

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA

GUSTAVO SILVA MAXIMIANO

**TENSÃO RADICULAR EM INCISIVOS SUPERIORES: UMA REVISÃO  
SOBRE MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA E RESTAURAÇÃO  
INTRARRADICULAR**

JUIZ DE FORA  
2019

GUSTAVO SILVA MAXIMIANO

**TENSÃO RADICULAR EM INCISIVOS SUPERIORES: UMA REVISÃO  
SOBRE MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA E RESTAURAÇÃO  
INTRARRADICULAR**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para a obtenção do título de Especialista em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

JUIZ DE FORA

2019

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

Maximiano, Gustavo Silva.

Tensão radicular em incisivos superiores: uma revisão sobre movimentação ortodôntica e restauração intrarradicular / Gustavo Silva Maximiano. -- 2019.

37 f.

Orientador: Robert Willer Farinazzo Vitral

Trabalho de Conclusão de Curso (especialização) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Odontologia. Especialização em Ortodontia, 2019.

1. Análise do estresse dentário. 2. Ortodontia. 3. Técnica para retentor intrarradicular. I. Vitral, Robert Willer Farinazzo, orient. II. Título.

GUSTAVO SILVA MAXIMIANO

**TENSÃO RADICULAR EM INCISIVOS SUPERIORES: UMA REVISÃO  
SOBRE MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA E RESTAURAÇÃO  
INTRARRADICULAR**

Monografia apresentada ao Curso de Especialização em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito parcial para a obtenção do título de Especialista em Ortodontia.

Aprovada em: \_\_/\_\_/\_\_\_\_

BANCA EXAMINADORA

---

Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. Dr. Bruno Salles Sotto-Maior  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. Dr. Marcio José da Silva Campos  
Universidade Federal de Juiz de Fora

Dedicado à pequena Cléo, sobrinha querida que veio ao mundo durante essa caminhada.

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus por me abençoar com força e saúde, permitindo a busca por meus objetivos.

Aos meus pais, Mário e Teresinha, pelos exemplos que são e pelo apoio de sempre.

À minha namorada, Camila, pela compreensão nos momentos de ausência, pela paciência nos momentos turbulentos e pela felicidade em todos os momentos.

À minha irmã, Marina, e ao seu esposo, Adriano, por estarem sempre presentes e dispostos a ajudar.

Ao Professor Robert Vitral por todos os ensinamentos, pela orientação e por confiar a mim a execução deste trabalho.

Ao Professor Marcio Campos pela sua dedicação a nós, seus alunos, visando sempre a evolução de cada um.

Ao Professor Marcelo Fraga pela sua disponibilidade de estar presente para transmitir, generosamente, seus conhecimentos.

Ao Professor Marco Abdo pelo constante aprendizado e por compartilhar suas experiências profissionais.

Ao Professor Sergio Mota pela humildade em se colocar tão próximo aos seus alunos, mesmo tendo tanto a nos ensinar.

À Professora Cristina Vitral pela sua visão inspiradora sobre ética, moral e o papel da arte na sociedade em que vivemos.

Às minhas colegas de turma pelo agradável convívio, por toda a ajuda ao longo do curso e pelas boas risadas nos momentos de descontração. À Fernanda e à Gabriella pelo fortalecimento de uma amizade já duradoura. À Lara pelo surgimento de uma nova amizade que levarei para sempre com muito carinho.

À Leandra por toda a assistência e pela sua eficiência.

Ao David pela colaboração, seja enquanto funcionário, seja enquanto paciente tratado por mim.

Aos funcionários da UFJF e aos pacientes por possibilitarem nosso curso.

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

**Muito obrigado!**

MAXIMIANO, G. S. **Tensão radicular em incisivos superiores: uma revisão sobre movimentação ortodôntica e restauração intrarradicular.** Juiz de Fora (MG), 2019. 37 f. Monografia (Curso de Especialização em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi realizar uma revisão de literatura sobre a distribuição da tensão na raiz de incisivos superiores durante a movimentação ortodôntica e quando restaurados com pinos intrarradiculares. Estes pinos são usados para melhorar a retenção do material restaurador em dentes com extensa destruição coronária. Tanto a força mastigatória quanto a ortodôntica, geram tensão radicular. O método dos elementos finitos é uma ferramenta precisa na análise de tensão. Durante o tratamento ortodôntico, fatores como a anatomia radicular, a posição do centro de resistência do dente e o tipo de movimento, influenciam no modo como as tensões serão distribuídas ao longo da raiz e no ligamento periodontal. Para os dentes restaurados, o módulo de elasticidade, o comprimento, o diâmetro e a forma do pino, além do cimento utilizado, são características importantes na determinação das áreas de tensão no pino e na dentina radicular, bem como da suscetibilidade à fratura. Os pinos mais comumente recomendados são o núcleo metálico fundido e o de fibra de vidro. Verificou-se nos estudos revisados que os materiais com módulo de elasticidade próximo ao da dentina, como os pinos de fibra de vidro, contribuem para uma distribuição mais homogênea da tensão. A redução do comprimento dos pinos pode diminuir a resistência da raiz à fratura. Pinos com menor diâmetro são menos resistentes, porém deve-se evitar o excesso de desgaste no canal radicular durante o preparo. Faltam estudos que relacionem os dentes com pinos intrarradiculares com forças ortodônticas.

**PALAVRAS-CHAVE:** análise do estresse dentário, ortodontia, técnica para retentor intrarradicular.

MAXIMIANO, G. S. ***Root stress in upper incisors: a review of orthodontic movement and intraradicular restoration.*** Juiz de Fora (MG), 2019. 37 f. Monografia (Curso de Especialização em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora.

### **ABSTRACT**

*The objective of this study was to perform a literature review about the distribution of root stress in upper incisors during orthodontic movement and when restored with intraradicular posts. These posts are used to improve retention of restorative material on teeth with extensive coronary destruction. Both masticatory and orthodontic forces generate root stress. The finite element method is an accurate tool in stress analysis. During orthodontic treatment, factors such as root anatomy, position of the tooth center of resistance and type of movement, influence the way the stress is distributed along the root and periodontal ligament. For the restored teeth, the modulus of elasticity, the length, the diameter and the shape of the post, besides the cement used, are important characteristics in the determination of the stress in the post and the root dentin, as well as the susceptibility to the fracture. The most commonly recommended posts are those made of cast metal and of glass fiber. It has been found in the reviewed studies that materials with a modulus of elasticity close to dentin, such as glass fiber posts, contribute to a more homogeneous distribution of stress. Reducing post lengths can decrease root resistance to fracture. Posts with smaller diameter are less resistant, but excessive wear on the root canal during preparation should be avoided. There is a lack of studies that relate the teeth with posts with orthodontic forces.*

**KEYWORDS:** *dental stress analysis, orthodontics, post and core technique.*



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm<sup>2</sup> - Centímetro quadrado

g - Grama

g/cm<sup>2</sup> - Grama por centímetro quadrado

GPa - GigaPascal

mm - Milímetro

N – Newton

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>9</b>
<b>2 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>10</b>
<b>3 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>11</b>
<b>3.1 Tensão radicular na movimentação ortodôntica dos incisivos superiores.....</b>	<b>12</b>
<b>3.2 Tensão radicular em incisivos superiores com pinos intrarradiculares.....</b>	<b>15</b>
<b>4 DISCUSSÃO.....</b>	<b>24</b>
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	<b>31</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>32</b>

## 1 INTRODUÇÃO

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

Dependendo da gravidade da destruição da estrutura coronal, pode ser necessário, além do tratamento endodôntico, o uso de retentores intrarradiculares para fornecer suporte às restaurações (FERRO et al., 2016). Com essa finalidade, os pinos de núcleo metálico fundido e os pré-fabricados, como os pinos de fibra de vidro, são os mais comumente utilizados (AL-ANSARI, 2007).

Os dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos intrarradiculares estão sujeitos a vários tipos de tensões que incluem compressão, tração e torção (FERNANDES, SHETTY e COUTINHO, 2003). Durante a aplicação de forças ortodônticas, diferentes tipos de movimentos dentários também produzem tensões em diferentes locais no interior da raiz e ao longo do ligamento periodontal (CHOY et al., 2000; RUDOLPH, WILLES e SAMESHIMA, 2001).

