

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

Fernanda Farage da Costa Felipe Ferreira

**Estudo comparativo do comportamento biomecânico de incisivos
centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido de
diferentes comprimentos submetidos a forças ortodônticas**

Juiz de Fora

2023

Fernanda Farage da Costa Felipe Ferreira

Estudo comparativo do comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido de diferentes comprimentos submetidos a forças ortodônticas

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
2023

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

Farage da Costa Felipe Ferreira, Fernanda .

Estudo comparativo do comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido de diferentes comprimentos submetidos a forças ortodônticas /

Fernanda Farage da Costa Felipe Ferreira. -- 2023.

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

Fernanda Farage da Costa Felipe Ferreira

Estudo comparativo do comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido de diferentes comprimentos submetidos a forças ortodônticas

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 setembro de 2023.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Juiz de Fora, 05/09/2023.



Documento assinado eletronicamente por **Robert Willer Farinazzo Vitral, Professor(a)**, em 25/09/2023, às 12:06, 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 25/09/2023, às 12:07, 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 **ORLANDO MOTOHIRO TANAKA, Usuário Externo**, em 25/09/2023, às 18:13, 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-Uff (www2.ufjf.br/SEI) através do ícone Conferência de Documentos, informando o código verificador **1453528** e o código CRC **5826D770**.

**Dedico este trabalho à minha filha Amanda.
O maior e mais importante título que eu já recebi foi o de ser a sua Mãe.**

AGRADECIMENTOS

A minha maior gratidão será sempre a Deus, o Criador. Obrigada por direcionar o meu caminho, guiar as minhas escolhas e por me capacitar para que eu chegasse até aqui.

Ao meu esposo Diogo, meu companheiro e incentivador.

À Amanda. Os ensinamentos mais preciosos eu tenho aprendido com você, minha filha. Obrigada por me mostrar que sou capaz de ir muito além do que eu poderia imaginar.

Aos meus pais André e Leonor. Obrigada por me apoiarem incondicionalmente.

Aos meus irmãos Bruno e Gabriela, meus exemplos de dedicação em tudo o que fazem.

Ao meu orientador Robert, minha eterna gratidão por todas as oportunidades e ensinamentos concedidos ao longo dos últimos anos.

Ao Marcio, meu grande professor com quem tive a oportunidade de aprender muito do que sei hoje. Obrigada por todas as oportunidades desde a graduação até aqui.

Aos meus amigos e companheiros de pesquisa Gustavo e Gabriella, obrigada por compartilharem este trabalho comigo. Agradeço em especial ao Gustavo, por toda a ajuda, especialmente, nesta reta final.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer pela cooperação que possibilitou este trabalho, em especial ao Pedro Yoshito Noritomi por todo o auxílio.

RESUMO

O Núcleo Metálico Fundido (NMF) é um retentor intrarradicular utilizado na restauração de dentes submetidos ao tratamento endodôntico com pouco remanescente coronário que altera o seu comportamento biomecânico radicular. Este estudo buscou avaliar através do Método de Elementos Finitos, a distribuição de tensões provocadas por forças ortodônticas na raiz de dentes restaurados com NMF medindo 1/2 e 2/3 do comprimento radicular. Foram criados dois modelos de incisivos centrais restaurados com NMF que mediam 1/2 e 2/3 do comprimento da raiz. Após a criação da malha de elementos finitos, foram simuladas forças ortodônticas, vestibulolingual de 65 gf e uma mesiodistal de 70 gf, aplicadas paralelamente ao plano palatino, no slot do bráquete situado a 4mm da borda incisal. As tensões principais máximas e a distribuição qualitativa foram adquiridas no NMF e no remanescente radicular. A análise da distribuição de tensões na estrutura do NMF revelou valores de tensões mais elevados no comprimento igual a 2/3 da raiz nas duas aplicações de forças, sendo concentrado no terço médio da porção mesial para a força mesiodistal ($13,750 \times 10^{-1}$ MPa) e no terço médio da porção vestibular na força vestibulolingual ($10,200 \times 10^{-1}$ MPa). Entretanto, a análise da distribuição de tensões na raiz revelou valores mais elevados no modelo restaurado com NMF com 1/2 do tamanho da raiz nas duas aplicações de forças, sendo concentrado no terço cervical/médio da porção mesial para as forças mesiodistal ($3,845 \times 10^{-1}$ Mpa) e terço cervical da porção vestibular na força vestibulolingual ($2,800 \times 10^{-1}$ Mpa). Apesar de ter havido diferença nas tensões máximas entre os NMF de diferentes comprimentos, os valores encontrados, assim como a diferença entre os valores de tensão nos diferentes modelos, situam-se numa margem segura para o uso dos dois comprimentos de NMF em relação às forças empregadas nos tratamentos ortodônticos.

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

Abstract

The Cast Metal Post (CMP) is an intraradicular retainer used in the restoration of endodontically treated teeth with little coronal remnant that alters its root biomechanical behavior. To evaluate, through the Finite Element Method, the stress distribution caused by orthodontic forces in the root of teeth restored with CMP measuring 1/2 and 2/3 of the root length. Two models of central incisors restored with CMP measuring 1/2 and 2/3 of the root length were created. After creating the finite element mesh, a buccolingual orthodontic force of 65 gf and a mesiodistal orthodontic force of 70 gf were simulated and applied parallel to the palatal plane, in the bracket slot located 4mm from the incisal edge. The maximum principal stresses and the qualitative distribution were acquired in the CMP and in the root remnant. The analysis of the stress distribution in the CMP structure revealed both force applications resulted in higher stress values in the post whose length equals 2/3 of the root length, being concentrated in the middle third of the mesial portion for the mesiodistal force ($13,750 \times 10^{-1}$ MPa) and in the middle third of the buccal portion in the buccolingual force ($10,200 \times 10^{-1}$ MPa). However, the analysis of the stress distribution in the root revealed higher values in the model restored with CMP with $\frac{1}{2}$ of the root length in the two force applications, being concentrated in the cervical/middle third of the mesial portion for the mesiodistal forces (3.845×10^{-1} Mpa) and cervical third of the buccal portion at the buccolingual force ($2,800 \times 10^{-1}$ Mpa). Although there was a difference in the maximum tensions between the CMP of different lengths, the values found, as well as the difference between the tension values in the different models, are located in a safe margin for the use of the two lengths of CMP in relation to the forces used in orthodontic treatments.

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

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1- Equação que determina o módulo de elasticidade	19
Figura 2 – Modelos de incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos fundidos medindo $1/2$ e $2/3$ do comprimento da raiz.....	29
Figura 3 – Representação da aplicação das forças no slot do bráquete.....	29
Figura 4 - Análise da distribuição de tensões nos núcleos metálicos fundidos medindo $2/3$ e $1/2$ do comprimento da raiz, após aplicação da força ortodôntica mesiodistal	32
Figura 5 – Análise da distribuição de tensões nas raízes dos modelos restaurados com NMF medindo $2/3$ e $1/2$ do comprimento da raiz, respectivamente após aplicação de força mesiodistal.....	33
Figura 6 – Análise da distribuição de tensões nos núcleos metálicos fundidos do modelo 1 e 2, respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.....	34
Figura 7 – Análise da distribuição de tensões na raiz dos modelos restaurados com NMF de $2/3$ e $1/2$ do comprimento da raiz respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.....	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tensão principal máxima a partir da força mesiodistal.....	33
Tabela 2 – Tensão principal máxima a partir da força vestibulolingual.....	35

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm² - Centímetro quadrado

CTI – Centro de Tecnologia da Informação

gf – Grama-força

g/cm² - Grama por centímetro quadrado

MEF – Método de Elementos Finitos

mm - Milímetro

MPa - Megapascal

N – Newton

NMF – Núcleo Metálico Fundido

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1 DENTES DESPOLPADOS E RENTENTORES INTRARRADICULARES....	13
2.2 NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO.....	14
2.3 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	17
2.3.1 Pré-processamento.....	18
2.3.1.1 Módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson.....	18
2.3.2 Processamento e pós- processamento.....	19
2.4 APLICAÇÃO DE FORÇAS ORTODÔNTICAS EM INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES ATRAVÉS DO MEF.....	20
2.5 INFLUÊNCIA DO TAMANHO DO PINO NA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES.....	22
3 OBJETIVOS.....	27
4 METODOLOGIA.....	28
5 RESULTADOS.....	32
5.1 SIMULAÇÃO DO MOVIMENTO MESIODISTAL.....	32
5.2 SIMULAÇÃO DO MOVIMENTO VESTIBULOLINGUAL.....	33
6 DISCUSSÃO.....	36
7 CONCLUSÃO.....	40
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	41
APÊNDICE A – ARTIGO	47

1 INTRODUÇÃO

Dentes submetidos ao tratamento endodôntico apresentam uma diminuição significativa de sua resistência à fratura e menor capacidade de recuperação elástica após a deformação se comparado a um dente hígido, em decorrência da perda de importantes estruturas como a polpa e dentina (TIDMARSH, 1976; TRABERT, 1978; LOURO, VIEIRA e FIRME, 2008; ROSSATO, 2010).

Quando a quantidade de dentina coronária remanescente é insuficiente para sustentar uma restauração, os retentores intrarradiculares são recomendados (YAMAN e THORSTEINSSON, 1992; FREEDMAN, 2001; AL-OMIRI et al., 2010; LOURO, VIEIRA e FIRME, 2008). Eles auxiliam na reconstrução do dente e garantem a retenção e estabilidade das coroas dentárias (CHUANG et al., 2010; ROSCOE et al., 2013; OYAR, 2014).

Os núcleos metálicos fundidos (NMF) são retentores intrarradiculares usados em tratamentos de dentes que passaram por tratamento endodôntico e tiveram grande destruição coroaária (TEÓFILO, ZAVANELLI, e QUEIROZ, 2005; SARKIS-ONOFRE et al., 2014). As condições ideais de instalação dos pinos metálicos foram amplamente discutidas (GOERING e MUENINGHOFF, 1983; SOKOL, 1984; SORENSEN e MARTINOFF, 1984; MORGANO e MILOT, 1993; HSU et al., 2009). Quanto ao comprimento do NMF, a medida ideal é de 2/3 do comprimento da raiz, deixando entre 3 a 5mm de material obturador no interior do canal radicular (GOERING E MUENINGHOFF, 1983; SOKOL, 1984; HSU et al., 2009). No entanto, esse comprimento pode variar, e podem ser adotadas medidas correspondentes à metade do comprimento da raiz ou igual ao comprimento da coroa (SOKOL, 1984). Um estudo realizado por meio de avaliações radiográficas mostrou que na maioria dos dentes restaurados, o núcleo metálico fundido apresentava comprimento menor do que o recomendado (BONFANTE et al., 2000), alterando o comportamento biomecânico do remanescente radicular (TIDMARSH, 1976; TRABERT, 1978; LOURO, VIEIRA e FIRME, 2008).

Estudos realizados através do Método de Elementos Finitos (MEF), técnica matemática desenvolvida para solucionar problemas de engenharia, e amplamente utilizado para simular a biomecânica dos tecidos dentais em pesquisas odontológicas, buscaram avaliar a relação entre o comprimento dos retentores intrarradiculares e o desempenho biomecânico de dentes sujeitos a cargas mastigatórias (RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007; HSU et al., 2009; CHUANG et al., 2010; KAMBLE et al., 2012; DJAK E MŁOTKOWSKI, 2013; KNOP et al., 2015). Enquanto Chuang et al. (2010) encontraram que pinos metálicos mais longos apresentavam maiores tensões, Hsu et al. (2009) descobriram que aumentando o comprimento, as tensões eram mais bem distribuídas, alcançando valores menores. Porém, outros autores não encontraram uma relação clara entre o comprimento dos retentores intrarradiculares e as distribuições de tensão (RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007; DJAK E MŁOTKOWSKI, 2013).

Na literatura são encontrados trabalhos que têm avaliado como o comprimento do material restaurador afeta a distribuição de tensões durante cargas mastigatórias (RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007; HSU et al., 2009; CHUANG et al., 2010; DJAK E MŁOTKOWSKI, 2013). Entretanto, faltam estudos que investiguem a distribuição de tensões em dentes restaurados submetidos a forças ortodônticas.

Este estudo buscou, através do Método de Elementos Finitos (MEF), analisar a biomecânica das tensões geradas por forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal nas raízes de incisivos centrais superiores restaurados com NMF medindo $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.2 DENTES DESPOLPADOS E RETENTORES INTRARRADICULARES

Os dentes submetidos ao tratamento endodôntico apresentam uma diminuição significativa de sua resistência. Isto porque, além do desgaste para o preparo do acesso endodôntico, pode haver uma perda de estrutura dentária adicional devido a lesões de cárie, procedimentos restauradores anteriores e traumatismos dentários que comprometem importantes estruturas de reforço, como cristas marginais, pontes de esmalte e teto da câmara pulpar (FARIA et al., 2011; DURMUS e OYAR, 2014; CHUANG et al., 2010; LOURO, VIEIRA E FIRME, 2008). Esses dentes são mais propensos a falhas biomecânicas do que um dente vital, pois, ao perder a polpa, o dente perde umidade, nutrientes e a capacidade de defesa frente às injúrias. Além disso, a perda de dentina intracoronária e intrarradicular, altera a composição da estrutura dentária remanescente, podendo levar à perda da eficácia de recuperação elástica após a deformação quando exposto a cargas mastigatórias excessivas, característica comum aos dentes hígidos (TIDMARSH, 1976; TRABERT, 1978; ROSSATO, 2010; FARIA et al., 2010).

