ERIC MAYER DOS SANTOS

**Comparação da eficiência na distribuição de tensões de diferentes
modelos de retentores intrarradiculares: uma análise de
elementos finitos tridimensional**

São Paulo

2016

ERIC MAYER DOS SANTOS

**Comparação da eficiência na distribuição de tensões de diferentes
modelos de retentores intrarradiculares: uma análise de
elementos finitos tridimensional**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em **Odontologia (Dentística)**, para obter o título de Mestre em **Ciências**.

Orientador: Prof. Dr. Glauco Fioranelli Vieira

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Santos, Eric Mayer dos.

Comparação da eficiência na distribuição de tensões de diferentes modelos de retentores intrarradiculares: uma análise de elementos finitos tridimensional / Eric Mayer dos Santos ; orientador Glauco Fioranelli Vieira -- São Paulo, 2016.

72 p. : fig., tab., 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Técnica para Retentor Intrarradicular. 2. Análise de Elementos Finitos. 3. Análise do Estresse Dentário. I. Vieira, Glauco Fioranelli. II. Título.

Mayer-Santos Eric. Comparação da eficiência na distribuição de tensões de diferentes modelos de retentores intrarradiculares: uma análise de elementos finitos tridimensional. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 03 / 11 /2016

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). Carlos Martins Agra

Instituição: SENAC

Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Patricia Moreira de Freitas

Instituição: FOUSP

Julgamento: Aprovado

Prof(a). Dr(a). Pedro Yoshito Noritomi

Instituição: CTI

Julgamento: Aprovado

**Dedico este trabalho ao meu orientador e aos meus alunos, responsáveis pela
minha crescente motivação em ensinar e aprender.**

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Deus, pela força e vontade de realizar o sonho de criar um mundo melhor.

Ao meu orientador e grande amigo Glauco, pela sabedoria, carinho, confiança, diversão e amizade. Obrigado por me ensinar a encarar a vida de uma maneira mais leve, por me inspirar e ensinar muito além de assuntos profissionais. Você é meu exemplo de amigo e mestre, e me sinto honrado de ser parte do seu legado. Com você eu me diverti e aprendi todos os dias.

Aos meus pais, Jane e Chaney, pelo exímio exemplo de amor e honestidade. Obrigado por serem pessoas tão boas. Vocês são meu exemplo, e os responsáveis pela melhor parte de mim. O amor que eu sinto por vocês não cabe em palavras. Espero um dia me tornar uma pessoa igual à vocês e fazer com que se sintam orgulhosos de todos os seus esforços terem dado certo.

À minha irmã Aline, minha segunda mãe e companheira. Obrigado por acreditar em mim, me inspirar e cuidar de mim desde meu primeiro instante de vida. Sua presença é e sempre será essencial na minha vida, e meu amor por você não cabe em palavras.

À minha namorada Caroline, por ser minha razão e porto seguro. Por você eu guardo o amor mais sincero em mim. Obrigado por me guiar e me tornar uma pessoa melhor a cada dia. Minha vida é melhor com você ao meu lado, e espero ter você comigo para o resto da vida. Espero algum dia conseguir demonstrar o tanto que eu te amo e te fazer feliz da maneira que você me faz.

Ao meu cachorro Johnnie, por ser meu melhor amigo. Obrigado pela felicidade de todos os dias.

Aos meus amigos Carlos e Sávio, pela confiança e amizade. Vocês me inspiram e me fazem uma pessoa mais feliz todos os dias. Obrigado por todos os

momentos juntos, sem dúvidas alguns dos melhores da minha vida. Vocês são amigos que eu quero ter sempre por perto.

À minha professora, orientadora e amiga Patricia, pela amizade, brincadeiras, inspiração e sempre estar disposta a me ajudar em todos os momentos. Um exemplo de pessoa e amiga.

Às minhas amigas Brunna, Gabi, Paula e Tamile, pela amizade e diversão. Vocês sem dúvidas tornam meus dias melhores. Obrigado por todas as broncas, provocações, risadas e parceria. Vou levar essas lembranças comigo para o resto da vida.

À Sandra, ao Luiz e à Gabriela, por serem minha segunda família. Vocês são pessoas muito importantes para mim, obrigado por me receber e acolher com tanto carinho.

Aos meus amigos Adriano e Maria, pela amizade e companheirismo. Obrigado por fazerem parte e terem me ajudado tanto durante essa jornada.

AGRADECIMENTOS

À minha afilhada Vitória, pelo carinho, amor e amizade. Você significa muito pra mim, e vou cuidar de você em todos os momentos.

Aos meus primos Anderson, Johann, Alana e Luira, pelo companheirismo e amizade desde sempre. Vocês são como irmãos para mim.

Aos meus tios e tias, sempre presentes em todos os momentos da minha vida.

Aos meus amigos Henrique, Thiago, Gabriel, Caio , Lucas, Paulo, Fernanda e Flávia por serem grandes amigos e fazerem meus dias mais felizes.

Ao Prof. Carlos Agra, pela amizade, parceria, brincadeiras, e por compartilhar sua imensa sabedoria profissional.

Ao Pedro Noritomi e ao Daniel Kemmoku, pelo grande profissionalismo e ajuda em meu trabalho. Obrigado por me ajudar com tanto empenho e inteligência.

Às Profas. Maria Ângela, Margareth, Miriam, Luciana, Taís, Adriana, Márcia e Ciça, pela amizade e orientação. Obrigado por serem grandes responsáveis por todo o meu aprendizado.

Ao Prof. Marcelo Romano, pela amizade e companheirismo desde minha graduação. Um grande responsável pelo meu amadurecimento profissional.

À todos os meus colegas do departamento de Dentística, vocês fizeram meus dias mais felizes.

À todos os professores do departamento de Dentística, vocês fizeram muito pelo meu aprendizado.

À Selma, Leandro, David, Aldo, Sônia, Débora e todos os funcionários do departamento de Dentística. Muito Obrigado pelo apoio e por todas as vezes que vocês me ajudaram.

Ao Centro de Tecnologia da informação Renato Archer, pelo apoio na realização do trabalho.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, representada pelo seu diretor Prof. Dr. Waldyr Antonio Jorge.

À Universidade de São Paulo, na pessoa do Magnífico Reitor Prof. Dr. Marco Antônio Zago.

Ao departamento de Dentística, pelo apoio profissional e condições de realização do trabalho.

Ao Cnpq, Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelo apoio financeiro.

“A coisa certa para nos guiar
está bem aqui dentro de nós”

(When we stand together - Nickelback)

RESUMO

Mayer-Santos E. Comparação da eficiência na distribuição de tensões de diferentes modelos de retentores intrarradiculares: uma análise de elementos finitos tridimensional [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

Elementos dentais endodonticamente tratados geralmente necessitam de retentores intrarradiculares para prover retenção e suporte ao processo restaurador. O objetivo deste estudo foi comparar a eficiência na distribuição de tensões de diferentes modelos de retentores intrarradiculares, através do método dos elementos finitos. Um modelo tridimensional de elementos finitos foi desenvolvido para representar um incisivo central superior endodonticamente tratado e restaurado com uma coroa total cerâmica, e quatro tipos diferentes de pinos pré-fabricados (dois convencionais, e dois modelos customizados) foram inseridos sob esse modelo e comparados quanto à distribuição das tensões às quais foram submetidos. Os quatro pinos diferem em formato e material de composição. O primeiro é um pino pré-fabricado metálico customizado referente à uma patente, com porção coronária anatômica (com curvaturas e formatos semelhantes à coroa anatômica) e flange rosqueável. O segundo pino pré-fabricado é semelhante em formato ao primeiro pino, mas será composto por fibra de vidro. O terceiro é um pino metálico pré-fabricado convencional, sem presença de flange. O quarto pino é semelhante ao terceiro pino em formato, mas será composto por fibra de vidro. Foi aplicada sobre os modelos uma mesma força estática média de 100 N com uma angulação de 135 graus ao longo eixo do dente no centro da face palatina do modelo, com o objetivo de simular a carga mastigatória e obter a distribuição das tensões. A avaliação apresentou os resultados considerando os critérios de Von Mises e tensões máximas principais. Os resultados mostraram que os pinos metálicos customizados resultaram em menores tensões à dentina e à estrutura coronária quando comparados aos pinos convencionais, e que ambos os pinos metálicos apresentaram menores tensões à estrutura coronária se comparados aos pinos em fibra de vidro. Em relação à estrutura dentinária, os pinos metálicos e os pinos em fibra de vidro apresentaram resultados semelhantes quanto à distribuição de tensões. Os modelos em fibra de

vidro apresentaram resultados semelhantes em ambas as avaliações. Conclui-se que os modelos customizados foram superiores aos convencionais quando compostos pela liga metálica, mas semelhantes quando compostos por fibra de vidro.

