

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GÉRIAS
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Erica Feleti Lorençon Dettogne

**ANÁLISE COMPARATIVA DAS TENSÕES GERADAS NA DENTINA POR
RETENTORES INTRARRADICULARES ATRAVÉS DO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Belo Horizonte

2022

Erica Feleti Lorençon Dettogne

**ANÁLISE COMPARATIVA DAS TENSÕES GERADAS NA DENTINA POR
RETENTORES INTRARRADICULARES ATRAVÉS DO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Clínicas Odontológicas, Área Temática: Endodontia.

Linha de Pesquisa: Propriedades físicas, químicas e biológicas dos materiais odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Frank Ferreira Silveira

Belo Horizonte

2022

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

D483a	Dettogne, Erica Feleti Lorençon Análise comparativa das tensões geradas na dentina por retentores intrarradiculares através do método de elementos finitos / Erica Feleti Lorençon Dettogne. Belo Horizonte, 2022. 82 f. : il. Orientador: Frank Ferreira Silveira Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia 1. Materiais restauradores do canal radicular. 2. Desenho assistido por computador. 3. Análise do estresse dentário. 4. Análise de Elementos Finitos. 5. Canal radicular - Tratamento. 6. Pinos dentários. 7. Materiais dentários. I. Silveira, Frank Ferreira. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título. CDU: 616.314.18
-------	--

Ficha catalográfica elaborada por Fernanda Paim Brito - CRB 6/2999

Erica Feleti Lorençon Dettogne

**ANÁLISE COMPARATIVA DAS TENSÕES GERADAS NA DENTINA POR
RETENTORES INTRARRADICULARES ATRAVÉS DO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínicas Odontológicas.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

- 1- Profa. Dra. Kênia Maria Pereira Soares de Toubes – UI
- 2- Prof. Dr. Luís Fernando Morgan dos Santos Alves – UFMG
- 3- Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian – PUC Minas
- 4- Prof. Dr. Frank Ferreira Silveira – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 29 de setembro de 2022

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Prof. Dr. Frank Ferreira Silveira
Orientador

Prof. Dr. Rodrigo Villamarim Soares
**Coordenador do Programa de Pós-graduação
em Odontologia**

Dedico este trabalho ao meu marido, Robson Arnaldo Dettogne do Nascimento, que sempre esteve ao meu lado e que, com muito carinho e apoio, não mediu esforços para que eu chegasse até esta etapa de minha vida. Agradeço por todo amor, carinho e compreensão.

Aos meus pais que mesmo distantes, sempre me apoiaram e me incentivaram a nunca desistir dos meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Deus pela minha vida, por permitir que eu tivesse saúde e determinação para não desanimar durante a realização deste trabalho.

Ao meu amado marido Robson Dettogne, que acima de tudo é um grande amigo, sempre presente nos momentos difíceis com uma palavra de incentivo. Obrigada por ouvir minhas lamentações e não me deixar desistir.

Aos meus pais, pelo apoio incondicional.

Ao meu orientador, professor Dr. Frank Ferreira Silveira, que apesar da intensa rotina de sua vida acadêmica aceitou me orientar nesta dissertação, obrigada por toda paciência que teve durante esse processo. Seus ensinamentos foram fundamentais para meu crescimento profissional.

Ao professor Dr. Eduardo Nunes e à professora Dra. Maria Ilma Cortês, agradeço por todos os ensinamentos compartilhados de forma admirável.

À Dra. Kenia Toubes pela contribuição para a realização deste trabalho e pela orientação sempre zelosa.

Ao Dr. Lucas Moreira Maia e ao Eduardo Machado e pela disponibilidade e pela forma prestativa e gentil, que me auxiliaram na etapa CAD/CAM deste trabalho.

Ao consultor Raphael Pedrosa Heleno pela consultoria prestada, pela paciência e ensinamentos.

A Angélica Paradizi Rodrigues e Silvania Martins Ferreira pela solicitude no decorrer do curso.

A todos os professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia da PUC Minas, pelos ensinamentos compartilhados.

À Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, onde recebi todo suporte para o desenvolvimento deste trabalho.

Muito obrigada a todos que de alguma forma contribuíram para que eu chegasse até aqui!

RESUMO

A quantidade de remanescente dentinário e a localização de um dente no arco dental são fatores chave na determinação da necessidade de um pino intraradicular. O objetivo desta pesquisa foi comparar a distribuição das tensões geradas na dentina radicular de um dente, tratado endodonticamente e reabilitado com diferentes tipos de retentores intrarradiculares, a saber: pino de fibra de vidro fresado por computer aided design–computer aided manufacturing (CAD/CAM), pino metálico e pino de fibra pré-fabricado, quando na presença ou ausência de férula, pelo Método de Elementos Finitos. Um incisivo central superior humano foi selecionado, escaneado, tratado endodonticamente e nesse preparou-se um espaço para o retentor intrarradicular. Este espécime foi escaneado para a confecção dos pinos virtuais. Foram constituídos 06 grupos virtuais: M1 e M2: pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM, com e sem férula, respectivamente; M3 e M4: pino metálico fundido (PMF) com e sem férula, respectivamente; M5 e M6: pino de fibra de vidro pré-fabricado com e sem férula, respectivamente. A geometria do pino fresado e NMF foram baseadas nas medidas obtidas através do escaneamento digital do interior do canal e o modelo do pino pré-fabricado a partir do desenho técnico fornecido pelo fabricante, considerando o espaço do cimento. A simulação foi realizada pelo Método de Elementos Finitos onde os valores, em megapascal, da tensão de tração e compressão, para forças oblíquas foram: M1: 10,88 e -40,0; M2: 36,32 e -192,8; M3: 10 e -24,50; M4: 25,49 e -60,0; M5: 10,71 e -36,21; M6: 48,28 e -140,71 e os valores para forças verticais foram: M1: 139,38 e -92,89; M2: 512,65 e -531,01; M3: 136,94 e -92,54; M4: 373,04 e -338,66; M5: 144,3 e -90,47; M6: 646,67 e -611,81. Considerando todo conjunto restaurador, os resultados permitiram concluir que houve maior uniformidade na distribuição das tensões no modelo de pino fresado em comparação com os outros modelos na ausência total da férula.

Palavras-chave: Materiais restauradores do canal radicular. CAD-CAM. Análise do estresse dentário. Análise de elementos finitos. Técnica para retentor intrarradicular.

ABSTRACT

The amount of dentin remnant and the location of a tooth in the dental arch are key factors in determining the need for an intraradicular pin. The aim of this research was to compare the stress distribution generated in the root dentin of a tooth, endodontically treated and rehabilitated with different types of intraradicular retainers, namely: glass fiber pin milled by computer aided design-computer aided manufacturing (CAD/CAM), metal pin and prefabricated fiber pin, when in the presence or absence of splint, by the Finite Element Method. A human maxillary central incisor was selected, scanned, endodontically treated and a space was prepared for the intraradicular retainer. This specimen was scanned in order to make the virtual pins. Six virtual groups were formed: M1 and M2: CAD/CAM milled fiberglass posts with and without a spline, respectively; M3 and M4: cast metal posts with and without a spline, respectively; M5 and M6: prefabricated fiberglass posts with and without a spline, respectively. The geometry of the milled pin and NMF were based on the measurements obtained by digital scanning of the canal interior and the model of the prefabricated pin from the technical drawing provided by the manufacturer, considering the cement space. The simulation was performed by the Finite Element Method where the values, in megapascal, of tensile and compressive stress, for oblique forces were: M1: 10.88 and -40.0; M2: 36.32 and -192.8; M3: 10 and -24.50; M4: 25.49 and -60.0; M5: 10.71 and -36.21; M6: 48.28 and -140.71 and the values for vertical forces were: M1: 139.38 and -92.89; M2: 512.65 and -531.01; M3: 136.94 and -92.54; M4: 373.04 and -338.66; M5: 144.3 and -90.47; M6: 646.67 and -611.81. Considering the whole restorative set, the results allowed for the conclusion that there was greater uniformity in stress distribution in the milled pin model compared to the other models in the total absence of the ferrule.

Keywords: Root canal restorative materials. CAD-CAM. Tooth stress analysis. Finite element analysis. Intraradicular retainer technique.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Imagens dos modelos com férula e sem férula.....	24
Figura 2: Reconstrução da maxila a partir do exame tomográfico com os dentes em posição e cortes transversais	26
Figura 3: Imagem tomográfica do elemento selecionado para o estudo	27
Figura 4: Imagem obtida a partir do escaneamento do dente selecionado	27
Figura 5: Vista vestibular e incisal do preparo para coroa e do espaço do pino	29
Figura 6: Obtenção da geometria do pino intrarradicular	30
Figura 7: Obtenção da geometria da coroa em dissilicato de lítio	30
Figura 8: Tratamento da nuvem de pontos para análise em Elementos Finitos.....	31
Figura 9: Vista da malha de elementos finitos.....	34
Figura 10: Representação da aplicação da pressão	35

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores.....	33
Tabela 2: Propriedades mecânicas da fibra de vidro	33
Tabela 3: Composição do pino de fibra de vidro	33

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	OBJETIVOS	23
2.1	Objetivo geral	23
2.2	Objetivos específicos	23
3	MATERIAL E MÉTODOS	25
3.1	Seleção dos espécimes	25
3.2	Pré-processamento	27
3.2.1	<i>Preparo do espaço a ser ocupado pelo retentor intrarradicular</i>	<i>28</i>
3.2.2	<i>Preparo para coroa unitária</i>	<i>29</i>
3.2.3	<i>Engenharia reversa</i>	<i>29</i>
3.3	Delineamento dos grupos experimentais	31
3.4	Processamento (Simulação pelo MEF)	32
3.4.1	<i>Cargas mastigatórias</i>	<i>34</i>
3.5	Pós processamento (Simulação do MEF)	35
4	ARTIGO CIENTÍFICO	37
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	61
	REFERÊNCIAS	63
	ANEXO A - Parecer Consubstanciado do CEP PUC Minas	67
	ANEXO B - Lista de Figuras	71

1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente muitas vezes perdem grande parte de sua estrutura devido à remoção de cáries existentes ou preparação da abertura de acesso. Esses dentes são geralmente mais frágeis do que dentes com vitalidade pulpar e, às vezes, podem ser mais predispostos à fratura (YOUSIF MARGHALANI *et al.*, 2012). É um fator com significado clínico relevante para dentes tratados endodonticamente com perda de estrutura coronária é a presença da férula. A literatura descreve extensivamente sobre a importância de uma altura mínima adequada de dentina na redução do estresse intrarradicular e a incidência de fraturas (BARALLAT *et al.*, 2022; DUA *et al.*, 2016; SAMRAN; EL BAHRA; KERN, 2013; SORENSEN; ENGELMAN, 1990). Embora seja aceito que a espessura de 1 mm da férula seja considerada muito fina, poucos estudos são relatados a respeito do efeito da espessura do remanescente coronário sobre o comportamento biomecânico de dentes tratados endodonticamente, sendo este um tópico que precisa ser mais explorado (FONTANA *et al.*, 2019).

