

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

Gustavo Silva Maximiano

Análise comparativa do comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro submetidos a movimentações ortodônticas: um estudo de elementos finitos

Juiz de Fora
2022

Gustavo Silva Maximiano

Análise comparativa do comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro submetidos a movimentações ortodônticas: um estudo de elementos finitos

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Saúde, da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

Juiz de Fora

2022

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

Maximiano, Gustavo Silva.

Análise comparativa do comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro submetidos a movimentações ortodônticas: um estudo de elementos finitos / Gustavo Silva Maximiano. -- 2022. 39 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, 2022.

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

Gustavo Silva Maximiano

Análise comparativa do comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido e pino de fibra de vidro submetidos a movimentações ortodônticas: um estudo de elementos finitos

Dissertação apresentada ao Programa 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 20 de setembro de 2022.

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, 31/08/2022.



Documento assinado eletronicamente por **Robert Willer Farinazzo Vitral, Professor(a)**, em 20/09/2022, às 09:31, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543](#),

Processo:

23071.930675/2022-61

Documento:

0929120



Documento assinado eletronicamente por **Marcio Jose da Silva Campos, Coordenador(a)**, em 20/09/2022, às 09:32, 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 **Gustavo Silva Maximiano, Usuário Externo**, em 20/09/2022, às 13:16, 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 **Pedro Yoshito Noritomi, Usuário Externo**, em 21/09/2022, às 12:26, 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-Uffj (www2.uffj.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **0929120** e o código CRC **5DC3F4B7**.

Dedicado aos Pesquisadores e Profissionais da Saúde que, pautados pela ciência e pela coragem, atuaram salvando vidas durante a pandemia de Covid-19, período no qual parte deste trabalho foi desenvolvido.

AGRADECIMENTOS

A Deus por me abençoar com força e saúde para buscar meus objetivos.

Aos meus pais, Mário e Teresinha, pelos exemplos.

À Camila pela cumplicidade.

À minha irmã, Marina, e ao seu esposo, Adriano, pelo apoio.

À minha sobrinha, Cléo, por sua alegria.

Ao Professor Robert Vitral pela orientação e por todas as oportunidades.

Ao Professor Marcio Campos pela pronta disposição em sempre contribuir.

Ao Pesquisador do CTI Renato Archer, Pedro Yoshito Noritomi, por todo o suporte.

Aos técnicos do CTI Renato Archer, Leonardo Machado, Rui Honda e Thanus Miziara, pela atenção.

Ao Professor Bruno Salles Sotto-Maior pela contribuição inicial no projeto.

Ao Professor Sergio Mota Júnior pelas enriquecedoras conversas.

Às minhas colegas, Fernanda Farage e Gabriella Carvalho, pela parceria na jornada.

Aos Coordenadores do Programa de Pós-graduação em Saúde, Fernando Colugnati e Cláudio Souza.

A todos que, de alguma maneira, fizeram parte da minha vida nos últimos anos.

Muito obrigado!

RESUMO

Este estudo buscou analisar, usando o método de elementos finitos, o comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com pino de fibra de vidro (PFV) e núcleo metálico fundido (NMF) quando submetidos às forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal. Dois incisivos centrais superiores foram modelados, contendo ligamento periodontal, osso cortical e osso trabecular. Em um dos modelos foi incluída uma restauração intrarradicular de PFV e no outro uma de NMF. Após a criação da malha tridimensional de elementos finitos, foram simuladas as aplicações de duas forças ortodônticas, uma vestibulolingual de 65 gf e uma mesiodistal de 70 gf. As forças foram aplicadas, paralelamente ao plano palatino, no *slot* do bráquete situado a 4 mm da borda incisal. As tensões máximas geradas na raiz restaurada com PFV foram de $3,642 \times 10^{-1}$ MPa e $4,755 \times 10^{-1}$ MPa a partir da força vestibulolingual e mesiodistal, respectivamente. Da mesma forma, na raiz restaurada com NMF, foram de $2,777 \times 10^{-1}$ MPa e $3,826 \times 10^{-1}$ MPa. A área de maior tensão radicular nos dois modelos foi localizada no terço cervical, sendo na face vestibular a partir da força vestibulolingual e na face mesial quando aplicada a força mesiodistal. A estrutura do NMF apresentou os valores mais elevados de tensão. As tensões radiculares, decorrentes das forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal, foram menores no incisivo restaurado com NMF. As tensões nos materiais dos pinos foram menores na estrutura do PFV.

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

ABSTRACT

This study aimed to analyze, using the finite element method, the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored with glass fiber post (GFP) and cast metal post and core (CMP) submitted to buccolingual and mesiodistal orthodontic forces. Two maxillary central incisors were modeled, containing periodontal ligament, cortical bone and trabecular bone. In one of the models, an intraradicular restorage of GFP was included, and in the other model, one of CMP. After the creation of the tridimensional mesh of finite elements, the application of two orthodontic forces was simulated, one buccolingual of 65 g and another mesiodistal of 70 g. The forces were applied parallel to the palatal plan, in the slot of the bracket located 4 mm to the incisal edge. The maximum stresses generated in the GFP restored root were $3,642 \times 10^{-1}$ MPa and $4,755 \times 10^{-1}$ MPa from the buccolingual and mesiodistal forces, respectively. Likewise, in the CMP restored root the stresses were $2,777 \times 10^{-1}$ MPa and $3,826 \times 10^{-1}$ MPa. The radicular area with higher stress on both models was located in the cervical third, considering the buccolingual force, that stress occurred on the buccal surface, and when the mesiodistal force was applied, it occurred on the mesial surface. The CMP structure presented the highest levels of stress. The radicular stresses that come from buccolingual and mesiodistal orthodontic forces were lower on the CMP restored incisor. The post materials stresses were lower on the GFP structure.

Keywords: Finite element analysis. Tooth movement techniques. Post and core technique.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Modelo de maxila desenvolvido por BioCAD.....	21
Figura 2 – Modelo de incisivo central superior com restauração intrarradicular.....	22
Figura 3 – Modelo preparado para 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 a partir da força vestibulolingual.....	26
Figura 7 – Distribuição de tensões a partir da força mesiodistal.....	28
Figura 8 – Comparação dos níveis de tensão nas raízes dos modelos de PFV e NMF a partir da força vestibulolingual.....	29
Figura 9 – Comparação dos níveis de tensão nas raízes dos modelos de PFV e NMF a partir da força mesiodistal.....	29

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Número de elementos e nós nos modelos de PFV e NMF.....	24
Tabela 2 – Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas dos modelos.....	24
Tabela 3 – Tensão principal máxima a partir da força vestibulolingual.....	27
Tabela 4 – Tensão principal máxima a partir da força mesiodistal.....	27

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm² - Centímetro quadrado

CTI – Centro de Tecnologia da Informação

gf – Grama-força

g/cm² - Grama por centímetro quadrado

GPa – Gigapascal

MEF – Método de Elementos Finitos

mm - Milímetro

MPa - Megapascal

N – Newton

NMF – Núcleo Metálico Fundido

PFV – Pino de Fibra de Vidro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	13
3 OBJETIVOS.....	20
3.1 OBJETIVOS GERAIS.....	20
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
4 METODOLOGIA.....	21
5 RESULTADOS.....	26
6 DISCUSSÃO.....	30
7 CONCLUSÃO.....	34
REFERÊNCIAS.....	35

1 INTRODUÇÃO

A movimentação ortodôntica de dentes submetidos ao tratamento endodôntico torna-se cada vez mais comum na medida em que há uma maior demanda pela estética por parte de pacientes mais idosos, que buscam tratamento ortodôntico e apresentam uma alta taxa de dentes com tratamento endodôntico (ALQERBAN et al., 2018).

Dependendo da gravidade da destruição da estrutura coronal, pode ser necessário, além do tratamento endodôntico, o uso de pinos intrarradiculares para fornecer suporte às restaurações (FERRO et al., 2016). Com essa finalidade, os pinos de Núcleo Metálico Fundido (NMF) e os Pinos de Fibra de Vidro (PFV) apresentam diferentes propriedades, sendo os mais comumente utilizados (AL-ANSARI, 2007; VERÍSSIMO et al., 2014).

A biomecânica dos dentes é modificada a partir da inserção de pinos intrarradiculares, alterando a distribuição de tensões, como tração e compressão, decorrentes das forças mastigatórias (AKKAYAN e GULMEZ, 2002; FERNANDES, SHETTY e COUTINHO, 2003). Diante dessas forças, os incisivos apresentam maior risco de falhas em restaurações intrarradiculares quando comparados aos dentes posteriores (NAUMANN et al., 2012).