Palavras-chave: Técnica para Retentor Intrarradicular; Análise de Elementos Finitos; Análise do Estresse Dentário.

ABSTRACT

Mayer-Santos E. Efficiency comparison in stress distribution of different post types: a 3D finite element analysis [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

Endodontically treated teeth commonly require a post to provide retention and support to the restorative process. The aim of this study was to compare the efficiency of the distribution stresses of different models of posts through the finite element method. A three-dimensional finite element model was developed to represent an endodontically treated maxillary central incisor restored with a ceramic crown, and four different types of prefabricated posts (two conventional and two customized models) have been inserted in that model and compared regarding the distribution of the stresses to which they were subjected. The four posts differ in size and material composition. The first is a custom metal prefabricated post relating to a patent, with anatomical coronal portion (with curvatures and format similar to the anatomical crown) and threaded flange. The second prefabricated post is similar in format to the first post, but is composed of fiberglass. The third is a conventional prefabricated metal post without the flange. The fourth post is similar to the third in format, but is composed of fiberglass. It was applied on the models the same average static occlusal force of 100N with an angle of 135 degrees to the tooth long axis in the palatal surface of the crown, with an objective of simulate the masticatory load and obtain the stress distribution. The evaluation presented the results considering the Von Mises and Maximum principal stress criteria. The results showed that the customized metal posts resulted in lower stresses to dentin and coronal tooth structure when compared to conventional posts, and both metallic posts had lower stresses in the coronal portion structure compared to glass fiber posts. Regarding the dentinal structure, metal posts and fiberglass posts showed similar results of stresses. The fiberglass models showed similar results in both evaluations. We conclude that the custom models were superior to conventional posts when composed by metal, but similar when composed of fiberglass.

Keywords: Post and core technique; Finite Element Analysis; Dental Stress Analysis.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	<i>Computer Aided Design</i>
GPa	Gigapascal
Max	Máximas
Med	Médias
MEF	Método de elementos finitos
Mín	Mínimas
mm	Milímetros
MPa	Megapascal

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
σ	Sigma
N	Newtons
E	Módulo de elasticidade
ν	Razão de <i>Poisson</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	25
3	PROPOSIÇÃO	33
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	35
5	RESULTADOS.....	43
6	DISCUSSÃO	61
7	CONCLUSÕES	65
	REFERÊNCIAS.....	67

1 INTRODUÇÃO

Elementos dentais endodonticamente tratados geralmente se apresentam com acentuada perda de estrutura causada por procedimentos restauradores prévios e preparos de acesso endodôntico. Sistemas de retentores intrarradiculares são amplamente utilizados em dentes com grandes perdas estruturais, e possuem o objetivo primário de prover retenção e suporte ao processo restaurador (Adanir; Belli, 2007; Chen et al., 2015).

As restaurações indiretas suportadas por retentores intrarradiculares são alvo de diversos estudos *in vitro* e *in vivo*, além de estudos com abordagens teóricas (Eskitascioglu et al., 2002; Eraslan et al., 2009; Pereira et al., 2006). Durante as últimas décadas, núcleos de inúmeros formatos foram desenvolvidos, variando entre pinos metálicos fundidos e pré-fabricados com preenchimento, e sua correta escolha influi diretamente na longevidade do dente restaurado (González-Lluch; Pérez-González., 2015). A escolha deve ser baseada em diversos fatores, como anatomia dental, comprimento e largura radicular, configuração do canal, remanescente dental, material cerâmico a ser utilizado, compatibilidade do material, estética, formato do núcleo, material e retenção do núcleo, capacidade de união e tensão gerado sobre a restauração (Fernandes et al., 2003). Núcleos compostos por pinos pré-fabricados estão substituindo os metálicos fundidos por suas melhores condições estéticas e mecânicas, que possibilitam seu uso em dentes anteriores. Além disso, autores afirmam que os núcleos pré-fabricados em fibra de vidro conseguem reproduzir com maior eficiência o mecanismo de transmissão de cargas naturais, pelo fato de sua rigidez ser semelhante à da dentina (Genovese et al., 2005; Maceri et al., 2007).

A distribuição da tensão causada sobre o complexo dente-restauração é determinado pela geometria e arranjo dos materiais restauradores, e dos tecidos que o suportam. Esse complexo está sujeito a vários tipos de estresse, como forças de compressão, cisalhamento e tração, e o conhecimento da distribuição destes é importante para o entendimento do processo de falha por fadiga. Portanto, para desenvolver teorias e novos formatos de núcleos, a tensão que será gerada sobre os elementos da cavidade bucal deve ser quantificada (Eraslan et al., 2005; Eraslan et al. 2009). Alguns estudos utilizam formatos customizados de retentores pré-

fabricados ou modelos personalizados, com a finalidade de preencher os requisitos necessários para a durabilidade do processo restaurador (Genovese et al., 2005). Dentro desse contexto, a utilização de associações de pinos com flanges são pouco reportadas na literatura. A função da flange é estabilizar o retentor e distribuir as tensões a uma intensidade de menor valor na porção cervical radicular, reduzindo o acúmulo das tensões no retentor e reduzindo a tensão na dentina (Lewgoy et al. 2003).

Estudos in vivo e in vitro de sistemas restauradores complexos apresentam resultados contraditórios devido à dificuldade de uniformizar os testes relacionados à distribuição de tensão (Assif et al., 1989; Yaman et al., 1998; Asmussen et al., 2005). O método dos elementos finitos (MEF) tem se mostrado uma ferramenta útil na investigação desses sistemas, pois o mesmo não apresenta variabilidade de resultados, é restrito ao número de nós e elementos utilizados no modelo, e às constantes de elasticidade atribuídas aos elementos. Sendo assim, um número crescente de estudos que abordam restaurações indiretas suportadas por núcleos são baseadas em análises de elementos finitos (Asmussen et al., 2005; Eraslan et al., 2009; González-Lluch ; Pérez-González, 2015; Chen et al., 2015). O MEF realiza análises de modelos tridimensionais dos sistemas dentais, e é validado com sucesso por testes laboratoriais e observações clínicas (Maceri et al., 2007).

Assim, o propósito primário desse estudo foi comparar a distribuição das tensões geradas sobre elementos que possuem restaurações cerâmicas suportadas por diferentes modelos de pinos pré-fabricados, que apresentam variações em seus formatos e materiais, desenvolvendo um modelo tridimensional de um incisivo central superior endodonticamente tratado em elementos finitos. Foram comparados pinos pré-fabricados metálicos convencionais, pinos de fibra de vidro convencionais e dois modelos customizados de pinos pré-fabricados que apresentam porção coronária anatômica e flange rosqueável, utilizando os dois tipos de materiais (um em metal e um em fibra de vidro). Os modelos customizados são referentes a uma patente (Vieira et al., 2014).

2 REVISÃO DA LITERATURA

Diversos estudos presentes na literatura, sendo eles *in vitro*, clínicos ou simulações computadoriais de modelos, tem sido realizados com o objetivo de alcançar um entendimento completo de como os diferentes parâmetros de retentores intrarradiculares afetam a resistência mecânica do remanescente dental. No entanto, as diferenças nas condições experimentais podem limitar as conclusões sobre os reais significados dos resultados obtidos. Dessa maneira, a presente revisão literária será dividida em tópicos, a fim de facilitar o entendimento dos resultados de cada assunto em diferentes metodologias realizadas.