Para o restabelecimento da forma e função de um elemento dental fragilizado, muitas vezes é necessário utilizar pinos intrarradiculares, que conferem retenção do conjunto restaurador (FERRARI; VICHI; GARCÍA-GODOY, 2000).

Retentores intrarradiculares são amplamente utilizados em dentes com estrutura coronária insuficiente para fornecer retenção para restaurações. Diferentes materiais são usados para fabricar esses pinos, que podem ser metálicos (ligas nobres e não nobres) ou não metálicos (fibra de vidro, fibra de carbono, zircônia entre outros). Os pinos de compósito reforçado com fibra (CRF) surgiram como uma alternativa aos tradicionais pinos metálicos fundidos. As vantagens estéticas e o curto tempo de tratamento clínico, pois as etapas laboratoriais não são necessárias, fazem do CRF o material de escolha para restaurações de pino e núcleo (BATISTA *et al.*, 2020). Entretanto, devido à variedade de materiais e técnicas, a literatura não é muito concisa sobre o tratamento mais adequado entre os métodos mais comumente empregados (FONSECA *et al.*, 2018).

Por muitos anos pinos de metal, tanto de ligas nobres quanto de ligas não nobres, eram a melhor, ou a única opção de retentores para dentes tratados endodonticamente (RUSCHEL *et al.*, 2018; SORRENTINO *et al.*, 2016). No entanto, novas opções surgiram como os pinos de fibra de vidro, fibra de carbono e pinos em aço inoxidável pré-fabricados (AMARANTE *et al.*, 2008). Atualmente a literatura

evidencia uma maior longevidade dos dentes restaurados com pinos pré-fabricados em fibra de vidro quando comparados aos dentes restaurados com pinos metálicos, e isso se deve ao fato dos pinos fabricados em fibra de vidro apresentarem módulo de elasticidade mais próximos ao da dentina (CHEN *et al.*, 2015; PELEGRINE *et al.*, 2021; RUSCHEL *et al.*, 2018).

O módulo de elasticidade influencia diretamente no desempenho do material utilizado na confecção do pino intrarradicular, uma vez que esta propriedade garante uma distribuição mais homogênea das cargas mastigatórias e uma dissipação relativa do estresse gerado na dentina. Materiais de alta rigidez transferem a tensão aplicada através do dente restaurado diretamente ao remanescente dentário, concentrando as tensões e aumentando assim o risco de fratura (PELEGRINE *et al.*, 2021; RUSCHEL *et al.*, 2018).

Os núcleos são os principais condutores das forças mecânicas à raiz, podendo influenciar a distribuição de tensões e, conseqüentemente, levar a diferentes modos de falha (por exemplo, falha coesiva no pino e no núcleo, falha adesiva ou fratura da raiz). Portanto, avaliar o comportamento biomecânico dos diferentes materiais utilizados para compor os sistemas de núcleo e pino e suas implicações no remanescente radicular torna-se importante para a decisão clínica (GOMES *et al.*, 2016; PELEGRINE *et al.*, 2021; STRICKER; GÖHRING, 2006).

A odontologia digital juntamente com os avanços das técnicas de fresamento CAD/CAM representam uma nova perspectiva na restauração da função e da estética de dentes tratados endodonticamente. Esses sistemas de alta precisão e eficiência reduzem o tempo de processamento e diminuem a taxa de erro na fabricação de restaurações odontológicas em comparação aos processos convencionais (LIBONATI *et al.*, 2020; PELEGRINE *et al.*, 2021).

O desenvolvimento das tecnologias aplicadas à odontologia, o fluxo digital e a tecnologia *Computer-aided design/ computer-aided* (CAD/CAM) representam uma nova perspectiva na restauração da função e da estética de dentes tratados endodonticamente e tem sido cada vez mais difundida nos procedimentos restauradores (TSINTSADZE *et al.*, 2017). Usar esta tecnologia na fabricação de retenções intrarradiculares parece uma opção viável, especialmente por obter uma restauração única de núcleo de preenchimento, com melhor adaptação às paredes do canal radicular, aumentando a retenção por atrito e reduzindo drasticamente a linha de cimento minimizando a contração de polimerização e a formação de lacunas na

interface adesiva (LIBONATI *et al.*, 2020), criando um sistema de retenção intrarradicular em bloco (PELEGRINE *et al.*, 2021; RUSCHEL *et al.*, 2018), no entanto, a literatura que apoia esta técnica restauradora ainda não foi bem consolidada.

As técnicas de processamento e características da fibra do bloco incluindo composição, tipo de fibra, relação fibra/matriz, disposição da fibra em relação à matriz, forma e diâmetro tem influência direta no desempenho mecânico do pino (GOMES *et al.*, 2016; PELEGRINE *et al.*, 2021; RUSCHEL *et al.*, 2018). Diferentes fluxos de trabalho são propostos por diversos autores, e diante disto são necessárias mais séries de casos e investigação *in vitro* para padronizar a técnica e fornecer dados consolidados a respeito da efetividade, eficiência e confiabilidade dos pinos de fibra de vidro confeccionados por meio de CAD/CAM a longo prazo.

Os ensaios mecânicos destrutivos são meios muito utilizados nos estudos do comportamento das estruturas dentais e materiais restauradores em situações de aplicação de cargas pontuais, contudo, a análise de tensões pelo Método de Elementos Finitos (MEF) apresenta uma grande vantagem, que é a representação detalhada de modelos físicos reais e tem apresentado grande evolução na odontologia, o que pode ser comprovado pelo crescente número de estudos nas diversas áreas da odontologia restauradora (GAO *et al.*, 2011; JO *et al.*, 2017).

O MEF consiste em uma análise computacional no qual modelos matemáticos digitais são criados afim de analisar as forças de tensão geradas e a deformação diante da aplicação de forças externas sobre as estruturas avaliadas, fornecendo uma abordagem indireta para análise de problemas complexos relacionados com os dentes e estruturas circundantes, permitindo a modelagem de estruturas complexas e geometria irregulares (DU *et al.*, 2011; GAO *et al.*, 2011).

Neste método a estrutura estudada é dividida em pequenos elementos de fácil representação numérica, que se conectam entre si através de nós, formando uma malha chamada elementos finitos. Os cálculos computacionais executados através da utilização desta metodologia são baseados no deslocamento dos nós (DU *et al.*, 2011; GAO *et al.*, 2011; JO *et al.*, 2017).

Diante deste contexto, o objetivo deste estudo foi comparar através do Método 3D de Elementos Finitos (MEF) as tensões geradas na dentina radicular de um incisivo central superior, sujeitos às cargas mastigatórias verticais e oblíquas, reabilitados com pino metálico fundido, pino de fibra pré-fabricado e pino de fibra de vidro fresado por

CAD/CAM, quando há presença ou ausência de dentina coronária remanescente, ou efeito férula.

2 OBJETIVOS

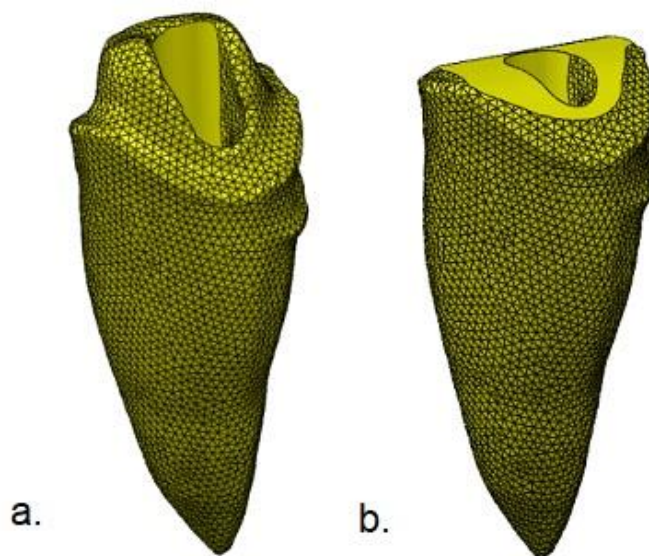
2.1 Objetivo geral

Avaliar através do Método 3D de Elementos Finitos (MEF) as tensões geradas na dentina radicular de um incisivo central superior, tratado endodonticamente reabilitado com retentores intrarradiculares de diferentes materiais sujeitos às cargas verticais e oblíquas.