As forças ortodônticas também produzem tensões em diferentes locais no interior da raiz e ao longo do ligamento periodontal (CHOY et al., 2000; RUDOLPH, WILLES e SAMESHIMA, 2001; LIANG et al., 2009). Estudos compararam a distribuição de tensões entre diferentes tipos de pinos intrarradiculares através de aplicações de cargas na coroa, porém nenhuma dessas cargas simularam forças ortodônticas (VERÍSSIMO et al., 2014; FERRO et al., 2016; NAHAR, MISHRA e CHOWDHARY, 2020).

Ainda existem controvérsias em relação à escolha ideal do material do pino restaurador. Enquanto alguns estudos apontaram que o uso de um material com um alto módulo de elasticidade reduz a tensão radicular (ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005; DEJAK e MLOTKOWSKI, 2013), outros mostraram que um material com módulo de elasticidade mais baixo, próximo ao valor encontrado na dentina, é preferível (PEGORETTI et al., 2002; ERASLAN et al., 2009; FERRO et al., 2016).

A medição *in vivo* das tensões provocadas pela movimentação ortodôntica é muito complexa, portanto, o Método de Elementos Finitos (MEF) é uma ferramenta

importante e altamente precisa na análise da distribuição de tensões em estruturas submetidas a forças (HERAVI et al., 2013; BOUTON et al., 2017; ROMANYK et al., 2020). A tensão interna ou na interface pino e dentina, não pode ser revelada por abordagens experimentais diretas, sendo necessária a utilização de modelos desenvolvidos a partir do MEF (CHUANG et al., 2010).

2 REVISÃO DE LITERATURA

O tratamento endodôntico é realizado em dentes afetados por cáries extensas, restaurações múltiplas ou fraturas (RATNAKAR et al., 2014). Em função da perda da polpa, as estruturas dentárias desidratam, tornando o dente mais frágil e menos resiliente (DURET, REYNAUD e DURET, 1990). Além disso, segundo Ferro et al. (2016), a extensa perda de estrutura dentária, como resultado de lesões cariosas ou pelo próprio acesso endodôntico, deixa o dente mais susceptível a fraturas, podendo ser necessária a utilização de pinos intrarradiculares como forma de aumentar a retenção do material restaurador ao remanescente dentário.

Uma força aplicada a um dente gera instantaneamente uma distribuição de tensão ao longo da raiz e do ligamento periodontal (CHOY et al., 2000). Seja a força mastigatória ou a força ortodôntica, os dentes submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados com pinos intrarradiculares estão sujeitos a diferentes níveis de tensão, dependendo da magnitude e direção da força aplicada, da sua anatomia e do material restaurador (FERNANDES, SHETTY e COUTINHO, 2003; UDDANWADIKER, PADOLE e ARYA, 2007; KAMBLE et al., 2012).

Ao considerar o movimento eficiente dos dentes na terapia ortodôntica, Bench, Gugino e Hilgers (1978) sugerem que sejam observadas a anatomia radicular e a quantidade de força aplicada. O formato da raiz tem influência na posição do centro de resistência e, logo, influenciará na reação dos dentes ao sistema de forças e na localização dos pontos de tensão (BURSTONE e PRYPUTNIEWICZ, 1980; CHOY et al., 2000). Além disso, o conhecimento da anatomia radicular de cada dente é necessário para auxiliar na escolha do material, do comprimento e do diâmetro do pino a ser utilizado (SHAIKH e SHAIKH, 2018).

Os incisivos centrais superiores são dentes com apenas uma raiz, cônica e robusta, que apresenta secção transversal triangular com ângulos arredondados (MADEIRA, 2007). Segundo Ash e Nelson (2003), o incisivo central superior tem, em média, uma coroa de 10,5 mm de comprimento e uma raiz de 13 mm. Dessa forma, a anatomia interna dos incisivos, em sua câmara pulpar e no canal radicular, reproduz o mesmo formato exterior do dente em menor proporção. Não há um limite nítido entre a câmara e o canal, que nestes dentes é único, volumoso, conóide e reto, não oferecendo dificuldades no tratamento endodôntico e na instalação de pinos (MADEIRA, 2007).

O comprimento do pino ideal deve corresponder a dois terços do comprimento radicular, ou, aproximadamente, o mesmo comprimento da coroa, sempre respeitando o selamento apical da obturação endodôntica, mantendo três a cinco milímetros de guta percha na porção apical do canal radicular (ISIDOR, BRONDUM e RAVNHOLT, 1999; SUGHAIREEN e IQBAL, 2015; TURKER, ALKUMRU e AKALIN, 2016).

Em relação ao diâmetro do pino, Shaikh e Shaikh (2018) recomendam que a quantidade de dentina remanescente ao redor do canal seja considerada. Um terço da largura da raiz é indicado para o preparo do pino, uma vez que permitirá pelo menos um milímetro de dentina circundante.

Mesmo em condições ideais, o sistema de restauração intrarradicular cria uma estrutura não natural, uma vez que preenche o espaço do canal radicular com um material que apresenta uma rigidez definida, ao contrário da polpa. Portanto, não é possível recriar uma distribuição de tensão uniforme no interior da raiz, como a existente na anatomia original, seja em relação às forças mastigatórias ou às forças ortodônticas (AKKAYAN e GULMEZ, 2002; LANZA et al., 2005; SORRENTINO et al., 2007).

De acordo com os trabalhos de Henneman, Von den Hoff e Maltha (2008) e Bouton et al. (2017), a primeira reação às forças induzidas pela mecânica ortodôntica é uma modificação da distribuição de tensão no ligamento periodontal e no osso alveolar, através de uma deformação elástica das fibras ligamentares. Essa modificação no ligamento, segundo Proffit (2000), é o principal fenômeno biomecânico da movimentação dos dentes.

O processo fisiológico de reabsorção óssea pelas células osteoclásticas é a atividade básica que permite que o dente se mova. Uma vez que as células osteoclásticas são transportadas pelo sangue, o fator chave no movimento eficiente dos dentes parece ser o fornecimento sanguíneo. Forças pesadas podem impedir o suprimento sanguíneo, limitando a resposta fisiológica e afetando acentuadamente a taxa de movimentação dentária (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978). De acordo com os experimentos realizados por Lee (1996), a pressão média de 197 g/cm² apresentou as melhores taxas de movimentação dentária. Para Choy et al. (2000), a magnitude da força ideal deve ser modificada dependendo do tipo de movimento dentário.

Bench, Gugino e Hilgers (1978) disseram que a força necessária na movimentação de cada dente pode ser avaliada com base na superfície radicular envolvida. Segundo esses autores, o recomendado na terapia bioprogressiva é de 100 a 150 gramas-força por centímetro quadrado de superfície radicular.

Para determinar a dimensão da superfície radicular, utiliza-se como referência a maior secção radicular em um corte correspondente a direção da força aplicada. Desse modo, para obter a magnitude ideal de uma força vestibulolingual em incisivos, deve ser medida a área da maior secção radicular em um corte coronal. Para uma força mesiodistal, utiliza-se a maior secção radicular em um corte sagital. O valor encontrado deve ser aplicado ao recomendado por Bench, Gugino e Hilgers (1978).

Em um estudo em que Kamble et al. (2012) investigaram a distribuição de tensão em diferentes formatos de raízes de incisivos centrais superiores utilizando MEF, a força ortodôntica utilizada para o movimento de inclinação foi de 50 gf, perpendicular ao longo eixo do dente com sentido distal. Todos os modelos tiveram uma tendência de concentração de tensão na área cervical independente do formato da raiz. Houve um aumento significativo de tensão no ápice da raiz com morfologia dilacerada e no terço cervical do dente com a raiz curta.

Também utilizando o MEF, Rudolph, Willes e Sameshima (2001) estudaram as regiões de maior concentração de tensão na raiz do incisivo central superior em diferentes tipos de movimentações ortodônticas. Nesse caso, as forças foram de 25 gf, aplicadas na superfície vestibular da coroa para simular movimentos de inclinação, intrusão, extrusão, movimento de corpo e de rotação. As forças intrusivas, extrusivas e de rotação tiveram as maiores tensões concentradas no ápice radicular. A maior tensão gerada pelo movimento de inclinação foi localizada na região correspondente a crista alveolar. Para o movimento de corpo, as tensões foram bem distribuídas por todo o ligamento periodontal, no entanto, com maior concentração também na região da crista alveolar.