2.1 Retentores intrarradiculares

A realização de restaurações em dentes endodonticamente tratados pode ser uma das técnicas mais desafiadoras da prática clínica. Uma grande variedade de materiais e técnicas estão disponíveis, e o requisito de longevidade da restauração deve ser um fator importante a ser considerado. Dessa maneira, a avaliação do remanescente dental deve guiar o tipo de sistema restaurador que será utilizado.

Dentes anteriores com perdas estruturais mínimas podem receber restaurações realizadas com compósitos adesivos, sem a necessidade de retentores intrarradiculares. Entretanto, caso a perda estrutural seja extensa, de modo que uma restauração com resina composta não possua um prognóstico de longevidade, os retentores intrarradiculares devem ser considerados.

A crença errônea de que os retentores irão “reforçar” ou “fortalecer” os elementos dentais restaurados tem sido discutida e refutada por diversos estudos. Em um estudo *in vitro* Heydecke et al. (2001) compararam a resistência à fratura e a taxa de sobrevivência de dentes endodonticamente tratados com cavidades classe III e restaurados por diferentes sistemas de retentores intrarradiculares. Sessenta e quatro incisivos centrais humanos hígidos foram preparados com cavidades classe III de 3mm de extensão nas proximais e divididos em três grupos. O primeiro grupo

foi restaurado utilizando-se pinos de titânio, o segundo grupo utilizando-se pinos de zircônia, e o terceiro grupo recebeu um preenchimento de material resinoso em seus condutos radiculares. Com isso, o estudo concluiu que falhas denominadas catastróficas foram observadas em maior número nos dentes que possuíam retentores intrarradiculares. Do mesmo modo, Guzy e Nicholls (1979) realizaram uma comparação in vitro de dentes endodonticamente tratados intactos com e sem utilização de retentores intrarradiculares. No estudo, cinquenta e nove elementos dentais foram avaliados nas regiões em que sofreram a ruptura por excesso de carga. Observou-se que os elementos dentais que não possuíam os retentores sofreram as rupturas na região da coroa, enquanto os restaurados com presença de retentores sofreram as rupturas na região das raízes dos dentes (na porção radicular dos pinos). O estudo concluiu que não houve diferença estatisticamente relevante em relação ao fortalecimento da estrutura dental em ambos os casos.

Outro fator importante a ser considerado é a condição da dentina radicular em dentes vitais e não-vitais. Alguns estudos propuseram a existência de diferenças estruturais entre a dentina dos dentes vitais com a dos não-vitais. Tais estudos relatam uma maior fragilidade da dentina dos dentes não-vitais pela perda de água e colágeno (Helfer et al., 1972; Carter et al., 1983; Rivera; Yamauchi, 1993). Por outro lado, alguns estudos mais recentes contestam esses resultados, relatando que a estrutura dentinária não se torna mais frágil com a desidratação ou tratamento endodôntico (Huang et al., 1992; Sedgley; Messer, 1992).

Conclui-se que os retentores intrarradiculares possuem um mínimo ou nenhum fator de fortalecimento aos dentes endodonticamente tratados, muitas vezes aumentando as chances de fraturas catastróficas aos mesmos (Heydecke et al., 2001). Entretanto, os retentores são altamente indicados por diversos autores em restaurações de dentes com grande perda estrutural por prover retenção, suporte e aumentar a longevidade das mesmas, principalmente em casos de coroas totais, sendo amplamente utilizados na prática clínica (Robbins, 1990; Goodacre; Spolnik, 1994; Schwartz; Robbins, 2004; Adanir; Belli, 2007; Chen et al., 2015).

2.2 Modelos dos retentores intrarradiculares (referentes ao formato)

Apesar do seu efeito enfraquecedor sobre a raiz dos dentes, o retentor intrarradicular é indicado quando há um inadequado remanescente coronário para a retenção de uma coroa artificial. Esses dentes endodonticamente tratados não estão livres de falhas, independente do método restaurador utilizado. No entanto, uma abordagem restauradora que esteja embasada com o conhecimento científico contemporâneo melhora o prognóstico (Morgano et al., 2004). Dessa maneira, os diferentes formatos e modelos de retentores podem resultar em prognósticos diferentes dos sistemas restaurados. Para facilitar o entendimento sobre os mesmos, tais retentores são genericamente divididos em duas porções, coronária e radicular, que descrevem a posição de cada região do retentor em um sistema restaurador (no caso, a porção radicular será ficar posicionada na raiz dos dentes, e a porção coronária na coroa).

Um dos fatores mais associados ao risco de fratura radicular de dentes restaurados com sistemas indiretos é o comprimento dos retentores intrarradiculares, referente à porção radicular dos mesmos. Um estudo retrospectivo clássico dos resultados clínicos de dentes endodonticamente tratados e restaurados de Sorensen e Martinoff (1984) indica que retentores mais longos estão associados à maiores taxas de sucesso. Sorensen concluiu que quando o comprimento do retentor se iguala com o comprimento da coroa clínica, a taxa de insucesso se estabelece em 2,5 %. Caso o retentor seja reduzido a um quarto (1/4) do comprimento de suas respectivas coroas clínicas, a taxa de insucesso aumenta para 25% (um aumento de 10 vezes). Paralelamente, Fuss et al. (2001) realizou um estudo com dentes que possuíam fraturas radiculares verticais e relatou que dois terços (2/3) dos retentores associados às fraturas eram extremamente curtos, possuindo seu término no terço cervical da raiz. Ademais, estudos biomecânicos in vitro sugerem que uma melhor distribuição das tensões ocorre em retentores mais longos (Caputo e Standlee, 1987; Holmes et al., 1996; Yang et al., 2001).

Dois tipos de retentores são comumente estudados na literatura, o núcleo metálico fundido e o pino pré-fabricado, ambos possuindo estruturas e métodos de fabricação distintos. O primeiro é fabricado à partir da modelagem do conduto radicular e da construção da porção coronária em resina acrílica, formando uma

estrutura única que, após determinado processo, será inteiramente formada por metal. O segundo é uma estrutura pré-fabricada, normalmente metálica ou em fibra de vidro, que será alojada no conduto radicular sem modelagem prévia, e sua porção coronária será fabricada diretamente sobre a estrutura dentária utilizando-se compósitos resinosos adesivos. Pelo seu método de fabricação, o núcleo metálico fundido necessita de maior tempo clínico e extra-clínico (laboratorial) para sua construção. O pino pré-fabricado, por outro lado, permite uma técnica mais fácil, barata e rápida, porém não reproduz a anatomia interna do canal e muitas vezes sua adaptação não é totalmente ideal (De Sort, 1983; Kern et al., 1984; Chan et al., 1993; Eskitascioglu et al., 2002). Atualmente, o pino pré-fabricado em fibra de vidro tem se tornado mais popular na prática clínica do que os pinos metálicos fundidos devido à sua melhor reprodução estética e menor tempo de trabalho necessário (Figueiredo et al., 2015).

Outro fator a ser considerado é o efeito da flange na distribuição das tensões que serão aplicadas ao sistema restaurador. Enquanto a presença do retentor intrarradicular transfere as tensões oclusais e aumenta as chances de fraturas radiculares verticais, a presença da flange, uma estrutura em formato de disco que é assentada na base do remanescente radicular, pode aumentar a resistência do dente à essas fraturas por fornecer uma melhor distribuição dessas tensões. A flange age como um “stop”, reduzindo o acúmulo das tensões no retentor e reduzindo a tensão na dentina. Deve-se enfatizar que a função da flange é estabilizar o retentor e distribuir as tensões a uma intensidade de menor valor na porção cervical radicular (Lewgoy et al., 2003).

Por se tratar de pinos customizados, não há na literatura nenhum estudo que reporte a eficiência dos modelos utilizados no presente estudo.

2.3 Composição dos retentores intrarradiculares (referentes aos materiais)

A restauração de dentes severamente comprometidos e endodonticamente tratados com retentores intrarradiculares de diferentes materiais continua a ser uma objeto de estudo controverso na literatura (Pierrisnard et al., 2002).