2.2 Objetivos específicos

- a) **MODELO 01:** avaliar as tensões geradas com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM em modelos com presença de férula submetidos a cargas verticais e oblíquas;
- b) **MODELO 02:** avaliar as tensões geradas com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM em modelos sem presença de férula submetidos a cargas verticais e oblíquas;
- c) **MODELO 03:** avaliar as tensões geradas com NMF em modelos com presença de férula submetidos a cargas verticais e oblíquas;
- d) **MODELO 04:** avaliar as tensões geradas com NMF em modelos sem presença de férula submetidos a cargas verticais e oblíquas;
- e) **MODELO 05:** avaliar as tensões geradas com pino de fibra de vidro pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta em modelos com presença de férula submetidos a cargas verticais e oblíquas;
- f) **MODELO 06:** avaliar as tensões geradas com pino de fibra de vidro pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta em modelos sem presença de férula submetidos a cargas verticais e oblíquas.

Figura 1: Imagens dos modelos com férula e sem férula



a) Raiz com férula; b) Raiz sem férula

Fonte: Elaborado pela autora

3 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, MG, Brasil (PUC Minas), sob o Parecer nº 5.594.716 (ANEXO A). A pesquisa foi conduzida de acordo com as normas e diretrizes da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

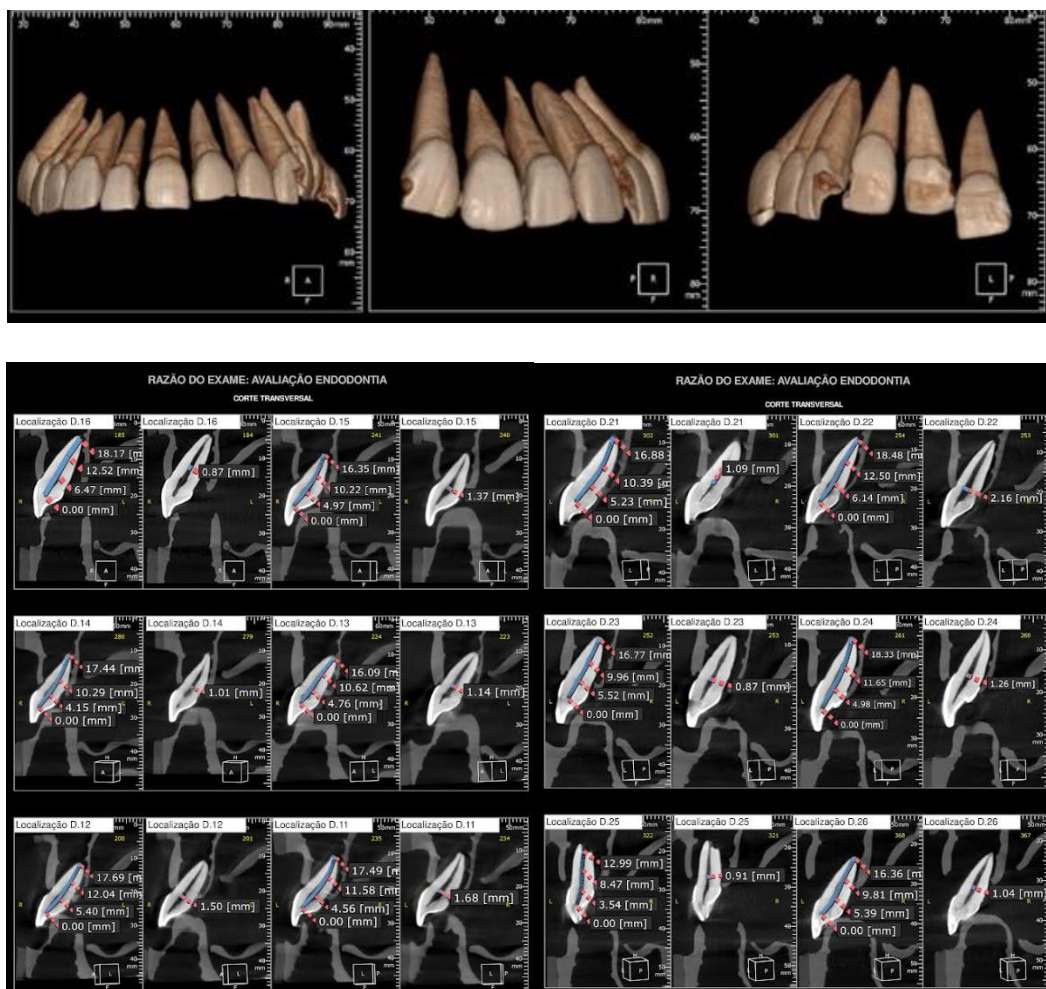
3.1 Seleção dos espécimes

Foram selecionados 10 dentes incisivos centrais superiores humanos, doados pelo banco de dentes da Universidade Pontifícia Católica de Minas Gerais (PUC Minas). Como critério de seleção foram considerados os seguintes aspectos clínicos: dimensões semelhantes, ausência de variação de anatomia e ausência de dilaceração radicular.

Posteriormente estes dentes foram radiografados no sentido vestibulo-lingual e mesiodistalmente a fim de excluir incisivos com canais atresiadados, curvaturas abruptas, reabsorções radiculares internas e rizogênese incompleta.

Um exame tomográfico (Orthophos SL 3D, Dentsplay Sirona, Bensheim, Alemanha), programado FOV 8X8, para cortes transversais de 1mm de distância, perfazendo um total de 140 cortes transversais, foi realizado nos 10 elementos previamente selecionados para análise da anatomia interna do canal e parede de dentina circundantes. Foram realizadas medidas internas do canal nos terços cervical médio e apical.

Figura 2: Reconstrução da maxila a partir do exame tomográfico com os dentes em posição e cortes transversais

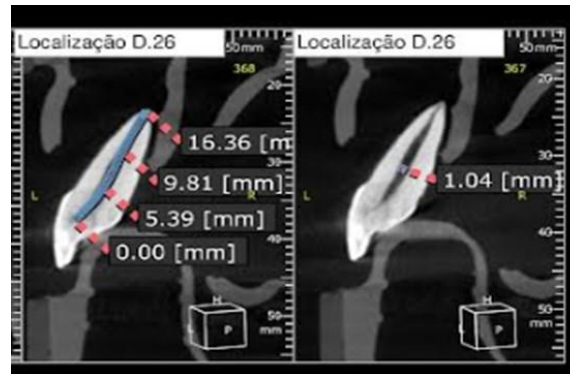


Fonte: Elaborado pela autora

Para obtenção das imagens, os dentes foram estabilizados no arco superior de um modelo de maxila de plástico (IM do Brasil, São Paulo, Brasil). Para identificação dos dentes no exame, foi registrado na própria raiz o número do dente de acordo com a posição que o elemento foi fixado na arcada.

A partir do resultado do exame tomográfico, um dente foi selecionado para a digitalização. Como critério de inclusão foram observados os seguintes aspectos: canal radicular centrado na raiz com paredes dentinárias de espessura semelhante nas paredes vestibular, lingual e proximais, ausência de variação anatômica e canal amplo.

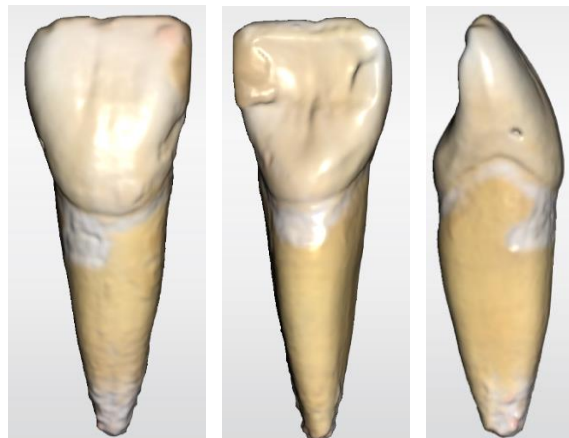
Figura 3: Imagem tomográfica do elemento selecionado para o estudo



Fonte: Elaborado pela autora

Um protótipo de incisivo central superior foi obtido por meio da varredura da superfície do dente selecionado através de uma máquina CAD (Primescan, Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha) que é uma máquina de escaner com sensor Smart Pixel, com capacidade de processamento de 1.000.000 pontos 3D por segundo, permitindo o escaneamento em uma profundidade de até 20 mm com nitidez e precisão.

Figura 4: Imagem obtida a partir do escaneamento do dente selecionado



Fonte: Elaborado pela autora

3.2 Pré-processamento

Todos os procedimentos endodônticos foram realizados por um endodontista experiente e bem treinado. Após a seleção, o elemento dental foi estabilizado em uma morsa e teve sua cavidade de acesso preparadas com broca esférica diamantada 1012 (Microdont Ltda, Socorro, SP, Brasil) e refinadas com brocas Endo-Z (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça). A exploração inicial dos canais foi realizada com limas

manuais tipo K #08, #10 e #15 (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça). Com o auxílio da radiografia inicial, o comprimento de trabalho (CT) foi estabelecido a 1 mm do forame apical usando lima tipo K #15 e confirmado com radiografia digital. Em seguida, o *glide-path* foi estabelecido por meio de uma lima tipo K #15 até o CT.

O preparo do canal foi realizado com sistema ProTaper Next (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça) na sequência X1, X2, X3 e X4 até o CT. Os instrumentos foram acionados em rotação contínua acoplados ao motor Smart Plus (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça) com rotação e torque 300 rpm / 2 - 5.2 Ncm respectivamente. Os canais foram irrigados constantemente com Hipoclorito de sódio (NaOCl) a 2,5% (Lenza Farma, Belo Horizonte, Brasil) e recapitulados com uma lima #15 até o CT ao longo dos procedimentos de instrumentação. A irrigação final foi realizada com EDTA 17% (Lenza Farma, Belo Horizonte, Brasil) e água bidestilada, seguida de secagem com pontas de papel absorvente.

A obturação foi realizada com cones de guta percha e cimento AH Plus Jet (Dentsply, Konstanz - Alemanha), utilizando a técnica da termoplastificação com auxílio do condensador de McSpaden nº 30 (Dentsply Sirona, Ballaigues, Suíça).