Trabalhos têm comparado a resistência e a distribuição de tensões entre diferentes tipos de pinos intrarradiculares através de aplicações de cargas na coroa, porém nenhuma dessas cargas simulam a força ortodôntica, seja em sua magnitude ou em seu direcionamento (GOMES et al., 2015; ABDULJAWAD et al., 2016; FERRO et al., 2016; MORIS et al., 2017).

Segundo um estudo clínico prospectivo observacional de Naumann et al. (2012), os dentes anteriores restaurados com pinos sofrem mais tensão e apresentam maior risco de fraturas quando comparados aos dentes posteriores.

A medição *in vivo* das tensões provocadas pela movimentação ortodôntica é muito complexa, portanto, o método de elementos finitos é uma ferramenta importante e altamente precisa na análise da distribuição de tensões em estruturas submetidas a forças (CHUANG et al., 2010; HERAVI et al., 2013; BOUTON et al., 2017).

## **2 PROPOSIÇÃO**

Realizar uma revisão de literatura sobre a distribuição da tensão radicular em incisivos superiores durante a movimentação ortodôntica e quando restaurados com pinos intrarradiculares.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

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

Ao considerar o movimento eficiente dos dentes na terapia ortodôntica, Bench, Gugino e Hilgers (1997), sugerem que sejam observadas a anatomia radicular e a quantidade de força aplicada. O formato da raiz tem influência na posição do centro de resistência e, logo, também influenciará na reação dos dentes ao sistema de forças e na localização dos pontos de tensão ao longo da raiz (BURSTONE e PRYPUTNIEWICZ, 1980; CHOY et al., 2000).

O conhecimento da anatomia radicular de cada dente é necessário para auxiliar na escolha do material, do comprimento e do diâmetro do pino a ser utilizado (SHAIKH e SHAIKH, 2018).

Os incisivos superiores são dentes com apenas uma raiz, cônica. A raiz dos incisivos centrais é robusta e apresenta secção transversal triangular com ângulos arredondados. Nos incisivos laterais, a raiz é mais afilada e, proporcionalmente, mais longa, sendo achatada no sentido mesiodistal. Seu comprimento radicular corresponde a uma vez e meia o comprimento da coroa (MADEIRA, 2007). Segundo Ash e Nelson (2003), o incisivo central superior tem, em média, uma coroa de 10,5 mm de comprimento e uma raiz de 13 mm.

Para Heravi et al. (2013), um aspecto anatômico importante na movimentação de incisivos superiores é a angulação entre a coroa e a raiz. Em um estudo utilizando o método de elementos finitos, eles compararam duas angulações: uma atribuída às maloclusões de Classe II segunda divisão ( $166,7^\circ$ ) e outra atribuída ao valor médio encontrado nas maloclusões de Classe I ( $173,4^\circ$ ). Foi observado que, ao aplicar as mesmas forças de retração e de intrusão nestes dentes, houve diferenças nos níveis de tensão radicular.

A anatomia interna dos incisivos, em sua câmara pulpar e no canal radicular, reproduz a forma exterior do dente em menor proporção. Não há um limite nítido entre a câmara e o canal, que nestes dentes é único, volumoso, conóide e reto, não oferecendo dificuldades no tratamento endodôntico e na instalação de pinos (MADEIRA, 2007). O sistema de restauração intrarradicular cria uma estrutura não natural, uma vez que preenche o espaço do canal radicular com um material que apresenta uma rigidez definida, ao contrário da polpa. Portanto, não é possível recriar uma distribuição de tensão uniforme no interior da raiz, como a existente na anatomia original (AKKAYAN e GULMEZ, 2002; LANZA et al., 2005; SORRENTINO et al., 2007).

### **3.1 Tensão radicular na movimentação ortodôntica dos incisivos superiores**

O movimento ortodôntico dos dentes ocorre como resultado da resposta biológica e da reação fisiológica às forças aplicadas pelos procedimentos mecânicos (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1997). De acordo com os trabalhos de Henneman, Von den Hoff e Maltha (2008) e Bouton et al. (2017), a primeira reação às forças induzidas pela mecânica ortodôntica é uma modificação da distribuição de tensão no ligamento periodontal e no osso alveolar, através de uma deformação elástica das fibras ligamentares. Essa modificação no ligamento, segundo Proffit (2000), é o principal fenômeno biomecânico da movimentação dos dentes.

O movimento dentário instantâneo dentro do ligamento periodontal é chamado de deslocamento primário, enquanto o movimento seguido por uma resposta biológica é chamado de deslocamento secundário (CHOY et al, 2000).

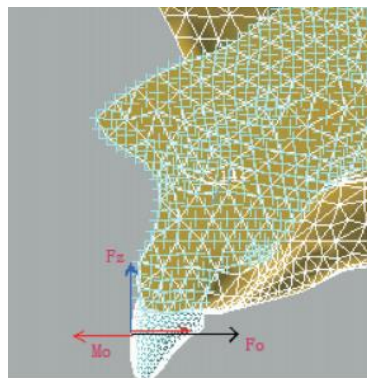
O processo fisiológico de reabsorção óssea pelas células osteoclásticas é a atividade básica que permite que o dente se mova. Uma vez que as células osteoclásticas são transportadas pelo sangue, o fator chave no movimento eficiente dos dentes parece ser o fornecimento sanguíneo. Forças pesadas podem impedir o suprimento sanguíneo, limitando a resposta fisiológica e afetando acentuadamente a taxa de movimentação dentária (BENCH, GUGINO e HILGERS, 1997).

Com relação aos incisivos superiores, o conceito clássico de força ideal proposto por Schwarz (1932), afirma que a força deve se aproximar da pressão dos

capilares sanguíneos, que é de 20 a 26 g/cm<sup>2</sup>. Lee (1996) relatou que uma força de 197 g/cm<sup>2</sup> seria indicada. Para Choy et al. (2000) a magnitude da força ideal deve ser modificada dependendo do tipo de movimento dentário.

Bench, Gugino e Hilgers (1997) disseram que a força necessária na movimentação de cada dente pode ser avaliada com base na superfície radicular envolvida. A terapia bioprogressiva recomenda 100 a 150 gramas por centímetro quadrado de superfície radicular. Para os incisivos centrais superiores, em uma média de 0,5 cm<sup>2</sup> de superfície radicular, a força aplicada no movimento de retração seria de 50 a 75 gramas. Para determinar a força no movimento de intrusão dos dentes, é tomada como referência de superfície de exposição a maior seção transversal da raiz, também em cm<sup>2</sup>. Incisivos centrais superiores apresentam uma média de 0,4 cm<sup>2</sup> em sua maior seção transversal radicular, portanto a força de intrusão recomendada pela terapia bioprogressiva varia de 40 a 60 gramas.

Durante a retração dos incisivos superiores, para induzir o movimento de translação do dente e minimizar a rotação em torno do seu centro de resistência, é necessário aplicar uma força vertical intrusiva e um torque lingual, além da força horizontal de retração, como demonstrado na Figura 1 (LIANG et al., 2009). O centro de resistência é definido pela localização de um ponto em que, ao se aplicar uma força, o dente é transladado, sem rotacionar (CHOY et al., 2000).



**Figura 1** - Forças aplicadas durante o movimento de retração. Fonte: 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.*, v. 135, n. 3, p. 316-22, Mar. 2009.

Um estudo com elementos finitos realizado por Reimann et al. (2007), buscou determinar o centro de resistência do segmento anterior durante o movimento de retração. O centro de resistência dos incisivos centrais foi localizado 16 mm apicalmente a partir do ponto de aplicação da força, enquanto o dos incisivos laterais

foram 13 mm. Essa diferença foi atribuída às raízes dos incisivos centrais que possuem maior volume e maior resistência ao deslocamento.