Para que seja restabelecida a forma e a função, os dentes submetidos ao tratamento endodôntico precisam ser restaurados. Dependendo da situação clínica, a confecção de um núcleo de preenchimento pode ser suficiente para oferecer retenção à coroa dentária. Porém, em dentes que apresentam perda substancial de estrutura, um reforço intrarradicular torna-se necessário (SMITH, SCHUMANN e WASSON, 1998). Os pinos associados às coroas protéticas são, portanto, uma opção de tratamento para estes dentes proporcionando resistência ao remanescente dentário e retenção ao material restaurador (DURMUS e OYAR, 2014, VERÍSSIMO et al., 2014). Desta forma, quando a perda de estrutura dentária resulta em uma quantidade de remanescente inadequada para reter uma restauração, estes pinos atuam principalmente fornecendo retenção e estabilidade para as coroas protéticas, além de proporcionar apoio aos dentes, distribuindo as forças mastigatórias ao longo das raízes (CHUANG et al., 2010, ROSCOE et al., 2013, OYAR, 2014; YAMAN e

THORSTEINSSON, 1992; FREEDMAN et al., 2001; AL-OMIRI et al., 2010; LOURO, VIEIRA e FIRME, 2008).

A restauração dos elementos dentários através de retentores intrarradiculares, requer, geralmente, um preparo do canal radicular de até 2/3 de seu comprimento, bem como da coroa dentária, de forma que essas restaurações envolvem a perda de aproximadamente 58,3% da estrutura dos incisivos, por exemplo e podem provocar um enfraquecimento do elemento dental (DEJAK e MŁOTKOWSKI, 2013; TEÓFILO, ZAVANELLI e QUEIROZ, 2006).

Além disso, de acordo com Roscoe et al. (2013), os dentes submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados com um retentor intrarradicular, um núcleo e uma coroa, podem ser considerados como uma estrutura de engenharia multicomponente de geometria complexa e a distribuição de tensão em tal sistema depende do material do pilar, do núcleo, da coroa, da rigidez das estruturas de suporte e da direção e magnitude das forças que incidem sobre eles.

2.2 NÚCLEO METÁLICO FUNDIDO

As restaurações com núcleo metálico fundido (NMF) são utilizadas há muitos anos, de forma que esta técnica é considerada como padrão ouro no que se refere ao restabelecimento anatômico-funcional dos elementos dentais com tratamento endodôntico e grande destruição coronária (RIBEIRO, 2008).

Os núcleos metálicos fundidos são indicados em casos de reabilitações extensas levando em consideração a quantidade de tecido coronal remanescente. Desta forma, estão indicados em situações em que há menos de 2 mm de férula (estrutura dental remanescente após o preparo pré-protético) (TEÓFILO, ZAVANELLI e QUEIROZ, 2005; SARKIS- ONOFRE et al., 2014). De acordo com Morgano e Milot (1993), os NMF permitem uma melhor adaptação no espaço do canal radicular, tanto horizontal quanto verticalmente, reduzindo a linha de cimentação e aumentando a retenção. Por isso, também são indicados para condutos radiculares nos quais os pinos pré-fabricados não se adaptam adequadamente às paredes, como em casos de canais elípticos ou excessivamente cônicos, e necessitariam de uma camada de cimento mais

espessa (TEÓFILO, ZAVANELLI e QUEIROZ, 2005; PRADO et al., 2013). Além disso estão indicados para casos de realinhamento dental, onde é necessário a alteração na inclinação do dente como nos casos em que uma raiz esteja inclinada no sentido vestibular e a coroa necessite ser posicionada para a lingual e, assim, harmonizar a posição no arco dental (TEÓFILO, ZAVANELLI e QUEIROZ, 2005).

Dentre as desvantagens das restaurações com NMF destacam-se a possibilidade de corrosão da liga, estética desfavorável, rigidez da liga em comparação à dentina radicular e a necessidade de um elevado número de sessões clínicas para confecção da restauração (SOARES et al., 2012).

A corrosão pode ocorrer pelo contato dos eletrólitos presentes na saliva com a superfície do núcleo metálico fundido provocando possíveis reações eletroquímicas (DIONYSOPOULOS, SKOLIANOS e PAPADOGIANNIS, 1995; CHUANG et al., 2010). O produto desta corrosão, uma vez impregnado à dentina, causa alteração de cor da raiz dos dentes e pode provocar alterações como redução da resistência do pino (CHUANG et al., 2010 e SOARES et al., 2013).

Os núcleos metálicos fundidos podem ser fabricados com ligas de ouro (Au), prata-paládium (AgPd), cobre-alumínio (CuAl) e níquel-cromo (NiCr) (VERRI et al., 2017). A possibilidade de corrosão aumenta quando duas ligas diferentes são colocadas em contato na cavidade bucal (SOUZA FILHO et al., 2004). Porém, o custo da liga Au pode inviabilizar seu uso em algumas situações clínicas e, portanto, as ligas de AgPd, CuAl e NiCr podem ser mais utilizadas (ABREU et al., 2010; PRADO et al., 2014).

A rigidez da liga em comparação à dentina radicular está relacionada ao módulo de elasticidade de ambas as estruturas, onde os retentores apresentam um módulo de elasticidade maior do que o da dentina. A liga NiCr, por exemplo apresenta um módulo de elasticidade de aproximadamente 200 GPa enquanto o módulo de elasticidade da dentina é de aproximadamente 18 GPa. De acordo com Durmus et al. (2014), o módulo de elasticidade é um parâmetro importante para determinar a resposta à tensão do material do pilar e do núcleo. Porém, não existe um consenso na literatura sobre os efeitos que essa diferença pode

provocar na distribuição de tensões quando os dentes restaurados são submetidos a diferentes cargas.

De acordo com Djak e Młotkowski (2013), retentores com módulo de elasticidade mais elevado que o da dentina, fortalecem a estrutura dentária. Isso ocorreria porque o elevado módulo de elasticidade dos pinos resulta em reduções nos valores de tensão na raiz e na interface dente/pino visto que as tensões ficariam concentradas no retentor intrarradicular (DURMUS et al., 2014; OYAR, 2014). Por isso, alguns autores recomendam a utilização de retentores intrarradiculares com alto módulo de elasticidade (ASMUSSEM, PEUTZFELDT e SAHAFFI, 2005; BALKAYA e BIRDAL, 2013).

Outros autores associam o elevado módulo de elasticidade dos pinos a uma maior transferência de tensões para a dentina e altas concentrações de tensões nas interfaces pino/dentina (NAKAMURA et al., 2006; ROSCOE et al., 2013). De acordo com Chuang et al. (2010), retentores intrarradiculares que apresentam módulo de elasticidade mais elevado do que o da dentina podem provocar fraturas radiculares. Isto ocorreria porque o pino metálico fundido, que possui um alto módulo de elasticidade, não absorve a energia, mas a transmite para a dentina, aumentando a possibilidade de fratura da raiz (GIOVANI et al., 2009).

As condições ideais de instalação dos pinos metálicos já foram amplamente relatadas (SORENSEN e MARTINOFF, 1984; MORGANO e MILOT 1993). Em relação à largura do pino, esta não deve ser maior que um terço da largura da raiz (RODRIGUEZ-CERVANTES et al., 2007). Já em relação ao comprimento do pino, Goering e Mueninghoff (1983) afirmaram que a medida ideal seria de 2/3 do comprimento radicular, deixando 4 a 5 mm de obturação no interior do canal radicular. Entretanto, de acordo com Sokol (1984), o valor do comprimento poderia variar entre metade do comprimento da raiz (aproximadamente 7 mm), o comprimento da coroa, dois terços da raiz (aproximadamente 9 mm), três quartos do comprimento da raiz (aproximadamente 11 mm) (SOKOL, 1984). Ainda de acordo com Sokol (1984), uma abordagem prática seria fazer cada pino o mais longo possível sem comprometer a vedação apical de 3 mm. Soresen e Martinoff (1984) relataram que se o comprimento do pino fosse pelo menos igual à altura da coroa, a taxa de sucesso poderia chegar a 97%. Para Hsu et al. (2009), o pino de metal deve

ser o maior possível, mantendo pelo menos 4 a 5 mm de guta percha para selamento endodôntico.

Sabe-se, entretanto, que o preparo radicular profundo remove uma parte considerável da estrutura dentária e envolve o risco de perfuração radicular (HSU et al., 2009). Além disso, o principal fator que determina o prognóstico de dentes submetidos ao tratamento endodôntico é a preservação da dentina saudável (PILO, SHAPENCO e LEWINSTEIN, 2008).

Bonfante et al., (2000) realizaram uma análise radiográfica de 1000 núcleos metálicos fundidos com o objetivo de avaliar se os aspectos descritos como indispensáveis para o sucesso desse tipo de restauração são realizados de fato nos pacientes. Concluíram que mais de 80% dos núcleos apresentavam comprimento menor do que o recomendado pela regra dos 2/3 do comprimento total da raiz e apenas 30% dos núcleos foram confeccionados preservando de 3 a 5 mm de material obturador no ápice radicular, demonstrando que a grande maioria dos pinos confeccionados na prática clínica desrespeitam a regra básica dos 2/3 do comprimento radicular.

2.3 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O Método de Elementos Finitos (MEF) é um recurso da Engenharia, onde através de análises matemáticas, é possível calcular e analisar a tensão e deformação de estruturas ditas complexas (KNNOP et al., 2015). Esta análise consiste na discretização de um meio contínuo, mantendo as propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados (LOTTI et al., 2006).

Este método é extremamente útil para indicar aspectos mecânicos de biomateriais e tecidos humanos que dificilmente podem ser medidos *in vivo* e apresentam, portanto, a vantagem de ser um método não-invasivo e preciso (SINGH et al., 2016). Por isso, tem sido um importante instrumento na pesquisa ortodôntica, possibilitando o estudo de diversos pontos, como: áreas de distribuição de tensões no ligamento periodontal e osso alveolar durante a movimentação dentária, direção do deslocamento do dente, áreas com maior

probabilidade de reabsorção radicular, além da distribuição de tensões nos arcos (KNOP et al., 2015).

A execução deste método pode ser dividida em três etapas principais denominadas pré-processamento, processamento e pós-processamento (LOTTI et al., 2006 e KNOP et al., 2015).

2.3.1 Pré-processamento

Nesta primeira etapa, a geometria da estrutura que se deseja estudar deve ser desenhada graficamente para a obtenção de um modelo experimental. Esta modelagem geométrica pode ser realizada através de um programa de computador específico, como por exemplo o AutoCAD (Autodesk, EUA) (LOTTI et al., 2006). A morfologia das estruturas a serem modeladas podem ser baseadas em tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, crânios secos ou dentes extraídos (KNOPP et al., 2015; LOTTI et al., 2006; SINGH et al., 2016).

Posteriormente, para permitir a análise por meio do MEF, o modelo sólido deve ser convertido em uma malha de elementos finitos, que é a discretização do modelo. Os elementos representam coordenadas no espaço e podem apresentar diversos formatos, como tetraédricos e hexaédricos, por exemplo. Os elementos são unidos entre si através de pontos ou nós, responsáveis por transmitir as informações entre os modelos e formando uma malha bi ou tridimensional (KNOPP et al., 2015; LOTTI et al., 2006).

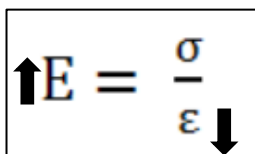
Após a criação da malha de elementos finitos, as propriedades dos materiais empregados devem ser especificadas. Estas propriedades, denominadas módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, definirão o comportamento mecânico de cada componente (KNOPP et al., 2015).

2.3.1.1 Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson

Também denominado módulo de Young, o módulo de elasticidade, trata-se de uma grandeza que é proporcional à rigidez de um material quando este é submetido a uma tração ou compressão. Basicamente, é a razão entre a força aplicada e a deformação sofrida pelo corpo. Tomando como exemplo uma borracha e um metal e considerando que o módulo de elasticidade do metal é

mais elevado, se for aplicada uma mesma força em ambos os materiais, será verificada uma deformação elástica maior na borracha do que no metal. (CASSOLINO E PEREIRA, 2010) (Figura 1).

Figura 1 - Equação que determina o módulo de elasticidade, onde E = Módulo de elasticidade ou módulo de Young; σ = Força aplicada; ϵ = Deformação elástica longitudinal do corpo de prova (CASSOLINO e PEREIRA, 2010 modificada).


$$\uparrow E = \frac{\sigma}{\epsilon} \downarrow$$

O coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial (LOTTI et al., 2006). Mede, portanto, a deformação transversal, em relação à direção longitudinal de aplicação de uma carga, de um material homogêneo e isotrópico (ANUSAVICE, SHEN e RAWLS, 2013)

2.3.2 Processamento e Pós-processamento

Após a criação e preparo do modelo na etapa de pré-processamento, a simulação virtual do que se deseja estudar, pode ser feita e o problema estrutural é solucionado computacionalmente caracterizando, dessa forma, a fase de processamento ou resolução.

A última etapa, denominada pós-processamento, consiste na análise e comparação dos resultados. A visualização dos resultados é feita através de uma escala de cores, onde cada tonalidade pode representar uma quantidade de deslocamento e tensão gerada nas estruturas (LOTTI et al., 2006). Assim, é possível analisar de que maneira o dente foi deslocado, o tipo de movimento realizado e até mesmo qual região sofreu maior deslocamento. Além do deslocamento, é possível avaliar, por exemplo, como as tensões se distribuíram sobre as estruturas analisadas nas três direções do espaço (X, Y e Z), no caso de um modelo tridimensional. Por tanto, ao selecionar um dos eixos da coordenada, uma escala de cores e seus respectivos valores corresponderão à

uma quantidade de tensão presente na direção e no sentido do eixo avaliado. A análise de Von Mises, por exemplo, é um tipo de análise de tensões muito utilizado em pesquisas odontológicas, onde é possível representar a média das tensões em todas as direções e, assim, demonstrar os pontos de maior tensão (LOTTI et al., 2006; BRITO et al., 2022).