3.2.1 Preparo do espaço a ser ocupado pelo retentor intrarradicular

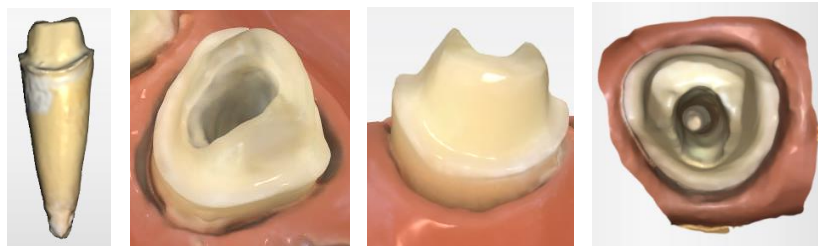
O espaço para o retentor intrarradicular foi confeccionado utilizando brocas Exacto número 0,5 (Angelus, Londrina, Brasil), previamente selecionado de acordo com diâmetro do canal. A remoção inicial da guta percha foi realizada com ponta FM acoplada ao aparelho Odous Touch (Odous de Deus, Belo Horizonte, Brasil), ficando 4 mm de guta percha no terço apical. Após a remoção da guta percha procedeu-se o preparo do espaço do pino, utilizando a broca Exacto número 0,5 acoplada ao contra ângulo e motor de baixa rotação, seguindo as orientações do fabricante. O espaço intrarradicular preparado para o pino foi de 13 mm.

O espaço do pino foi escaneado a fim de obter os modelos de NMF e pino fresado através de uma máquina CAD (Primescan, Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha).

3.2.2 Preparo para coroa unitária

Foi realizado o preparo da coroa para recebimento de uma coroa, com as proporções geométricas da preparação coronária consideradas de acordo com as orientações do fabricante de vitrocerâmicas de dissilicato de lítio, neste caso: 1 mm para as porções vestibulares, proximal e palatina, extremidade chanfrada e ângulos arredondados. Uma férula de 2 mm foi mantida acima da linha de término do preparo nas faces mesial, distal e vestibular e 1 mm na face palatina. A porção referente à face palatina foi removida durante o processo de preparo protético da coroa em simulando a perda desta estrutura em decorrência da forma de acesso intracoronário, situação clínica comumente encontrada.

Figura 5: Vista vestibular e incisal do preparo para coroa e do espaço do pino



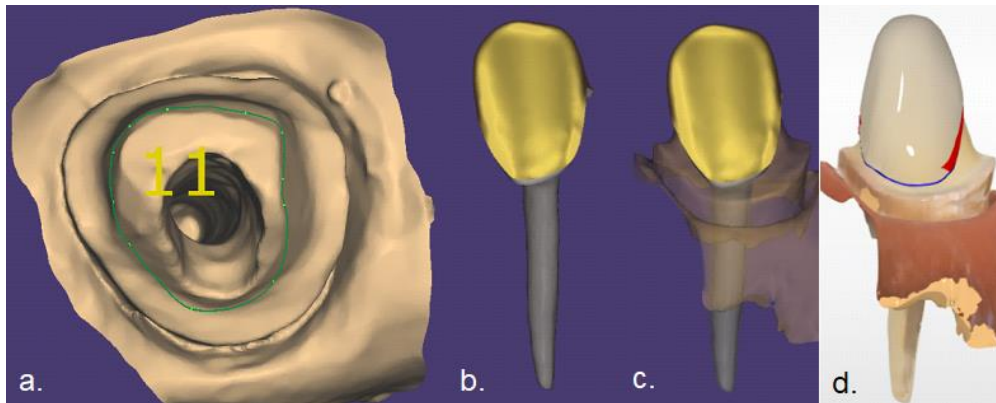
Fonte: Elaborado pela autora

3.2.3 Engenharia reversa

O retentor intracanal de fibra de vidro pré-fabricado utilizado foi o Pino de Fibra de Vidro Exacto (Angelus, Londrina, Brasil) número 0,5 por ter o seu diâmetro mais semelhante ao diâmetro do canal e foi modelado diretamente no programa de edição de imagens SolidWorks Corps (Dassault Systemes) a partir do desenho técnico fornecido pelo fabricante, resultando uma linha de cimentação de 200 μ m.

Os modelos de NMF e pino fresado foram obtidos a partir do escaneamento do espaço do pino através de uma máquina CAD (Primescan, Dentsply Sirona, Bensheim, Alemanha). Os modelos obtidos foram exportados para o programa DentalCad (Exocad GmbH, Darmstadt Alemanha) para obtenção da geometria do pino, foi considerado um espaço de 50 μ m para exclusão de área de retenção, sendo esta medida considerada a linha de cimentação para ambos materiais.

Figura 6: Obtenção da geometria do pino intrarradicular

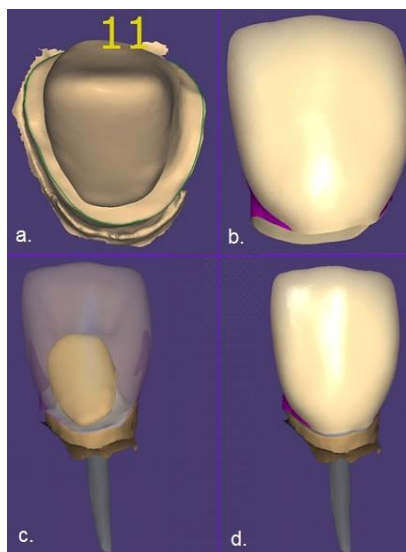


a) Delimitação da área em que o pino será construído. b) Geometria do pino. c) Pino adaptado ao canal radicular em transparência. d) Reconstrução do pino adaptado e cimentado à raiz.

Fonte: Elaborado pela autora

Posteriormente, foram obtidas as medidas para obtenção da geometria externa e adaptação da coroa.

Figura 7: Obtenção da geometria da coroa em dissilicato de lítio



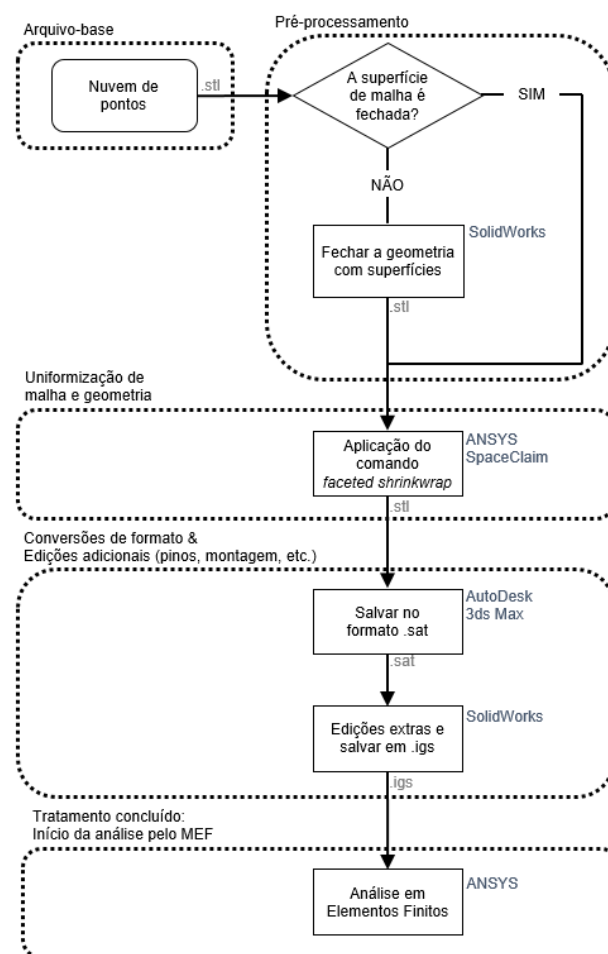
a) Delimitação do término do preparo. b) Geometria externa da coroa. c) Coroa adaptada em transparência. d) Reconstrução da coroa cimentada ao núcleo/remanescente dentário.

Fonte: Elaborado pela autora

Todas as imagens geradas no software DentalCad (Exocad GmbH, Darmstadt Alemanha) foram exportadas em formato. stl para um programa de edição de imagens SolidWorks Corps (Dassault Systemes) para refinamento das estruturas e fechamnto das geometrias de superfícies, transformando a nuvem de pontos em elementos

sólidos. Posteriormente os modelos foram exportados para o suplemento da Ansys SpaceClaim para uniformização das malhas e geometrias, novamente foram exportados para o programa de edição de imagens SolidWorks Corps (Dassault Systemes) para conversões de formato de arquivo e montagem das estruturas. Após a conclusão do tratamento das imagens os modelos foram exportados para o software Ansys 19R3 (Ansys Inc., Canonsburg, Pensilvânia, EUA) para início da análise por Elementos Finitos.

Figura 8: Tratamento da nuvem de pontos para análise em Elementos Finitos



Fonte: Elaborado pela autora

3.3 Delineamento dos grupos experimentais

Para realização do estudo foram utilizados três diferentes sistemas de retentores intrarradiculares em seis grupos experimentais, conforme descrito abaixo:

- a) MODELO 01: incisivo central superior com férula e restaurado com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM obtido através do escaneamento do espaço do pino;
- b) MODELO 02: incisivo central sem férula superior restaurado com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM obtido através do escaneamento do espaço do pino;
- c) MODELO 03: incisivo central superior com férula e restaurado com pino NMF (NiCr) obtido através do escaneamento do espaço do pino;
- d) MODELO 04: incisivo central superior sem férula restaurado com pino NMF (NiCr) obtido através do escaneamento do espaço do pino;
- e) MODELO 05: incisivo central superior com férula e restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto nº 0,5, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta;
- f) MODELO 06: incisivo central superior sem férula e restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto nº 0,5, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta.

3.4 Processamento (Simulação pelo MEF)

Completada a etapa de pré-processamento, os modelos foram exportados do software SolidWorks Corps (Dassault Systemes) para o software de simulação do MEF Ansys Workbench v11 (Ansys Inc., Canonsburg, Pensilvânia, EUA) e submetidos ao processamento numérico através da geração da malha de elementos finitos por meio de suplemento próprio do Ansys.