Choy et al. (2000) buscaram compreender melhor a localização do centro de resistência a partir da distribuição de tensões no ligamento periodontal. Eles associaram o centro de resistência com a reabsorção radicular, perda óssea alveolar e variações anatômicas da raiz. O estudo mostrou que a localização do centro de resistência muda significativamente com a variação da forma e comprimento radicular. Quanto mais afilada é a raiz e quanto maior é a reabsorção radicular apical, mais coronal estará o centro de resistência. Por outro lado, a medida que a perda óssea alveolar aumentou, o centro de resistência, gradualmente, moveu-se para apical.

Kamble et al. (2012) investigaram a distribuição de tensão em diferentes formatos de raízes dos incisivos centrais superiores quando submetidos a forças ortodônticas. Modelos tridimensionais de elementos finitos apresentavam diferentes formas radiculares (normal, curta, romba, dilacerada e em forma de pipeta). Forças ortodônticas de intrusão, extrusão, inclinação e rotação foram aplicadas no nível do bráquete. Para a simulação do movimento de intrusão, uma força de 15 g foi aplicada paralela ao longo eixo do dente. No movimento de extrusão, uma força de 50 g também paralela ao longo eixo. Uma força horizontal de 50 g para o movimento de rotação foi aplicada no ângulo distovestibular e mesiolingual em direções opostas. Para o movimento de inclinação, uma força de 50 g perpendicular ao longo eixo do dente em direção à distal. Todos os modelos tiveram uma tendência de concentração de tensão na área cervical quando aplicadas forças de intrusão, extrusão, de inclinação e rotacionais. Aumentou significativamente a tensão no ápice da raiz com morfologia dilacerada e no terço cervical do dente com a raiz curta. No formato de pipeta, o aumento da tensão foi observado na região do terço médio, durante a intrusão e a extrusão.

Utilizando o método de elementos finitos, Rudolph, Willes e Sameshima (2001) estudaram os tipos de forças ortodônticas que causam maior tensão na raiz do incisivo central superior. Forças de 25 g foram aplicadas na superfície vestibular da coroa para simular movimentos de inclinação, intrusão, extrusão, movimento de corpo e de rotação. As forças intrusivas, extrusivas e de rotação tiveram as tensões concentradas no ápice radicular. A tensão gerada pelo movimento de inclinação localizava-se na crista alveolar. Para o movimento de corpo, a tensão foi distribuída



por todo o ligamento periodontal, no entanto, com maior concentração também na crista alveolar.

Kanjanaouthai et al. (2012) relacionaram a inclinação vestibulolingual do incisivo central superior com a distribuição e magnitude da tensão dentro do espaço do ligamento periodontal. Cinco modelos tridimensionais de elementos finitos foram criados com diferentes inclinações do incisivo (0° a 40°) e foram submetidos a forças na coroa direcionadas para lingual. Os resultados mostraram que nos modelos menos inclinados, as tensões de compressão e de tração foram distribuídas uniformemente nas superfícies radicular lingual e vestibular, respectivamente. Nos modelos mais inclinados, a tensão de compressão dominou no ápice radicular, enquanto a de tração foi encontrada ao longo da superfície vestibular.

### **3.2 Tensão radicular em incisivos superiores com pinos intrarradiculares**

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

O uso de pinos intrarradiculares é um procedimento comumente praticado para dentes tratados endodonticamente em que a extensa perda de tecido exige um aumento da retenção do material restaurador ao remanescente dentário (DIKBAS e TANALP, 2013).

Por muitos anos o núcleo metálico fundido foi utilizado como primeira opção, porém, surgiram outros sistemas de restauração, como os pinos pré-fabricados, dentre eles os pinos de fibra de vidro, que ganharam popularidade pelas suas características estéticas e supostas propriedades biomecânicas favoráveis (SCHWARTZ e ROBBINS, 2004).

Para a escolha do tipo de pino intrarradicular a ser usado, a posição do dente na arcada também deve ser considerada. Dentes anteriores que estão sujeitos a forças transversais e laterais durante a mastigação, aumentam a exigência de pinos

que tenham uma boa distribuição de tensão, evitando fraturas (CONCEIÇÃO e BRITO, 2002). Para Turker, Alkumru e Akalin (2016), a suscetibilidade à fratura está relacionada às características do pino, como o comprimento, o diâmetro, a forma e o módulo de elasticidade.

Giovani et al. (2009) mostraram em seu estudo que os pinos de fibra de vidro de dez milímetros de comprimento, precisaram de uma força significativamente maior para que a fratura radicular acontecesse quando comparado aos pinos de seis milímetros. Já entre os pinos metálicos de seis, oito e dez milímetros de comprimento, não houve diferença significativa com relação a força necessária para fraturar a raiz.

Jindal et al. (2013) compararam a resistência à fratura de raízes reforçadas com pinos de diferentes comprimentos (cinco e dez milímetros) e materiais (fibra de vidro, aço inoxidável, titânio e metal fundido). Entre os pinos de dez milímetros, o de aço inoxidável apresentou a maior resistência. Enquanto entre os pinos de cinco milímetros, o pino de fibra de vidro foi o que melhor reforçou a raiz. Diminuir o comprimento dos pinos resultou na diminuição da resistência à fratura em todos os grupos.

Chuang et al. (2010) examinaram, usando tanto abordagens experimentais quanto de elementos finitos, a influência do material e do comprimento do pino na resposta mecânica dos dentes tratados endodonticamente. Foram utilizados incisivos restaurados com pinos pré-fabricados de aço inoxidável, fibra de carbono e fibra de vidro, com comprimentos de cinco e dez milímetros. Esses dentes foram submetidos a testes mecânicos e, em seguida, foram desenvolvidos modelos de elementos finitos. O dente simulado foi carregado com uma força de 100 N para analisar a tensão na dentina radicular. A análise dos elementos finitos mostrou alta tensão ao redor da extremidade apical do pino de aço de dez milímetros, enquanto nos grupos de pino de fibra, a tensão foi concentrada em torno das margens da coroa. Tanto os pinos de fibra longos quanto os curtos proporcionaram resistência às raízes comparável à proporcionada pelos pinos de aço. O aumento do comprimento dos pinos de metal não preveniu eficazmente a fratura da raiz nos dentes restaurados.

Em 2014, Santos-Filho et al. também realizaram um estudo com testes laboratoriais e com o método de elementos finitos. Foram comparados incisivos centrais superiores com pino de fibra de vidro e pino metálico fundido de dez e cinco milímetros de comprimento, quando submetidos a uma carga de 100 N em um ângulo de 135°. A análise de elementos finitos mostrou que o pino de fibra de vidro

apresentou uma distribuição de tensão homogênea, enquanto o pino metálico fundido concentrou a tensão na interface com a dentina radicular. Reduzir o comprimento teve influência apenas no pino metálico, que aumentou a concentração de tensão em uma área reduzida do canal. Eles concluíram que, utilizando o pino metálico fundido, este deve ser o maior possível.

O comprimento do pino deve corresponder a dois terços do comprimento radicular, ou deve apresentar o mesmo comprimento da coroa (ISIDOR, BRONDUM e RAVNHOLT, 1999; TURKER, ALKUMRU e AKALIN, 2016). Se nenhum desses comprimentos puderem ser atingidos, de acordo com Braga et al. (2006), o pino deve ocupar pelo menos a metade do comprimento radicular, pois foi observado que o comportamento destes pinos era semelhante ao dos que ocupavam dois terços do comprimento da raiz.

De acordo com Sughaireen e Iqbal (2015), o tamanho do pino, deve respeitar o selamento apical da obturação endodôntica, mantendo três a cinco milímetros de guta percha na porção apical do canal radicular.

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

Relacionando o diâmetro do pino com a suscetibilidade à fratura, Mou et al. (2009) relataram que um pino estreito pode fraturar quando submetido a carga oclusal, sem afetar a raiz. Já um pino de grande diâmetro irá tolerar a carga oclusal, mas poderá resultar em fratura radicular. Wandscher et al. (2014) avaliaram a resistência à fratura de pinos de fibra de vidro de diâmetros que variavam de 1,4 mm a 2,2 mm. Os resultados encontrados mostraram que os pinos de menor diâmetro apresentaram menor resistência à fratura.