2.4 APLICAÇÃO DE FORÇAS ORTODÔNTICAS EM INCISIVOS CENTRAIS SUPERIORES ATRAVÉS DO MEF

O MEF tem sido amplamente empregado em estudos na área da Ortodontia para modelar a aplicação de forças ortodônticas e avaliar a distribuição de tensões que ocorrem em dentes e nas estruturas adjacentes devido a essas forças (RUDOLPH, WILLES E SAMEISHIMA, 2001; OYAMA et al., 2007; LIANG et al., 2009; KAMBLE et al., 2012; KANJANAOUTHIA et al., 2012)

Rudolph, Willes e Sameshima (2001), realizaram um estudo através do MEF para investigar os tipos de forças ortodônticas que causam maior estresse, especificamente no ápice radicular do incisivo central superior. Para isso, criaram um modelo tridimensional de um incisivo central superior e osso alveolar com base na morfologia anatômica encontradas em um livro de anatomia dental. Em seguida foram projetadas a aplicação de cargas para simular o movimento ortodôntico. Forças de inclinação, intrusão, extrusão, rotação e movimento de corpo foram aplicadas na superfície vestibular da coroa. Para simular a força de inclinação, foi aplicada uma força de 25 gf perpendicular ao longo eixo do dente. Para simular as forças intrusivas e extrusivas, uma força de 25 gf foi aplicada paralelamente ao longo eixo do dente. A simulação dos movimentos de rotação e de corpo foi realizada através da aplicação de uma força de 25gf em direções opostas. A análise da distribuição das tensões demonstrou que a tensão principal da força de inclinação foi localizada na crista alveolar, no movimento de corpo as tensões foram distribuídas ao longo do ligamento periodontal e as forças extrusivas, intrusivas e rotacionais produziram maiores tensões no ápice da raiz.

Com o objetivo de determinar o efeito da inclinação vestibulo-lingual de um incisivo central superior na magnitude e distribuição de tensões dentro do espaço periodontal, Kanjanaouthia et al. (2012) realizaram um estudo através

do MEF. Através deste método, criaram cinco modelos tridimensionais de um incisivo central superior com inclinação de 0°, 10°, 20°, 30° e 40° em relação a uma linha perpendicular ao plano oclusal. Cada modelo foi submetido a uma força lingual de 1N, que representa aproximadamente 100 gf. Os resultados demonstraram que com o aumento da inclinação, as tensões de compressão tendem a aumentar, enquanto as tensões de tração tendem a diminuir. A localização onde as tensões de compressão foram predominantes mudou da área média da raiz para a área apical da face lingual, enquanto a área onde as tensões de tração foram predominantes mudou da área média da raiz para a área cervical na face vestibular. Estes resultados demonstraram que com o aumento da inclinação, a tensão de compressão tende a aumentar, enquanto a tensão de tração tende a diminuir. Além disso, em valores mais baixos de inclinação, a distribuição das tensões de compressão e tração são uniformemente distribuídas ao longo da superfície lingual e vestibular da raiz, respectivamente. E, por fim, com o movimento de corpo e o aumento da inclinação, a área de compressão máxima muda do meio da raiz para a área apical e aumenta em magnitude, enquanto a área de tração máxima muda do meio da raiz para a área cervical e diminui em magnitude.

O controle de torque de incisivos centrais superiores e a diferença biomecânica durante o tratamento ortodôntico lingual e vestibular foi avaliado por Liang et al. (2009) através do método de elementos finitos. Para isso, um modelo tridimensional de elementos finitos da maxila e dos incisivos centrais superiores foi feito com 98.106 nós e 71.944 elementos. Para simular o tratamento ortodôntico, foram aplicadas forças de retração horizontal, força de intrusão vertical e torque lingual foram aplicados. Em seguida, a distribuição das tensões principais máximas e mínimas foram analisadas e comparadas entre tratamento ortodôntico utilizando aparelho vestibular e lingual. Os autores observaram que cargas da mesma magnitude, produziram translação do incisivo superior quando utilizado aparelho ortodôntico na vestibular, mas inclinação lingual da coroa do mesmo dente quando utilizado aparelho ortodôntico na lingual. Esse fato sugere que é mais provável ocorrer a perda do controle de torque dos incisivos superiores durante a retração quando utilizado aparelho ortodôntico lingual.

O MEF também foi utilizado em ortodontia para avaliar a influência da morfologia radicular no padrão de distribuição de tensões de incisivos centrais

superiores quando submetidos a forças ortodônticas (OYAMA et al., 2007 e KAMBLE et al., 2012). Oyama et al. (2007), ao aplicar uma força intrusiva e outra horizontal, ambas de 2N, observaram que em raízes curtas, dilaceradas ou em formato de pipeta, houve maiores tensões radiculares do que em dentes que apresentavam raízes com formatos normais. Kamble et al. (2012) também investigaram a distribuição de tensão nas raízes de incisivos centrais superiores com diferentes tipos de morfologia radicular quando submetidos a forças ortodônticas. Os modelos receberam forças de intrusão (15gf), extrusão (50gf), rotação (50gf) e de inclinação (50gf). A análise da distribuição das tensões demonstrou que nos diferentes tipos de forças aplicadas, as raízes desviadas, dilaceradas e em forma de pipeta, apresentaram maiores valores de tensão do que as formas radiculares normais. De acordo com os autores, esses desvios podem, inclusive, tornar o dente mais propenso à reabsorção radicular.

A análise dos efeitos da aplicação de forças ortodônticas em dentes hígidos através do MEF tem sido amplamente relatada na literatura (RUDOLPH, WILLES E SAMESHIMA, 2001; OYAMA et al., 2007; LIANG et al., 2009; KAMBLE et al., 2012; KANJANAOUTHAI et al., 2012). Entretanto, pouco se sabe sobre os efeitos da aplicação destas forças em dentes restaurados.

2.5 INFLUÊNCIA DO TAMANHO DO PINO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

Estudos foram realizados com intuito de avaliar o desempenho biomecânico de dentes submetidos ao tratamento endodôntico, restaurados com pinos de diferentes comprimentos e submetidos a cargas mastigatórias (RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007; GIOVANI et al., 2009; HSU et al., 2009; CHUANG et al., 2010; DJAK e MŁOTKOWSKI, 2013).

Com o objetivo de examinar a influência do comprimento e composição na resposta mecânica de dentes submetidos ao tratamento endodôntico, Chuang et al (2010) realizaram um estudo que combinou um ensaio mecânico e análise de elementos finitos. Para o ensaio mecânico, a amostra contou com sessenta incisivos extraídos e submetidos ao tratamento endodôntico. Em seguida foram restaurados com pinos de três materiais diferentes: aço inoxidável, fibra carbono e fibra de vidro, com comprimentos intrarradiculares de

5 mm e 10 mm. Após a restauração do núcleo de resina e da coroa, esses dentes foram termociclados e carregados para fraturar em uma direção oblíqua. Para a análise em elementos finitos, foram utilizados modelos de um incisivo restaurado com um pino de cada material e com a variação de comprimento. Neste estudo, com o objetivo de analisar a distribuição de tensões na dentina radicular, o dente simulado foi carregado com uma força de 100 N na superfície lingual da coroa, 2 mm abaixo da borda incisal e em uma angulação de 135°. O resultado do ensaio mecânico demonstrou que os pinos de aço inoxidável de diferentes tamanhos apresentaram uma diferença significativa na resistência à fratura, onde o pino de maior tamanho (10mm) demonstrou ser menos resistente à fratura, enquanto o pino de menor tamanho (5mm) suportou uma carga de falha de maior intensidade. Para a análise de elementos finitos, os resultados foram avaliados através da análise de von Mises onde os picos de tensão foram medidos nas regiões de interesse. Dentre os modelos analisados, o pino de aço inoxidável de 10 mm apresentou o maior valor de tensão de von Mises. Esta tensão estava localizada na região palatina da dentina radicular em contato com a extremidade apical do pino. Os autores concluíram que o aumento do comprimento do pino não reforçou o dente submetido ao tratamento endodôntico, independente do uso de pinos metálicos ou de fibra. Além disso, o uso de pinos metálicos de maior comprimento pode reduzir a resistência à fratura de dentes restaurados, uma vez que o preparo adicional do canal radicular é necessário para a extensão do pino.

Rodríguez-Cervantes et al. (2007) também realizaram um estudo que combinava ensaio mecânico e análise de elementos finitos objetivando avaliar a influência do diâmetro e comprimento do pino no desempenho mecânico (resistência à fratura e distribuição de tensões) de dentes restaurados. Para o ensaio mecânico, uma amostra de 80 incisivos centrais superiores foi avaliada, onde 40 foram restaurados com pino de fibra de vidro e 40 com pino de aço inoxidável. O diâmetro variou de 1,14 a 1,5 mm e o comprimento do pino de 4 a 14 mm. Como o tamanho de cada dente avaliado era diferente, a padronização da análise do comprimento e espessura dos pinos foi feita através do cálculo da razão dessas medidas. Assim, o valor da razão do comprimento, por exemplo, era dado através do cálculo: comprimento do pino/ comprimento da raiz. Neste

experimento, os dentes foram submetidos a uma força que incidiu na região palatina com ângulo de 30° em relação ao eixo radicular. A força era aplicada a uma taxa de 5N/s até o registro de falha. Para a análise de elementos finitos, o modelo foi baseado nas médias das medidas de 40 incisivos centrais superiores humanos extraídos. O modelo apresentava os seguintes componentes: osso (cortical e trabecular), ligamento periodontal, dentina, guta-percha, pino, cimento e núcleo. Para a malha foram utilizados elementos tetraédricos com tamanhos variados e uma carga de 300 N foi aplicada no lado palatino do dente em um ângulo de 30° com o eixo radicular. Os comprimentos dos pinos analisados foram 3,5, 7, 9, 11 e 12 mm. Os resultados do teste mecânico e da análise de elementos finitos não demonstraram uma influência clara do comprimento do pino na carga de falha dos dentes restaurados utilizando pinos de aço inoxidável.

Djak e Młotkowski (2013) realizaram um estudo por meio da análise de elementos finitos com o objetivo de avaliar a influência da férula e do comprimento do pino de fibra de vidro e núcleo metálico fundido na resistência de dentes anteriores. Para isso, foram gerados 13 modelos de incisivos centrais superiores, variando a presença ou não de férula e o tamanho dos pinos em 13, 8 e 4 mm para pino de fibra de vidro e 10 e 5 mm para núcleo metálico fundido. Cada modelo foi submetido a uma carga de 100 N sobre a região do cíngulo lingual, em um ângulo de 130°. A análise das tensões demonstrou que a férula reduz as tensões na dentina e nos pinos, de forma que em dentes com férula, as tensões foram de 1,7 a 3 vezes menores do que em dentes sem férula. Porém, os resultados demonstraram que o comprimento do pino não influenciou na distribuição das tensões nas coroas e na dentina, sendo observado apenas um pequeno aumento das tensões no cimento de dentes restaurados com pinos curtos. Os autores concluíram, portanto, que o comprimento do pino teve um efeito insignificante na distribuição das tensões de raízes restauradas com diferentes tamanhos de pinos.

Santos-Filho et al. (2014) avaliaram em seu estudo a influência do tamanho do pino na distribuição de tensões e resistência à fratura em incisivos centrais superiores. Os dentes restaurados receberam uma carga total de 100 N aplicada em um ângulo de 135° ao longo eixo do dente. Os autores observaram que, nos dentes restaurados com NMF, a diminuição do comprimento do pino

produziu altos valores de tensão na superfície inferior da dentina radicular, aumentando a probabilidade de falhas nessa região. Por fim, os autores sugerem que quando um NMF for usado, o pino deve ser o mais longo possível.

Giovani et al (2009) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de raízes de dentes submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados com pinos de fibra de vidro e núcleo metálico fundido. A amostra foi composta por sessenta caninos superiores que possuíam um único canal e raízes retas medindo aproximadamente 16 mm. Os dentes foram submetidos ao tratamento endodôntico e restaurados com os pinos de diferentes materiais medindo diferentes comprimentos. Dessa forma, a amostra foi dividida em 3 grupos (n=20), de acordo com o comprimento do pino: 6 mm, 8mm ou 10 mm e cada grupo foi dividido em 2 subgrupos, de acordo com o material do pino (n=10): Núcleo metálico fundido ou pino de fibra de vidro. A amostra foi então submetida a uma carga compressiva oblíqua crescente aplicada no face palatina, próxima ao cíngulo. Os resultados demonstraram que apesar de alguns dentes restaurados com núcleo metálico fundido terem sido fraturados, não houve influência do tamanho do pino nesta fratura. Os autores defendem a hipótese de que, independentemente do comprimento, quando um pino metálico fundido, que possui um alto módulo de elasticidade, é submetido a esforços, ele não absorve energia. Ao contrário, transmite energia para uma estrutura menos rígida, a dentina, que apresenta um módulo de elasticidade menor, aumentando assim o potencial de fratura da raiz.