Nos modelos de elementos finitos criados na pesquisa de Heravi et al. (2013), a força utilizada para retração de incisivos foi de 0,5 N, ou seja, aproximadamente 50 gf. Ela foi aplicada perpendicularmente à superfície vestibular da coroa a quatro milímetros a partir da borda incisal. Para a reprodução do movimento de intrusão, a força foi de 0,25 N, ou 25 gf, direcionada paralelamente à superfície vestibular da coroa em um “bráquete imaginário”, também situado a quatro milímetros da borda incisal. Já nos modelos de Kanjanaouthai et al. (2012), a força de

retração empregada foi de 1 N, ou 100 gf, sendo aplicada na superfície vestibular, 4,5 mm acima da borda incisal, paralelamente ao plano oclusal. Nesse caso, foram observadas as tensões radiculares diante de diferentes inclinações vestibulolinguais do incisivo central superior. Os autores concluíram que nos modelos de incisivo com o longo eixo mais próximo da perpendicularidade com o plano oclusal, a tensão foi distribuída mais uniformemente na superfície radicular, enquanto nos mais inclinados para vestibular houve concentração no ápice. De acordo com Gandini Jr. et al. (2005), a norma para o ângulo formado pelo longo eixo do incisivo central superior com o plano palatino é de 110°.

Os estudos que buscaram avaliar a distribuição de tensão em incisivos superiores restaurados com pinos intrarradiculares observaram o comportamento diante da aplicação de forças mastigatórias. As forças mastigatórias se diferem das forças ortodônticas tanto pela sua magnitude quanto pelo seu direcionamento. Com relação a magnitude da força, alguns trabalhos submeteram os dentes a uma força de 100 N, que seria equivalente a, aproximadamente, 10.000 gf. O ponto de aplicação da força nessas simulações foi na superfície lingual da coroa a uma angulação de 45° com o longo eixo do dente (ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005; NAHAR, MISHRA e CHOWDHARY, 2020).

Já no estudo de Uddanwadiker, Padole e Arya em 2007, a força utilizada foi de 200 N, aproximadamente 20.000 gf, também aplicada na superfície lingual da coroa do incisivo central superior, porém em um ângulo de 130°. Considerando que esse ângulo é formado pela direção da força e pelo longo eixo do dente e que o experimento busca reproduzir a carga proveniente do incisivo central inferior, essa angulação de 130° pode ser referida pelo seu ângulo suplementar, sendo equivalente a 50°. Gomes et al. (2015) utilizaram a angulação de 45°, mas com uma força de 180 N, ou seja, 18.000 gf na superfície lingual da coroa. Estes testes com cargas oclusais na superfície lingual dos incisivos centrais superiores podem ser feitos até mesmo com cargas de 300 N, aproximadamente 30.000 gf (ERASLAN et al., 2009).

Os pinos intrarradiculares mais comumente recomendados são o Núcleo Metálico Fundido (NMF) e o Pino de Fibra de Vidro (PFV) (AL-ANSARI, 2007; DEJAK e MLOTKOWSKI, 2013). Por muitos anos o NMF foi utilizado como primeira opção, porém foram surgindo outros sistemas de restauração, como o PFV, que ganhou popularidade pelas suas supostas propriedades biomecânicas favoráveis, pela praticidade por ser pré-fabricado e pelas suas características estéticas, sobretudo com

o aumento do uso de coroas de cerâmica livres de metal (SCHWARTZ e ROBBINS, 2004). O PFV apresenta uma estética favorável devido à sua translucidez, sendo ideal para os casos em que se planeja a instalação de uma coroa de cerâmica pura, evitando o aparecimento de sombras na face vestibular ou de uma margem escura entre a coroa e a gengiva (CORMIER, BURNS e MOON, 2001). Além disso, pinos metálicos estão sujeitos a sofrerem corrosão, o que pode levar a alterações de coloração em estruturas dentárias (CHUANG et al., 2010).

Para a escolha do tipo de pino intrarradicular a ser usado, a posição do dente na arcada também deve ser considerada. Dentes anteriores que estão sujeitos a forças transversais e laterais durante a mastigação, aumentam a exigência de pinos que tenham uma boa distribuição de tensão, evitando fraturas (CONCEIÇÃO e BRITO, 2002). O NMF apresenta maior resistência à fratura devido à sua alta rigidez, enquanto o PFV apresenta um módulo de elasticidade mais baixo (VERÍSSIMO et al., 2014).

O módulo de elasticidade é representativo da flexibilidade de um material, em que valores mais altos indicam um material duro e valores mais baixos indicam um material mais flexível (PLOTINO et al., 2007). E essa propriedade precisa ser considerada na escolha do material do pino, visto que está relacionada ao modo como as tensões são transmitidas à raiz (PEGORETTI et al., 2002). Porém, esse ponto ainda é controverso. Para Nahar, Mishra e Chowdhary (2020), quanto maior o módulo de elasticidade do pino, maior será a sua capacidade de absorver a tensão para si, reduzindo a tensão da dentina radicular. Por outro lado, em uma avaliação de resistência à fratura, Ferro et al. (2016) observaram que a similaridade entre os módulos de elasticidade dos materiais utilizados (pino de fibra, resina composta e dentina) auxiliou na absorção das tensões, criando um monobloco capaz de distribuir homogeneamente as tensões, aumentando a resistência dentária.

Eraslan et al. (2009), concluíram que a utilização de PFV preserva a integridade da raiz, com baixos valores de tensão na estrutura dentinária. Já Romeed e Dunne (2013) estudaram, por meio de elementos finitos, a influência dos materiais do pino sobre a distribuição das tensões e concluíram que o baixo módulo de elasticidade da fibra de vidro reduziu os níveis de tensão dentro do pino, porém aumentou a tensão na dentina radicular em comparação à raiz restaurada com um pino metálico.

Utilizando MEF, Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005) analisaram a influência de parâmetros como material, forma, adesão, módulo de elasticidade, comprimento e diâmetro, na tensão de dentes restaurados com pinos. Os resultados mostraram que as tensões na dentina diminuía quando o material do pino apresentava maior módulo de elasticidade. É importante destacar que o PFV deve ser considerado um material ortotrópico, visto que suas propriedades variam em três eixos ortogonais, enquanto outros materiais, incluindo o NMF, são considerados isotrópicos, pois apresentam a mesma propriedade quando analisados em qualquer direção (TAMMINEEDI et al., 2020).

Alharbi et al. (2014) avaliaram, *in vitro*, o efeito dos módulos de elasticidade na resistência e no padrão de fratura de dentes restaurados com PFV e dois tipos de NMF: prata-paládio e níquel-cromo. O padrão de fratura radicular oblíqua restrita ao terço cervical foi, predominantemente, associado a dentes restaurados com PFV, enquanto as fraturas verticais ao longo da raiz, consideradas mais graves, foram mais comuns nos dentes restaurados com NMF. Porém, para ocorrerem as fraturas foram necessárias aplicações de forças elevadas, superiores a 500 N (50.000 gf), sendo que alguns dentes resistiram a forças acima de 800 N (80.000 gf).

Apesar do padrão de fratura observado em raízes restauradas com NMF possuir maior gravidade, o resultado do estudo de Clavijo et al. (2009) mostrou que os dentes restaurados com esse material apresentam maior resistência quando comparados aos dentes com outros tipos de pinos, sendo necessária uma força de alta magnitude para provocar uma fratura radicular.

Em 2014, Santos-Filho et al. realizaram um estudo comparando incisivos centrais superiores restaurados com PFV e NMF. A análise de elementos finitos mostrou que o PFV apresentou uma distribuição de tensão homogênea, enquanto o NMF concentrou a tensão na interface com a dentina radicular. Em um trabalho semelhante, Veríssimo et al. (2014) também encontraram no PFV uma distribuição de tensão mais homogênea em relação ao NMF.

O número de estudos envolvendo problemas relacionados à biomecânica que utilizaram MEF, incluindo aqueles relevantes para Odontologia e Ortodontia, aumentaram significativamente com os avanços tecnológicos (ROMANYK et al., 2020). O MEF é uma ferramenta digital que permite calcular e exibir as tensões e deformações que as estruturas sofrem quando são submetidas às forças simuladas (BOUTON et al., 2017). Embora não seja possível simular exatamente as condições

encontradas *in vivo*, como pressão arterial, respostas celulares, pH e pressão de oxigênio, o MEF pode melhorar a compreensão de alguns aspectos desconhecidos do movimento dentário (HERAVI et al., 2013).

Métodos experimentais utilizando uma amostra física, em oposição a um modelo computacional, são ideais pois representam fisiologicamente o problema, porém quando a medição de uma variável é impossibilitada por meio das abordagens experimentais, o MEF se faz necessário (CHUANG et al., 2010; ROMANYK et al., 2020). Quando realizado adequadamente e sob suposições razoáveis, o MEF permite tirar conclusões valiosas de uma análise mecânica que, de outra forma, não seria possível (ROMANYK et al., 2020).