Lazari et al. (2013) avaliaram a influência do diâmetro do canal radicular e do pino de fibra de vidro no comportamento biomecânico na interface dentina-cimento-pino, em um incisivo central superior. Seis modelos de elementos finitos foram desenvolvidos, variando de um a três milímetros o diâmetro do canal radicular e o do pino. A tensão mais evidente foi observada no pino de fibra de vidro de um milímetro cimentado em um canal de três milímetros. A maior tensão na camada de cimento ocorreu quando o pino e o canal apresentavam um milímetro.

Sobre a forma dos pinos, Madfa et al. (2014) analisaram e compararam a estabilidade de pinos cilíndricos e cônicos feitos de cinco materiais diferentes (aço inoxidável, titânio, zircônia, fibra de carbono e fibra de vidro), investigando sua transferência de tensão através do método de elementos finitos. Dez modelos tridimensionais de um incisivo central superior foram construídos. O diâmetro do pino cilíndrico foi projetado em 1,5 mm, enquanto o pino cônico foi de 1,5 mm na parte superior e 0,9 mm na parte mais estreita. Uma carga de 100 N, angulado a 45°, foi aplicada para simular a força mastigatória. Os pinos cônicos introduziram uma tensão significativamente maior comparado com os pinos cilíndricos.

Em uma análise também através de elementos finitos, Uddanwadiker, Padole e Arya (2007), encontraram que a tensão induzida pelo pino cônico foi ligeiramente menor do que a induzida pelo pino cilíndrico.

Os retentores intrarradiculares mais comumente recomendados são os núcleos metálicos fundidos e os pinos pré-fabricados reforçados com fibra de vidro (AL-ANSARI, 2007; DEJAK e MLOTKOWSKI, 2013).

A principal limitação dos pinos metálicos é o alto módulo de elasticidade, que apresenta rigidez excessiva em comparação com a dentina (CHIERUZZI et al., 2016). O uso de sistemas de pinos que possuem um módulo semelhante ao da dentina e ao do material do núcleo, resulta na criação de uma unidade mecanicamente homogênea com melhor desempenho biomecânico (SILVA et al., 2009).

O módulo de elasticidade é uma propriedade que precisa ser considerada na escolha do material do pino, visto que está relacionado ao modo como a tensão será transmitida à raiz (PEGORETTI et al., 2002). O módulo de elasticidade é representativo da flexibilidade de um material, em que valores mais altos indicam um material duro e valores mais baixos indicam um material mais flexível (PLOTINO et al., 2007).

Segundo Clavijo et al. (2009), devido à boa adaptação às paredes do canal radicular, alcançada pela moldagem do conduto, o núcleo metálico fundido apresenta bom embricamento mecânico e fina espessura de cimentação. Porém, o alto módulo de elasticidade, superior à estrutura dental, pode levar à transmissão de tensões com potencial para gerar fraturas irreversíveis (AKKAYAN e GULMEZ, 2002).

Eraslan et al. (2009), concluíram que a utilização de pinos de fibra preserva a integridade da raiz, com baixos valores de tensão na estrutura dentinária. O módulo

de elasticidade dos pinos de fibra é menor quando comparado aos metálicos (ROMEED e DUNNE, 2013).

Em uma avaliação de resistência à fratura, Ferro et al. (2016) observaram que a similaridade entre os módulos de elasticidade dos materiais utilizados (pino de fibra, cimento resinoso, resina composta e dentina) auxiliou na absorção das tensões, criando um monobloco capaz de distribuir homoganeamente as tensões, aumentando a resistência dentária. Os valores dos módulos de elasticidade podem ser observados na Tabela 1.

Tabela 1 - Módulos de elasticidade

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Referência
Dentina	18,6	Dejak e Mlotkowski (2013)
Resina composta	12	Lazari et al. (2013)
Cimento resinoso	18,6	Zarone et al. (2006)
Fibra de vidro	40	Pegoretti et al. (2002)
Fibra de carbono	125	Pegoretti et al. (2002)
Cimento Fosfato de Zinco	22,4	Uddanwadiker, Padole e Arya (2007)
Núcleo metálico fundido	188	Dejak e Mlotkowski (2013)
Zircônia	200	Madfa et al. (2014)
Titânio	112	Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005)

Romeed e Dunne (2013) estudaram, por meio de elementos finitos, a influência dos materiais do pino e da cimentação sobre a distribuição da tensão. Foi concluído que o baixo módulo de elasticidade da fibra de vidro reduziu os níveis de tensão dentro do pino e ao longo da interface pino-cimento. O pico de tensão no pino de metal era mais alto que nos pinos de fibra de vidro.

Em um estudo comparativo, com modelos de elementos finitos, sobre a distribuição de tensão na dentina e na camada de cimento, foram considerados pinos de aço, fibra de carbono e fibra de vidro em incisivos superiores. Lanza et al. (2005) concluíram que, devido à alta rigidez do pino de aço, a capacidade da camada de cimento de absorver a tensão não foi efetiva, independente do cimento utilizado. Já para o pino de fibra de carbono, o módulo de elasticidade do cimento sendo mais próximo ao da dentina, influenciou positivamente na tensão gerada. Para o pino de fibra de vidro, que já possui um módulo de elasticidade inferior, a rigidez da camada de cimento se tornou irrelevante.

Utilizando método de elementos finitos, Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005) analisaram a influência de parâmetros, como material, forma, adesão, módulo de elasticidade, comprimento e diâmetro, na tensão de dentes restaurados com pinos. Uma carga de 100 N foi aplicada à coroa em um ângulo de 45°. Os resultados mostraram que as tensões geradas diminuíram em relação ao material do pino na seguinte ordem: fibra de vidro, titânio e zircônia. Elas foram localizadas principalmente na interface entre cimento e dentina. As tensões diminuíram com o aumento do módulo de elasticidade e do diâmetro do pino, mas a tensão dentinária aumentou com a diminuição do comprimento do pino.

Toksavul et al. (2006) avaliaram a distribuição de tensão dentinária em modelos de elementos finitos de incisivos centrais superiores que receberam pinos cerâmicos, de fibra de vidro e de titânio. As maiores tensões foram observadas no terço coronal das raízes nas superfícies vestibulares. A tensão diminuiu progressivamente em direção ao ápice. De acordo com esses valores, os pinos cerâmicos de zircônia criaram menos tensão em dentina que os de fibra de vidro e titânio.

Dos materiais utilizados no estudo de Madfa et al. (2014), o mais alto nível de tensão foi encontrado para o aço inoxidável, seguido por zircônia, titânio, fibra de vidro e fibra de carbono. Os pinos de fibra de carbono e os de fibra de vidro reduziram a tensão no terço médio e na parte apical em comparação com os pinos de aço inoxidável, zircônia e titânio.

Uddanwadiker, Padole e Arya (2007) realizaram uma análise das tensões de um incisivo central superior restaurado endodonticamente. Foram usados pinos de diferentes materiais: núcleo metálico fundido, fibra de vidro, fibra de carbono e titânio. Foi aplicada uma carga de 200 N na superfície palatina da coroa em um ângulo de 130°. Os resultados mostraram maiores níveis de tensão no terço coronal das raízes nas superfícies vestibulares. Os pinos de fibra apresentaram ótima resistência e flexibilidade. Em contrapartida, os baixos níveis de flexibilidade do metal fundido e do titânio aumentaram as chances de fratura radicular.

Lazari et al. (2013) encontraram que os maiores níveis de tensão na dentina radicular, decorrente de uma força de 180 N aplicada na superfície lingual do dente, foram localizados na região cervical da superfície palatina em todos os modelos testados.

O estudo de Sorrentino et al. (2007) estimou qual combinação de materiais restauradores resultaria em distribuições de tensão mais homogêneas. Eles observaram que quanto maior a rigidez dos materiais do núcleo, mais apical eram as concentrações de tensão.