HSU et al. (2009) realizaram um estudo através da análise de elementos finitos com o objetivo de avaliar o desempenho biomecânico de dentes submetidos a tratamento endodôntico e restaurados com pinos de três materiais diferentes (pino de fibra de vidro, aço inoxidável e níquel-cromo- metálico fundido) e medindo diferentes comprimentos (7,10 e 13mm). O dente escolhido para modelagem foi um incisivo central superior medindo 23 mm de comprimento, sendo que a coroa media 9 mm e a raiz 14 mm. O modelo apresentava os seguintes componentes: pino, núcleo, coroa, guta-percha, dentina e osso. O ligamento periodontal, entretanto, não foi incluído devido à pequena espessura e a possibilidade de causar distorção dos elementos nesta área delgada. Uma carga oclusal de 300 N foi então aplicada na superfície

palatina da coroa a 45° do longo eixo do dente e foram analisadas as tensões de von Mises. Os resultados demonstraram que a tensão de von Mises aumentou quando o comprimento do pino foi encurtado independentemente do material do pino. Em relação ao pino NiCr fundido, quando foi reduzido de 13 para 7 mm, a tensão máxima de von Mises aumentou substancialmente. Os autores observaram que as maiores tensões se concentravam na ponta do pino quando este apresentava um comprimento menor e à medida que o comprimento aumentava, a tensão era mais uniformemente distribuída e, dessa forma, o valor geral da tensão diminuía. Estes resultados sugerem que a fratura vertical da raiz é mais provável quando o dente é restaurado com um pino curto e com um material de alto módulo de elasticidade, como o NiCr fundido, por exemplo. Por fim, os autores recomendam que, se um pino de metal for usado, o comprimento deve ser o maior possível, mantendo pelo menos 4-5 mm de guta-percha para selamento endodôntico.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Avaliar através do Método de Elementos Finitos as tensões provocadas por forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal na raiz de incisivos centrais superiores restaurados com NMF medindo $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz.

3.2 Objetivos específicos

Verificar a influência do comprimento do NMF na distribuição das tensões na raiz do incisivo central superior;

Comparar os níveis, regiões de incidência e tipos de tensões geradas nos NMFs de diferentes comprimentos e nas raízes restauradas.

4 METODOLOGIA

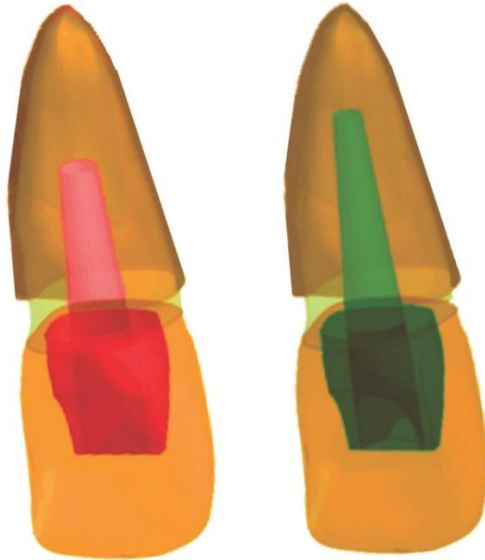
Para avaliar a distribuição de tensões provocadas por forças ortodônticas em incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido (NMF) de diferentes comprimentos, um modelo gerado pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI- Campinas, Brasil) foi utilizado para aplicação do método de elementos finitos.

O desenvolvimento do modelo de interesse teve início pela etapa de pré-processamento, partindo de um modelo pronto de maxila desenvolvido através das técnicas de BioCAD. A partir deste modelo foram obtidas as seguintes áreas de interesse para simulação: osso cortical, osso trabecular, ligamento periodontal, raiz sem remanescente coronário e coroa protética do incisivo central superior. O longo eixo do incisivo apresentava um ângulo, em relação ao plano palatino, de 90° na vista coronal e de 110° na vista sagital (GANDINI JR et al., 2005). Cada um desses componentes passou por um tratamento em suas superfícies, realizado através do software Rhinoceros3D® a fim de corrigir pequenas imperfeições decorrentes dos cortes realizados na etapa anterior.

Foram introduzidas cavidades que representaram as regiões onde foi retirado o material orgânico para preparo do conduto radicular e posterior preenchimento com núcleo metálico fundido (NMF). Os dentes de cada modelo foram restaurados com uma coroa de zircônia (COELHO et al., 2019). O diâmetro da porção radicular do NMF foi correspondente a 1/3 do diâmetro radicular (RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007). Assim, foram criados dois modelos (Figura 2):

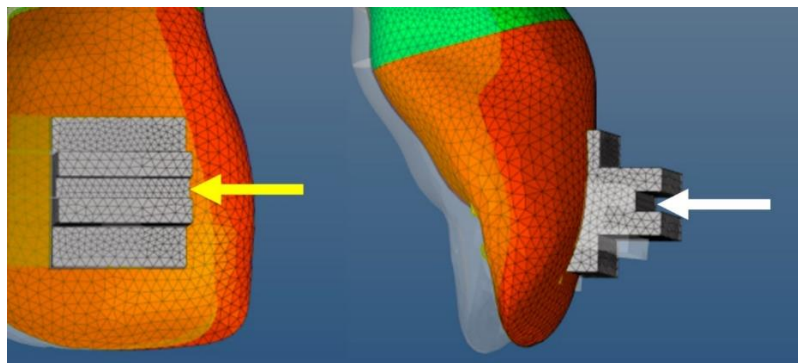
- Modelo 1: Incisivo central superior restaurado com núcleo metálico fundido medindo 2/3 do comprimento da raiz;
- Modelo 2: Incisivo central superior restaurado com núcleo metálico fundido medindo 1/2 do comprimento da raiz.

Figura 2 - Modelos de incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos fundidos medindo $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz, respectivamente.



Para finalizar o processo de modelagem, foi elaborado um modelo simplificado de bráquete, e seu slot foi posicionado a uma altura de 4mm da borda incisal (Figura 3). Tal simplificação foi possível, uma vez que o bráquete não é uma região de interesse da análise. Os modelos foram exportados para o software HyperMesh® para criação da malha tridimensional de elementos finitos tetraédricos.

Figura 3 – Representação da aplicação das forças no slot do bráquete. A seta amarela representa a força mesiodistal (70gf) e a seta branca representa a força vestibulolingual (65gf).



Fonte: CTI – Campinas, Brasil (2020)

Uma vez criada a malha 3D, foram especificadas as propriedades dos materiais empregados, determinando o valor do módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) de acordo com o Quadro 1. Os materiais foram considerados isotrópicos.

Quadro 1- Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas dos modelos.

Material	Componente	E (GPa)	ν	Referência
Dentina	Raiz	18,60	0,31	Djak e Mlotwski (2013)
Zircônia	Coroa	205,00	0,30	Coelho et al. (2019)
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)
NiCr	Núcleo metálico fundido	200,00	0,33	Uddanwadiker, Padole e Arya (2007)
Aço inoxidável	Bráquete	210,00	0,30	Lanza et al. (2005)

Fonte: Elaborado pela autora (2020).

As configurações dos contatos entre os componentes foram definidas, sendo consideradas perfeitamente aderidas as seguintes interfaces: NMF com a coroa do incisivo e NMF com a parede do canal radicular.

Por último, 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 3): uma força com direção vestibulolingual, sentido lingual e intensidade de 65 gramas-força (gf); e outra força com direção mesiodistal, sentido distal e magnitude de 70 gramas-força (gf).

A intensidade das forças foi calculada levando em consideração a força ideal de 150 gf por centímetro quadrado e a área da maior secção radicular, em um corte coronal para determinar a força vestibulolingual e em um corte sagital para obter a força mesiodistal (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1997).

Após as aplicações de forças ortodônticas o NMF e o remanescente radicular foram analisados qualitativamente pelos mapas de tensões e quantitativamente pelos valores de tensões máximas principais.

5 RESULTADOS

5.1 Simulação do movimento mesiodistal

Em ambos os modelos, foi possível observar valores de tensão mais elevados na estrutura do núcleo metálico fundido do que na raiz do dente (Tabela 1).

A análise da distribuição de tensões no NMF, exibiu zonas de tração na região mesial e de compressão na região distal. O NMF de maior comprimento apresentou um maior valor de tensão máxima que o de menor comprimento. Em ambos os modelos a área de tensão máxima se concentrou no 1/3 médio do pino (Figura 4).

A análise da distribuição de tensões na raiz, mostrou que ambos os modelos apresentaram zonas de tração na face mesial e zonas de compressão na face distal. Nos dois modelos, a zona de maior tensão radicular se concentrou no terço cervical, envolvendo uma pequena porção do terço médio (Figura 5 e tabela 1).

Figura 4 - Análise da distribuição de tensões na face mesial dos núcleos metálicos fundidos medindo $\frac{2}{3}$ (modelo 1) e $\frac{1}{2}$ (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após a aplicação da força ortodôntica mesiodistal.

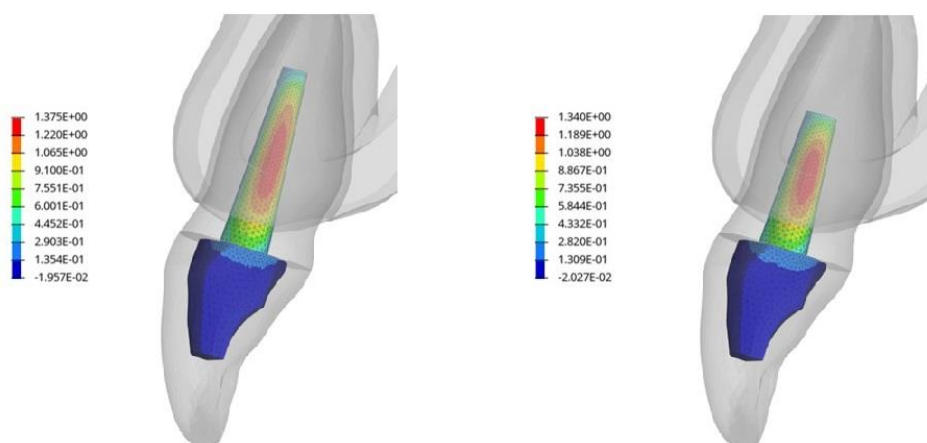


Figura 5 - Análise da distribuição de tensões nas raízes dos modelos restaurados com NMF medindo 2/3 (modelo 1) e 1/2 (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após aplicação de força mesiodistal.

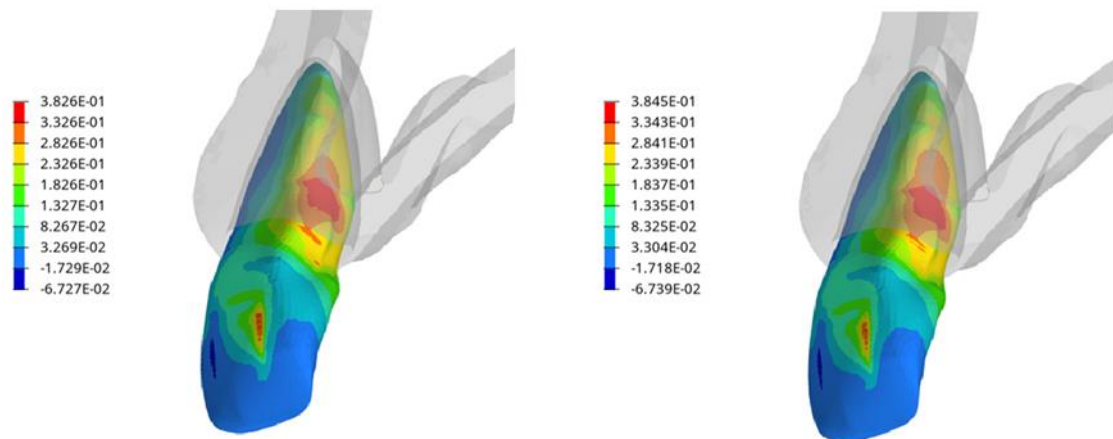


Tabela 1 – Tensão principal máxima a partir da força mesiodistal

	Modelo de incisivo restaurado com NMF 2/3 da raiz		Modelo de incisivo restaurado com NMF 1/2 da raiz	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
NMF	$10,200 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 médio	$10,020 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 médio
Raiz	$2,777 \times 10^{-1}$	Vestibular – 1/3 cervical	$2,800 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 cervical

5.2 Simulação do movimento vestibulolingual

Na aplicação da força ortodôntica vestibulolingual, o NMF de ambos os modelos apresentou zonas de tração na região vestibular e de compressão na região lingual. Tanto o NMF do modelo 1 quanto o NMF do modelo 2 apresentaram uma área de tração máxima localizada no terço médio da porção vestibular e os valores de tração apresentaram um decréscimo à medida que se afastavam do terço médio. O NMF que media 2/3 do comprimento da raiz, apresentou um valor de tensão principal máxima mais elevado do que o NMF que media 1/2 do comprimento da raiz (Figura 6 e tabela 2).

A distribuição de tensões na raiz dos modelos 1 e 2 evidenciou zonas de tração na região vestibular da raiz e zonas de compressão na região lingual.

Ambos os modelos apresentaram a tensão máxima concentrada no terço cervical. A raiz restaurada com o NMF de 2/3 de comprimento da raiz apresentou valor de tensão máxima mais baixo do que a raiz restaurada com o NMF de menor tamanho (Figura 7 e tabela 2)

Figura 6- Análise da distribuição de tensões nos núcleos metálicos fundidos do modelo 1 e 2, respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.

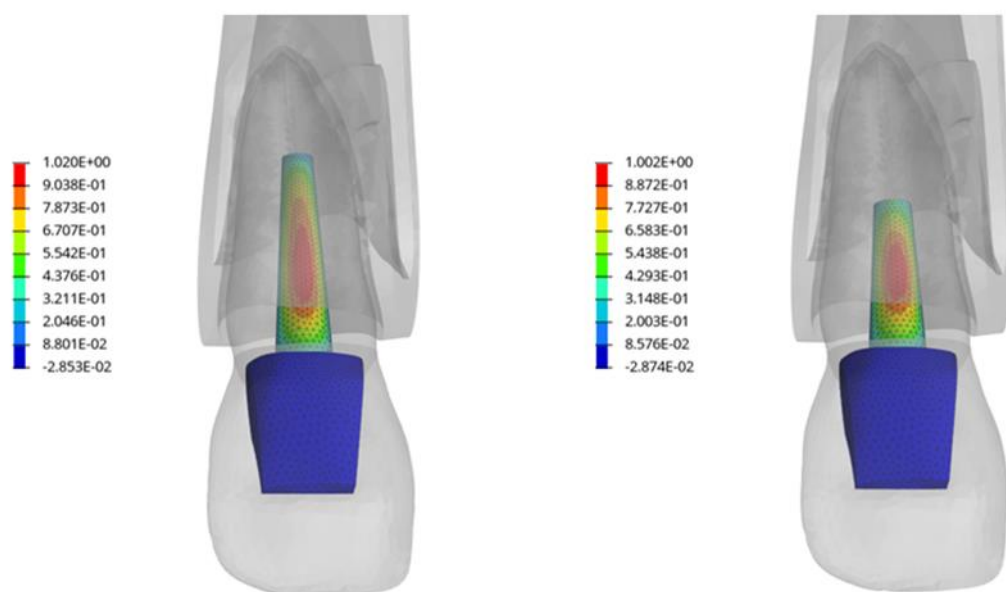


Figura 7 - Análise da distribuição de tensões na raiz dos modelos restaurados com NMF de 2/3 (modelo 1) e 1/2 (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.