Para simular o comportamento biomecânico de cada modelo estudado, as propriedades mecânicas das estruturas dentárias, estruturas de suporte e materiais restauradores, aplicou-se os valores encontrados na literatura com intuito de facilitar a confrontação dos resultados (Tabela 1).

Tabela 1: Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Fonte
Dentina	18,6	0,31	Borcic <i>et al.</i> (2005)
Ligamento periodontal	0,0118	0,45	Ribeiro (2004)
Osso cortical	13,7	0,3	Ko <i>et al.</i> (1992)
Osso esponjoso	1,37	0,3	Ko <i>et al.</i> (1992)
Guta-percha	0,00069	0,45	Ko <i>et al.</i> (1992)
Cimento resinoso (Rely X Arc-3M ESPE, MN, USA)	5,5	0,24	Campos <i>et al.</i> (2011)
Resina composta (Bis-Core, Bisco, Schaumburg, EUA)	12	0,33	Campos <i>et al.</i> (2011)
Cimento fosfato de zinco	13,7	0,33	Campos <i>et al.</i> (2011)
Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS Empress 2)	103	0,24	Campos <i>et al.</i> (2011)
Liga cromo cobalto (pino metálico fundido)	218	0,33	Campos <i>et al.</i> (2011)
Pino Fibra de vidro Exacto®	30-40	0,22	Fornecido pelo fabricante
Fiber Cad®	20	0,3	Fornecido pelo fabricante

Fonte: Elaborado pela autora

Tabela 2: Propriedades mecânicas da fibra de vidro

	Fiber Cad®	Exacto®	
Resistencia flexural	1100 Mpa	1000 a 1200	Fornecido pelo fabricante
Diâmetro médio das fibras	33µm	12,1µm	Fornecido pelo fabricante

Fonte: Elaborado pela autora

Tabela 3: Composição do pino de fibra de vidro

Composição (em peso)	Fibra de vidro	Resina Epóxi	
Exacto®	75-80%	20-25%	Fornecido pelo fabricante
Fiber Cad®	75-80%	20-25%	Fornecido pelo fabricante

Exacto® (Angelus, Londrina, PR, Brasil).

Fiber Cad® (Angelus, Londrina, PR, Brasil).

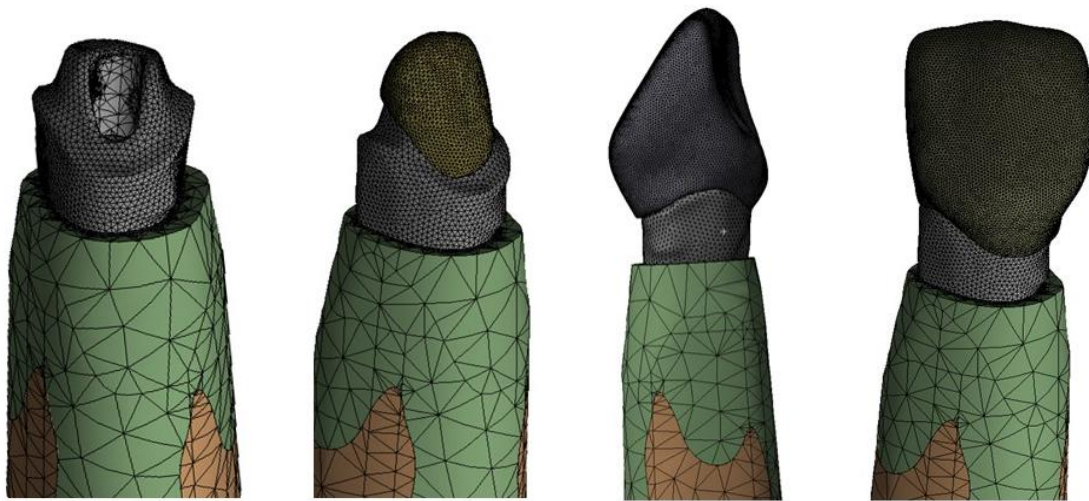
Fonte: Elaborado pela autora

Os modelos foram fixados em sua porção mais superior representada pelo osso cortical e esponjoso com a finalidade de que não houvesse uma deformação de todo o conjunto, promovendo uma fixação da região e deixando os modelos livres apenas no sentido vestíbulo palatinos. O contato proximal entre dentes foi considerado sem fricção, permitindo a formação de espaços e deslizamentos entre superfícies.

Foi utilizado um contato não linear sem atrito entre a coroa e a raiz na região do fim do preparo. Para as demais interações entre os elementos, foi adotado um contato perfeito linear.

A malha foi gerada com elementos tetraédricos de 1ª ordem com aproximadamente 0,3 mm de aresta na raiz, nos pinos, ligamento periodontal, resinas e cimentos. Os elementos da coroa possuem aproximadamente 0,2 mm de aresta e os elementos do osso cortical e medular com 1 mm de aresta.

Figura 9: Vista da malha de elementos finitos



Fonte: Elaborado pela autora

3.4.1 Cargas mastigatórias

Para simular as cargas mastigatórias, foram utilizadas duas condições de carregamento. O primeiro constituiu em uma carga oblíqua de 100N, direcionada 133 graus em relação ao longo eixo do dente em direção à região entre o terço médio e incisal da concavidade palatina do elemento 11, por meio de uma estrutura modelada no formato do incisal face do elemento 41. A segunda constituiu em uma carga vertical de 100N, direcionada paralelamente ao longo eixo do dente em direção à região que compreende a face incisal do elemento 11, por meio de uma estrutura modelada no formato da face incisal do o elemento 41.

Figura 10: Representação da aplicação da pressão



Fonte: Elaborado pela autora

3.5 Pós processamento (Simulação do MEF)

Os resultados serão analisados de forma quantitativa e qualitativa, comparando os achados. A análise quantitativa será analisada por meio de valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando a localização da tensão e seus valores correspondentes numéricos. Com auxílio da análise qualitativa será possível verificar a distribuição das tensões, mostrando áreas de maior intensidade correspondente à maior concentração de tensões.

4 ARTIGO CIENTÍFICO

Análise comparativa das tensões geradas na dentina por retentores intrarradiculares através do Método de Elementos Finitos”

Artigo submetido ao periódico **Journal of Endodontics (Qualis A1)**, tendo sido formatado de acordo com as suas normas.

Foi elaborado de acordo com as suas normas que se encontram no endereço eletrônico:

https://www.elsevier.com/wps/find/journaldescription.cws_home/707230?generatepdf=true

Análise comparativa das tensões geradas na dentina por retentores intrarradiculares através do método de elementos finitos

Comparative analysis of stress generated in dentin by intraradicular retainers using the finite element method

Erica Feleti Lorençon Dettogne[#], Kênia Maria Pereira Soares de Toubes^{*}, Luís Fernando dos Santos Alves Morgan[¥], Paulo Isaías Seraidarian[€], Lucas Moreira Maia[‡], Frank Ferreira Silveira[€]

[#] Aluna do Mestrado Acadêmico, Área de Concentração em Clínicas Odontológicas, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

^{*} Professora do Departamento de Odontologia, Universidade de Itaúna, Itaúna, Minas Gerais, Brasil.

[¥] Professor Doutor, Departamento de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

[€] Professor Adjunto, Departamento de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

[‡] Professor Titular, Departamento de Odontologia, Faculdade Pitágoras Betim, Betim, Minas Gerais, Brasil.

Correspondência ao Autor:

Dr. Frank Ferreira Silveira, Programa de Pós-graduação em Odontologia, PUC Minas, Av. Dom José Gaspar, 500/Prédio 46/Sala 101 – Coração Eucarístico, CEP: 30535-901, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil, Telefone: +55 31 3319-4414, E-mail: frankfoui@uol.com.br

RESUMO

Introdução: A quantidade de remanescente dentinário e a localização de um dente no arco dental são fatores chave na determinação da necessidade de um pino intraradicular.

Objetivos: comparar a distribuição das tensões geradas na dentina radicular de um dente, tratado endodonticamente e reabilitado com diferentes tipos de retentores intrarradiculares, a saber: pino de fibra de vidro fresado por computer aided design–computer aided manufacturing (CAD/CAM), pino metálico e pino de fibra pré-fabricado, quando na presença ou ausência de férula, pelo Método de Elementos Finitos.

Métodos: Um incisivo central superior humano foi selecionado, escaneado, tratado endodonticamente e nesse preparou-se um espaço para o retentor intrarradicular. Este espécime foi escaneado para a confecção dos pinos virtuais. Foram constituídos 06 grupos virtuais: M1 e M2: pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM, com e sem férula, respectivamente; M3 e M4: pino metálico fundido (PMF) com e sem férula, respectivamente; M5 e M6: pino de fibra de vidro pré-fabricado com e sem férula, respectivamente. A geometria do pino fresado e NMF foram baseadas nas medidas obtidas através do escaneamento digital do interior do canal e o modelo do pino pré-fabricado a partir do desenho técnico fornecido pelo fabricante, considerando o espaço do cimento.

Resultados: A simulação foi realizada pelo Método de Elementos Finitos onde os valores, em megapascal, da tensão de tração e compressão, para forças oblíquas foram: M1: 10,88 e -40,0; M2: 36,32 e -192,8; M3: 10 e -24,50; M4: 25,49 e -60,0; M5: 10,71 e -36,21; M6: 48,28 e -140,71 e os valores para forças verticais foram: M1: 139,38 e -92,89; M2: 512,65 e -531,01; M3: 136,94 e -92,54; M4: 373,04 e -338,66; M5: 144,3 e -90,47; M6: 646,67 e -611,81.

Conclusões: Considerando todo conjunto restaurador, os resultados permitiram concluir que houve maior uniformidade na distribuição das tensões no modelo de pino fresado em comparação com os outros modelos na ausência total da férula.