Alharbi et al. (2014) avaliaram, *in vitro*, o efeito dos módulos de elasticidade de diferentes sistemas de pinos na resistência e no padrão de fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro e dois tipos de núcleo metálico fundido. O efeito do módulo de elasticidade dos pinos de fibra foi significativamente menor do que os valores registrados para os núcleos metálicos de prata-paládio e níquel-cromo. O modo de fratura acima da raiz foi, predominantemente, associado a dentes restaurados com pinos de fibra de vidro, enquanto as fraturas radiculares verticais foram mais comuns nos dentes restaurados com núcleo metálico. Além disso, os dentes restaurados com pino de fibra foram menos propensos a fraturar.

Veríssimo et al. (2014) realizaram um estudo para avaliar o efeito do tipo de pino, coroa e quantidade de dentina coronária remanescente no comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente. O pino de núcleo metálico fundido concentrou maiores tensões na interface pino-dentina. A presença de dois milímetros de dentina coronária remanescente influenciou positivamente na distribuição de tensão, gerando menores deformações e maior resistência à fratura, independentemente do método de restauração coronária. Os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro exibiram fraturas mais favoráveis, ou seja, fraturas acima do terço cervical, e mostraram uma distribuição de tensão homogênea dentro da dentina radicular.

Gomes et al. (2015) avaliaram por meio de elementos finitos a distribuição de tensão em dentes tratados endodonticamente com paredes radiculares enfraquecidas. Quatro modelos foram desenvolvidos: uma raiz não enfraquecida restaurada com um pino de fibra de vidro; uma raiz enfraquecida restaurada com pino de fibra de vidro sem reconstrução da parede radicular interna; uma raiz enfraquecida restaurada com um pino de fibra de vidro anatomizado diretamente; e uma raiz enfraquecida restaurada com um pino de fibra de vidro anatomizado indiretamente. Cargas de 180 N foram aplicadas à superfície lingual no terço incisal dos dentes a 45°. Todos os modelos exibiram concentrações de tensão na área de aplicação da força e foram distribuídos nas superfícies proximais da raiz. Além disso, as

concentrações de tensão também estavam presentes nas regiões distovestibulares das áreas apicais em todos os modelos. As distribuições de tensões foram semelhantes, independentemente da fraqueza radicular e da técnica reconstrutiva das paredes.

Abduljawad et al. (2016) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar o efeito de pinos de fibra de vidro e de carbono na resistência à fratura dos incisivos centrais superiores que apresentavam cavidades cervicais. Uma carga compressiva foi aplicada na palatina dos dentes em um ângulo de 45° com o longo eixo do dente em uma máquina universal até a fratura. Os autores constataram que a maior resistência à fratura foi registrada para o grupo controle, que correspondia aos dentes tratados endodonticamente, porém sem pinos e sem cavidades cervicais. A colocação de pino de fibra de vidro melhorou a resistência à fratura de incisivos centrais superiores que apresentavam cavidades cervicais.

Chieruzzi et al. (2016) avaliaram a distribuição de tensão dentro de dentes endodonticamente tratados restaurados com pinos de fibras de vidro, fibras de carbono ou pinos de aço, alterando a altura de aplicação de força para simular uma perda óssea alveolar. A força aplicada foi de 100 N. As descobertas demonstraram que o nível ósseo influencia o comportamento biomecânico dos dentes e, no caso de uma condição periodontal grave, o uso de pino de fibra de vidro foi sugerido para diminuir a tensão na interface entre pino e cimento.

No Quadro 1, estão descritas vantagens e desvantagens do núcleo metálico fundido e dos pinos pré-fabricados.



Quadro 1 – Comparação dos pinos intrarradiculares

Material		Vantagem	Desvantagem	Referência
Núcleo metálico fundido		<ul style="list-style-type: none"> <li>. Boa adaptação às paredes do canal;</li> <li>. Alto embricamento mecânico;</li> <li>. Resistência à fratura.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Alto módulo de elasticidade;</li> <li>. Desgaste excessivo das paredes do canal durante o preparo;</li> <li>. Possibilidade de corrosão;</li> <li>. Estética desfavorável.</li> </ul>	Fredriksson et al. (1998); Schwartz e Robbins (2004); Clavijo et al. (2009).
Pré-fabricados	Fibra de vidro	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Módulo de elasticidade próximo ao da dentina;</li> <li>. Estética favorável;</li> <li>. Preparo conservador;</li> <li>. Adesão aos resinosos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Má adaptação às paredes em canais amplos = espessa camada de cimento.</li> </ul>	Eraslan et al. (2009); Chang et al. (2013); Ferro et al. (2016).
	Fibra de carbono	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Preparo conservador;</li> <li>. Adesão aos resinosos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Estética desfavorável;</li> <li>. Má adaptação às paredes em canais amplos = espessa camada de cimento.</li> </ul>	Chieruzzi et al. (2016);
	Titânio	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Resistente à corrosão;</li> <li>. Biocompatibilidade.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Estética desfavorável;</li> <li>. Módulo de elasticidade consideravelmente maior que o da dentina;</li> <li>. Alto custo.</li> </ul>	Akkayan e Gülmez (2002)
	Zircônia	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Estética favorável;</li> <li>. Biocompatibilidade;</li> <li>. Resistência à fratura.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>. Alto módulo de elasticidade;</li> <li>. Dificuldade de remoção;</li> </ul>	Akkayan (2004)

## 4 DISCUSSÃO

A identificação dos pontos de tensão radicular é importante para uma maior previsibilidade dos tratamentos ortodônticos (CHOY et al., 2000). Para os dentes com tratamento endodôntico restaurados com pinos intrarradiculares é fundamental estudar quais materiais são mais estáveis sob determinadas cargas, visto que os diferentes tipos de pinos produzem diferentes níveis de tensão na raiz (UDDANWADIKER, PADOLE e ARYA, 2007).

Verifica-se que os estudos que utilizaram modelos de elementos finitos foram baseados em padrões anatômicos estabelecidos para os incisivos superiores. Tanto Dejak e Mlotkowski (2013) em um estudo sobre pinos intrarradiculares, quanto Kanjanaouthai et al. (2012) em um estudo sobre movimentação ortodôntica, utilizaram as medidas anatômicas descritas no atlas *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*, em que a coroa do incisivo apresentava 10,5 mm de comprimento e a raiz 13 mm. Nos trabalhos de Uddanwadiker, Padole e Arya (2007), de Dejak e Mlotkowski (2013) e de Madfa et al. (2014), a espessura atribuída ao ligamento periodontal foi de 1,8 mm, 2 mm e 2,5 mm, respectivamente.

Os trabalhos de Choy et al. (2000) e Reimann et al. (2007) apontaram aspectos anatômicos dos incisivos superiores como fatores importantes na determinação do centro de resistência do dente e, conseqüentemente, no modo como a tensão é distribuída. Para Choy et al. (2000), nas raízes mais afiladas o centro de resistência está situado mais coronalmente. Essa conclusão foi confirmada por Reimann et al. em 2007, quando encontraram que o centro de resistência dos incisivos laterais está localizado 13 mm apicalmente ao ponto de aplicação da força (dois milímetros acima da borda incisal), enquanto o dos incisivos centrais está a 16 mm. Os autores atribuíram essa diferença às raízes mais volumosas dos incisivos centrais, que, portanto, exerceriam maior resistência ao deslocamento.

Os resultados de Kamble et al. (2012) também mostraram a influência da anatomia radicular nas áreas de concentração de tensão. Eles criaram modelos tridimensionais com raízes normais, raízes mais curtas, rombas, dilaceradas e em forma de pipeta e observaram que há diferença na localização e no nível de tensão. Este estudo, simulou diferentes tipos de movimentos ortodônticos, assim como o estudo realizado por Rudolph, Willes e Sameshima em 2001. Porém, Kamble et al.

(2012) simularam o movimento de intrusão com uma força de 15 g e os movimentos de extrusão, inclinação e rotação com uma carga de 50 g. Já no estudo de Rudolph, Willes e Sameshima (2001) todos estes movimentos, mais o movimento de corpo, foram reproduzidos utilizando sempre a mesma força, igual a 25 g.