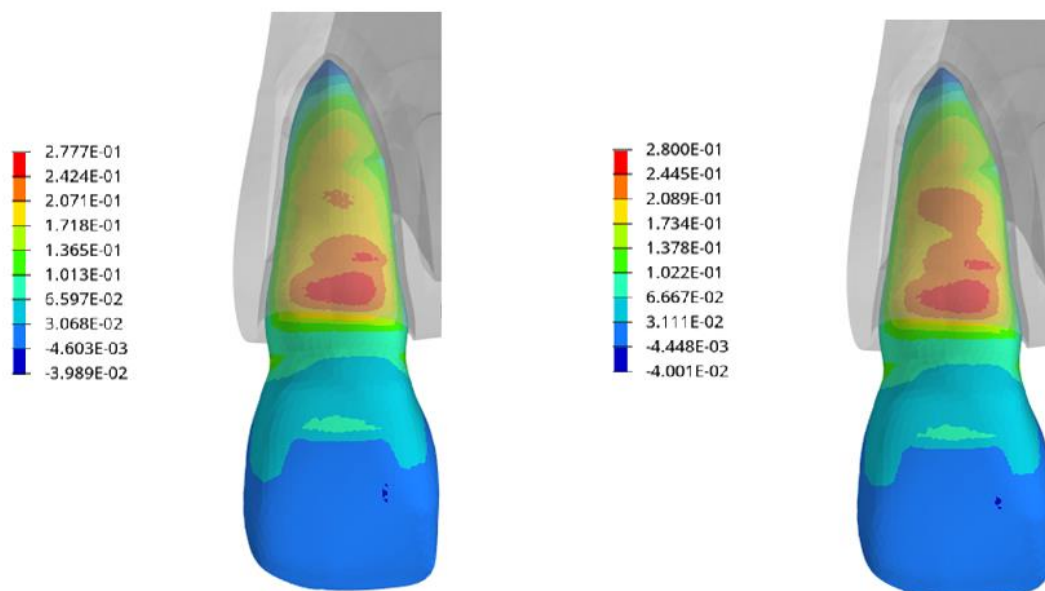


Tabela 2 – Tensão principal máxima a partir da força vestibulolingual

	Modelo de incisivo restaurado com NMF 2/3 da raiz		Modelo de incisivo restaurado com NMF 1/2 da raiz	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
NMF	$13,750 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 médio	$13,400 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 médio
Raiz	$3,826 \times 10^{-1}$	Mesial – 1/3 cervical/médio	$3,845 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 cervical/médio

6 DISCUSSÃO

O comportamento biomecânico foi influenciado pelo comprimento do NMF e com comportamento distinto para o remanescente radicular e para o NMF. A intensidade dos valores das tensões na raiz foi menor no modelo restaurado com NMF de maior tamanho, enquanto um comportamento inverso ocorreu no NMF.

O comprimento do NMF deve ser o maior possível sem comprometer a vedação apical de cerca de 3 a 5 mm, ou seja, aproximadamente $\frac{2}{3}$ do comprimento radicular (GOERING e MUENINGHOFF, 1983; SOKOL, 1984; HSU et al., 2009). Entretanto, em um estudo realizado por Bonfante et al. (2000), onde foi feita uma análise radiográfica de 1000 restaurações realizadas com núcleos metálicos fundidos, observou-se que mais de 80% dos NMF apresentavam comprimento inferior a $\frac{2}{3}$ da raiz e apenas 30% preservavam de 3 a 5 mm do material obturador no ápice radicular. A partir destes dados, o presente estudo considerou para análise NMF com $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz (modelo 1) e $\frac{1}{2}$ do comprimento da raiz (modelo 2). A largura foi determinada como $\frac{1}{3}$ da largura da raiz, uma vez que de acordo com Rodríguez-Cervantes et al., (2007), a largura não deve ultrapassar este valor.

Estudos que avaliaram a distribuição de tensões em incisivos centrais superiores que foram restaurados com NMF, demonstraram que a presença de férula, um colar coronário remanescente que circunda as paredes axiais da dentina, contribui para uma distribuição de tensões mais satisfatória, reduzindo os valores destas tensões ao longo da dentina e do pino (DJAK e MLOTKOWSKI, 2013; SANTOS-FILHO et al., 2014). Entretanto, o presente estudo optou por criar um modelo sem férula para que fosse simulada uma condição mais desfavorável.

Apesar de estudos anteriores terem avaliado a influência do tamanho do pino na distribuição de tensões, as cargas às quais os modelos haviam sido submetidos eram de valores correspondentes a cargas mastigatórias como 100 N (10.000 gf) e 300 N (30.000 gf) e aplicados na face lingual do dente (RODRÍGUEZ-CERVANTES et al., 2007 HSU et al., 2009; CHUANG et al., 2010; DJAK e MLOTKOWSKI, 2013). O presente estudo, entretanto, avaliou a

influência do tamanho do pino em modelos submetidos a forças ortodônticas e considerou uma força vestibulolingual de intensidade igual a 65 gf (0,65N) e uma força mesiodistal igual a 70gf (0,70 N) 27 diferenciando-se, portanto, dos estudos anteriores em relação à direção e intensidade.

A intensidade das forças aplicadas no presente estudo foi calculada levando-se em consideração a força ideal de 150 gf por centímetro quadrado de superfície radicular, tomando como base a área de maior secção radicular em um corte correspondente a direção da força aplicada (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1978). No modelo de incisivo central superior desenvolvido neste estudo, ao realizar um corte coronal e sagital foram encontradas uma área de 0,44 cm² e 0,47cm² respectivamente e, por isso, foram aplicadas para a força vestibulolingual uma carga de 65 gf e para a força mesiodistal uma carga de 70 gf. A intensidade das forças aplicadas neste estudo está de acordo com a variação da intensidade encontrada em estudos anteriores que avaliaram a aplicação de forças ortodônticas em incisivos superiores utilizando o MEF. Entretanto, os dentes avaliados eram hígidos diferindo do presente estudo em que os incisivos foram restaurados com NMF (RUDOLPH, WILLES, SAMESHIMA, 2001; OYAMA et al., 2007; LIANG et al., 2009; KAMBLE et al., 2012).

Na análise de distribuição das tensões nos modelos 1 e 2 foram observados valores absolutos de tensão de tração mais elevados na estrutura do núcleo do que na raiz remanescente. O NMF dos modelos desta análise foi composto por NiCr, um material de alta resistência mecânica e rigidez e, conseqüentemente, elevado módulo de elasticidade. Portanto, esse achado corrobora a ideia de que retentores intrarradiculares com elevado módulo de elasticidade reduzem os valores de tensão na raiz dos modelos analisados (ASMUSSEM, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005; BALKAYA e BIRDAL, 2013; DJAK e MLOTKOWSKI, 2013; DURMUS e OYAR, 2014; OYAR, 2014).

No presente estudo, ao analisar a distribuição das tensões no NMF resultante da aplicação de força no sentido vestibulolingual e mesiodistal, observou-se uma área de tensão máxima localizada no 1/3 médio da estrutura do NMF de ambos os modelos e os valores de tensão apresentaram um decréscimo à medida que se afastavam desta região. Este resultado vai de

encontro com o achado de Hsu et al. (2009) no qual o padrão de distribuição demonstrou uma concentração da tração máxima na região apical do pino. Essa discrepância pode ser explicada pelas diferentes forças aplicadas nos dois estudos, uma vez que Hsu et al. (2009) utilizaram uma força mastigatória de 300N, localizada na face lingual do incisivo superior.

A análise da influência do comprimento do NMF na distribuição das tensões revelou que a estrutura do núcleo de maior comprimento apresentou valores de tensão de tração mais elevados do que o NMF de menor comprimento. Ao verificar a distribuição de tensões ao longo da raiz dos modelos, foi observado valores de tensão menores na raiz do modelo restaurado com o NMF de maior tamanho. Isso porque o NMF absorveu as tensões e, dessa forma, quanto maior o tamanho do NMF, maior a tensão concentrada no pino e menor na raiz. Hsu et al. (2009) encontraram resultado semelhante, uma vez que o alto módulo de elasticidade do NMF fez com que a tensão se concentrasse no pino e, conseqüentemente, a tensão na região radicular fosse menor. Estes autores concluíram que o aumento do comprimento do pino de metal resulta em uma distribuição de tensão mais uniforme e, por isso, recomendam que o NMF seja o maior possível, considerando 3-5 mm de guta percha para vedamento endodôntico, resultado semelhante ao encontrado por Santos-Filho et al. (2014) que também recomendaram que o comprimento do pino deve ser o mais longo possível pois a diminuição do seu comprimento produziu altos valores de tensão na dentina radicular. Entretanto, Djak e Młotkowski (2013) relataram um efeito não significativo na distribuição das tensões de raízes restauradas com diferentes tamanhos de pino.

O MEF tem sido amplamente utilizado em estudos na área de Odontologia por permitir a avaliação de aspectos que dificilmente poderiam ser medidos in vivo, fornecendo dados preciso e confiáveis (SINGH et al., 2016). A precisão das análises por elementos finitos é dependente da qualidade da malha dos modelos a qual pode ser aferida pelo número de elementos que compõem o modelo a ser estudado (LOTTI et al., 2016). O modelo 1 do presente estudo foi formado por 351.454 elementos e o modelo 2 por 338.781 elementos, enquanto estudos anteriores que também avaliaram a influência do tamanho do pino na distribuição

de tensões analisaram modelos formados por 9.222 elementos e 63.687 elementos (HSU et al., 2009; CHUANG et al., 2010)

Os resultados do presente estudo, através da análise pelo método dos elementos finitos, demonstraram que a aplicação de forças ortodônticas vestibulolingual (65gf) e mesiodistal (70gf) provocam padrões de distribuição de tensões diferentes de acordo com o tamanho do NMF utilizado na restauração de incisivos centrais superiores. No entanto, quando são aplicadas forças ortodônticas ideais, os valores de tensão encontrados podem ser considerados seguros para a estrutura dentária (RODRÍGUEZ-CERVANTES, 2007; HSU et al., 2009; SANTOS-FILHO et al., 2014).

7 CONCLUSÃO

1) A intensidade das tensões na raiz e na estrutura do NMF foi influenciada pelo comprimento do NMF.

2) Os diferentes valores de tensões reveladas podem ser considerados seguros para a estrutura dentária quando forças consideradas ideais são aplicadas na movimentação ortodôntica.

REFERÊNCIAS

- AL-OMIRI, M.; MAHMOUD, A. A.; MOHAMMAD, R, R.; ABU-HAMMAD, O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. **Journal of endodontics**, Baltimore, v. 36, n. 9, p. 1439-1449, 2010.
- ASMUSSEN, E; PEUTZFELDT, A; SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 94, n. 4, p. 321-329, 2005.
- ABREU, R. T.; SPAZZIN, A. O.; NORITOMI, P. Y.; CONSANI, R. L. X.; MESQUITA, M. F. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. **Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry**, v. 19, n. 6, p. 425-431, 2010.
- ANUSAVICE, K.J; SHEN, C; RAWLS, H.R. - Phillips Materiais Dentários. 12^a Edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2013.
- BALKAYA, M. C; BIRDAL, I. S. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 109, n. 5, p. 296-303, 2013.
- BENCH, R. W.; GUGINO, C.F.; HILGERS, J. J. Bioprogressive therapy. Part 6. **Journal of Clinical Orthodontics.**, Boulder, v. 12, n.2, p.123-39, Feb, 1978.
- BONFANTE, G.; FAGNANI, C. M.; MIRAGLIA, S. S.; SILVA JUNIOR, W. D. Avaliação radiográfica de núcleos metálicos fundidos intrarradiculares. **RGO**, Porto Alegre, v. 48, n. 3, p. 170-174, 2000.
- CASSOLINO, L; PEREIRA, A. Módulos elásticos: visão geral e métodos de caracterização. **Informativo Técnico-Científico ITC-ME/ATCP**, 30p, 2010.
- CHUANG, S; YAMAN, P; HERRERO, A; DENNISON, J; CHANG, C. Influence of post material and lanegth on endodontically treated incisors: An in vitro and finite elemento study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 104, n. 6, p. 379-388, 2010.
- 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. **Journal of Dental Research**, Chicago, v. 88, n. 4, p. 382-6, Apr. 2009.

DEJAK, B; MLOTKWSKI, A. The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth. **Dental Materials**, Tokyo, v. 29, p. 227-237, 2013.

DIONYSOPOULOS, P; SKOLIANOS, S; PAPADOGIANNIS, Y. A study of the microstructure of some dental retention pins and prefabricated root canal posts. **Journal of Oral Rehabilitation**, Minneapolis, v. 22, p. 29-35, 1995.

DURMUS, G.; OYAR, P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: A finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 112, n. 3, p. 547-554, 2014.

FARIA, A.C.L.; RODRIGUES, R. C. S.; ANTUNES, R.P. A.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 55, p.69-74, 2011

FREEDMAN, G. Esthetic post-and-core treatment. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v. 45, n. 1, p.103-116, 2001.