Dessa forma, antes de optar pela utilização do MEF é importante verificar se é possível a realização pelo método experimental, se a justificativa para a análise é de fato relevante, se já existem estudos sobre o tema e se o estudo apresenta um potencial para a melhora da compreensão de problemas clínicos (LAGRAVÈRE, 2021).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVOS GERAIS

Analisar, utilizando o Método de Elementos Finitos, o comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com Pino de Fibra de Vidro e Núcleo Metálico Fundido, quando submetidos a forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Avaliar a influência do material dos pinos intrarradiculares na distribuição de tensões ao longo da raiz de incisivos centrais superiores.

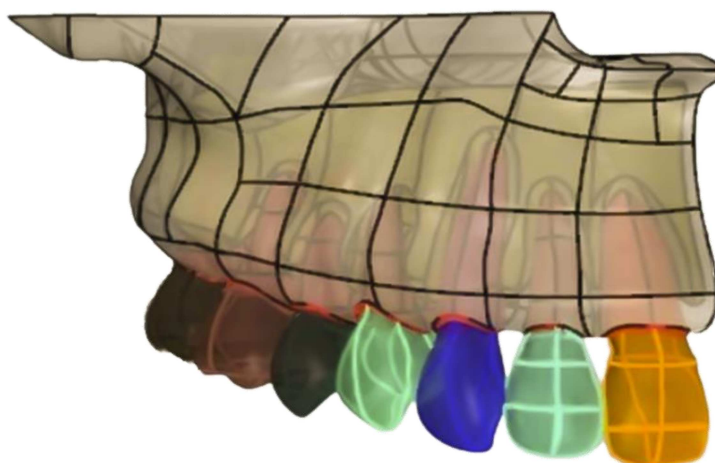
Comparar os níveis, tipos e áreas de tensões geradas nos pinos intrarradiculares e na raiz do incisivo central superior.

4 METODOLOGIA

Este estudo foi realizado em parceria com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI - Campinas, São Paulo, Brasil) onde foi desenvolvido o modelo empregado na aplicação do MEF.

Partindo de um modelo pronto de maxila desenvolvido através de técnicas de BioCAD (Figura 1), 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 (GANDINI JR. et al., 2005). Esses componentes passaram por um tratamento em suas superfícies realizado pelo software Rhinoceros3D[®] com a finalidade de corrigir pequenas imperfeições.

Figura 1 – Modelo de maxila desenvolvido por BioCAD



Fonte: CTI - Campinas, São Paulo, Brasil (2019)

Em seguida, foi aberta uma cavidade no modelo de incisivo central superior, representando o canal radicular e o preparo da região para receber o pino. Considerando as dimensões de uma restauração intrarradicular ideal, foi estabelecido um pino com dois terços do comprimento radicular e um terço do diâmetro da raiz (ISIDOR, BRONDUM e RAVNHOLT, 1999; SHAIKH e SHAIKH, 2018). A zircônia foi o material escolhido para ser atribuído à coroa do incisivo, representando uma coroa protética (COELHO et al., 2009). O modelo de incisivo central superior, obtido a partir

das características descritas, está representado na Figura 2. Utilizando-o como base, foram criados dois modelos com diferentes materiais restauradores:

- Incisivo central superior restaurado com Pino de Fibra de Vidro (PFV) e núcleo de resina composta perfeitamente aderida;
- Incisivo central superior restaurado com Núcleo Metálico Fundido (NMF).

Figura 2 – Modelo de incisivo central superior com restauração intrarradicular

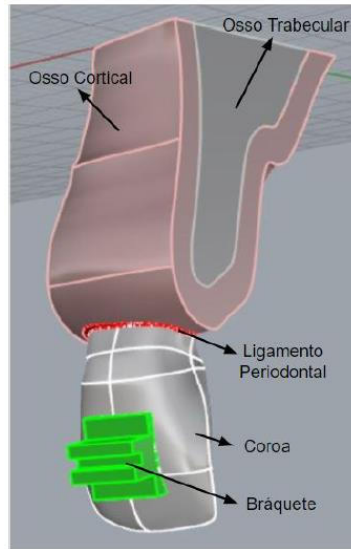


Fonte: CTI - Campinas, São Paulo, Brasil (2019)

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 4 mm a partir da borda incisal (Figura 3). Essa simplificação foi possível uma vez que o bráquete não é uma região de interesse da análise.

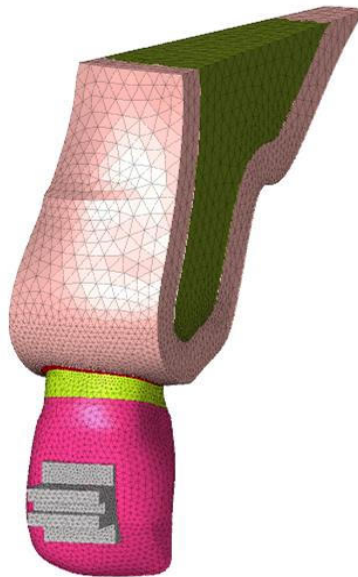
Os modelos finalizados foram exportados para o software HyperMesh[®] para a realização da etapa de criação da malha tridimensional de elementos finitos tetraédricos (Figura 4). A Tabela 1 descreve o número de elementos e nós presentes em cada um dos modelos a partir da criação da malha.

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



Fonte: CTI - Campinas, São Paulo, Brasil (2020)

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



Fonte: CTI - Campinas, São Paulo, Brasil (2020)

Tabela 1 – Número de elementos e nós nos modelos de PFV e NMF

	Modelo de incisivo restaurado com PFV	Modelo de incisivo restaurado com NMF
Número de elementos	340.352	351.454
Número de nós	509.099	523.731

Fonte: Elaborado pelo autor (2020)

As propriedades dos materiais empregados foram atribuídas a cada componente, determinando o valor do módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) de acordo com a Tabela 2. Os materiais foram considerados elásticos, lineares e isotrópicos, com exceção do Pino de Fibra de Vidro que possui característica ortotrópica.

Tabela 2 – Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas dos modelos

Material	Componente	E(GPa)	ν	Referência
Dentina	Raiz	18,60	0,31	Dejak e Mlotkowski (2013)
Zircônia	Coroa	205,00	0,30	Coelho et al. (2009) e De Jager, de Kler e van der Zel (2006)
Ligamento Periodontal	Ligamento Periodontal	$6,89 \times 10^{-5}$	0,45	Ruse (2008) e Dejak e Mlotkowski (2013)
Osso Cortical	Osso Cortical	13,70	0,30	Chuang et al. (2010)
Osso Trabecular	Osso Trabecular	1,37	0,30	Chuang et al. (2010)
Aço inoxidável	Bráquete	210,00	0,30	Lanza et al. (2005)
Resina Composta	Núcleo do PFV	12,00	0,33	Lanza et al. (2005)
NiCr	Núcleo Metálico Fundido (NMF)	200,00	0,33	Uddanwadiker, Padole e Arya (2007)
Fibra de Vidro	Pino de Fibra de Vidro (PFV)	$E_x=37,00$ $E_y=9,50$ $E_z=9,50$	$\nu_{xz}=0,34$ $\nu_{xy}=0,27$ $\nu_{yz}=0,27$	Lanza et al. (2005)

Fonte: Elaborado pelo autor (2020)

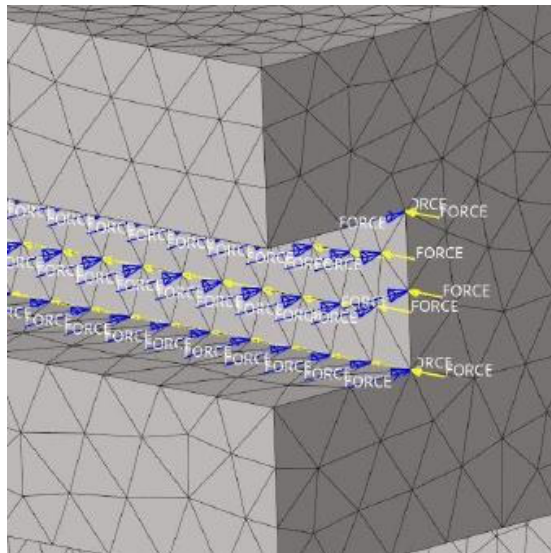
As configurações dos contatos entre os componentes foram definidas, e as seguintes interfaces foram consideradas perfeitamente aderidas: bráquete com a superfície vestibular da coroa do incisivo, coroa do incisivo com o núcleo de resina composta, núcleo de resina composta com a porção coronal do PFV,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

Por fim, foi realizada a simulação da aplicação das forças ortodônticas utilizando o software OptiStruct®. Duas forças, paralelas ao plano palatino, foram aplicadas separadamente em pontos fixos na região do *slot* do bráquete (Figura 5):

- Força com direção vestibulolingual, sentido lingual e magnitude de 65 gf;
- Força com direção mesiodistal, sentido distal e magnitude de 70 gf.