Conforme descrito anteriormente, os retentores intrarradiculares comumente são produzidos em dois materiais, o metal ou a fibra de vidro. Atualmente, os pinos metálicos fundidos estão sendo substituídos pelos pinos pré-fabricados, especialmente pelos pinos em fibra de vidro (Bitter e Kielbassa, 2007). Isso se deve ao fato de pinos em fibra de vidro possuírem como vantagens tratamentos mais rápidos, uma melhor biocompatibilidade, estética, e resistência à corrosão (Boschian Pest et al., 2002; Maccari et al., 2003).

Diversos estudos comparam a eficiência de ambos os materiais, sendo que a maioria aborda os riscos de fratura da raiz com cada material (Yaman et al., 1998; Eskitascioglu et al., 2002; Lanza et al., 2005; Santos et al., 2010; Figueiredo et al., 2015). Os retentores metálicos possuem maior módulo de elasticidade se comparados à dentina radicular, ou seja, são mais rígidos que a mesma. Esse fator, hipoteticamente, aumenta os riscos de falhas catastróficas e fraturas da raiz pela concentração de tensões na mesma (Zarone; Wang., 2006; Zhou et al., 2013). Por outro lado, diversos estudos indicam que os pinos em fibra de vidro possuem o módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, reduzindo a incidência de fraturas radiculares (Fernandes et al., 2003; Bateman et al., 2003; Cheung, 2005), sendo a maioria de falhas relacionadas à ela por desadaptações (Santos et al., 2010).

Em contraste, as considerações de tensões de dentes endodonticamente tratados e restaurados com pinos pré-fabricados continua controversa. Alguns estudos reportaram maiores valores de tensão em raízes restauradas com pinos de menor módulo de elasticidade (Asmussen et al., 2005; Santos et al., 2009). Tais estudos entram em conflito com as observações clínicas da baixa incidência de fraturas radiculares em sistemas com pinos em fibra de vidro.

Ademais, um estudo recente de análise de elementos finitos mostrou que a utilização de pinos em fibra de vidro resultaram em uma maior tensão se comparados aos pinos metálicos, primariamente quando a adesão entre os pinos de fibra e a superfície do canal radicular falhou. Entretanto, o mesmo estudo demonstrou que as raízes dentais restauradas com pinos em fibra foram menos propensos à fratura, pois o risco da fratura de tal sistema foi maior do que a fratura da raiz (Santos et al., 2010), ou seja, o sistema com tais retentores se fraturam antes de causar uma fratura catastrófica na raiz.

Clinicamente, a redução da incidência de fraturas catastróficas à raiz que não permitem a substituição da restauração, pode ser mais importante do que a taxa de sobrevivência da restauração.

2.4 Método de elementos finitos

Estudos *in vivo* e *in vitro* de sistemas restauradores complexos apresentam resultados contraditórios devido à dificuldade de uniformizar os testes relacionados à distribuição de tensão (Assif et al., 1989; Yaman et al., 1998; Asmussen et al., 2005). O método dos elementos finitos (MEF) tem se mostrado uma ferramenta útil na investigação desses sistemas, pois o mesmo não apresenta variabilidade de resultados, é restrito ao número de nódulos e elementos utilizados no modelo, e às constantes de elasticidade atribuídas aos elementos. Sendo assim, um número crescente de estudos que abordam restaurações indiretas suportadas por núcleos são baseadas em análises de elementos finitos (Asmussen et al., 2005; Eraslan et al., 2009; González-Lluch; Pérez-González, 2015; Chen et al., 2015). O MEF realiza análises de modelos tridimensionais dos sistemas dentais, e é validado com sucesso por testes laboratoriais e observações clínicas (Maceri et al., 2007).

Basicamente, o MEF assume o modelo físico que descreve um problema e subdivide-o em um conjunto adequado de "elementos" de dimensões reduzidas. Uma vez que são combinados esses elementos finitos menores, eles formam o modelo em "malha" da estrutura investigada. Cada elemento pode adotar uma forma geométrica específica. Ao combinar a geometria real do elemento e as suas propriedades estruturais e materiais, pode-se estabelecer relações de equilíbrio entre as forças externas que atuam sobre o elemento e os deslocamentos resultantes que ocorrem nos seus pontos de interconexão ("nós"). Essas equações são convenientemente escritas em forma de matriz para utilização em algoritmos de computador. A precisão da previsão da análise de elementos finitos é influenciada por uma série de fatores, tais como o detalhe geométrico do objeto a ser modelado e analisado, a aplicação das condições de contorno, a carga funcional e as propriedades do material (Choi et al., 2014).

A capacidade do MEF reside na sua versatilidade, pois pode ser utilizado para resolver um certo número de problemas físicos. O modelo do problema pode conter tamanhos e formas aleatórias, cargas e condições de apoio. Essa grande versatilidade também está dentro de um único programa de computador. Outra característica atraente do MEF é a semelhança física estreita entre a estrutura real e seu modelo de elementos finitos. Por outro lado, o MEF também tem as suas desvantagens, pois requer cuidados especiais durante a formação do modelo. Os volumes de malha devem ser criados para que forneçam proporções geométricas e comportamentos razoáveis para os elementos derivados (Choi et al., 2014).

A atribuição das propriedades apropriadas dos materiais para um modelo de análise de elementos finitos é um passo necessário para garantir a precisão do teste, pois as tensões que serão avaliadas em uma estrutura são derivadas com base nas propriedades dos materiais que as formam (Asmussen et al., 2005; Eraslan et al., 2009; Choi et al., 2014).

A Análise de elementos finitos leva em consideração a observação da distribuição de tensões nos modelos e, conseqüentemente, das regiões onde as concentrações de tensões são mais elevadas. Uma concentração de tensões é um local em um corpo onde tensões são acumuladas (elevadas). Um material pode falhar, ocorrendo propagação de trincas, quando uma tensão concentrada excede a resistência de coesão teórica do material. A resistência à fratura real de um material é sempre menor que o valor teórico, pois a maioria dos materiais contém pequenas trincas ou contaminantes que concentram tensões (Pilkey; Walter, 1999).

Dentre os variados tipos de análises temos a de deslocamento do sistema. O elemento dental possui em suas adjacências estruturas que possuem determinada elasticidade, como os ligamentos periodontais. Dessa maneira, ao se aplicarem forças, o sistema apresenta mobilidades que influem diretamente na distribuição de tensões que serão observadas nos testes. Elementos com alto módulo de elasticidade (rígidos) apresentam menor mobilidade se comparados aos elementos de baixo módulo de elasticidade. Além disso, o deslocamento das estruturas pode ocasionar concentrações de tensões em determinadas regiões, podendo configurar maiores chances de fratura.

Para a análise da distribuição das tensões obtidas com o teste de elementos finitos são utilizados dois critérios. O critério de Von Mises e o critério das tensões normais máximas (critério de Rankine).

O critério de von Mises é recomendado para materiais dúcteis. A teoria do critério defende que deformação plástica ocorre quando a energia de distorção supera o limite elástico do material. Além disso, por não distinguir entre tensões de tração ou compressão, seu resultado é sempre positivo. A fórmula para cálculo do resultado pode ser vista abaixo, onde σ_e são as tensões de von Mises e $\sigma_{max,med,min}$ as tensões máximas, médias e mínimas respectivamente.

$$\sigma_e = \frac{\sqrt{(\sigma_{max} - \sigma_{med})^2 + (\sigma_{med} - \sigma_{min})^2 + (\sigma_{min} - \sigma_{max})^2}}{2}$$

Por outro lado, critério das tensões normais máximas é indicado para materiais frágeis/frágeis, e sua teoria defende que o material falha quando as tensões principais ultrapassam a resistência, a tração ou a resistência à compressão do material. Podemos definir o critério pelas fórmulas:

$$\sigma_{resistência\ a\ compressão} < \sigma_{min}$$

$$\sigma_{resistência\ a\ tração} < \sigma_{max}$$

Por ser indicado para materiais frágeis/frágeis em que a resistência à tração é muito inferior a resistência à compressão, normalmente somente as tensões máximas principais, ou as maiores tensões de tração, são demonstradas nas análises e pesquisas, e são normalmente as que causam fratura pelo critério quando analisados materiais frágeis (Vasco, 2016).