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.

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. **The Journal of prosthetic dentistry**, Saint Louis, v. 101, n. 3, p. 183-188, 2009.

GOERING, A.C.; MUENINGHOFF, L. A. Management of the endodontically treated tooth. Part I: Concept for restorative designs. **The Journal of prosthetic dentistry**, Saint Louis, v. 49, n. 3, p. 340-345, 1983.

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. **Journal of oral rehabilitation**, Minneapolis, v. 36, n. 11, p. 821-830, 2009.

Kamble, R. H.; Lohkare, S.; Hararey, P. V.; Mundada, R. D. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologiesA finite element study. **The Angle Orthodontist**, v. 82, n. 5, p. 799-805, 2012.

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

LANZA, A.; AVERSA, R.; RENGO, S.; APICELLA, D.; APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dental. Materials**, Kidlington, v. 21, n. 8, p. 709-15, Aug. 2005.

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.

LOTTI, R.S.; MACHADO, A, W.; MAZZIEIRO, Ê, T.; JÚNIOR, J, L. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v.11, n.2, p. 35-43, 2006.

LOURO, R. L.; VIEIRA, I. M.; FIRME, C. T. Uso do núcleo metálico fundido na reconstrução de dentes tratados endodonticamente: relato de caso clínico. **Brazilian Journal of Health Research**, v.10, n.2, p. 69-75, 2008.

MORGANO, S. M.; MILOT, P. Clinical success of cast metal posts and cores. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 70, n. 1, p. 11-16, 1993.

Nakamura, T.; Ohyama, T.; Waki, T.; Kinuta, S.; Wakabayashi, K.; Mutobe, Y.; Yatani, H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dental Materials Journal**, Tokyo, v. 25, n. 1, p. 145-150, 2006.

Oyama, K.; Motoyoshi, M.; Hirabayashi, M.; Hosoi, K.; Shimizu, N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. **The European Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 29, n. 2, p. 113-117, 2007.

OYAR, P. The effects of post-core and crown material and luting agentes on stress distribution in tooth restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 112, n. 2, p. 211-219, 2014.

PILO, R.; SHAPENCO, E.; LEWINSTEIN, I. Residual dentin thickness in bifurcated maxillary first premolars after root canal and post space preparation with parallel-sided drills. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 99, n. 4, p. 267-273, 2008.

Prado, M. A. A.; Kohl, J. C. M.; Nogueira, R. D.; Geraldo-Martins, V. R. Retentores intrarradiculares: revisão da literatura. **Journal of Health Sciences**, São Paulo, v. 16, n. 1, 2014.

RIBEIRO, J. P. F. Análise tridimensional pelo método de elementos finitos do comportamento biomecânico do incisivo central superior hígido e restaurado com coroa cerâmica utilizando diferentes retentores intra-radulares. Tese de Doutorado, São Paulo, 2008.

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. **Journal of Oral Rehabilitation**, Minneapolis, v. 34, n. 2, p. 141-152, 2007.

ROSCOE, M.; NORITOMI, P.; NOVAIS, V.; SOARES, C. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: Strain measurement and stress distribution. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 110, n. 2, p. 116-126, 2013.

ROSSATO, DESIRÉE MORY. **Avaliação de núcleo metálico fundido, núcleo com fibra de vidro e endocrown em cerâmica: análise comparativa pelo método dos elementos finitos**. 2010. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia – UNESP, Araraquara, 2010.

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. **Dental Materials**, Kidlington, v. 24, n. 12, p. 1717-9, 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.

Sarkis-Onofre, R.; de Castilho Jacinto, R.; Boscato, N.; Cenci, M. S.; Pereira-Cenci, T. Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. **Journal of dentistry**, Guildford, v. 42, n. 5, p. 582-587, 2014.

SMITH, C.T.; SCHUMAN, N.J.; WASSON, W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. **Quintessence international**, v. 29, n. 5, p.305-312, 1998.

SINGH, J.; KAMBALYAL, P.; JAIN, M.; KHANDELWAL, P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. **Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry**. v, 6, n. 2, p. 110-114, 2016.

SOARES, C. J.; VALDIVIA, A. D. C. M.; SILVA, G. R. D.; SANTANA, F. R.; MENEZES, M. D. S. Longitudinal clinical evaluation of post systems: a literature review. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 23, n. 2, p. 135-740, 2012.

SOKOL, D. J. Effective use of current core and post concepts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 52, n. 2, p. 231-234, 1984.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Fatores clinicamente significativos no desenho de cavilhas. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 52, n. 1, pág. 28-35, 1984.

SOUZA FILHO, C. B. D.; PAULINO, S. M.; ALFREDO, E.; SOUSA NETO, M. D. D.; VANSAN, L. P. Effect of the diameter on Cu-Al post retention. **Brazilian Oral Research**, São Paulo, v. 18, n. 3, p. 238-241, 2004.

TEÓFILO, L.T.; ZAVANELLI, R.A.; QUEIROZ, K, V. Retentores intra-radiculares: Revisão de literatura. **Revista ibero-americana de Prótese Clínica e Laboratorial**, v. 7, n. 36, p.183-193, 2005.

TIDMARSH, B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 2, n. 12, p. 374-375, 1976.

TRABERT, K. C.; CAPUTO, A. A.; ABOU-RASS, M. Tooth fracture - a comparison of endodontic and restorative treatments. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 4, n. 3, p. 341-345, 1978.

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. **Journal of bioscience and bioengineering**, Osaka, v. 104, n. 5, p. 363-70, 2007.

YAMAN, P; THORSTEINSSON, T. Effect of core materials on stress distribution of posts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.68, n.3, p. 416-420, 1992.

VERRI, F. R.; OKUMURA, M. H. T.; LEMOS, C. A. A.; ALMEIDA, D. A. D. F.; DE SOUZA BATISTA, V. E.; CRUZ, R. S.; PELLIZZER, E. P. Three-dimensional finite element analysis of glass fiber and cast metal posts with different alloys for reconstruction of teeth without ferrule. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 41, n. 8, p. 644-651, 2017.

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. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.111, n.3, p.234-246, 2014.

APÊNDICE A – Artigo

Um estudo comparativo da distribuição de tensões geradas por forças ortodônticas na raiz de incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido medindo $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento radicular.

RESUMO

Declaração do problema: O Núcleo Metálico Fundido (NMF) é um retentor intrarradicular utilizado na restauração de dentes submetidos ao tratamento endodôntico com pouco remanescente coronário que altera o seu comportamento biomecânico radicular. **Objetivo:** Avaliar através do Método de Elementos Finitos, a distribuição de tensões provocadas por forças ortodônticas na raiz de dentes restaurados com NMF medindo $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento radicular. **Métodos:** Foram criados dois modelos de incisivos centrais restaurados com NMF que mediam $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz. Após a criação da malha de elementos finitos, foram simuladas forças ortodônticas, vestibulolingual de 65 gf e uma mesiodistal de 70 gf, aplicadas paralelamente ao plano palatino, no slot do bráquete situado a 4mm da borda incisal. As tensões principais máximas e a distribuição qualitativa foram adquiridas no NMF e no remanescente radicular. **Resultados:** A análise da distribuição de tensões na estrutura do NMF revelou valores de tensões mais elevados no comprimento igual a $\frac{2}{3}$ da raiz nas duas aplicações de forças, sendo concentrado no terço médio da porção mesial para a força mesiodistal ($13,750 \times 10^{-1}$ MPa) e no terço médio da porção vestibular na força vestibulolingual ($10,200 \times 10^{-1}$ MPa). Entretanto, a análise da distribuição de tensões na raiz revelou valores mais elevados no modelo restaurado com NMF com $\frac{1}{2}$ do tamanho da raiz nas duas aplicações de forças, sendo concentrado no terço cervical/médio da porção mesial para as forças mesiodistal ($3,845 \times 10^{-1}$ Mpa) e terço cervical da porção vestibular na força vestibulolingual ($2,800 \times 10^{-1}$ Mpa). **Conclusões:** Apesar de ter havido diferença nas tensões máximas entre os NMF de diferentes comprimentos, os valores encontrados, assim como a diferença entre os valores de tensão nos diferentes modelos, situam-se numa margem segura para o uso

dos dois comprimentos de NMF em relação às forças empregadas nos tratamentos ortodônticos.

Implicações clínicas:

O comprimento do núcleo metálico fundido influencia nos níveis de tensões radiculares de incisivos centrais superiores submetidos ao tratamento ortodôntico. Porém, os dois comprimentos de núcleo metálico fundido avaliados podem ser utilizados em pacientes submetidos a forças ortodônticas ideais, uma vez que a diferença entre os valores de tensão situa-se numa margem segura.

INTRODUÇÃO

Dentes submetidos ao tratamento endodôntico apresentam uma diminuição significativa de sua resistência à fratura e menor capacidade de recuperação elástica após a deformação se comparado a um dente hígido, em decorrência da perda de importantes estruturas como a polpa e dentina^{1,2,3}.

Quando a quantidade de dentina coronária remanescente é insuficiente para sustentar uma restauração, os retentores intrarradiculares são recomendados^{3,4,5,6}. Eles auxiliam na reconstrução do dente e garantem a retenção e estabilidade das coroas dentárias^{7,8,9}.

Os núcleos metálicos fundidos (NMF) são retentores intrarradiculares usados em tratamentos de dentes que passaram por tratamento endodôntico e tiveram grande destruição coroanária^{10,11}. As condições ideais de instalação dos pinos metálicos foram amplamente discutidas^{12,13,14,15,16}. Quanto ao comprimento do NMF, a medida ideal é de 2/3 do comprimento da raiz, deixando entre 3 a 5mm de material obturador endodôntico no interior do canal radicular^{12,13,16}. No entanto, esse comprimento pode variar, e podem ser adotadas medidas correspondentes à metade do comprimento da raiz ou igual ao comprimento da coroa¹³. Um estudo realizado por meio de avaliações radiográficas mostrou que na maioria dos dentes restaurados, o núcleo metálico

fundido apresentava comprimento menor do que o recomendado¹⁷, alterando o comportamento biomecânico do remanescente radicular^{1,2,3}.

Estudos realizados através do Método de Elementos Finitos (MEF), técnica matemática desenvolvida para solucionar problemas de engenharia, e amplamente utilizado para simular a biomecânica dos tecidos dentais em pesquisas odontológicas, buscaram avaliar a relação entre o comprimento dos retentores intrarradiculares e o desempenho biomecânico de dentes sujeitos a cargas mastigatórias^{7,16,18,19,20,21}. Enquanto Chuang et al.⁷ encontraram que pinos metálicos mais longos apresentavam maiores concentrações de tensões, Hsu et al.¹⁶ descobriram que aumentando o comprimento, as tensões eram mais bem distribuídas, alcançando valores menores. Porém, outros autores não encontraram uma relação clara entre o comprimento dos retentores intrarradiculares e as distribuições de tensão^{18,19}.

Na literatura são encontrados trabalhos que têm avaliado como o comprimento do material restaurador afeta a distribuição de tensões durante cargas mastigatórias^{7,16,18,19}. Entretanto, faltam estudos que investiguem a distribuição de tensões em dentes restaurados submetidos a forças ortodônticas.

Este estudo buscou, através do Método de Elementos Finitos (MEF), analisar a biomecânica das tensões geradas por forças ortodônticas vestibulolingual e mesiodistal nas raízes de incisivos centrais superiores restaurados com NMF medindo $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz.

MATERIAL E MÉTODOS

Para avaliar a distribuição de tensões provocadas por forças ortodônticas em incisivos centrais superiores restaurados com núcleo metálico fundido (NMF) de diferentes comprimentos, um modelo gerado pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI- Campinas, Brasil) foi utilizado para aplicação do método de elementos finitos.

O desenvolvimento do modelo de interesse teve início pela etapa de pré-processamento, partindo de um modelo pronto de maxila desenvolvido através das técnicas de BioCAD. A partir deste modelo foram obtidas as seguintes áreas

de interesse para simulação: osso cortical, osso trabecular, ligamento periodontal, raiz sem remanescente coronário e coroa protética do incisivo central superior. O longo eixo do incisivo apresentava um ângulo, em relação ao plano palatino, de 90° na vista coronal e de 110° na vista sagital ²². Cada um desses componentes passou por um tratamento em suas superfícies, realizado através do software Rhinoceros3D® a fim de corrigir pequenas imperfeições decorrentes dos cortes realizados na etapa anterior.

Foram introduzidas cavidades que representaram as regiões onde foi retirado o material orgânico para preparo do conduto radicular e posterior preenchimento com núcleo metálico fundido (NMF). Os dentes de cada modelo foram restaurados com uma coroa de zircônia ²³. O diâmetro da porção radicular do NMF foi correspondente a 1/3 do diâmetro radicular ¹⁸. Assim, foram criados dois modelos (Figura 1):

- Modelo 1: Incisivo central superior restaurado com núcleo metálico fundido medindo 2/3 do comprimento da raiz;
- Modelo 2: Incisivo central superior restaurado com núcleo metálico fundido medindo 1/2 do comprimento da raiz.

Para finalizar o processo de modelagem, foi elaborado um modelo simplificado de bráquete, e seu slot foi posicionado a uma altura de 4mm da borda incisal (Figura 2). Tal simplificação foi possível, uma vez que o bráquete não é uma região de interesse da análise. Os modelos foram exportados para o software HyperMesh® para criação da malha tridimensional de elementos finitos tetraédricos.

Uma vez criada a malha 3D, foram especificadas as propriedades dos materiais empregados, determinando o valor do módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) de acordo com a tabela 1. Os materiais foram considerados isotrópicos.

As configurações dos contatos entre os componentes foram definidas, sendo consideradas perfeitamente aderidas as seguintes interfaces: NMF com a coroa do incisivo e NMF com a parede do canal radicular.