A magnitude das forças foi calculada levando em consideração a pressão ideal de 150 gf por centímetro quadrado e a área da maior seção radicular, em um corte coronal para determinar a força vestibulolingual e em um corte sagital para obter a força mesiodistal (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978).

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



Fonte: CTI - Campinas, São Paulo, Brasil (2020)

Representadas na mesma imagem as forças aplicadas separadamente no *slot* do bráquete. A seta azul representa a força vestibulolingual (65 gf) e a seta amarela representa a força mesiodistal (70 gf).

Após a simulação da aplicação das forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal, a distribuição de tensões no pino e na raiz do incisivo foram analisadas de acordo com o critério de tensão principal máxima, em que os valores positivos evidenciam as regiões de tração e os valores negativos apontam as áreas de compressão.

5 RESULTADOS

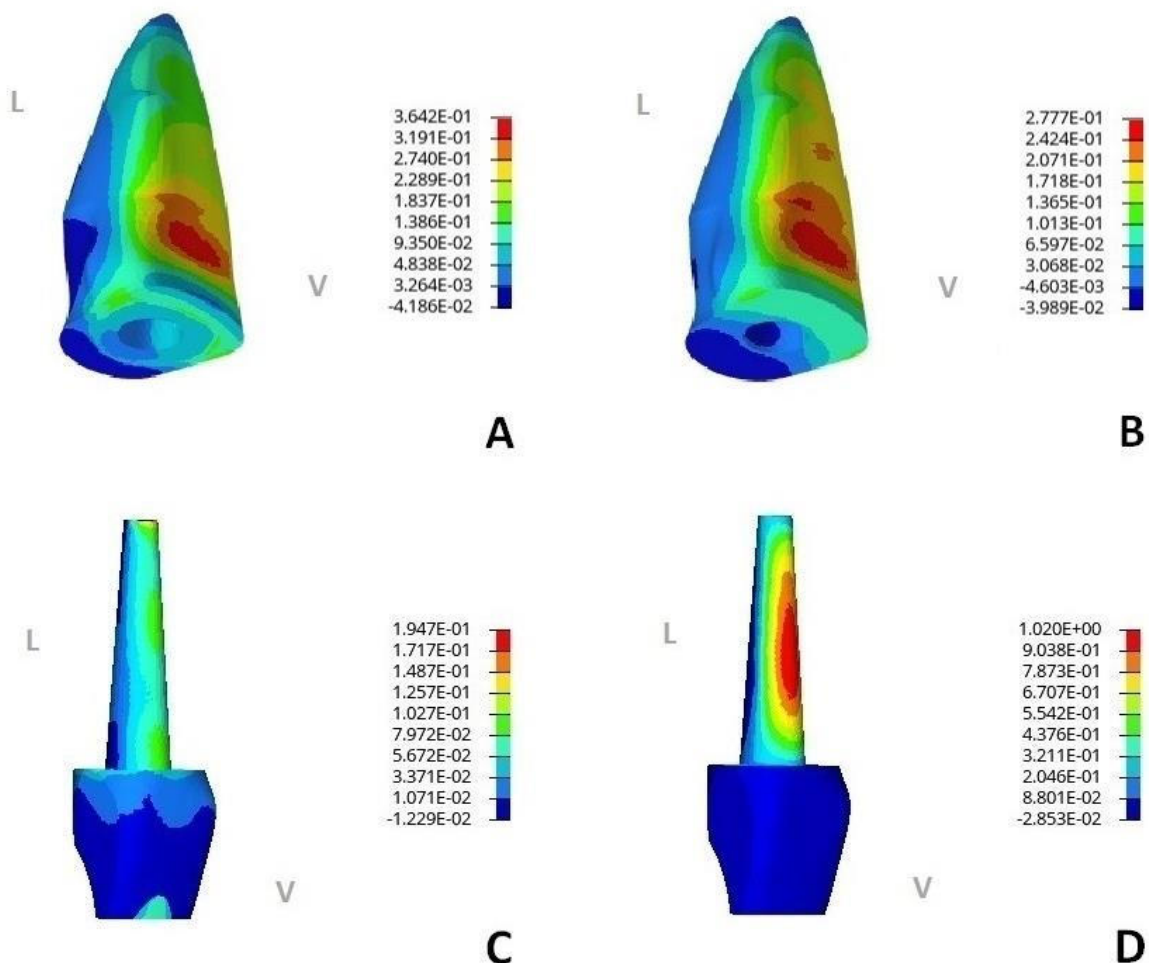
A partir da aplicação da força ortodôntica vestibulolingual, a tensão máxima gerada na raiz restaurada com PFV ($3,642 \times 10^{-1}$ MPa) foi mais elevada que a observada na raiz restaurada com NMF ($2,777 \times 10^{-1}$ MPa), ambas localizadas no terço cervical da face vestibular (Figura 6A e 6B).

Na comparação entre os pinos intrarradiculares, a área de tensão máxima gerada pela força vestibulolingual na estrutura do PFV (Figura 6C) foi localizada no ápice, enquanto no NMF (Figura 6D) a maior tensão foi observada no terço médio da porção vestibular.

Figura 6 – Distribuição de tensões a partir da força vestibulolingual

PINO DE FIBRA DE VIDRO

NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO



- (A) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com PFV.
 (B) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com NMF.
 (C) Distribuição de tensões no PFV e núcleo de resina composta.
 (D) Distribuição de tensões no NMF.

No modelo restaurado com PFV, o valor de tensão principal máxima gerado na raiz dentária foi maior do que o encontrado na estrutura do pino restaurador. Enquanto no modelo restaurado com NMF, a tensão máxima na raiz foi menor que a observada na estrutura do NMF. A Tabela 3 evidencia o alto valor encontrado no pino metálico, apresentando uma tensão máxima, aproximadamente, cinco vezes maior do que a do PFV. Devido à essa concentração de tensões no pino do modelo de NMF, sua raiz sofreu menos tensão que a raiz restaurada com PFV.

Tabela 3 – Tensão principal máxima a partir da força vestibulolingual

	Modelo de incisivo restaurado com PFV		Modelo de incisivo restaurado com NMF	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
Raiz	$3,642 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 cervical	$2,777 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 cervical
Pino	$1,947 \times 10^{-1}$	Vestibular - ápice	$10,200 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 médio

Os resultados obtidos a partir da simulação da aplicação da força ortodôntica mesiodistal indicaram que no modelo restaurado com PFV, a tensão máxima registrada na raiz do incisivo ($4,755 \times 10^{-1}$ MPa) foi maior que a tensão máxima notada na raiz restaurada com NMF ($3,826 \times 10^{-1}$ MPa). A maior tensão foi observada na estrutura do NMF (Tabela 4).

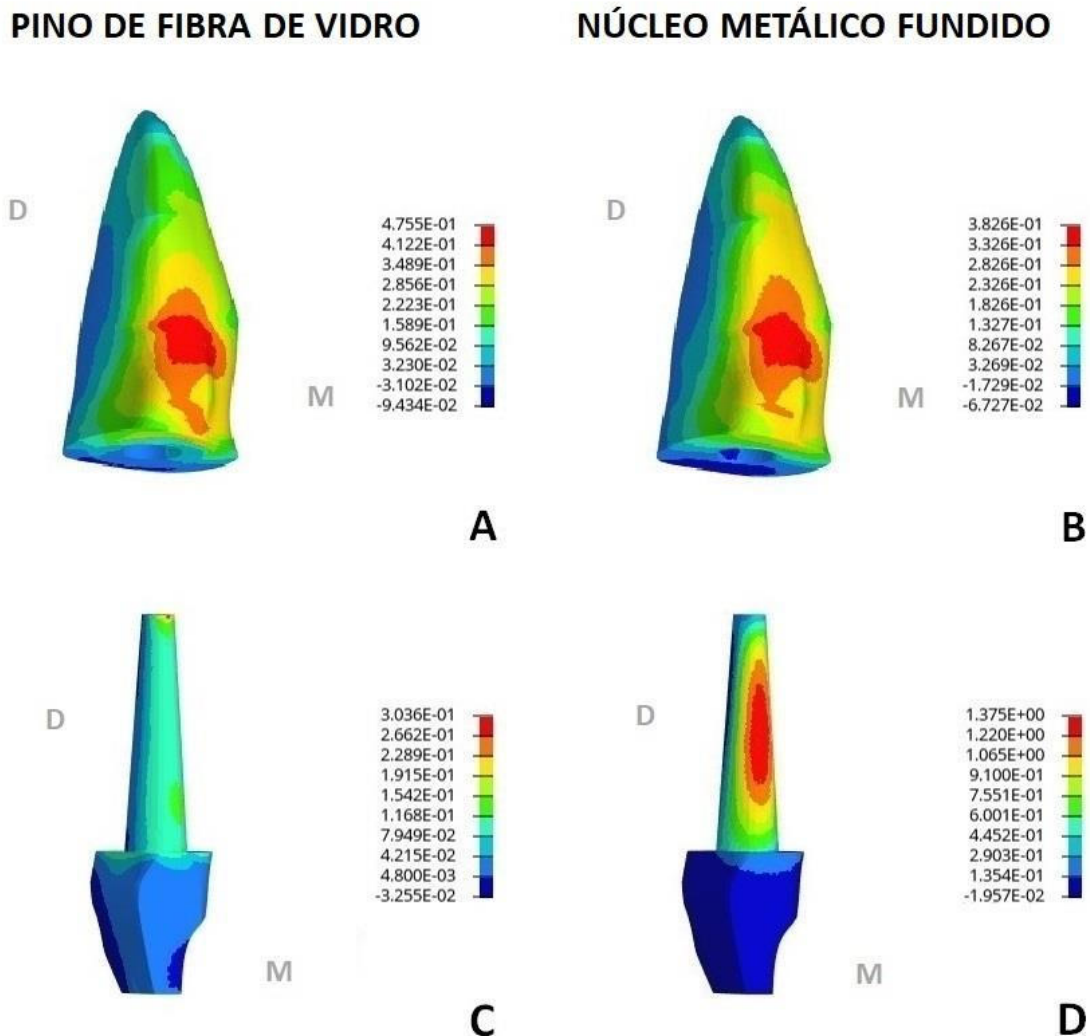
Tabela 4 – Tensão principal máxima a partir da força mesiodistal