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivos:

- Avaliar a distribuição das tensões geradas sobre o remanescente dental restaurado com cada um dos retentores intrarradiculares pré-fabricados utilizados.
- Avaliar comparativamente qual retentor possui melhor distribuição das tensões no remanescente dental.
- Avaliar qual material utilizado na composição dos retentores é mais eficiente na distribuição das tensões.
- Avaliar qual formato de retentor é mais eficiente na distribuição das tensões.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O estudo foi conduzido utilizando-se o método de elementos finitos tridimensional (MEF) e um programa de análise estrutural de elementos finitos. Para a criação dos modelos geométricos virtuais foi utilizado o software Rhinoceros ver. 5.0 (McNeel North America, Seattle, WA, USA) para *Computer Aided Design* (CAD), e para a análise por elementos finitos foi utilizado o software Ansys Workbench ver. 17.0 (ANSYS, Houston, TX, USA). Um modelo tridimensional de elementos finitos foi desenvolvido para representar um incisivo central superior endodonticamente tratado e restaurado com uma coroa total cerâmica. O modelo contém ligamentos periodontais simulados e um osso alveolar de estrutura. A geometria utilizada para o modelo do dente é a descrita por Wheeler (Wheeler, 2003) e utilizada por alguns autores (Eraslan et al., 2009). Com base na geometria do formato da raiz do dente foi desenvolvido 0,25 mm de ligamento periodontal, 0,25 mm de lâmina dura, e 1,5 mm de osso cortical (Tada et al., 2003; Eraslan et al., 2009). O osso remanescente foi considerado como osso trabecular (Figura 4.1). Os modelos foram fixados em suas regiões laterais e de base para a realização do teste (Figura 4.2).

A análise de elementos finitos tridimensional consiste na comparação entre 4 pinos pré-fabricados (pino 1: metálico anatômico com flange rosqueável ; pino 2: fibra de vidro anatômico com flange rosqueável; pino 3: metálico convencional; pino 4: fibra de vidro convencional), todos inseridos sobre o mesmo modelo de dente e estruturas de suporte, e suportando a mesma restauração cerâmica, como descrito anteriormente. O teste foi realizado utilizando-se os módulos de elasticidade e as razões de Poisson dos materiais e elementos envolvidos no teste, obtidos da literatura.

O pino 1 consiste em um modelo metálico customizado de pino pré-fabricado, no qual a porção coronária do pino é anatômica, ou seja, possui um formato que se assemelha em angulação e formato à coroa dental. Essa porção é curva com diâmetro de 2,0mm na extremidade superior (considera-se a parte inferior o limite entre a parte coronária e a parte radicular). Ela apresenta também uma região rosqueável, onde é fixada a flange. A flange rosqueável possui 1,5 mm de altura, com diâmetro externo de 4,0 mm e diâmetro interno de 2,0 mm, compatível com a porção radicular do pino, com uma região de rosqueamento em seu interior. No

modelo as regiões rosqueáveis foram desconsideradas pelo fato de estarem em posição de contato no momento do teste. A porção radicular apresenta comprimento fixo de 10,0 mm subdividida em duas partes, uma inferior cônica com 7,0 mm de comprimento e com diâmetro de 2,0 mm na extremidade inferior e uma cilíndrica com 3,0 mm de comprimento e com diâmetro igual ao da parte inferior (Figura 4.3).

O pino 2 consiste no mesmo modelo, com as mesmas características e dimensões do pino 1, porém o material que foi utilizado em sua composição é a fibra de vidro (Figura 4.4).

O pino 3 é um pino pré-fabricado metálico convencional com as mesmas dimensões da porção radicular dos pinos 1 e 2. A porção coronária é a convencional dos pinos pré-fabricados, não apresentará curvaturas e sua dimensão é contínua em relação à porção radicular. O material que foi utilizado nesse pino é a mesma liga metálica utilizada no pino 1. O modelo não apresenta flange (Figura 4.5).

O pino 4 é semelhante ao modelo do pino 3, diferindo apenas no material que foi utilizado em sua composição, que é a fibra de vidro (Figura 4.6).

Foi considerada a cimentação dos pinos com um cimento resinoso dual-core (Clearfil SA Luting, Kuraray Noritake Dental). Sobre os mesmos foi realizado um preenchimento modelado em resina composta, com formato e angulação semelhante à anatômica do incisivo central superior, (Biscore; Bisco, Vancouver, Canada), que recobre a porção coronária dos pinos (com maior extensão sobre os pinos 3 e 4) para o recebimento da coroa cerâmica. Por fim, foi posicionada a coroa cerâmica (IPS e-max Press; Ivoclar Vivadent AG) sobre o sistema, apresentando porção de infra-estrutura e de cobertura, conforme as especificações do fabricante. Os pinos foram posicionados de modo a ocupar 2/3 do comprimento total da raiz do modelo, e o restante foi preenchido com gutta-percha até o limite apical da raiz.

Os modelos convencionais incluíram 1133478 nódulos e 759750 elementos sólidos tetraédricos (Figura 4.7), e os modelos customizados incluíram 1178533 nódulos e 785058 elementos sólidos tetraédricos (Figura 4.8). Todos os materiais e elementos envolvidos na avaliação foram considerados homogêneos e isotrópicos, com exceção dos pinos de fibra de vidro. Esses pinos são compostos por longas fibras embutidas em uma matriz polimérica, sendo assim, considerados ortotrópicos por apresentar propriedades mecânicas diferentes dependendo da direção das fibras (Lanza et al., 2005). As razões de Poisson e os módulos de elasticidade dos

materiais isotrópicos estão descritos na tabela 4.1. As características mecânicas dos pinos de fibra de vidro estão descritos na tabela 4.2.

Uma carga estática média de 100 N foi aplicada com uma angulação de 135 graus ao longo eixo do dente no centro da face palatina do modelo, com o objetivo de simular a carga mastigatória (Eraslan et al., 2009; Furuya et al., 2014), e obter a distribuição de tensões dos modelos (Figura 4.2).

A avaliação apresenta os resultados considerando os critérios de Von Mises e de tensões máximas principais (Eraslan et al., 2005; Pereira et al., 2006; Maceri et al., 2007; Santos et al. 2010; Chen et al., 2015; González-Lluch; Pérez-González, 2015; Chen et al., 2015). Uma forma conveniente de demonstrar as tensões é utilizar uma representação de cor da distribuição das tensões (Asmussen et al., 2005; Eraslan et al., 2009), onde os dados numéricos calculados são transformados em gráficos de cor para melhor visualizar o fenômeno mecânico nos modelos e compará-los.

Tabela 4.1 - Propriedades mecânicas dos materiais isotrópicos

Material / Componente (referências)	Módulo de elasticidade (E; GPa)	Razão de Poisson (ν)
Dentina (Eraslan et al., 2009)	18.6	0.31
Ligamento periodontal (Eraslan et al., 2009)	0.0689	0.45
Osso trabecular (Eraslan et al., 2009)	1.37	0.30
Osso cortical (Eraslan et al., 2009)	13.7	0.30
Gutta-percha (Eraslan et al., 2009)	0.00069	0.45
Resina composta Biscore (Eraslan et al., 2009)	12.0	0.30
Cimento resinoso Clearfil SA Luting (Eraslan et al.,	8.3	0.28

2009)		
Liga metálica dos pinos pré-fabricados (Lanza et al., 2005)	210.0	0.30
Coroa cerâmica IPS e-max - infra-estrutura (Eraslan et al., 2009)	95.0	0.24
Coroa cerâmica IPS e-max - cobertura (Eraslan et al., 2009)	65.0	0.24

Tabela 4.2 - Propriedades mecânicas dos materiais ortotrópicos

Pino de fibra de vidro (referências)	Módulo de elasticidade (E; Razão de Poisson (ν)) GPa)	
Direção transversal (Furuya et al., 2014)	9.5	0.27
Direção longitudinal (Furuya et al., 2014)	9.5	0.34

Figura 4.1 - Modelo tridimensional das estruturas: Osso cortical, Osso Trabecular, Ligamentos periodontais, Pino, Dentina radicular, Coroa cerâmica de infra-estrutura e Coroa cerâmica de cobertura

Figura 4.2 - Fixação da base e das laterais dos modelos tridimensionais (em azul). Simulação da aplicação da força estática na região lingual dos dentes anteriores (em vermelho)

Figura 4.3 - Modelo tridimensional do pino customizado metálico

Figura 4.4 - Modelo tridimensional do pino customizado em fibra de vidro

Figura 4.5 - Modelo tridimensional do pino convencional metálico

Figura 4.6 - Modelo tridimensional do pino convencional em fibra de vidro

Figura 4.7 - Malha formada pelas estruturas tetraédricas e nós dos pinos convencionais.