Enquanto no trabalho de Kamble et al. (2012) todos os modelos tiveram uma tendência de concentração de tensão na área cervical, no estudo de 2001, apenas os movimentos de inclinação e de corpo geraram tensão nessa região, sendo que para o movimento de corpo, a tensão também foi identificada ao longo de todo o ligamento periodontal. A tensão gerada pelas forças intrusiva, extrusiva e de rotação, foram concentrados no ápice radicular. Essa diferença pode estar relacionada ao estudo de Kamble et al. (2012) ter avaliado a distribuição de tensão em diferentes formatos radiculares, enquanto o estudo de Rudolph, Willes e Sameshima (2001) utilizaram um único formato de raiz, mais comumente encontrada.

A maioria dos estudos que buscaram avaliar a distribuição de tensão em incisivos superiores restaurados com pinos intrarradiculares observaram o comportamento diante da aplicação de forças mastigatórias. As forças mastigatórias se diferem das forças ortodônticas tanto pela sua magnitude quanto pelo seu direcionamento. Com relação a magnitude da força, alguns trabalhos submeteram os dentes a uma força de 100 N, que seria equivalente a, aproximadamente, 10000 gramas. O ponto de aplicação da força nessas simulações foi na superfície palatina da coroa a uma angulação de 45° com o longo eixo do dente (ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005; MADFA et al., 2014; ABDULJAWAD et al., 2016).

Já no estudo de Uddanwadiker, Padole e Arya em 2007, a força utilizada foi de 200 N, aproximadamente 20000 g, também aplicada na superfície palatina da coroa, porém em um ângulo de 130°. Considerando que esse ângulo é formado pela direção da força e pelo longo eixo do dente e que o experimento busca reproduzir a carga proveniente do incisivo central inferior, essa angulação de 130° pode ser referida pelo seu ângulo suplementar, sendo equivalente a 50°. Gomes et al. (2015) utilizaram a angulação de 45°, mas com uma força de 180 N, ou seja, 18000 g na superfície palatina da coroa. Estes testes com cargas oclusais na superfície palatina dos incisivos centrais superiores podem ser feitos até mesmo com cargas de 300 N, aproximadamente 30000 g (ERASLAN et al., 2009).

Na movimentação ortodôntica, como descrito por Liang et al. (2009), há uma força horizontal aplicada na superfície vestibular dos dentes e, mais

especificamente no movimento de retração dos incisivos superiores, existe a necessidade de uma força vertical intrusiva e um torque lingual para induzir um movimento de corpo do dente, minimizando a rotação em torno do centro de resistência, ou seja, o direcionamento das forças ortodônticas é diferente das forças mastigatórias.

Nos modelos de elementos finitos criados na pesquisa de Heravi et al. (2013), a força utilizada para retração de incisivos foi de 0,5 N, ou seja, aproximadamente 50 g. Ela foi aplicada perpendicular à superfície vestibular a quatro milímetros da borda incisal. Para a reprodução do movimento de intrusão, a força foi de 0,25 N, ou 25 g, direcionada paralelamente à superfície vestibular em um “bráquete imaginário”, também situado a quatro milímetros da borda incisal. Já nos modelos de Kanjanaouthai et al. (2012), a força de retração empregada foi de 1 N, ou 100 g, sendo aplicada na superfície vestibular, 4,5 mm acima da borda incisal, paralela ao plano oclusal. Nesse caso, foi observado a magnitude da tensão no ligamento periodontal diante de diferentes inclinações vestibulolinguais do incisivo central superior. Os autores concluíram que nos modelos menos inclinados a tensão foi distribuída mais uniformemente na superfície radicular, enquanto nos mais inclinados houve concentração no ápice.

Tanto as forças ortodônticas descritas nos trabalhos revisados, quanto as forças mastigatórias aplicadas nos dentes restaurados com pinos intrarradiculares, causaram uma distribuição de tensão na raiz dos dentes estudados. Essa distribuição depende da magnitude e da direção da força, da anatomia radicular e das características do pino, como o comprimento, o diâmetro, a forma, o material e seu módulo de elasticidade (UDDANWADIKER, PADOLE e ARYA, 2007; TURKER, ALKUMRU e AKALIN, 2016).

No artigo de Jindal et al. (2013), foram relacionadas duas características dos pinos intrarradiculares: comprimento e material. Os autores concluíram que diminuir o comprimento dos pinos resulta na diminuição da resistência radicular. Assim como diminuir o comprimento do pino aumenta a tensão dentinária, de acordo com Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005). Porém, Giovani et al. (2009) mostraram que entre os pinos metálicos de seis, oito e dez milímetros de comprimento, não houve diferença significativa com relação a força necessária para fraturar a raiz. Assim como Chuang et al. (2010) concluíram que o aumento do comprimento dos pinos de metal não previne eficazmente a fratura radicular. Por outro lado, Santos-Filho et al. (2014)

concluíram que um pino metálico fundido de menor tamanho, aumenta a concentração de tensão em uma área reduzida do canal, contribuindo para a ocorrência de fraturas.

De acordo com Isidor, Brondum e Ravnholt (1999), o comprimento do pino deve ser igual a dois terços do remanescente radicular. Já para Braga et al. (2006), o pino deve ocupar pelo menos a metade do comprimento radicular, pois o comportamento de pinos nesse comprimento é semelhante ao daqueles que ocupam dois terços da raiz.

Wandscher et al. (2014) abordou diferentes diâmetros de pinos (1,4 a 2,2 mm) em seu estudo, relacionando com a resistência à fratura e concluiu que os menores diâmetros apresentavam menor resistência. Porém, segundo Shaikh e Shaikh (2018), durante o preparo do canal radicular para receber o pino, deve-se evitar o desgaste excessivo das paredes. Para não enfraquecer a raiz, o preparo não deve exceder um terço da largura radicular.

Em relação aos formatos cônicos ou cilíndricos, os estudos de Uddanwadiker, Padole e Arya (2007) e Madfa et al. (2014) obtiveram resultados divergentes. No primeiro estudo, sob uma carga de 200 N, a tensão induzida pelo pino cônico foi ligeiramente menor do que a induzida pelo cilíndrico. Já no segundo estudo, sob uma carga de 100 N, os pinos cônicos introduziram uma tensão significativamente maior quando comparados aos pinos cilíndricos, porém esse resultado foi a partir de uma análise generalizada, desconsiderando o material do pino. Quando Madfa et al. (2014) compararam os pinos cônicos e cilíndricos de cada material, não encontraram diferenças significativas na distribuição de tensão.

Alharbi et al. (2014) relacionaram o módulo de elasticidade de alguns materiais restauradores com a sua capacidade de resistir à fratura. Os pinos de fibra de vidro apresentaram módulo de elasticidade significativamente menor do que os valores registrados para os núcleos metálicos de prata-paládio e níquel-cromo e foram menos propensos a fraturar. Em 2016, Ferro et al. confirmaram esses resultados afirmando que a similaridade entre os módulos de elasticidade do pino de fibra de vidro, do cimento resinoso e da dentina auxiliam na absorção da tensão, aumentando a resistência dentária, como já havia sido relatado por Eraslan et al. (2009), que concluíram que a utilização de pinos de fibra preserva a integridade da raiz, gerando pouca tensão na estrutura dentinária. Essas conclusões corroboram com a análise de elementos finitos de Santos-Filho et al. (2014), que mostrou que o pino de fibra de

vidro apresentou uma distribuição de tensão homogênea, enquanto o pino metálico fundido concentrou a tensão na interface com a dentina radicular.

Os resultados de Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005) e Toksavul et al. (2006) diferem dos achados de Ferro et al. (2016). O estudo de 2005 aponta para a diminuição das tensões na seguinte ordem: fibra de vidro, titânio e zircônia. Logo, as tensões diminuíram com o aumento do módulo de elasticidade: 40, 112 e 200, respectivamente. O estudo de Toksavul et al. (2006), mostrou que os pinos de zircônia criaram menos tensão na dentina que os de fibra de vidro e titânio.