	Modelo de incisivo restaurado com PFV		Modelo de incisivo restaurado com NMF	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
Raiz	$4,755 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 cervical/médio	$3,826 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 cervical/médio
Pino	$3,036 \times 10^{-1}$	Mesial - ápice	$13,750 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 médio

Na aplicação da força mesiodistal, a distribuição de tensões na raiz do incisivo restaurado com NMF apresentou o mesmo padrão encontrado no modelo com PFV. Ambos apresentaram em sua raiz uma área de tensão de tração localizada nos terços cervical e médio na porção mais vestibular e medial da face mesial, indicando uma tendência de rotação em torno do longo eixo. As principais áreas de compressão foram localizadas na face distal no terço cervical (Figura 7A e 7B).

A distribuição das tensões nos pinos a partir da força mesiodistal mostrou-se semelhante à simulação da força vestibulolingual, sendo mais homogênea ao longo da estrutura do PFV (Figura 7C) em contraste com uma área de alta concentração de tensões estabelecida no terço médio da porção mesial do NMF (Figura 7D).

Figura 7 – Distribuição de tensões a partir da força mesiodistal

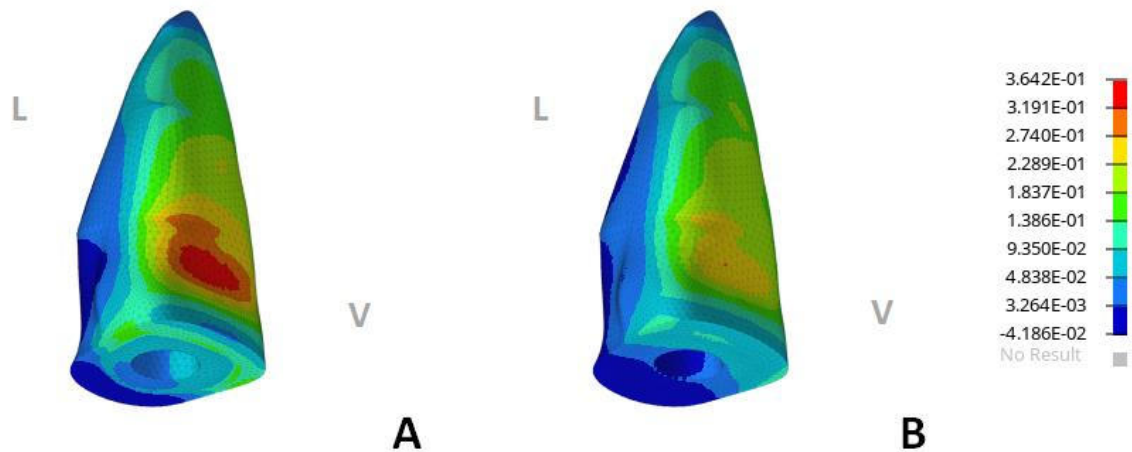


- (A) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com PFV.
 (B) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com NMF.
 (C) Distribuição de tensões no PFV e núcleo de resina composta.
 (D) Distribuição de tensões no NMF.

Devido ao padrão semelhante de distribuição de tensões nas raízes restauradas com PFV e NMF, ao padronizar a escala de cores pela tensão mais alta entre os modelos, podemos visualizar graficamente a diferença nos níveis de tensão

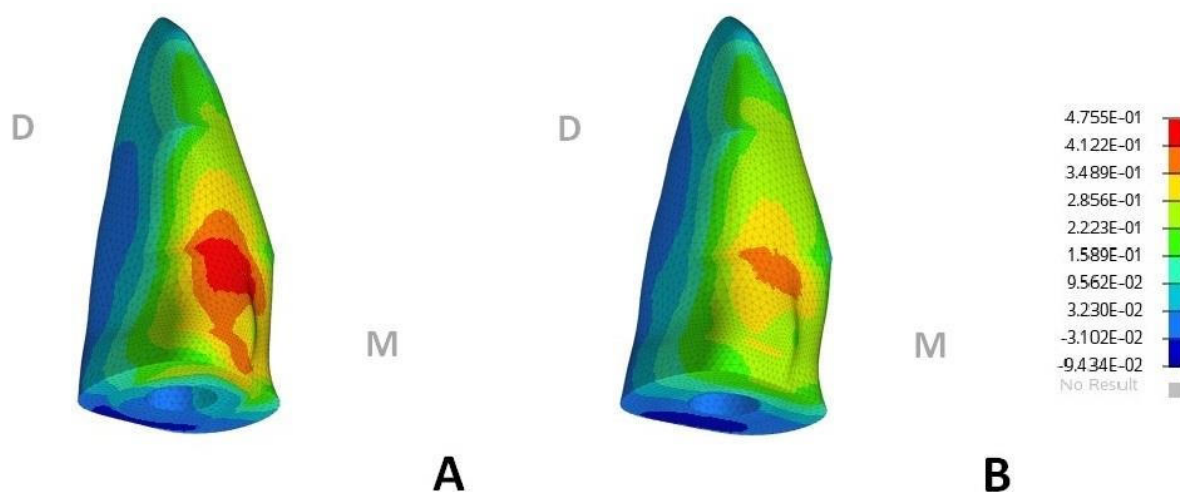
entre as raízes, a partir da força vestibulolingual e a partir da força mesiodistal (Figura 8 e 9).

Figura 8 – Comparação dos níveis de tensão nas raízes dos modelos de PFV e NMF a partir da força vestibulolingual



(A) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com PFV.
(B) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com NMF.

Figura 9 – Comparação dos níveis de tensão nas raízes dos modelos de PFV e NMF a partir da força mesiodistal



(A) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com PFV.
(B) Distribuição de tensões na raiz do modelo de incisivo restaurado com NMF.

6 DISCUSSÃO

O MEF na Odontologia é designado para a resolução de problemas biomecânicos complexos cuja resposta clínica ou prática seria limitada ou incapaz de medir a variável em questão (BOUTON et al., 2017; ROMANYK et al., 2020). A partir desse método, é possível compreender melhor as situações clínicas, podendo evitar falhas nos tratamentos ou reduzir potenciais efeitos colaterais (LAGRAVÈRE, 2021).

Partindo do objetivo proposto e indo além da limitação que um método experimental apresentaria, a escolha do MEF para esse estudo se deve à sua precisão no cálculo de distribuições de tensões em estruturas complexas, fornecendo resultados sem variação e representativos de tendências clínicas (ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005). Devido a essas características, esse método foi utilizado em trabalhos anteriores para investigar as tensões geradas durante a mastigação em dentes restaurados com PFV e NMF (DEJAK e MLOTKOWSKI, 2013; SANTOS-FILHO et al., 2014; VERÍSSIMO et al., 2014).

As forças mastigatórias se diferem das forças ortodônticas tanto pela sua magnitude quanto pelo seu direcionamento. Nos estudos de incisivos com restauração intrarradicular, a magnitude da força mastigatória varia de 100 N (10.000 gf) a 300 N (30.000 gf) e é aplicada na face lingual do incisivo central superior em um ângulo de 45° a 50° com o longo eixo do dente (ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005; UDDANWADIKER, PADOLE e ARYA, 2007; ERASLAN et al., 2009; GOMES et al., 2015; NAHAR, MISHRA e CHOWDHARY, 2020). Já a força ortodôntica é aplicada na face vestibular e, em estudos com incisivos superiores hígidos, varia de 25 gf a 100 gf dependendo do seu direcionamento e da área da superfície radicular (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978; RUDOLPH, WILLES e SAMESHIMA, 2001; LIANG et al., 2009; KAMBLE et al., 2012; KANJANAOUTHAI et al., 2012). Até o momento, faltam estudos na literatura que avaliem a aplicação de forças ortodônticas em dentes com restaurações intrarradiculares.