Figura 4.8 - Malha formada pelas estruturas tetraédricas e nós dos pinos customizados.

5 RESULTADOS

A distribuição das tensões está representada por cores nas figuras. A padronização dos valores de força para cada cor está demonstrada na legenda de cada figura.

5.1 - Resultados do pino 1

Figura 5.1 - Deslocamento do sistema restaurado com o Pino 1

O sistema com o Pino 1 apresentou deslocamento de 0 - 0,060052 mm, onde o deslocamento máximo foi realizado no ápice da coroa e o mínimo (nulo) na porção posterior inferior da raiz (figura 5.1).

Figura 5.2 A - Distribuição das tensões no Pino 1

Figura 5.2 B - Distribuição das tensões no Pino 1

A distribuição das tensões no Pino 1 foram avaliadas pelo critério de Von Mises e apresentaram tensões de 0 - 93,528 MPa, onde a tensão máxima ficou localizada na região cervical da porção radicular do pino (Figura 5.2A). Observa-se que as tensões ficaram localizadas com maior intensidade na região anterior, se comparadas à região posterior do pino. Nota-se também uma grande intensidade de tensões localizada na porção coronária anterior inferior do pino, no limite com a região superior da flange (Figura 5.2B). A flange por sua vez mostrou uma maior concentração de tensões em sua base.

Figura 5.3 A - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino 1

Figura 5.3 B - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino 1

A distribuição de tensões nas estruturas adjacentes ao pino 1 foram avaliadas pelo critério das tensões máximas principais, e apresentaram de -28,818 a 53,325 MPa. As tensões negativas correspondem às tensões de compressão, enquanto as positivas às de tração (Figura 5.3A). Observa-se que a tensão máxima ficou localizada na interface entre a porção superior da raiz e a coroa (Figura 5.3B). Nota-se também uma grande concentração de tensões na porção cervical posterior da raiz. Em relação à porção coronária observa-se tensões de intensidades reduzidas.

5.2 - Resultados do pino 2

Figura 5.4 - Deslocamento do sistema restaurado com o Pino 2

O sistema com o Pino 2 apresentou deslocamento de 0 - 0,066201 mm, onde o deslocamento máximo foi realizado no ápice da coroa e o mínimo (nulo) na porção posterior inferior da raiz (Figura 5.4).

Figura 5.5 A - Distribuição das tensões no Pino 2

Figura 5.5 A - Distribuição das tensões no Pino 2

A distribuição das tensões no Pino 2 foram avaliadas pelo critério de Von Mises e apresentaram tensões de 0 - 11,119 MPa, onde a tensão máxima ficou localizada na base da região anterior da flange (Figura 5.5A). Nota-se uma distribuição quase homogênea das tensões na porção inferior radicular do pino. Observa-se uma concentração de tensões da região cervical da porção radicular do pino, e tensões quase nulas na região mediana do mesmo. A porção superior anterior da flange também apresentou altas intensidades de concentração de tensões (figura 5.5 B).

Figura 5.6 A - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino

Figura 5.6 B - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino 2

A distribuição de tensões nas estruturas adjacentes ao pino 2 foram avaliadas pelo critério das tensões máximas principais, e apresentaram de -30,346 a 72,756 MPa. As tensões negativas correspondem às tensões de compressão, enquanto as positivas às de tração (Figura 5.6A). Observa-se que a tensão máxima ficou localizada na interface entre a porção superior da raiz e a coroa (Figura 5.6B). Nota-se também uma grande concentração de tensões na porção cervical posterior da raiz.

5.3 - Resultados do pino 3

Figura 5.7 - Deslocamento do sistema restaurado com o Pino 3

O sistema com o Pino 2 apresentou deslocamento de 0 - 0,061111 mm, onde o deslocamento máximo foi realizado no ápice da coroa e o mínimo (nulo) na porção posterior inferior da raiz (Figura 5.7).

Figura 5.8 A - Distribuição das tensões no Pino 3

Figura 5.8 B - Distribuição das tensões no Pino 3

A distribuição das tensões no Pino 3 foram avaliadas pelo critério de Von Mises e apresentaram tensões de 0 - 85,766 MPa, onde a tensão máxima ficou localizada na região cervical da porção radicular do pino (Figura 5.8A). Observa-se que as tensões ficaram localizadas com maior intensidade na região anterior, se comparadas à região posterior do pino (Figura 5.8B).

Figura 5.9 A - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino 3

Figura 5.9 B - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino 3

A distribuição de tensões nas estruturas adjacentes ao pino 3 foram avaliadas pelo critério das tensões máximas principais, e apresentaram de -25,95 a 68,804 MPa. As tensões negativas correspondem às tensões de compressão, enquanto as positivas às de tração (Figura 5.9A). Observa-se que a tensão máxima ficou localizada na interface entre a porção superior da raiz e a coroa (Figura 5.9B). Nota-se também uma grande concentração de tensões na porção cervical posterior da raiz. Em relação à porção coronária observa-se tensões concentradas na região posterior da mesma.

5.4 - Resultados do pino 4

Figura 5.10 - Deslocamento do sistema restaurado com o Pino 4

O sistema com o Pino 4 apresentou deslocamento de 0 - 0,065807 mm, onde o deslocamento máximo foi realizado no ápice da coroa e o mínimo (nulo) na porção posterior inferior da raiz (Figura 5.10).

Figura 5.11 A - Distribuição das tensões no Pino 4

Figura 5.11 B - Distribuição das tensões no Pino 4

A distribuição das tensões no Pino 4 foram avaliadas pelo critério de Von Mises e apresentaram tensões de 0 - 7,3141 MPa, onde as tensões máximas ficaram localizadas na região cervical anterior da porção radicular do pino no ápice da região posterior da porção coronária do pino (Figura 5.11A). Nota-se uma distribuição quase homogênea das tensões na porção inferior radicular do pino. Observa-se também uma concentração de tensões da região cervical da porção radicular do pino, e tensões quase nulas na região mediana do mesmo (Figura 5.11B).

Figura 5.12 A - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino 4

Figura 5.12 B - Distribuição da tensões nas estruturas adjacentes ao pino 4

A distribuição de tensões nas estruturas adjacentes ao pino 4 foram avaliadas pelo critério das tensões máximas principais, e apresentaram de -28,109 a 73,666 MPa. As tensões negativas correspondem às tensões de compressão, enquanto as positivas às de tração (Figura 5.12A). Observa-se que a tensão máxima ficou localizada na interface entre a porção superior da raiz e a coroa (Figura 5.12B). Nota-se também uma grande concentração de tensões na porção cervical posterior da raiz. Em relação à porção coronária observa-se tensões concentradas na região posterior e superior da mesma.

5.5 - Comparação entre os resultados dos pinos

5.5.1 Comparação entre os resultados - deslocamento entre os sistemas

Observou-se que os pinos metálicos obtiveram menores valores de deslocamento do sistema, possivelmente pelo maior módulo de elasticidade do material. Dentre os pinos metálicos o que apresentou o menor valor de deslocamento foi o Pino 1, provavelmente pela presença da flange em um material com alto módulo de elasticidade. Dentre os pinos de fibra de vidro os valores de deslocamento foram muito semelhantes, porém o pino 4 possuiu um deslocamento levemente menor. A presença da flange em fibra de vidro (Pino 2) não fez diferença em relação ao deslocamento, provavelmente pelo módulo de elasticidade ser levemente menor ao do compósito que o substituiu no pino 4 (resina composta).