Por último, 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 2): uma força com direção vestibulolingual, sentido lingual e intensidade de 65 gramas-força (gf); e outra força com direção mesiodistal, sentido distal e intensidade de 70 gramas-força (gf).

A intensidade das forças foi calculada levando em consideração a força ideal de 150 gf por centímetro quadrado e a área da maior secção radicular, em um corte coronal para determinar a força vestibulolingual e em um corte sagital para obter a força mesiodistal ²⁷.

Após as aplicações de forças ortodônticas o NMF e o remanescente radicular foram analisados qualitativamente pelos mapas de tensões e quantitativamente pelos valores de tensões máximas principais.

RESULTADOS

- Simulação do movimento mesiodistal

Em ambos os modelos, foi possível observar valores de tensão mais elevados na estrutura do núcleo metálico fundido do que na raiz do dente (Tabela 2).

A análise da distribuição de tensões no NMF, exibiu zonas de tração na região mesial e de compressão na região distal. O NMF de maior comprimento apresentou um maior valor de tensão máxima que o de menor comprimento. Em ambos os modelos a área de tensão máxima se concentrou no 1/3 médio do pino. (Figura 3).

A análise da distribuição de tensões na raiz, mostrou que ambos os modelos apresentaram zonas de tração na face mesial e zonas de compressão na face distal. Nos dois modelos, a zona de maior tensão radicular se concentrou no terço cervical, envolvendo uma pequena porção do terço médio (Figura 4 e tabela 2).

- Simulação do movimento vestibulolingual

Na aplicação da força ortodôntica vestibulolingual, o NMF de ambos os modelos apresentou zonas de tração na região vestibular e de compressão na região lingual. Tanto o NMF do modelo 1 quanto o NMF do modelo 2 apresentaram uma área de tração máxima localizada no terço médio da porção vestibular e os valores de tração apresentaram um decréscimo à medida que se afastavam do terço médio. O NMF que media $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz, apresentou um valor de tensão principal máxima mais elevado do que o NMF que media $\frac{1}{2}$ do comprimento da raiz (Figura 5 e tabela 3).

A distribuição de tensões na raiz dos modelos 1 e 2 evidenciou zonas de tração na região vestibular da raiz e zonas de compressão na região lingual. Ambos os modelos apresentaram a tensão máxima concentrada no terço cervical. A raiz restaurada com o NMF de $\frac{2}{3}$ de comprimento da raiz apresentou valor de tensão máxima mais baixo do que a raiz restaurada com o NMF de menor tamanho (Figura 6 e tabela 3).

DISCUSSÃO

O comportamento biomecânico foi influenciado pelo comprimento do NMF e com comportamento distinto para o remanescente radicular e para o NMF. A intensidade dos valores das tensões na raiz foi menor no modelo restaurado com NMF de maior tamanho, enquanto um comportamento inverso ocorreu no NMF.

O comprimento do NMF deve ser o maior possível sem comprometer a vedação apical de cerca de 3 a 5 mm, ou seja, aproximadamente $\frac{2}{3}$ do comprimento radicular ^{12,13,16}. Entretanto, em um estudo realizado por Bonfante et al. ¹⁷ onde foi feita uma análise radiográfica de 1000 restaurações realizadas com núcleos metálicos fundidos, observou-se que mais de 80% dos NMF apresentavam comprimento inferior a $\frac{2}{3}$ da raiz e apenas 30% preservavam de 3 a 5 mm do material obturador no ápice radicular. A partir destes dados, o presente estudo considerou para análise NMF com $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz (modelo 1) e $\frac{1}{2}$ do comprimento da raiz (modelo 2). A largura foi determinada como $\frac{1}{3}$ da largura da raiz, uma vez que de acordo com Rodríguez-Cervantes et al.¹⁸, a largura não deve ultrapassar este valor.

Estudos que avaliaram a distribuição de tensões em incisivos centrais superiores que foram restaurados com NMF, demonstraram que a presença de férula, um colar coronário remanescente que circunda as paredes axiais da dentina, contribui para uma distribuição de tensões mais satisfatória, reduzindo os valores destas tensões ao longo da dentina e do pino^{19,28}. Entretanto, o presente estudo optou por criar um modelo sem férula para que fosse simulada uma condição mais desfavorável.

Apesar de estudos anteriores terem avaliado a influência do tamanho do pino na distribuição de tensões, as cargas às quais os modelos haviam sido submetidos eram de valores correspondentes a cargas mastigatórias como 100 N (10.000 gf) e 300 N (30.000 gf) e aplicados na face lingual do dente^{7,16,18,19}. O presente estudo, entretanto, avaliou a influência do tamanho do pino em modelos submetidos a forças ortodônticas e considerou uma força vestibulolingual de intensidade igual a 65 gf (0,65N) e uma força mesiodistal igual a 70gf (0,70 N)²⁷ diferenciando-se, portanto, dos estudos anteriores em relação à direção e intensidade.

A intensidade das forças aplicadas no presente estudo foi calculada levando-se em consideração a força ideal de 150 gf por centímetro quadrado de superfície radicular, tomando como base a área de maior secção radicular em um corte correspondente a direção da força aplicada²⁷. No modelo de incisivo central superior desenvolvido neste estudo, ao realizar um corte coronal e sagital foram encontradas uma área de 0,44 cm² e 0,47cm² respectivamente e, por isso, foram aplicadas para a força vestibulolingual uma carga de 65 gf e para a força mesiodistal uma carga de 70 gf. A intensidade das forças aplicadas neste estudo está de acordo com a variação da intensidade encontrada em estudos anteriores que avaliaram a aplicação de forças ortodônticas em incisivos superiores utilizando o MEF. Entretanto, os dentes avaliados eram hígidos diferindo do presente estudo em que os incisivos foram restaurados com NMF^{20,29,30,31}.

Na análise de distribuição das tensões nos modelos 1 e 2 foram observados valores absolutos de tensão de tração mais elevados na estrutura do núcleo do que na raiz remanescente. O NMF dos modelos desta análise foi composto por NiCr, um material de alta resistência mecânica e rigidez e, conseqüentemente, elevado módulo de elasticidade. Portanto, esse achado

corroborar a ideia de que retentores intrarradiculares com elevado módulo de elasticidade reduzem os valores de tensão na raiz dos modelos analisados^{9,19,32,33,34}.

No presente estudo, ao analisar a distribuição das tensões no NMF resultante da aplicação de força no sentido vestibulolingual e mesiodistal, observou-se uma área de tensão máxima localizada no 1/3 médio da estrutura do NMF de ambos os modelos e os valores de tensão apresentaram um decréscimo à medida que se afastavam desta região. Este resultado vai de encontro com o achado de Hsu et al.¹⁶ no qual o padrão de distribuição demonstrou uma concentração da tração máxima na região apical do pino. Essa discrepância pode ser explicada pelas diferentes forças aplicadas nos dois estudos, uma vez que Hsu et al.¹⁶ utilizaram uma força mastigatória de 300N, localizada na face lingual do incisivo superior.

A análise da influência do comprimento do NMF na distribuição das tensões revelou que a estrutura do núcleo de maior comprimento apresentou valores de tensão de tração mais elevados do que o NMF de menor comprimento. Ao verificar a distribuição de tensões ao longo da raiz dos modelos, foi observado valores de tensão menores na raiz do modelo restaurado com o NMF de maior tamanho. Isso porque o NMF absorveu as tensões e, dessa forma, quanto maior o tamanho do NMF, maior a tensão concentrada no pino e menor na raiz. Hsu et al.¹⁶ encontraram resultado semelhante, uma vez que o alto módulo de elasticidade do NMF fez com que a tensão se concentrasse no pino e, conseqüentemente, a tensão na região radicular fosse menor. Estes autores concluíram que o aumento do comprimento do pino de metal resulta em uma distribuição de tensão mais uniforme e, por isso, recomendam que o NMF seja o maior possível, considerando 3-5 mm de guta percha para vedamento endodôntico, resultado semelhante ao encontrado por Santos-Filho et al.³⁰ que também recomendaram que o comprimento do pino deve ser o mais longo possível pois a diminuição do seu comprimento produziu altos valores de tensão na dentina radicular. Entretanto, Djak e Młotkowski¹⁹ relataram um efeito não significativo na distribuição das tensões de raízes restauradas com diferentes tamanhos de pino.

O MEF tem sido amplamente utilizado em estudos na área de Odontologia por permitir a avaliação de aspectos que dificilmente poderiam ser medidos in vivo, fornecendo dados preciso e confiáveis³⁵. A precisão das análises por elementos finitos é dependente da qualidade da malha dos modelos a qual pode ser aferida pelo número de elementos que compõem o modelo a ser estudado³⁶. O modelo 1 do presente estudo foi formado por 351.454 elementos e o modelo 2 por 338.781 elementos, enquanto estudos anteriores que também avaliaram a influência do tamanho do pino na distribuição de tensões analisaram modelos formados por 9.222 elementos⁷ e 63.687 elementos¹⁶.

Os resultados do presente estudo, através da análise pelo método dos elementos finitos, demonstraram que a aplicação de forças ortodônticas vestibulolingual (65gf) e mesiodistal (70gf) provocam padrões de distribuição de tensões diferentes de acordo com o tamanho do NMF utilizado na restauração de incisivos centrais superiores. No entanto, quando são aplicadas forças ortodônticas ideais, os valores de tensão encontrados podem ser considerados seguros para a estrutura dentária^{16,18,28}.

CONCLUSÃO

- 1) A intensidade das tensões na raiz e na estrutura do NMF foi influenciada pelo comprimento do NMF.
- 2) Os diferentes valores de tensões reveladas podem ser considerados seguros para a estrutura dentária quando forças consideradas ideais são aplicadas na movimentação ortodôntica.

TABELAS

Material	Componente	E (GPa)	ν	Referência
Dentina	Raiz	18,60	0,31	Djak e Mlotwski (2013)
Zircônia	Coroa	205,00	0,30	Coelho et al. (2019)
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)
NiCr	Núcleo metálico fundido	200,00	0,33	Uddanwadhker, Padole e Arya (2007)
Aço inoxidável	Bráquete	210,00	0,30	Lanza et al. (2005)

Tabela 1- Propriedades mecânicas atribuídas às estruturas dos modelos.

	Modelo de incisivo restaurado com NMF 2/3 da raiz		Modelo de incisivo restaurado com NMF 1/2 da raiz	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
NMF	$10,200 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 médio	$10,020 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 médio
Raiz	$2,777 \times 10^{-1}$	Vestibular – 1/3 cervical	$2,800 \times 10^{-1}$	Vestibular - 1/3 cervical

Tabela 2 - Tensão principal máxima a partir da força mesiodistal.

	Modelo de incisivo restaurado com NMF 2/3 da raiz		Modelo de incisivo restaurado com NMF 1/2 da raiz	
	Tensão máxima (MPa)	Área	Tensão máxima (MPa)	Área
NMF	$13,750 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 médio	$13,400 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 médio
Raiz	$3,826 \times 10^{-1}$	Mesial – 1/3 cervical/médio	$3,845 \times 10^{-1}$	Mesial - 1/3 cervical/médio

Tabela 3 - Tensão principal máxima a partir da força vestibulolingual

Legendas

Fig. 1. Modelos de incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos fundidos medindo $1/2$ e $2/3$ do comprimento da raiz, respectivamente.

Fig. 2. Representação da aplicação das forças no slot do bráquete. A seta amarela representa a força mesiodistal (70gf) e a seta branca representa a força vestibulolingual (65gf).

Fig. 3. Análise da distribuição de tensões na face mesial dos núcleos metálicos fundidos medindo $2/3$ (modelo 1) e $1/2$ (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após a aplicação da força ortodôntica mesiodistal.

Fig. 4. Análise da distribuição de tensões nas raízes dos modelos restaurados com NMF medindo $2/3$ (modelo 1) e $1/2$ (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após aplicação de força mesiodistal.

Fig. 5. Análise da distribuição de tensões nos núcleos metálicos fundidos do modelo 1 e 2, respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.

Fig. 6. Análise da distribuição de tensões na raiz dos modelos restaurados com NMF de $2/3$ (modelo 1) e $1/2$ (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.

FIGURAS

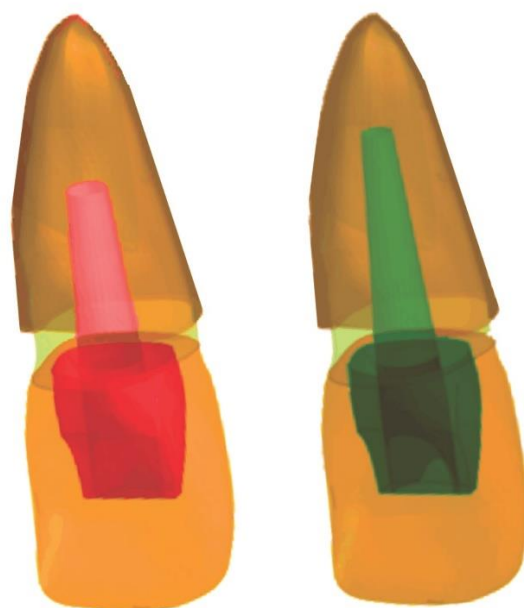


Figura 1 - Modelos de incisivos centrais superiores restaurados com núcleos metálicos fundidos medindo $\frac{1}{2}$ e $\frac{2}{3}$ do comprimento da raiz, respectivamente

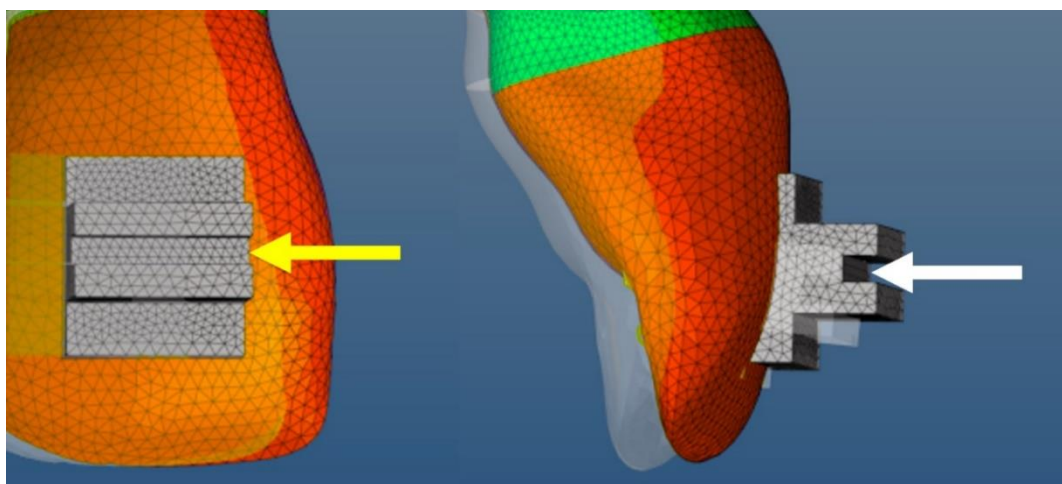


Figura 2 – Representação da aplicação das forças no *slot* do bráquete. A seta amarela representa a força mesiodistal (70 gf) e a seta branca representa a força vestibulolingual (65gf).