No presente estudo, a magnitude das forças foi determinada considerando o preconizado por Bench, Gugino e Hilgers (1978). Segundo esses autores, o recomendado para um movimento eficiente dos dentes no tratamento ortodôntico é de 100 a 150 gramas-força por centímetro quadrado de superfície radicular, tomando como base a área da maior secção radicular em um corte correspondente a direção da força aplicada. A partir do modelo de incisivo desenvolvido neste estudo, a área

encontrada no corte coronal foi de aproximadamente 0,44 cm², considerando a pressão máxima de 150 gf por centímetro quadrado, a aplicação vestibulolingual foi de 65 gf. No corte sagital, a área da maior secção foi de aproximadamente 0,47 cm², portanto a força utilizada para a aplicação mesiodistal foi de 70 gf. As magnitudes encontradas estão dentro da faixa de valores descritos na literatura (RUDOLPH, WILLES e SAMESHIMA, 2001; KAMBLE et al., 2012; KANJANAOUTHAI et al., 2012).

Diante dessas forças, foi possível observar que os maiores níveis de tensão se concentraram na estrutura do NMF, devido ao seu alto módulo de elasticidade. Desse modo, ao realizar a comparação apenas entre os pinos, os níveis de tensão na estrutura do PFV foram cerca de 4 a 5 vezes menores que os níveis encontrados ao longo do material do NMF. Porém, devido à elevada capacidade do NMF de absorver as tensões, a raiz restaurada com esse material apresentou níveis mais baixos de tensão em comparação com a raiz restaurada com PFV. Esse resultado está de acordo com o verificado por Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005) e por Dejak e Mlotkowski (2013) que concluíram que o aumento do módulo de elasticidade do pino leva a diminuição da tensão na dentina radicular. Em outro estudo com forças mastigatórias, Romeed e Dunne (2013) observaram que as tensões na dentina radicular foram de 4 a 7 vezes maiores no dente com PFV, uma diferença ainda maior em relação a raiz restaurada com pino metálico do que a encontrada no presente estudo com forças ortodônticas.

Para Kanjanaouthai et al. (2012), tensões excessivas durante o tratamento ortodôntico devem ser evitadas, pois podem estar associadas à ocorrência de problemas como a reabsorção radicular externa. O conhecimento de que os níveis de tensão radicular decorrentes das forças ortodônticas são mais altos em dentes restaurados com PFV do que em dentes com NMF, pode servir de alerta para casos em que o paciente já apresente, além desse tipo de restauração, algum outro fator de preocupação a respeito da movimentação dentária, como raízes com dilacerações ou com reabsorções, visto que nessas situações há uma maior tendência de concentração de tensões (KAMBLE et al., 2012). É importante destacar que, apesar da raiz restaurada com NMF ter apresentado níveis mais baixos de tensão, outros aspectos também precisam ser considerados na escolha do material restaurador, como a quantidade de dentina remanescente, a estética e a facilidade de remoção em casos de retratamento ou de fratura do pino (CORMIER, BURNS e MOON, 2001; ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005).

Apesar de as raízes dos modelos de PFV e NMF apresentarem níveis diferentes de tensão, o padrão de distribuição foi semelhante. Nos dois modelos, a área de maior concentração de tensão radicular foi localizada no terço cervical, sendo que na simulação da força mesiodistal houve maior proximidade com o terço médio. Estudos que avaliaram forças ortodônticas similares em dentes hígidos, também encontraram na área cervical o local de maior concentração de tensões (RUDOLPH, WILLES e SAMESHIMA, 2001; KAMBLE et al., 2012).

Nos estudos laboratoriais que avaliaram a resistência dos incisivos restaurados com PFV e NMF, a observação de fraturas ou trincas radiculares só ocorreu quando a aplicação alcançou níveis de força próximos a 500 N (50.000 gf), ou seja, forças ainda mais elevadas que a média utilizada nos estudos de mastigação (CLAVIJO et al., 2009; ALHARBI et al., 2014). Desse modo, ainda que as forças ortodônticas apresentem um direcionamento distinto das forças mastigatórias, devido à sua baixa magnitude não parecem representar um risco de fratura radicular em dentes restaurados com PFV ou NMF.

A distribuição mais homogênea de tensões ao longo do PFV com o ponto de maior tensão localizado no ápice, está associada a suas propriedades mecânicas. Devido ao módulo de elasticidade mais baixo, o PFV apresenta maior flexibilidade, levando as maiores tensões para a extremidade apical. Além disso, devido à orientação das fibras de vidro, esse material foi considerado ortotrópico, contribuindo para a condução das tensões ao longo do comprimento do pino, gerando maior concentração no ápice (TAMMINEEDI et al., 2020). Estudos anteriores também encontraram no PFV uma distribuição de tensões mais homogênea quando comparado ao NMF, porém com divergências na localização da área de maior tensão (PEGORETTI et al., 2002; SANTOS-FILHO et al., 2014; VERÍSSIMO et al., 2014). Essas divergências podem estar relacionadas com as diferenças de direcionamento e magnitude entre as forças mastigatórias dos estudos anteriores e as forças ortodônticas, utilizadas no presente estudo.

Mesmo não constituindo um dos objetivos do estudo a comparação dos resultados entre as forças vestibulolingual e mesiodistal, verificou-se que os níveis de tensão máxima decorrentes da força mesiodistal foram maiores. Isso pode ser justificado pela torção provocada pela força mesiodistal aplicada ao bráquete que se encontra na face vestibular, de modo que a força passa a frente do longo eixo do incisivo, promovendo uma leve rotação. Já a força vestibulolingual é aplicada ao

bráquete sobre o longo eixo, gerando um movimento de pura inclinação. Confirmando, assim, o relato de Rudolph, Willes e Sameshima (2001) de que diferentes vetores de força criam diferentes tensões.

O número de estudos utilizando o MEF aumentou significativamente com o avanço computacional e a maior acessibilidade à tecnologia (ROMANYK et al., 2020). Porém, antes da execução desse tipo de estudo é importante definir se esse método precisa ser considerado, ou seja, se a resposta pode ser obtida por meio de um método clínico ou se já existem estudos sobre o tema (LAGRAVÈRE, 2021).

O presente estudo, que buscou realizar uma análise do comportamento biomecânico de restaurações localizadas dentro do canal radicular e de raízes dentárias cercadas por estruturas de propriedades complexas como o ligamento periodontal, precisou recorrer ao MEF para alcançar seus objetivos. Assim como estudos anteriores que também utilizaram o MEF para analisar diversos materiais de restauração intrarradicular, porém visando compreender os seus comportamentos durante a mastigação (ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005; DEJAK e MLOTKOWSKI 2013; VERÍSSIMO et al., 2014; NAHAR, MISHRA e CHOWDHARY, 2020). Sendo a aplicação da força o ponto de partida para todo o processo de distribuição de tensões, a simulação de forças ortodônticas de magnitude, direcionamento e sentido diferentes das forças mastigatórias, aplicadas em dentes com pinos intrarradiculares, podem contribuir para melhorar o entendimento de eventuais problemas relacionados a movimentação ortodôntica de incisivos com essa condição clínica.

7 CONCLUSÃO

Ao ser submetido às forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal, o incisivo restaurado com NMF apresentou valores mais baixos de tensão radicular quando comparado ao incisivo restaurado com PFV. O terço cervical foi a região de maior concentração de tensão radicular, sendo na face vestibular a partir da força vestibulolingual e na face mesial quando aplicada a força mesiodistal, independentemente do material utilizado no pino. As tensões na estrutura do PFV foram menores e mais homogêneas quando comparadas ao NMF.