5.5.2 Comparação entre os resultados - distribuição das tensões localizadas nos pinos

Observou-se uma concentração de tensões muito semelhante entre os dois pinos metálicos (Pinos 1 e 3). Ambos apresentaram concentração de tensões na região cervical-mediana da porção radicular. Na porção mais apical da região cervical o Pino 1 apresentou uma concentração de menor intensidade se comparado à do Pino 3, provavelmente pela presença da flange. Além disso, o Pino 1 também apresentou uma distribuição de tensões na região coronária mais homogênea e de menor intensidade se comparado ao Pino 3. O Pino 3 apresentou uma concentração de tensões levemente menor na região mediana de sua porção radicular.

Os pinos em fibra de vidro (Pinos 2 e 4) apresentaram concentrações de tensões mais homogêneas e de menor intensidade em relação aos pinos metálicos. Entretanto, as intensidades mostram valores reduzidos. Ao comparar os pinos de fibra de vidro, observou-se concentrações de tensões muito semelhantes nas porções radiculares de ambos. O Pino 2 apresentou uma maior concentração de

tensões na base da porção anterior da flange, e o Pino 4 apresentou uma maior concentração em sua porção cervical anterior. Além disso, o Pino 2 apresentou um limite máximo de tensão maior se comparado ao Pino 4. Em relação à porção coronária, o pino 2 apresentou uma concentração de tensões de menor intensidade se comparado ao Pino 4, principalmente em sua porção posterior (onde foi aplicada a força estática).

5.5.2 Comparação entre os resultados - distribuição das tensões localizadas nas estruturas adjacentes aos pinos

Observou-se uma concentração de tensões de menor intensidade nos tecidos adjacentes ao Pino 1 se comparados ao Pino 3. Ambos os pinos metálicos apresentaram uma concentração de tensões na região entre o limite da coroa e da porção radicular posterior, porém a intensidade dessas tensões se apresentou menor no Pino 1.

Ambos os pinos de fibra de vidro apresentaram tensões praticamente idênticas nos tecidos adjacentes aos seus pinos, provavelmente pelo fato da fibra de vidro ser muito semelhante ao material de preenchimento que substitui a presença da flange no Pino 4. Os Pinos de fibra de vidro também apresentaram seus valores de maior intensidade de tensões localizados na coroa em sua região cervical posterior.

Ao comparar os pinos metálicos com os de fibra de vidro podemos observar uma concentração de tensões muito semelhante entre os 4 pinos na porção posterior da raiz. Entretanto, as tensões presentes nas porções coronárias são de menor intensidade nos pinos metálicos, principalmente no pino angulado e flangeado (Pino1). Além disso, a intensidade das tensões na porção posterior cervical da coroa (concentração de tensões máximas de todos os pinos) foi menor nos pinos metálicos, principalmente no Pino 1. Tal fato provavelmente está associado ao menor índice de deslocamento do Pino 1 se comparado aos outros.

A compressão (valores negativos) causada na região anterior da raiz foi maior no Pino 2, provavelmente pelo fato do maior deslocamento do pino e da presença da flange.

6 DISCUSSÃO

Todas as análises estruturais requerem um amplo conhecimento das tensões que serão aplicadas e das propriedades dos materiais que estão sendo utilizados. A reabilitação oral é um processo complexo e de alta dificuldade, onde as forças funcionais e parafuncionais que ocorrem resultam em respostas estruturais distintas dos tecidos orais (Eskitascioglu et al., 2002). Desse modo, a determinação da distribuição das tensões necessita de informações suficientes das características dos tecidos orais e dos materiais restauradores. O objetivo de obter esse conhecimento é prever o desempenho de sistemas restauradores e prover instruções para seu correto uso (Caputo; Standlee, 1987). No presente estudo, o desempenho de quatro diferentes modelos de pinos pré-fabricados foram testados através da análise de elementos finitos. Essa comparação pode ser útil ao clínico para que o mesmo possa selecionar o modelo que forneça o melhor prognóstico de longevidade.

O MEF possui algumas limitações. As estruturas utilizadas no modelo são consideradas como homogêneas, ortotrópicas e com elasticidades lineares. Entretanto, os materiais modelados nesse estudo são diferentes, especialmente os tecidos orais. Um exemplo disso é o osso cortical, descrito por alguns autores como transversalmente isotrópico e não-homogêneo (Eskitascioglu et al., 2004; Eraslan et al., 2009). Ademais, os padrões de distribuição das tensões podem ser diferentes dependendo dos materiais e propriedades atribuídas a cada camada do modelo, e do modelo utilizado nos testes. Desse modo, as limitações inerentes à esse estudo devem ser consideradas. Por outro lado, o MEF tem se mostrado uma ferramenta útil na investigação de sistemas complexos que apresentam resultados contraditórios devido à dificuldade de uniformizar os testes relacionados, pois não apresenta variabilidade de resultados, é restrito ao número de nós e elementos utilizados no modelo, e às constantes de elasticidade atribuídas aos elementos. Sendo assim, um número crescente de estudos que abordam restaurações indiretas são baseadas em análises de elementos finitos (Assif et al., 1989; Yaman et al., 1998; Asmussen et al., 2005; Eraslan et al., 2009; González-Lluch: Pérez-González, 2015; Chen et al., 2015). Além disso, o MEF é

validado com sucesso por testes laboratoriais e observações clínicas (Maceri et al., 2007).

A resistência à fratura de dentes restaurados com retentores intrarradiculares tem sido objeto de vários estudos *in vitro*, *in vivo* e estudos com abordagens teóricas (Eskitascioglu et al., 2002; Zhi-Yue; Yu-Xing, 2003; Asmussen et al. 2005; Pereira et al., 2006; Eraslan et al., 2009). Nesse cenário, a principal característica estudada é o material de composição do retentor. Diversos autores reportam uma melhor eficiência dos pinos pré-fabricados de fibra de vidro na distribuição das tensões por apresentar módulos de elasticidade muito semelhantes ao da dentina, diminuindo a incidência de fraturas radiculares (Fernandes et. al 2003; Bateman et al., 2003; Cheung, 2005). Por outro lado, os retentores metálicos são descritos como materiais com maiores módulos de elasticidade se comparados à dentina radicular, fator que é associado ao aumento de falhas catastróficas pela concentração de tensões na raiz (Zarone et al., 2006; Zhou; Wang, 2013). Entretanto, os resultados do presente estudo mostraram que os pinos metálicos realmente concentram tensões de alta intensidade, mas que não as transferem para os tecidos adjacentes. Observou-se uma distribuição de tensões muito semelhante nas raízes que receberam os diferentes materiais, com valores de intensidade levemente maiores nos sistemas com pinos em fibra de vidro. Esses resultados estão de acordo com alguns estudos que reportaram valores de tensão de maior intensidade em raízes restauradas com pinos de menor módulo de elasticidade (Asmussen et al., 2005; Santos et al., 2010). Dessa maneira, a menor incidência de fraturas radiculares associadas aos pinos em fibra de vidro pode ser explicada pela menor resistência do material, que se fratura antes de causar uma falha catastrófica na raiz (Santos et al., 2010). Inversamente a isso, o pino metálico reduz a taxa de falhas da restauração, apresentando assim maior número de casos com fraturas radiculares. Clinicamente, a redução da incidência de fraturas catastróficas à raiz que não permitem a substituição da restauração pode ser mais importante do que a taxa de sobrevivência do sistema restaurador.