Palavras-chave: Materiais restauradores do canal radicular, Desenho assistido por computador, CAD-CAM, Análise do estresse dentário, Análise de elementos finitos, Técnica para retentor intrarradicular

Introdução

A capacidade que o dente tem em resistir aos esforços mastigatórios está diretamente ligada à quantidade de estrutura dentária remanescente presente (1,2).

A perda de estruturas dentárias, como faces proximais em dentes anteriores, cristas marginais e ponte de esmalte em dentes posteriores, bem como, o teto da câmara pulpar, configuram uma situação de diminuição da resistência à medida que estas perdas se somam e às vezes, podem ser mais predispostos à fratura (1,3,4). Neste contexto, para o restabelecimento da forma e função de um elemento dental fragilizado, muitas vezes é necessário utilizar pinos intrarradiculares, que conferem retenção do conjunto restaurador (5,6).

Os pinos são os principais condutores das forças mecânicas à raiz, podendo influenciar a distribuição de tensões e, conseqüentemente, levar a diferentes modos de falha (por exemplo, falha coesiva no pino e no núcleo, falha adesiva ou fratura da raiz). Portanto, avaliar o comportamento biomecânico dos diferentes materiais utilizados para compor os sistemas de núcleo e pino e suas implicações no remanescente radicular torna-se importante para a decisão clínica (7-9).

Por muitos anos os pinos metálicos fundidos foram a melhor, ou a única opção de retentores para dentes tratados endodonticamente. No entanto, com a evolução da tecnologia, outras opções surgiram como os pinos de fibra de vidro, fibra de carbono e pinos em aço inoxidável pré-fabricados (10,11).

Cientificamente, é reportado que o módulo de elasticidade influencia diretamente no desempenho do material utilizado na confecção do pino intrarradicular, uma vez que esta propriedade garante a distribuição mais homogênea das cargas mastigatórias e a dissipação relativa do estresse gerado na dentina. Materiais de alta rigidez transferem a tensão aplicada, através do dente restaurado, diretamente ao remanescente dentário, concentrando as tensões e aumentando assim o risco de fratura (7,10). Até o momento, a literatura evidencia maior longevidade dos dentes restaurados com pinos pré-fabricados em fibra de vidro, quando comparados aos dentes restaurados com pinos metálicos, e isso se deve ao fato dos pinos fabricados em fibra de vidro apresentarem módulo de elasticidade mais próximos ao da dentina (7,10,12).

No entanto, recentemente, pinos de fibra de vidro fresado por CAD/CAM foram lançados como uma opção viável para restaurar dentes tratados endodonticamente.

Os pinos de fibra de vidro fresado por CAD/CAM fornecem melhor adaptação às paredes do canal radicular, com maior retenção por atrito e redução da linha de cimento, minimizando com isto a contração de polimerização e a formação de lacunas na interface adesiva (13), criando um sistema de retenção intrarradicular em bloco (7,10). As técnicas de processamento e características da fibra do bloco incluindo composição, tipo de fibra, relação fibra/matriz, disposição da fibra em relação à matriz, forma e diâmetro tem influência direta no desempenho mecânico do pino (7,9,10), no entanto, a literatura que apoia esta técnica restauradora ainda não está bem consolidada.

O MEF consiste em uma análise computacional no qual modelos matemáticos digitais são criados a fim de analisar as forças de tensão geradas e as deformações, diante da aplicação de forças externas sobre as estruturas avaliadas, fornecendo uma abordagem indireta para análise de problemas complexos relacionados com os dentes e estruturas circundantes, permitindo a modelagem de estruturas complexas e geometria irregulares. Neste método a estrutura estudada é dividida em pequenos elementos de fácil representação numérica, que se conectam entre si através de nós, formando uma malha. Os cálculos computacionais executados através da utilização desta metodologia são baseados no deslocamento dos nós (14-16). As vantagens deste método são que ele simula mais de perto as condições naturais, reduz o custo da experimentação, evita a experimentação destrutiva, tem boa reprodutibilidade e precisão dos resultados e economiza tempo (17).

Um outro fator com significado clínico relevante para dentes tratados endodonticamente, com perda de estrutura coronária, é a presença da férula. A literatura descreve extensivamente sobre a importância de uma altura mínima adequada de dentina na redução do estresse intrarradicular e a incidência de fraturas (18-21). No entanto, nas bases de dados pesquisadas, não foi encontrado nenhum estudo comparativo utilizando pinos fresados por CAD/CAM diante da presença ou ausência da férula, assim como, não foi encontrado nenhum estudo utilizando o MEF para esse sistema de retenção em bloco (22).

Neste contexto, o objetivo deste estudo foi comparar pelo Método de Elementos Finitos 3D (MEF) as tensões geradas na dentina radicular de um incisivo central superior, sujeitos às cargas mastigatórias verticais e oblíquas, reabilitados com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM, pino metálico fundido e pino de fibra pré-fabricado, na presença ou ausência de férula.

Metodologia

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, MG, Brasil (PUC Minas), sob o Parecer nº 5.594.716. A pesquisa foi conduzida de acordo com as normas e diretrizes da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

Seleção dos Espécimes

Foram selecionados 10 dentes incisivos centrais superiores (ICS) humanos, doados pelo banco de dentes da Universidade Pontifícia Católica de Minas Gerais (PUC Minas).

Como critério de seleção foram considerados os seguintes aspectos:

1. Clínico: dimensões semelhantes, ausência de variação de anatomia e ausência de dilaceração radicular.
2. Radiográfico: ausência de canais atrésicos, curvaturas abruptas, reabsorções radiculares internas e rizogênese incompleta.
3. Tomográfico: anatomia interna do canal regular e espessura das paredes dentinárias semelhante em todas as faces.

Um dente foi selecionado para o estudo, com canal radicular centrado na raiz com paredes dentinárias, de espessura semelhante nas paredes vestibular, lingual e proximais, sem variação anatômica e com canal radicular amplo.

Pré-Processamento

Preparo do Espaço a ser Ocupado pelo Retentor Intrarradicular

Após a finalização de todas as etapas do tratamento endodôntico, removeu-se a porção coronária do espécime e realizou-se o preparo do espaço para o retentor intrarradicular. Foi utilizado brocas Exacto número 0,5 (Angelus, Londrina, PR, Brasil), previamente selecionado de acordo com diâmetro do canal, acoplada ao contra ângulo e motor de baixa rotação, seguindo as orientações do fabricante. Ao final, obteve-se 13 mm de preparo para o pino e manutenção de 4 mm de guta-percha na porção apical.

Escaneamento do Preparo

O espaço para a construção do retentor intrarradicular foi escaneado através de uma máquina CAD (Primescan, Dentsply Sirona, Bensheim, H, Alemanha) a fim de obter os modelos de pino fresado e PMF.

Preparo para Coroa Unitária

Foi realizado o preparo coronário para recebimento de uma coroa total, com as proporções geométricas da preparação coronária consideradas de acordo com as orientações do fabricante de vitro-cerâmicas de dissilicato de lítio, com as seguintes características: 1 mm para as porções vestibulares, proximal e palatina, extremidade chanfrada e ângulos arredondados.

Um preparo cavitário com férula de 2 mm foi realizado acima da linha de término do preparo nas faces mesial, distal e vestibular e 1 mm na face palatina.

Para os modelos sem férula, o remanescente foi removido no software de edição de imagens SolidWorks Corps (Dassault Systemes, Waltham, MA, EUA) na altura da linha do término do preparo da coroa, mantendo a extremidade chanfrada.

Engenharia Reversa

O retentor intracanal de fibra de vidro pré-fabricado utilizado foi o pino de fibra de vidro Exacto (Angelus, Londrina, PR, Brasil) número 0,5 e foi modelado diretamente no programa de edição de imagens SolidWorks Corps (Dassault Systemes, Waltham, MA, EUA) a partir do desenho técnico fornecido pelo fabricante, resultando uma linha de cimentação de 200 μ m. A construção virtual dos modelos do pino fresado e PMF e foram obtidos a partir do escaneamento deste espaço através da máquina CAD (Primescan, Dentsply Sirona, Bensheim, Hessen, Alemanha).

As imagens escaneadas foram exportados para o programa DentalCad (Exocad GmbH, Darmstadt, Hesse, Alemanha) para obtenção da geometria do pino. Um espaço de 50 μ m para exclusão de área de retenção foi utilizado, sendo esta medida definida como a linha de cimentação para ambos os materiais.

Posteriormente, foram obtidas as medidas para obtenção da geometria externa e adaptação da coroa.

Todas as imagens geradas no software DentalCad foram exportadas para o programa de edição de imagens Solid Works, transformando a nuvem de pontos em elementos sólidos para montagem das estruturas.

Delineamento dos Grupos Experimentais

Para realização do estudo foram utilizados três diferentes sistemas de pinos intrarradiculares, divididos em 06 grupos experimentais, conforme tabela 1.

Processamento (Simulação do MEF)

Completada a etapa de pré-processamento, os modelos foram exportados do software SolidWorks para o software de simulação do MEF Ansys Workbench 19R3 (Ansys Inc., Canonsburg, Pensilvânia, EUA) e submetidos ao processamento numérico através da geração da malha de elementos finitos por meio de suplemento próprio do Ansys.

Para simular o comportamento biomecânico de cada modelo estudado, as propriedades mecânicas das estruturas dentárias, de suporte e materiais restauradores, aplicou-se os valores encontrados na literatura com intuito de facilitar a confrontação dos resultados (Tabela 2, 3 e 4).

Cargas Mastigatórias

Para simular as cargas mastigatórias, foram utilizadas duas condições de carregamento. O primeiro constituiu em uma carga oblíqua de 100N, direcionada 133 graus em relação ao longo eixo do dente, em direção à região entre o terço médio e incisal da concavidade palatina do elemento 11, correspondente à região de contato com o dente 41.