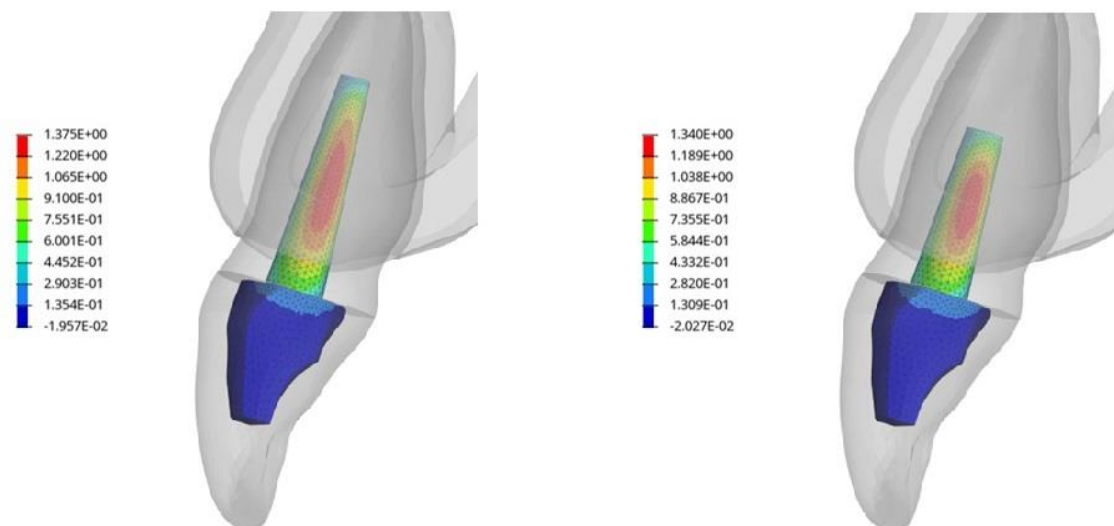


Figura 3 - Análise da distribuição de tensões na face mesial dos núcleos metálicos fundidos medindo $\frac{2}{3}$ (modelo 1) e $\frac{1}{2}$ (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após a aplicação da força ortodôntica mesiodistal.

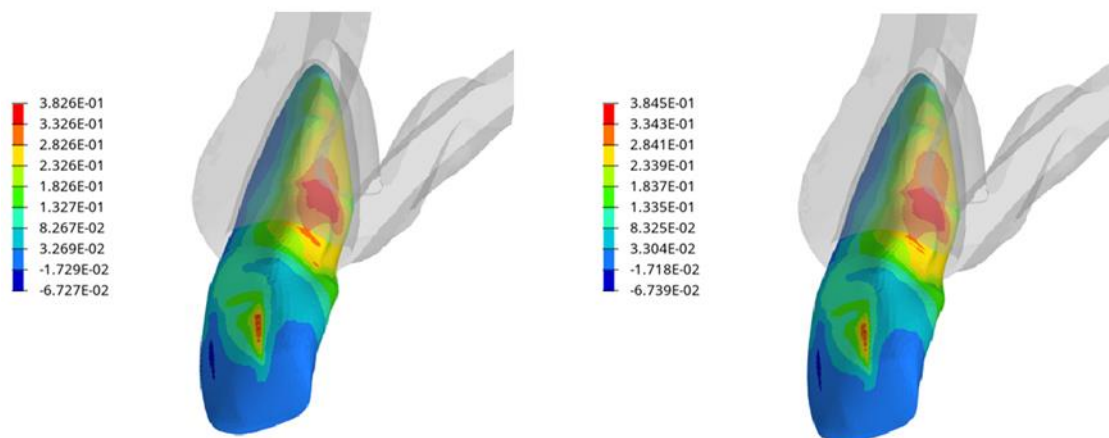


Figura 4 - Análise da distribuição de tensões nas raízes dos modelos restaurados com NMF medindo $\frac{2}{3}$ (modelo 1) e $\frac{1}{2}$ (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após aplicação de força mesiodistal

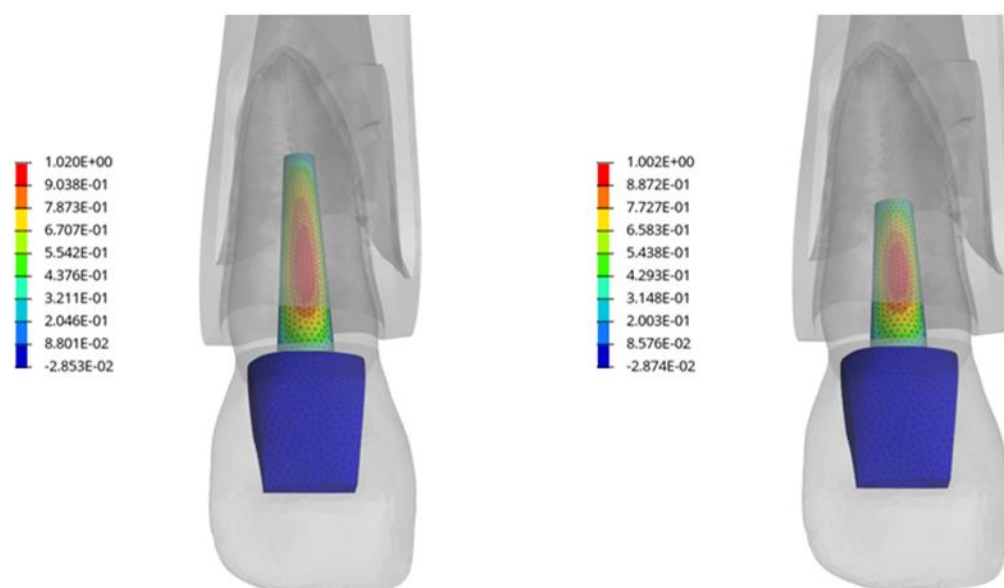


Figura 5- Análise da distribuição de tensões nos núcleos metálicos fundidos do modelo 1 e 2, respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.

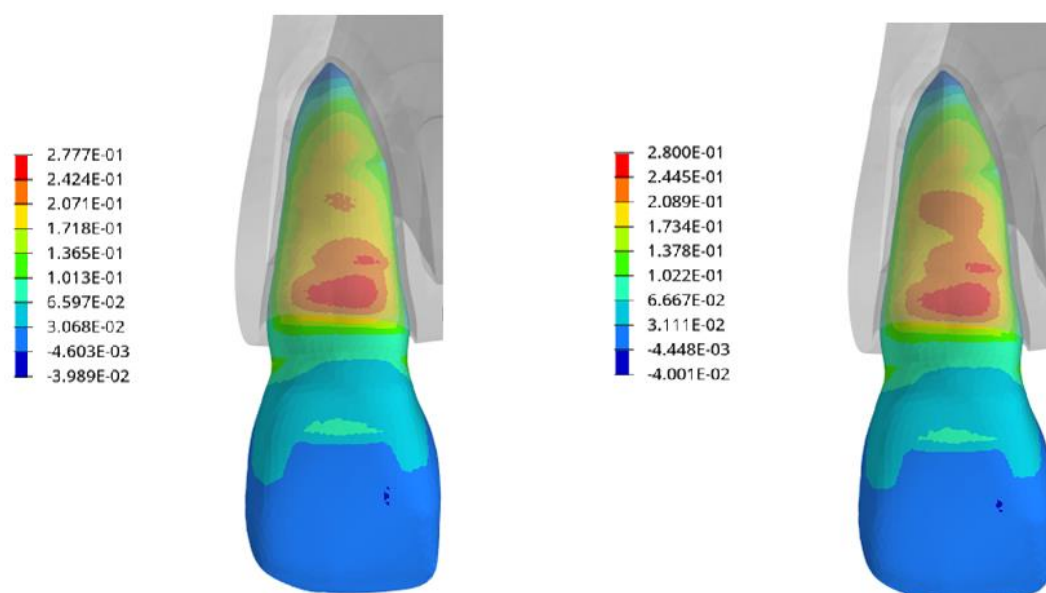


Figura 6 - Análise da distribuição de tensões na raiz dos modelos restaurados com NMF de 2/3 (modelo 1) e 1/2 (modelo 2) do comprimento da raiz, respectivamente após aplicação de força ortodôntica vestibulolingual.

REFERÊNCIAS

1. Tidmarsh B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. J Endod. 1976;2(12):374-5.
2. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture - a comparison of endodontic and restorative treatments. J Endod. 1978;4(3):341-5.
3. Louro RL, Vieira IM, Firme CT. Uso do núcleo metálico fundido na reconstrução de dentes tratados endodonticamente: relato de caso clínico. Braz J Health Res. 2008;10(2):69-75.
4. Yaman P, Thorsteinsson T. Effect of core materials on stress distribution of posts. J Prosthet Dent. 1992;68(3):416-20.
5. Freedman G. Esthetic post-and-core treatment. Dent Clin North Am. 2001;45(1):103-16.
6. Al-Omiri M, Mahmoud AA, Mohammad RR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. J Endod. 2010;36(9):1439-49.
7. Chuang S, Yaman P, Herrero A, Dennison J, Chang C. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. J Prosthet Dent. 2010;104(6):379-88.
8. Roscoe M, Noritomi P, Novais V, Soares C. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: Strain measurement and stress distribution. J Prosthet Dent. 2013;110(2):116-26.
9. Oyar P. The effects of post-core and crown material and luting agents on stress distribution in tooth restorations. J Prosthet Dent. 2014;112(2):211-9.
10. Teófilo LT, Zavanelli RA, Queiroz KV. Retentores intra-radiculares: Revisão de literatura. Rev Ibero-Am Protese Clin Lab. 2005;7.

11. Sarkis-Onofre R, de Castilho Jacinto R, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. Glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent*. 2014;42(5):582-7.
12. Goering AC, Mueninghoff LA. Management of the endodontically treated tooth. Part I: Concept for restorative designs. *J Prosthet Dent*. 1983;49(3):340-5.
13. Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. *J Prosthet Dent*. 1984;52(2):231-4.
14. Sorensen JA, Martinoff JT. Fatores clinicamente significativos no desenho de cavilhas. *J Prosthet Dent*. 1984;52(1):28-35.
15. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent*. 1993;70(1):11-6.
16. Hsu ML, Chen CS, Chen BJ, Huang HH, Chang CL. Effects of post materials and length on the stress distribution of endodontically treated maxillary central incisors: a 3D finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2009;36(11):821-30.
17. Bonfante G, Fagnani CM, Miraglia SS, Silva Junior WD. Avaliação radiográfica de núcleos metálicos fundidos intrarradiculares. *RGO*. 2000;48(3):170-4.
18. Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J Oral Rehabil*. 2007;34(2):141-52.
19. Dejak B, Mlotkowski 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.
20. Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologiesA finite element study. *Angle Orthod*. 2012;82(5):799-805.

21. Knop L, Gandini Jr LG, Shintcovsk RL, Gandini MS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. Dental Press J. Orthod. 2015;20(2):119-25.
22. Gandini Jr LG, Santos-Pinto A, Raveli DB, Sakima MT, Martins LP, Sakima T, Gonçalves JR, Barreto CS. Análise cefalométrica Padrão Unesp Araraquara. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2005; 10(1): 139-157.
23. 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(4):382-6.
24. 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(12):1717-9.
25. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. J. Biosci.Bioeng. 2007;104(5):363-70.
26. 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(8): 709-15.
27. Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ. Bioprogressive therapy. Part 6. J Clin Orthod. 1978;12(2):123-39.
28. Santos-Filho PC, Veríssimo C, Soares PV, Saltarello RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. J Endod. 2014;40(1):119-23.
29. Rudolph DJ, Willes PM, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. Angle Orthod. 2001;71(2):127-31.

30. Oyama K, Motoyoshi M, Hirabayashi M, Hosoi K, Shimizu N. Effects of root morphology on stress distribution at the root apex. *Eur J Orthod*. 2007;29(2):113-7.
31. 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*. 2009;135(3):316-22.
32. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):321-9
33. Balkaya MC, Birdal IS. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. *J Prosthet Dent*. 2013;109(5):296-303.
34. Durmus, G.; Oyar, P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):547-554.
35. Singh J, Kambalyal P, Jain M, Khandelwal P. Revolution in Orthodontics: Finite element analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2016;6(2):110-4.
36. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Júnior JL. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 2006;11(2):35-43.