Poucos estudos comparam alterações de formato na porção coronária de retentores intrarradiculares, onde os únicos relatados são os pinos metálicos fundidos e os pinos pré-fabricados convencionais (Zhou; Wang, 2013; Choudhary

et al. 2014; Figueiredo et al. 2015). Atualmente, o pino pré-fabricado tem se tornado mais popular na prática clínica do que os pinos metálicos fundidos devido à facilidade da técnica e menor tempo de trabalho necessário (De Sort, 1983; Kern et al., 1984; Chan et al., 1993; Eskitascioglu et al., 2002; Figueiredo et al., 2015). O presente estudo comparou um modelo customizado de pino pré-fabricado com o modelo convencional, ambos construídos em dois tipos de materiais (metal e fibra de vidro). O modelo customizado possui como alteração em sua porção coronária a angulação natural dos incisivos centrais superiores descrita por Wheeler (Wheeler, 2003) e uma flange, constituída pelo mesmo material do pino, assentada sobre a superfície radicular. Os resultados do estudo relataram que, ao se comparar o modelo customizado com o convencional, ambos metálicos, observou-se uma concentração de tensões muito semelhante em ambos os pinos em suas porções radiculares, entretanto, o pino customizado apresentou uma maior homogeneidade de tensões e menor concentração na porção coronária dos mesmos. Em relação aos tecidos adjacentes, a concentração de tensões nas estruturas coronárias e na raiz dental foram inferiores no sistema restaurado com o pino customizado, provavelmente pela presença da flange. Deve-se enfatizar que a função da flange é estabilizar o retentor e distribuir as tensões a uma intensidade de menor valor na porção cervical radicular (Lewgoy et al., 2003). Entretanto, ao se comparar os modelos em fibra de vidro, observou-se que as tensões nas estruturas adjacentes coronárias e na raiz dental foram muito semelhantes, provavelmente pelos módulos de elasticidade da flange em fibra de vidro e do material que a substitui no modelo convencional (compósito resinoso) serem muito semelhantes. Além disso, as estruturas adjacentes da porção coronária dos pinos obtiveram uma menor concentração de tensões no sistema com os pinos metálicos se comparados aos pinos em fibra de vidro, provavelmente pelo fato de o sistema metálico possuir um menor deslocamento com a aplicação da força estática, devido à maior rigidez da liga metálica.

O modelo em elementos finitos criado para esse estudo foi uma estrutura complexa envolvendo uma coroa total cerâmica, modelos de retentores intrarradulares distintos, um incisivo central anterior e estruturas de suporte, sendo importante observar que a tensão após a carga é altamente influenciada pelos

materiais e propriedades considerados. Como muitos estudos in vitro, há dificuldade em transferir os resultados obtidos diretamente à prática clínica, onde projetos que melhor simulem um ambiente oral, incluindo esforços por fadiga, são recomendados.

7 CONCLUSÕES

Considerando as limitações do presente estudo, as seguintes conclusões foram obtidas:

- Os retentores customizados apresentam melhor eficiência na distribuição de tensões se comparados aos convencionais.
- Os pinos metálicos resultaram em menores tensões à estrutura coronária adjacente se comparados aos pinos em fibra de vidro.
- A tensão dentinária entre os sistemas com retentores metálicos quando comparados aos retentores em fibra de vidro é pequena, com valores levemente menores nos sistemas com retentores metálicos.
- Os pinos customizados em fibra de vidro obtiveram valores de concentração de tensões nas estruturas adjacentes muito semelhantes em relação aos pinos em fibra de vidro convencionais.

REFERÊNCIAS¹

Adanir N, Belli S. Stress analysis of a maxillary central incisor restored with different posts. *Eur J Dent*. 2007;1:67–71.

Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent*. 2005 Oct;94(4):321-9.

Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent*. 1989 May;61(5):535-43.

Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J*. 2003 Jul 12;195(1):43-8.

Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent*. 2007; 20:353-360.

Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater*. 2002;18: 596-602.

Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in Clinical Dentistry. Quintessence, 1987:185–203.

Carter JM, Sorensen SE, Johnson RR, Teitelbaum RL, Levine MS. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *J Biomech*. 1983;16(10):841-8.

Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Aust Dent J*. 1993;38:39 – 45.

Chen A, Feng X, Zhang Y, Liu R, Shao L. Finite element analysis to study the effects of using CAD/CAM glass-fiber post system in a severely damaged anterior tooth. *Biomed Mater Eng*. 2015 Aug 17;26.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Chen A, Feng X, Zhang Y, Liu R1, Shao L. Finite element analysis of stress distribution in four different endodontic post systems in a model canine. *Biomed Mater Eng*. 2015 Aug 17;26 Suppl 1:S629-35.

Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc*. 2005 May;136(5):611-9.

Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine (Lond)*. 2014 Aug;9(11):1681-95.

Choudhary S, Begum Z, Choudhary P, Tripathi S. Comparative evaluation of retention of prefabricated and conventional cast post: An in vitro study. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2014 May;4(2):87-91.

DeSort KD. The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent*. 1983;49:203–6.

Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, 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*. 2009 Jun;13(2):223-7.

Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2005 Apr;32(4):273-8.

Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*. 2002 Sep;28(9):629-33.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb;91(2):144-50.

Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent*. 2003 Dec;90(6):556-62.

Figueiredo FE, Martins-Filho PR, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod*. 2015 Mar;41(3):309-16.

Furuya Y, Huang SH, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. *Dent Mater J*. 2014;33(6):852-8.

Fuss Z, Lustig J, Katz A, Tamse A. An evaluation of endodontically treated vertical root fractured teeth: impact of operative procedures. *J Endod*. 2001 Jan;27(1):46-8.

Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *Biomech*. 2005 Dec;38(12):2375-89.

González-Lluch C, Pérez-González A. Analysis of the effect of design parameters and their interactions on the strength of dental restorations with endodontic posts, using finite element models and statistical analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2015 Apr 29:1-12.

Goodacre CJ, Spolnik KJ. The prosthodontic management of endodontically treated teeth: a literature review. Part I. Success and failure data, treatment concepts. *J Prosthodont*. 1994 Dec;3(4):243-50.

Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent*. 1979 Jul;42(1):39-44.

Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1972 Oct;34(4):661-70.

Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent*. 2001 Aug;29(6):427-33.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996 Feb;75(2):140-7.

Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod*. 1992 May;18(5):209-15.

Kern SB, Von Fraunhofer JA, Mueninghoff LA. An in vitro comparison of two dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Prosthet Dent*. 1984;51:509-14.

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 Aug;21(8):709-15.

Lewgoy HR, Youssef MN, Matson MR, Bocangel JA, Netto CA, Amore R. Finite elements study of the Flexi Post and Flexi Flange post systems in a maxillary central incisor. *Pesqui Odontol Bras*. 2003 Apr-Jun;17(2):132-6.

Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15:25-31.

Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *J Biomech*. 2007;40(11):2386-98.

Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):vi, 397-416.

Pereira JR, de Ornelas F, Conti PC, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *J Prosthet Dent*. 2006 Jan;95(1):50-4.

Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2002; 88:442-448.

Pilkey, Walter D. *Peterson's Stress Concentration Factors*. 2nd Ed. New York: Wiley;1999.

Rivera EM, Yamauchi M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Arch Oral Biol*. 1993 Jul;38(7):541-6.

Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *J Am Dent Assoc*. 1990 May;120(5):558, 560, 562 passim.

Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, Pfeifer CS, Versluis A. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res*. 2010 Jun;89(6):587-91.

Santos AF, Tanaka CB, Lima RG, Esposito CO, Ballester RY, Braga RR. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod.* 2009; 35:117-120.

Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004 May;30(5):289-301.

Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 1992 Jul;18(7):332-5.

Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent.* 1984 Jul;52(1):28-35.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003 May-Jun;18(3):357-68.

Vasco MAA. Biomecanicaodontologia.com.br [homepage on the internet]. Ribeirão Preto: Biomecânica na Odontologia [citado 22 Set. 2016]. Disponível em: <http://www.biomecanicaodontologia.com.br/criteacuterios-de-anaacutelise-de-materiais.html>.

Vieira GF, Silva MA, Mayer-Santos E, Agra CM. Pino Intrarradicular, 2014, Brasil. Patente: Privilégio de Inovação. Número do registro: BR10201401210, data de depósito: 20/05/2014, título: "PINO INTRARRADICULAR", Instituição de registro: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial.

Wheeler RC. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 8th edn. Saunders: St. Louis;2003.p.154.

Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of Stress Distribution in a Maxillary Central Incisor Subjected to Various Post and Core Applications. *J Endod.* 1998 Feb;24(2):107-11.

Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):558-67.

Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by

means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 2006 Nov;22(11):1035-44

Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent.* 2003 Apr;89(4):368-73.

Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *J Endod.* 2013 Jan;39(1):11-5.