A segunda constituiu em uma carga vertical de 100N, direcionada paralelamente ao longo eixo do dente, em direção à região que compreende a face incisal do elemento 11, correspondente à região de contato com o dente 41.

Resultados

Foram realizadas análises quantitativas (Tabelas 5 e 6) e análises qualitativas (Figuras 2 a 7).

Análise Quantitativa

A Tabela 5 cita os resultados dos picos de tensões e a relação entre os diferentes modelos submetidos à carga oblíqua e a tabela 6 à carga vertical.

Análise Qualitativa

Os resultados mostraram que as forças oblíquas foram mais prejudiciais ao elemento dental quando comparadas às forças verticais. Em todos os modelos as tensões de compressão e tração apresentaram suas concentrações em locais específicos.

No modelo M1, o valor máximo da tensão de tração concentrou-se na região da férula, na face palatina. Na face vestibular, correspondente ao ângulo interno e término do preparo, observou-se áreas de tensão de compressão concentrada e o pico da tensão de compressão foi localizado nesta região. Na parte interna da férula observou-se áreas de distribuição de tensões de forma homogênea (Figura 1). No terço cervical, na face palatina do pino, encontrou-se o pico de tensão de tração, diminuindo ao longo do pino.

No modelo M2, o valor máximo da tensão de tração concentrou-se na face palatina do interior do canal. Na face vestibular correspondente ao término do preparo observou-se áreas de tensão de compressão concentradas e muito elevadas e o pico da tensão de compressão está localizado nesta região. Regiões de tensões elevadas também foram observadas região correspondente à entrada do canal. Na parte interna do canal observou-se maior concentração de tensões no terço cervical (Figura 2). No terço cervical, na face palatina do pino, encontrou-se o pico de tensão de tração.

No modelo M3, o valor máximo da tensão de tração concentrou-se na região cervical, na face palatina da entrada do canal. Na região do término do preparo, na face vestibular foi observado o valor máximo da tensão de compressão. Na porção cervical correspondente à parte interna do preparo do canal observou-se áreas de tensão concentrada (Figura 3). Foi possível observar a predominância da força de tração na face palatina ao longo de todo do pino.

No modelo M4, valor máximo da tensão de tração localizou-se na região cervical da face palatina. O valor máximo da tensão de compressão nesse modelo foi observado no término do preparo da coroa na face vestibular da raiz. Regiões de

tensões compressivas elevadas também foram observadas na região correspondente à face interna do topo da férula na face palatina. Nos terços médio e apical observou-se uma distribuição maior dessas tensões, porém, os valores continuaram elevados (Figura 4). No terço cervical, na face palatina do pino, encontra-se o pico de tensão de tração, essas forças são transmitidas para os terços médio e apical do mesmo mantendo valores muito elevados de tensão de tração.

No modelo M5, as tensões de compressão e tração foram muito semelhantes aos resultados do pino fresado. O valor máximo da tensão de tração nesse modelo concentrou-se na face palatina da parte interna da férula e o valor máximo da tensão de compressão foi localizado na face vestibular correspondente ao ângulo interno e término do preparo (Figura 5). Foi possível observar a concentração da força de tração no terço cervical do pino, e que essas forças são transmitidas para os terços médio e apical do mesmo com valores muito baixos.

No modelo M6, o valor máximo da tensão de tração nesse modelo foi localizado na face palatina da entrada do canal. O valor máximo da tensão de compressão nesse modelo foi localizado na face vestibular correspondente ao término do preparo, indicando que o pico da tensão de compressão está localizado nesta região. Na face interna do preparo do canal observou-se a distribuição das tensões de forma mais homogênea, com concentrações de tensão na face vestibular no topo da férula (Figura 6). Foi possível observar a concentração da força de tração no terço cervical do pino, com pouca transferência ao longo do mesmo.

Discussão

De acordo com a análise pelo critério de Rankine, as concentrações de tensão de tração são as mais prejudiciais para a dentina radicular, assim como os resultados de aplicação de forças no sentido oblíquo, por esta razão serão as discutidas neste trabalho.

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, quando a férula esteve presente o PMF apresentou área de concentração de tensões menores na face vestibular da dentina, na altura da férula internamente, indicando que a maior parte do esforço foi transmitido da coroa diretamente para o pino e transferidas para a dentina através da parte interna do preparo, concentrando-se ao longo da raiz. Este fenômeno pode ser entendido como um benefício dos núcleos metálicos, em face de

cargas de baixa magnitude. Entretanto, é possível que picos de tensões ocorram em pontos localizados na raiz (tensões não uniformes) podendo gerar fraturas catastróficas (24). Investigações anteriores concluíram que os materiais utilizados para confecção de pinos intrarradiculares, com módulo de elasticidade mais elevado, são capazes de causar tensões elevadas e não homogêneas na dentina radicular, podendo levar à fratura dental reforçam os achados deste trabalho (23-25).

Ao avaliar as tensões geradas pelos outros modelos, observou-se que o pino pré-fabricado de fibra de vidro transmitiu menores tensões para dentina quando comparadas com o pino fresado por CAD/CAM. Isso pode ser explicado pela diferença na linha de cimentação, pois, de fato, a presença de uma linha de cimentação maior ocupada por um material com baixo módulo de elasticidade, o dente, cimento e o pino sofrem deformação no ponto mais fraco, ou seja, na interface cimento-dentina-pino, durante a oclusão, podendo levar a perda do selamento marginal, fratura do pino ou da raiz e/ou perda da retenção, comprometendo o tratamento a longo prazo (23).

Em ambos os modelos a distribuição das tensões apresentou-se de forma mais uniforme na parte interna, sem pontos de concentração e tenderam a se concentrar mais na superfície externa correspondente à altura da férula e o término do preparo, mostrando que parte dos esforços tendem a ser transmitidos da coroa diretamente para região da férula e parte absorvida pelo pino, assim como já constatado (7), em estudo prévio.

A região cervical da raiz foi o local onde foi encontrado o pico máximo de tensão de tração em todos os modelos avaliados, sendo a região que sofre maior estresse, tornando-se uma área mais susceptível a fraturas, o que está em consonância com estudo prévio (26) que identificou que o terço cervical da raiz é o local exposto ao maior estresse, independente do material utilizado.

No que se refere a análise de tendência à fratura, foi observada semelhança entre os grupos, sendo mais críticas nos modelos sem férula. Esse dado também é compatível com vários estudos que têm sido realizados (20,21, 27-29) sobre a altura da férula, mostrando que a manutenção de cerca de 2 mm da estrutura do dente acima da linha do término do preparo ou da margem gengival pode ser benéfica. Na amostra do presente estudo, a medida da férula da face palatina foi de 1.0 mm por ter sido removida em decorrência da forma de acesso intracoronário, situação clínica comumente encontrada.

A férula mostrou-se um fator importante de proteção para o remanescente dental. Em todos os modelos a ausência da férula causou um aumento significativo na concentração das tensões geradas na dentina no terço cervical, principalmente no modelo de fibra de vidro pré-fabricado, que apresentou valores mais elevados, seguida pelo pino fresado e pelo PMF, respectivamente. A presença da férula não alterou a localização onde as tensões eram concentradas, porém, alterou significativamente a intensidade do estresse, promovendo uma atenuação das tensões, reduzindo assim a tendência a fraturas irreparáveis. Estas conclusões corroboram com as já relatadas em outros trabalhos (1,28,29) demonstrando que dentes preparados com férula tem menor tendência a sofrerem fraturas catastróficas. No entanto, na contramão dos resultados encontrados neste estudo, alguns trabalhos (25,30) mostraram que a presença da férula parece não reduzir significativamente a taxa de falha de restaurações de pino e núcleo quando comparado com sua ausência. Nestes estudos os autores são unânimes em concluir que mais estudos acerca do assunto devem ser conduzidos.

Nas simulações de ausência da férula as concentrações de tensão na região cervical da dentina no modelo de pino fresado apresentaram valores menos críticos que no modelo de pino pré-fabricado. Entretanto, quando comparados ao modelo de PMF os valores de tensão foram muito maiores no pino fresado na região cervical, possivelmente pelo alto módulo de elasticidade do PMF. Quando considera-se a tendência à flexão de um dente sob a aplicação de carga oblíqua com um sistema com componentes de rigidez diferente, as tensões irão se concentrar na estrutura com maior módulo de elasticidade, neste caso, no PMF. Um pino de maior rigidez diminui a tendência de flexão, que por sua vez diminui a deformação na dentina o que poderia potencializar o risco de fraturas catastróficas (31-33).

Para todos os modelos, o pico de tensão de tração gerada no pino foi na região cervical e essas tensões foram distribuídas ao longo do pino mostrando uma maior tendência à flexão do pino pré-fabricado quando comparado ao pino fresado. Isso pode ser explicado pela disposição da arquitetura das fibras e a correlação linear entre o volume e a resistência à flexão demonstradas em alguns estudos (34) e tem sido sugerido que um volume maior de fibras pode garantir uma maior resistência à fratura do pino. O diâmetro da fibra também deve ser considerado, uma vez que os estudos têm demonstrado a sua correlação com a resistência à flexão (10,33). O pino fresado avaliado neste trabalho, de acordo com o fabricante, possui um diâmetro médio maior

da fibra, o que pode explicar os valores de concentração de tensão na dentina remanescente maior neste grupo, quando comparado ao pino pré-fabricado.

Embora o presente estudo seja uma simulação de análise de comportamento de estrutura mediante o desenvolvimento de modelos matemáticos, ele evoluiu quando comparado com os trabalhos até então conduzidos, por se utilizar de uma metodologia em que o modelo desenvolvido simula uma geometria complexa (devido principalmente à evolução tecnológica), com alta qualidade de definição, reproduzindo a anatomia interna do canal com toda sua singularidade, irregularidades e principalmente, possibilitando a simulação da adaptação do pino intrarradicular muito próxima à condição clínica real. Além disso, é inevitável integração da digitalização na odontologia contemporânea. No entanto, há também a necessidade de avaliar a eficácia deste novo pino com estudos clínicos prospectivos bem desenhados.

