by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Dent* 2018; 15:69-78.
- 19- Gandini Jr L G, Santos-Pinto A D, Raveli D B, Sakima M T, Martins L P, Sakima T, et al. Análise cefalométrica padrao unesp araraquara. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2005; 10:139-157. [doi:10.1590/S1415-54192005000100016](https://doi.org/10.1590/S1415-54192005000100016)
- 20- Dejak B, Młotkowski A. The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth. *Dent Mater* 2013;29:227-37. doi: 10.1016/j.dental.2013.06.002.
- 21- Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res* 2009;88:382- 6. doi: 10.1177/0022034509333968.
- 22- Ruse ND. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: a story of broken links. *Dent Mater* 2008;24:1717-9. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.006.
- 23- Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent* 2010;104:379-88. doi: 10.1016/S0022- 3913(10)60171-0.
- 24- Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21:709-15. doi: 10.1016/j.dental.2004.09.010.
- 25- Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ. Bioprogressive therapy. Part 6. *J Clin Orthod* 1978;12:123-39.

- 26- Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech* 2005; 38:2375-2389. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.009
- 27- Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater* 2006; 22:1035-1044. doi: 10.1016/j.dental.2005.11.034
- 28- Santos-Filho P C F, Veríssimo C, Raposo L H A, Noritomi P Y, Martins L R M. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J Endod* 2014; 40:1874-1878. doi: 10.1016/j.joen.2014.07.015
- 29- Tammineedi S, Kakollu S, Thota MM, Basam RC, Basam LC, Vemuri S. Comparison of stress distribution in teeth restored with fiber post and dentin post by applying orthotropic properties: A three-dimensional finite element analysis. *J Conserv Dent* 2020;23:589-592. doi: 10.4103/JCD.JCD\_551\_20.
- 30- Ferrari M, Sorrentino R, Zarone F, Apicella D, Aversa R, Apicella, A. Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behaviour of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. *Dent Mater J* 2008; 27:485-498. doi: [10.4012/dmj.27.485](https://doi.org/10.4012/dmj.27.485)
- 31- Hsu M L, Chen C S, Chen B J, Huang H H, Chang C L. Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: a 3D finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2009; 36:821-830. doi: [10.1111/j.1365-2842.2009.02000.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02000.x)
- 32- Mezzomo E, Massa F, Dalla Libera S. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: an in vitro study. Part I. *Quintessence Int* 2003; 34:301-306.
- 33- Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001; 86:304-308. doi: [10.1067/mpr.2001.114759](https://doi.org/10.1067/mpr.2001.114759)
- 34- Clavijo VG, Reis JM, Kabbach W, Silva AL, Oliveira Junior OB, Andrade MF. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. *J Appl Oral Sci* 2009; 17:574-8. doi: [10.1590/S1678-77572009000600007](https://doi.org/10.1590/S1678-77572009000600007)
- 35- Grandini S, Sapio S, Simonetti M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. *J Adhes Dent* 2003; 5:243-7.
- 36- 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* 2011; 22:230-7. doi:10.1590/s0103-64402011000300009.
- 37- Jakubonyté M, Česaitis K, Junevičius J. Influence of glass fibre post cementation depth on dental root fracture. *Stomatol* 2018; 20: 43-48.