Por outro lado, o mais alto nível de tensão foi observado no aço inoxidável, seguido pela zircônia, titânio, fibra de vidro e fibra de carbono na pesquisa realizada por Madfa et al. em 2014. Os pinos de fibra de carbono e os de fibra de vidro reduziram a distribuição de tensão no terço médio e na parte apical em comparação com os outros materiais. Esse resultado confirma o encontrado por Sorrentino et al. (2007), que mostraram que quanto maior a rigidez dos materiais do núcleo, mais apical eram as concentrações de tensão.

Tanto Toksavul et al. (2006), quanto Uddanwadiker, Padole e Arya (2007), ao reproduzirem a carga mastigatória através de método de elemento finito, em incisivos superiores restaurados com pinos intrarradiculares, encontraram os maiores níveis de tensão no terço coronal da raiz na superfície vestibular.

É importante destacar que o valor do módulo de elasticidade dos pinos de fibra de vidro, atribuído por vários autores como 40 GPa, é variável. O comportamento mecânico desses pinos é considerado anisotrópico, pois apresentam propriedades físicas diferentes quando submetidos a cargas aplicadas em diversas direções (PLOTINO et al., 2007). Isso se deve ao posicionamento longitudinal das fibras no pino. Uma força paralela às fibras gera um módulo diferente (40 GPa) de uma força aplicada transversalmente (11 GPa). A maioria das análises de elementos finitos considera o pino de fibra de vidro como sendo ortotrópico, isto é, apresenta propriedades mecânicas que diferem apenas nas direções ortogonais. (PEGORETTI et al., 2002; ASMUSSEN, PEUTZFELDT e SAHAFI, 2005; CHUANG et al., 2010).

Assim como no estudo com forças ortodônticas realizado por Choy et al. (2000) em que foi associada a perda óssea alveolar à distribuição de tensão, no trabalho de Chieruzzi et al. (2016) foram avaliadas as distribuições em dentes com pinos de aço, de fibra de vidro e de carbono, alterando a altura da aplicação da força para simular a perda óssea alveolar. Os resultados destes dois estudos,

demonstraram que o nível ósseo tem influência no comportamento biomecânico dos dentes. No caso de uma perda óssea acentuada, o uso do pino de fibra de vidro foi sugerido para diminuir a tensão na interface entre pino e cimento.

Conceição e Brito (2002) afirmaram que uma preocupação com relação aos dentes anteriores são as forças transversais e laterais às quais estes dentes são submetidos durante a mastigação, e que por isso há uma exigência de pinos que tenham uma boa distribuição de forças, para que fraturas sejam evitadas. Outro fator que deve ser discutido para o tratamento de dentes anteriores é a estética. Os núcleos metálicos fundidos podem apresentar falhas estéticas como escurecimento do remanescente radicular e da gengiva (FREDRIKSSON et al., 1998). Os pinos de fibra de vidro proporcionam uma estética satisfatória, visto que possuem uma cor próxima a dos dentes e uma certa translucidez (CHANG et al., 2013). Porém, estes pinos são indicados para dentes tratados endodonticamente que apresentam aproximadamente metade do remanescente coronário e são contraindicados para canais amplos, uma vez que aumenta a espessura da camada de cimentação. Quando há pouca estrutura coronária remanescente ou canais muito amplos, os núcleos metálicos são indicados, seja para dentes anteriores ou posteriores (SCHWARTZ e ROBBINS, 2004).

Gomes et al. (2015) testaram o comportamento dos pinos de fibra de vidro diante de estruturas dentárias enfraquecidas. Neste estudo, os modelos de raízes enfraquecidas foram representados com canais amplos, que poderiam ser restaurados apenas com o pino de fibra de vidro, ou com resina composta para a reconstrução da parede radicular interna associada ao pino de fibra. Eles não encontraram diferenças significativas nas distribuições de tensões entre o grupo controle, que correspondia às raízes não enfraquecidas restauradas com pino de fibra de vidro, e os demais grupos, independente da fraqueza radicular ou da técnica reconstrutiva das paredes do canal. Para Shaikh e Shaikh (2018), pelo menos um milímetro de dentina radicular deve circundar o canal; portanto, o preparo radicular em raízes já enfraquecidas deve ser feito com cautela.

Ao avaliar a influência do canal radicular e do diâmetro do pino de fibra de vidro na interface dentina-cimento-pino, Lazari et al. (2013) mostraram que a maior tensão ocorreu no pino de um milímetro situado em um canal de três milímetros. Dentre as combinações possíveis do estudo, essa era a que o pino de fibra de vidro se encontrava no canal mais amplo, portanto, apresentaria a camada mais espessa de cimentação.

O núcleo metálico fundido, devido à sua confecção a partir da moldagem do canal radicular, apresenta uma boa adaptação às paredes permitindo uma fina espessura de cimentação (CLAVIJO et al., 2009). Uddanwadiker, Padole e Arya (2007), preconizam a utilização do cimento fosfato de zinco para a cimentação de núcleo metálico fundido e de cimento resinoso para os pinos de fibra de vidro, de carbono e para os pinos de titânio. O módulo de elasticidade do cimento fosfato de zinco é igual a 22,4 GPa, enquanto o dos cimentos resinosos é de 18,6 GPa (ZARONE et al., 2006; UDDANWADIKER, PADOLE E ARYA, 2007). Além da proximidade com os módulos de elasticidade da dentina, os pinos de fibra de vidro apresentam adesividade aos cimentos resinosos (FERRO et al., 2016). No estudo de Chuang et al. (2010) utilizando modelos de elementos finitos, os pinos pré-fabricados de aço inoxidável, fibra de vidro e fibra de carbono foram todos cimentados com cimento resinoso. Eles assumiram que a camada de cimento, em todos os modelos, teria uma espessura de 30 micrômetros.

Para Zarone et al. (2006), o cimento resinoso reduz potencialmente a tensão, visto que seu módulo de elasticidade é semelhante ao da dentina. Já para Lanza et al. (2005) em um estudo comparativo, para essa redução de tensão ser significativa, depende do pino a ser utilizado. O cimento resinoso só teve influência na absorção da tensão quando utilizado com o pino de fibra de carbono. Ao ser testado com o pino de aço, que apresenta alta rigidez, ou com o pino de fibra de vidro, que já possui módulo de elasticidade reduzido, o material de cimentação foi irrelevante.

Em um estudo experimental, Turker, Alkumru e Akalin (2016) disseram que a cimentação tem um papel significativo no aumento da retenção, na distribuição da tensão na interface pino-dentina e no vedamento de irregularidades entre o dente e o pino. A transferência de carga do pino para a raiz difere de acordo com os diferentes cimentos utilizados (LANZA et al., 2005).

Contudo, além do módulo de elasticidade, do comprimento, do diâmetro e do formato do pino, o cimento a ser utilizado e a espessura de sua camada também são fatores importantes na distribuição de tensão (CHUANG et al., 2010; LAZARI et al., 2013; MADFA et al., 2014; WANDSCHER et al., 2014; FERRO et al., 2016). Para os estudos que analisaram a tensão em movimentações ortodônticas, a anatomia radicular, a localização do centro de resistência e o tipo de movimento realizado, são outros fatores a serem considerados (CHOY et al., 2000; RUDOLPH, WILLES e SAMESHIMA, 2001; KAMBLE et al., 2012).



## 5 CONCLUSÃO

Verificou-se nos estudos revisados que a anatomia radicular, a posição do centro de resistência do dente, o tipo de movimentação ortodôntica, o material do pino, bem como seu comprimento, diâmetro, formato e módulo de elasticidade são fatores importantes na distribuição de tensão radicular.

Materiais com módulo de elasticidade próximo ao da dentina, como os pinos de fibra de vidro, contribuem para uma distribuição mais homogênea da tensão.

A redução do comprimento do pino pode diminuir a resistência da raiz à fratura. Pinos com menor diâmetro são menos resistentes, porém, quanto maior o desgaste de dentina durante o preparo do canal, mais enfraquecida ficará a raiz.

Faltam estudos que relacionem os dentes restaurados com pinos intrarradiculares com as forças ortodônticas.