REFERÊNCIAS

- A ALHARBI, F.; NATHANSON, D.; MORGANO, S. M.; BABA, N. Z. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 30, n. 4, p. 317-25, Aug. 2014.
- AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 431-7, Apr. 2002.
- AL-ANSARI, A. Which type of post and core system should you use? **Evid. Based. Dent.**, London, v. 8, n. 2, p. 42, 2007.
- 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, p. 1-6, 2018.
- ASH, M.; NELSON, S. **Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion**. 8th ed. Philadelphia: Saunders Co., 2003. p. 151-67.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 94, n. 4, p. 321-9, Oct. 2005.
- BENCH, R. W., GUGINO, C. F., HILGERS, J. J. Bioprogressive therapy. Part 6. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 12, n. 2, p. 123-39, Feb. 1978.
- BOUTON, A.; SIMON, Y.; GOUSSARD, F.; TERESI, L.; SANSALONE, V. New finite element study protocol: Clinical simulation of orthodontic tooth movement. **Int. Orthod.**, Paris, v. 15, n. 2, p. 165-179, June 2017.
- BURSTONE, C. J.; PRYPUTNIEWICZ, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 77, n. 4, p. 396-409, Apr. 1980.
- CHOY, K.; PAE, E. K.; PARK, Y.; KIM, K. H.; BURSTONE, C. J. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 117, n. 1, p. 98-105, Jan. 2000.
- 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. 379-88, Dec. 2010.
- CLAVIJO, V. G.; REIS, J. M.; KABBACH, W.; SILVA, A. L.; OLIVEIRA JUNIOR, O. B.; ANDRADE, M. F. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. **J. Appl. Oral. Sci.**, Bauru, v. 17, n. 6, p. 574-8, Nov-Dec. 2009.

COELHO, P. G.; BONFANTE, E. A.; SILVA, N. R.; REKOW, E. D.; THOMPSON, V. P. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 88, n. 4, p. 382-6, Apr. 2009.

CONCEIÇÃO, E. N.; BRITO, R. N. Pinos Intra-Radiculares de Fibras de Vidro, Carbono e Cerâmicos. In: CARDOSO, R. J.; GONÇALVES, E. A. N. **Estética**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p. 169– 84.

CORMIER, C. J.; BURNS, D. R.; MOON, P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 10, n. 1, p. 26-36, Mar. 2001.

DE JAGER, N.; DE KLER, M.; VAN DER ZEL, J. M. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 3, p. 234-42, Mar. 2006.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 29, n. 9, p. 227-37, Sept. 2013.

DURET, B.; REYNAUD, M.; DURET, F. New concept of coronaradicular reconstruction: the composipost. **Chir. Dent. Fr.**, Paris, v. 60, n. 540, p. 131-41, Nov. 1990.

ERASLAN, O.; AYKENT, F.; YUCEL, M. T.; AKMAN, S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. **Clin. Oral. Investig.**, Berlin, v. 13, n. 2, p. 223-7, June 2009.

FERNANDES, A. S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: a literature review. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 6, p. 556-62, Dec. 2003.

FERRO, M. C.; COLUCCI, V.; MARQUES, A. G.; RIBEIRO, R. F.; SILVA-SOUSA, Y. T.; GOMES, E. A. Fracture Strength of Weakened Anterior Teeth Associated to Different Reconstructive Techniques. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 27, n. 5, p. 556-561, Sept-Oct. 2016.

GANDINI JR., L. G.; SANTOS-PINTO, A.; RAVELI, D. B.; SAKIMA, M. T.; MARTINS, L. P.; SAKIMA, T.; GONÇALVES, J. R.; BARRETO, C. S. Análise cefalométrica Padrão Unesp Araraquara. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 10, n. 1, p. 139-157, Jan-Feb. 2005.

GOMES, E. A.; GUELERI, D. B.; DA SILVA, S. R.; 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. 383-9, Sept. 2015.

HENNEMAN, S.; VON DEN HOFF, J. W.; MALTHA, J. C. Mechanobiology of tooth movement. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 30, n. 3, p. 299-306, June 2008.

HERAVI, F.; SALARI, S.; TANBAKUCHI, B.; LOH, S.; AMIRI, M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' PDL during application of intrusive and retraction forces: a three-dimensional finite element analysis. **Prog. Orthod.**, Heidelberg, v. 14, n. 26, p. 1-10, Sept. 2013.

ISIDOR, F.; BRONDUM, K.; RAVNHOLT, G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 12, n. 1, p. 78-82, Jan-Feb. 1999.

KAMBLE, R. H.; LOHKARE, S.; HARAREY, P. V.; MUNDADA, R. D. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 82, n. 5, p. 799-805, Sept. 2012.

KANJANAOUTHAI, A.; MAHATUMARAT, K.; TECHALERTPAISARN, P.; VERSLUIS, A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 82, n. 5, p. 812-9, Sept. 2012.

LAGRAVÈRE, M. Finite element analysis: Is it justifiable? **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 159, n. 3, p. 255-6, Mar. 2021.

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.**, Kidlington, v. 21, n. 8, p. 709-15, Aug. 2005.

LEE, B. W. The force requirements for tooth movement. Part III: the pressure hypothesis tested. **Aust. Orthod. J.**, Brisbane, v. 14, n. 2, p. 93-7, Mar. 1996.

LIANG, W.; RONG, Q.; LIN, J.; XU, B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 135, n. 3, p. 316-22, Mar. 2009.

MADEIRA, M. C. **Anatomia do dente**. 5ª ed. São Paulo: Sarvier, 2007. p. 33-35.

NAHAR, R.; MISHRA, S. K.; CHOWDHARY, R. Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns- A finite element analysis. **J. Oral Biol. Craniofac. Res.**, Amsterdam, v. 10, n. 4, p. 719-26, Oct-Dec. 2020.

NAUMANN, M.; KOELPIN, M.; BEUER, F.; MEYER-LUECKEL, H. 10-year survival evaluation for glass-fiber-supported postendodontic restoration: a prospective observational clinical study. **J. Endod.**, New York, v. 38, n. 4, p. 432-5, Apr. 2012.

PEGORETTI, A.; FAMBRI, L.; ZAPPINI, G.; BIANCHETTI, M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, Amsterdam, v. 23, n. 13, p. 2667-82, July 2002.

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; BEDINI, R.; PAMEIJER, C. H.; SOMMA, F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 23, n. 9, p. 1129-35, Sept. 2007.

PROFFIT, W. R. Chapter 9. The biologic basis of orthodontic therapy. In: **Contemporary orthodontics**, 4th ed., St Louis: Mosby, 2007.

RATNAKAR, P.; BHOSGI, R.; METTA, K. K.; AGGARWAL, K.; VINUTA, S.; SINGH, N. Survey on restoration of endodontically treated anterior teeth: a questionnaire based study. **J. Int. Oral Health**, Ahmedabad, v. 6, n. 6, p. 41-5, Nov-Dec. 2014.

ROMANYK, D. L.; VAFAEIAN, B.; ADDISON, O.; ADEEB, S. The use of finite element analysis in dentistry and orthodontics: Critical points for model development and interpreting results. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 26, n. 3, p. 162-73, 2020.

ROMEED, S. A.; DUNNE, S. M. Stress analysis of different post-luting systems: a three-dimensional finite element analysis. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 58, n. 1, p. 82-8, Mar. 2013.

RUDOLPH, D. J.; WILLES, P. 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. 127-31, 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.**, Kidlington, v. 24, n. 12, p. 1717-9, Dec. 2008.

SANTOS-FILHO, P. C.; VERÍSSIMO, C.; SOARES, P. V.; SALTARELO, R. C.; SOARES, C. J.; MARCONDES MARTINS, L. R. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. **J. Endod.**, New York, v. 40, n. 1, p. 119-23, Jan. 2014.

SCHWARTZ, R. S.; ROBBINS, J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J. Endod.**, New York, v. 30, n. 5, p. 289-301, May 2004.

SHAIKH, S. Y.; SHAIKH, S. S. Direct Linear Measurement of Root Dentin Thickness and Dentin Volume Changes with Post Space Preparation: A Cone-Beam Computed Tomography Study. **Contemp. Clin. Dent.**, Mumbai, v. 9, n. 1, p. 77-82, Jan-Mar. 2018.

SORRENTINO, R.; AVERSA, R.; FERRO, V.; AURIEMMA, T.; ZARONE, F.; FERRARI, M.; APICELLA, A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 23, n. 8, p. 983-93, Aug. 2007.

SUGHAIREEN, M. G.; IQBAL, A. The evaluation of the effects of length and diameter of cast posts on their retention. **IOSR Journal of dental and medical sciences**, Ghaziabad, v. 14, n. 5, p. 62-68, May 2015.

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

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.

TURKER, S. B.; ALKUMRU, H. N.; AKALIN, B. Fracture resistance of endodontically treated canines restored with different sizes of fiber post and all-ceramic crowns. **J. Adv. Prosthodont.**, Seoul, v. 8, n. 2, p. 158-66, Apr. 2016.

UDDANWADIKER, R. V.; PADOLE, P. M.; ARYA, H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. **J. Biosci. Bioeng.**, Osaka, v. 104, n. 5, p. 363-70, Nov. 2007.

VERÍSSIMO, C.; SIMAMOTO JÚNIOR, P. C.; SOARES, C. J.; NORITOMI, P. Y.; SANTOS-FILHO, P. C. 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. 234-46, Mar. 2014.