## REFERÊNCIAS

- A ALHARBI, F.; NATHANSON, D.; MORGANO, S. M.; BABA, N. Z. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. **Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 30, n. 4, p. 317-25, Aug. 2014.
- ABDULJAWAD, M.; SAMRAN, A.; KADOUR, J.; AL-AFANDI, M.; GHAZAL, M.; KERN, M. Effect of fiber posts on the fracture resistance of endodontically treated anterior teeth with cervical cavities: An in vitro study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 116, n. 1, p. 80-4, July 2016.
- AKKAYAN, B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 155-62, Aug. 2004.
- AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 431-7, Apr. 2002.
- AL-ANSARI, A. Which type of post and core system should you use? **Evid. Based. Dent.**, London, v. 8, n. 2, p. 42, 2007.
- ALQERBAN, A.; ALMANEA, A.; ALKANHAL, A.; ALJARBOU, F.; ALMASSEN, M.; FIEUWS, S.; WILLEMS, G. Impact of orthodontic treatment on the integrity of endodontically treated teeth. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, p. 1-6, 2018.
- ASH, M.; NELSON, S. **Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion**. 8th ed. Philadelphia: Saunders Co., 2003. p. 151–67.
- ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 94, n. 4, p. 321-9, Oct. 2005.
- BENCH, R. W.; GUGINO, C. F.; HILGERS, J. J. Part 6: Forces used in Bioprogressive. In: RICKETTS, R. M.; BENCH, R. W.; GUGINO, C. F.; HILGERS, J. J.; SCHULHOF, R. J. **Bioprogressive therapy**. JCO Copyright, 1997.
- BOUTON, A.; SIMON, Y.; GOUSSARD, F.; TERESI, L.; SANSALONE, V. New finite element study protocol: Clinical simulation of orthodontic tooth movement. **Int. Orthod.**, Paris, v. 15, n. 2, p. 165-179, June 2017.
- BRAGA, N. M.; PAULINO, S. M.; ALFREDO, E.; SOUSA-NETO, M. D.; VANSAN, L. P. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. **J. Oral. Sci.**, Tokyo, v. 48, n. 1, p. 15-20, Mar. 2006.
- BURSTONE, C. J.; PRYPUTNIEWICZ, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 77, n. 4, p. 396-409, Apr. 1980.

CHANG, H. S.; NOH, Y. S.; LEE, Y.; MIN, K. S.; BAE, J. M. Push-out bond strengths of fiber reinforced composite posts with various resin cements according to the root level. **J. Adv. Prosthodont.**, Seoul, v. 5, n. 3, p. 278-86, Aug. 2013.

CHIERUZZI, M.; PAGANO, S.; CIANETTI, S.; LOMBARDO, G.; KENNY, J. M.; TORRE, L. Effect of fibre posts, bone losses and fibre content on the biomechanical behaviour of endodontically treated teeth: 3D-finite element analysis. **Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.**, Amsterdam, v. 74, p. 334-346, May 2017.

CHOY, K.; PAE, E. K.; PARK, Y.; KIM, K. H.; BURSTONE, C. J. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 117, n. 1, p. 98-105, Jan. 2000.

CHUANG, S. F.; YAMAN, P.; HERRERO, A.; DENNISON, J. B.; CHANG, C. H. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 104, n. 6, p. 379-88, Dec. 2010.

CLAVIJO, V. G.; REIS, J. M.; KABBACH, W.; SILVA, A. L.; OLIVEIRA JUNIOR, O. B.; ANDRADE, M. F. Fracture strength of flared bovine roots restored with different intraradicular posts. **J. Appl. Oral. Sci.**, Bauru, v. 17, n. 6, p. 574-8, Nov-Dec. 2009.

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

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

DIKBAS, I.; TANALP, J. An overview of clinical studies on fiber post systems. **ScientificWorldJournal**, New York, Aug. 2013.

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

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

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

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

FREDRIKSSON, M.; ASTBACK, J.; PAMENIUS, M.; ARVIDSON, K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 2, p. 151-7, Aug. 1998.

GIOVANI, A. R.; VANSAN, L. P.; DE SOUSA NETO, M. D.; PAULINO, S. M. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 101, n. 3, p. 183-8, Mar. 2009.

GOMES, E. A.; GUELERI, D. B.; DA SILVA, S. R.; RIBEIRO, R. F.; SILVA-SOUSA, Y. T. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated teeth with weakened radicular walls restored with different protocols. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 114, n. 3, p. 383-9, Sept. 2015.

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

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

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

JINDAL, S.; JINDAL, R.; GUPTA, K.; MAHAJAN, S.; GARG, S. Comparative evaluation of the reinforcing effect of different post systems in the restoration of endodontically treated human anterior teeth at two different lengths of post space preparation- an in vitro study. **J. Dent. (Tehran)**, Tehran, v. 10, n. 2, p. 124-33, Mar. 2013.

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

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

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

LAZARI, P. C.; OLIVEIRA, R. C.; ANCHIETA, R. B.; ALMEIDA, E. O.; FREITAS JUNIOR, A. C.; KINA, S.; ROCHA, E. P. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. **J. Appl. Oral. Sci.**, Bauru, v. 21, n. 6, p. 511-7, Nov-Dec. 2013.

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

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

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

MADFA, A. A.; KADIR, M. R.; KASHANI, J.; SAIDIN, S.; SULAIMAN, E.; MARHAZLINDA, J.; RAHBARI, R.; ABDULLAH, B. J.; ABDULLAH, H.; ABU KASIM, N. H. Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs. **Med. Eng. Phys.**, London, v. 36, n. 7, p. 962-7, July 2014.

MORIS, I. C. M.; MOSCARDINI, C. A.; MOURA, L. K. B.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; GOMES, E. A. Evaluation of Stress Distribution in Endodontically Weakened Teeth Restored with Different Crown Materials: 3D-FEA Analysis. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 28, n. 6, p. 715-719, Nov-Dec. 2017.

MOU, Y. B.; CHEN, Y. M.; SMALES, R. J.; YIP, K. H. Optimum post and tooth root diameters for a cast post-core system. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 22, n. 5, p. 311-4, Oct. 2009.

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

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

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

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

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

REIMANN, S.; KEILIG, L.; JAGER, A.; BOURAUDEL, C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. **Eur. J. Orthod.**, Oxford, v. 29, n. 3, p. 219-24, June 2007.

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

RUDOLPH, D. J.; WILLES, P. M. G.; SAMESHIMA, G. T. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 71, n. 2, p. 127-31, Apr. 2001.

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.

SILVA, N. R.; CASTRO, C. G.; SANTOS-FILHO, P. C.; SILVA, G. R.; CAMPOS, R. E.; SOARES, P. V.; SOARES, C. J. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. **Indian J. Dent. Res.**, Mumbai, v. 20, n. 2, p. 153-8, Apr-June 2009.

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

SCHWARZ, A. M. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. **Int. J. Orthod.**, Lakewood, v. 18, p. 331–332, 1932.

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

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

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

TOKSAVUL, S.; ZOR, M.; TOMAN, M.; GUNGOR, M. A.; NERGIZ, I.; ARTUNÇ, C. Analysis of Dentinal Stress Distribution of Maxillary Central Incisors Subjected to Various Post-and-core Applications. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 31, n. 1, p. 89-96, Jan-Feb. 2006.

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

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

VERÍSSIMO, C.; SIMAMOTO JÚNIOR, P. C.; SOARES, C. J.; NORITOMI, P. Y.; SANTOS-FILHO, P. C. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 111, n. 3, p. 234-46, Mar. 2014.

WANDSCHER, V. F.; BERGOLI, C. D.; DE OLIVEIRA, A. F.; KAIZER, O. B.; SOUTO BORGES, A. L.; LIMBERGUERIDA, F.; VALANDRO, L. F. Fatigue surviving, fracture resistance, shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, Amsterdam, v. 43, p. 69-77, Mar. 2015.

ZARONE, F.; SORRENTINO, R.; APICELLA, D.; VALENTINO, B.; FERRARI, M.; AVERSA, R.; APICELLA, A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite element analysis. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 11, p. 1035-44, Nov. 2006.