Conclusão

Diante dos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

1. não foi observada diferença significativa na magnitude das tensões de tração na dentina quando a férula estava presente em comparação ao pino fresado, PMF e ao pino pré-fabricado;
2. quando a férula esteve ausente, o PMF apresentou valores menores de tensão de tração na dentina cervical, contudo, apresentou grande concentração de tensão no interior do canal radicular quando comparado aos modelos de pino fresado e pré-fabricado;
3. considerando todo conjunto restaurador, observou-se uma maior uniformidade na distribuição das tensões no modelo de pino fresado em comparação com os outros modelos quando a férula não esteve presente. Este dado sugeriu que o pino fresado se apresenta como uma alternativa favorável no emprego de retentores intrarradiculares nas restaurações de elementos fragilizados com perda total da férula do ponto de vista biomecânico.

Referências

1. Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. Ferrule comes first. Post is second! Fake news and alternative facts? A systematic review. *J Endod.* 2018; 44: 212-219. doi: 10.1016/j.joen.2017.09.020.
2. Kar S, Tripathi A, Trivedi C. Effect of different ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth: an in vitro study. *J Clin Diagn Res.* 2017; 11: ZC49-ZC52. doi: 10.7860/JCDR/2017/24669.9675.
3. Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000; 13: 15B-18B.
4. Marghalani TY, Hamed MT, Awad MA, Naguib GH, Elragi AF. Three-dimensional finite element analysis of custom-made ceramic dowel made using CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2012; 21: 440-50. doi: 10.1111/j.1532-849x.2012.00860.x.
5. Ree MH, Schwartz RS. Long-term success of nonvital, immature permanent incisors treated with a mineral trioxide aggregate plug and adhesive restorations: a case series from a private endodontic practice. *J Endod.* 2017; 43: 1370-7. doi: 10.1016/j.joen.2017.02.017.
6. European Society of Endodontology (ESE) developed by, Krastl G, Weiger R, et al. European Society of Endodontology position statement: Endodontic management of traumatized permanent teeth. *Int Endod J.* 2021; 54: 1473-1481. doi: 10.1111/iej.13543.
7. Pelegriane RA, Kato AS, Seckler IN, et al. Impact of mechanical load of three post and core systems: cad/cam-fabricated glassfiber, prefabricated glassfiber customized with composite resin, and cast metal posts and cores. *Conserv Dent Endod J.* 2021; 5: 36-41. doi: 10.5005/jp-journals-10048-0064.
8. Stricker EJ, Göhring TN. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. *J Dent.* 2006; 34: 326-35. doi: 10.1016/j.jdent.2005.07.007.
9. Gomes G, Monte-Alto R, Santos G, et al. Use of a Direct Anatomic Post in a Flared Root Canal: A Three-year Follow-up. *Oper Dent.* 2016; 41: E23-8. doi: 10.2341/14-275-t.
10. Ruschel GH, Gomes ÉA, Silva-Sousa YT, et al. Mechanical properties and

- superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018; 82: 187-92. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.03.035.
11. Sorrentino R, Di Mauro MI, Ferrari M, Leone R, Zarone F. Complications of endodontically treated teeth restored with fiber posts and single crowns or fixed dental prostheses—a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2016; 20: 1449-57. doi: 10.1007/s00784-016-1919-8.
 12. 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; 26: S519-25. doi: 10.3233/bme-151341.
 13. Libonati A, Di Taranto V, Gallusi G, Montemurro E, Campanella V. CAD/CAM customized glass fiber post and core with digital intraoral impression: a case report. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2020; 12: 17-24. doi: 10.2147/ccide.s237442.
 14. Gao Y, Cheung GSP, Shen Y, Zhou X. Mechanical Behavior of ProTaper Universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite element analysis Study. *J Endod*. 2011; 37: 1446-50. doi: 10.1016/j.joen.2011.06.003.
 15. Jo AR, Mo SS, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS. Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. *Korean J Orthod*. 2017; 47: 21. doi: 10.4041/kjod.2017.47.1.21.
 16. Du JK, Lin WK, Wang CH, Lee HE, Li HY, Wu JH. FEM analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. *Odontology* 2011; 99: 148-54. doi: 10.1007/s10266-011-0011-8.
 17. Upadhyaya V, Bhargava A, Parkash H, Chittaranjan B, Kumar V. A finite element study of teeth restored with post and core: Effect of design, material, and ferrule. *Dent Res J* 2016; 13: 233. doi: 10.4103/1735-3327.182182.
 18. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990; 63: 529-36. doi: 10.1016/0022-3913(90)90070-s.
 19. Samran A, El Bahra S, Kern M. The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. *Dent Mater*. 2013; 29: 1280-6. doi: 10.1016/j.dental.2013.10.003.
 20. Iqbal M, Dua N, Kumar B, Arunagiri D, Pushpa S, Hussain J. Comparative evaluation of the effect of different crown ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated mandibular premolars restored with fiber posts, composite cores, and crowns: An ex-vivo study. *J Conserv Dent*. 2016; 19: 264.

doi: 10.4103/0972-0707.181945.

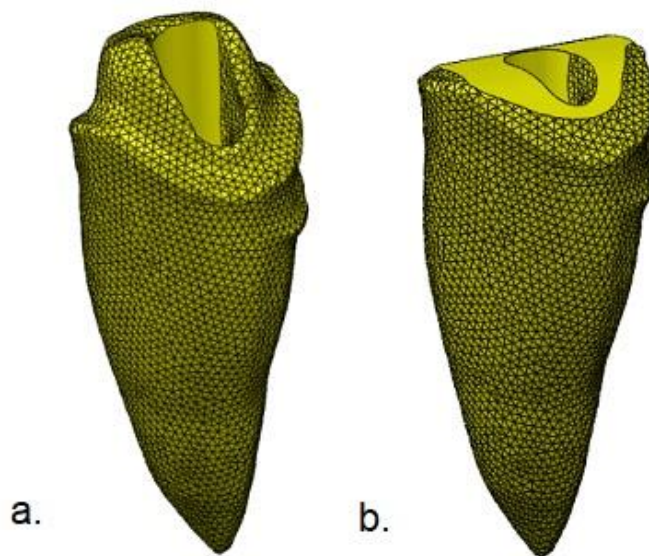
21. Barallat L, Arregui M, Fernandez-Villar S, Paniagua B, Pascual-La Rocca A. Fracture resistance in non-vital teeth: absence of interproximal ferrule and influence of preparation depth in cad/cam endocrown overlays - an in vitro study. *Materials*. 2022; 15: 436. doi: 10.3390/ma15020436.
22. Fontana P, Bohrer T, Wandscher V, Valandro L, Limberger I, Kaizer O. Effect of ferrule thickness on fracture resistance of teeth restored with a glass fiber post or cast post. *Oper Dent*. 2019; 44: E299-308. doi: 10.2341/18-241-I.
23. Galhano GA, Valandro LF, de Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the Flexural Strength of Carbon Fiber-, Quartz Fiber-, and Glass Fiber-Based Posts. *J Endod*. 2005; 31: 209-11. doi: 10.1097/01.don.0000137652.49748.0c.
24. Boschian Pest L, Guidotti S, Bissa RP, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 690-7. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01538.x.
25. Batista VES, Bitencourt SB, Bastos NA, Pellizzer EP, Goiato MC, dos Santos DM. Influence of the ferrule effect on the failure of fiber-reinforced composite post-and-core restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Prosth Dent*. 2020; 123: 239-45. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.01.004.
26. Okada D, Miura H, Suzuki C, Komada W, Shin C, Yamamoto M, et al. Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. *Dent Mater J*. 2008; 27: 605-11. doi: 10.4012/dmj.27.605.
27. Mahdavi Izadi Z, Jalalian E, Eyvaz Ziaee A, Zamani L, Javanshir B. Evaluation of the effect of different ferrule designs on fracture resistance of maxillary incisors restored with bonded posts and cores. *J Dent (Tehran, Iran)* 2010; 7: 146-55.
28. Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent*. 2009; 37: 115-21. doi: 10.1016/j.jdent.2008.10.007.
29. Santos Pantaleón D, Valenzuela FM, Morrow BR, Pameijer CH, García-Godoy F. Effect of ferrule location with varying heights on fracture resistance and failure mode of restored endodontically treated maxillary incisors. *J Prosthodont*. 2019; 28: 677-83. doi: 10.1111/jopr.13090.
30. Fragou T, Tortopidis D, Kontonasaki E, et al. The effect of ferrule on the fracture mode of endodontically treated canines restored with fibre posts and metal-

- ceramic or all-ceramic crowns. *J Dent.* 2012; 40: 276-85. doi: 10.1016/j.jdent.2012.01.002.
31. Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *J Biomech.* 2005; 38: 2375-89. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.009.
 32. Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. *J Prosth Dent.* 2010; 103: 330-3. doi: 10.1016/s0022-3913(10)60071-6.
 33. Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004; 20: 29-36. doi: 10.1016/s0109-5641(03)00065-4.
 34. Cheleux N, Sharrock PJ. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. *Acta Biomater.* 2009; 5: 3224-30. doi: 10.1016/j.actbio.2009.04.008.
 35. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 504-10. doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01455.x.
 36. Ribeiro JPF. Análise pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intrarradiculares. 2004. 95f. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Universidade Estadual de Ponta Grossa. Ponta Grossa.
 37. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 421-7. doi: 10.1016/0022-3913(92)90404-x.
 38. Campos F, Sarmiento HR, Alves MLL, Sousa RS, Souza ROA, Sousa ARR. Influência de diferentes sistemas adesivos na resistência de união de pinos de fibra à dentina intrarradicular. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr.* 2011; 11: 323-8.

Tabelas

TABELA 1. Descrição dos grupos experimentais

MODELO 01	ICS com férula e restaurado com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM obtido através do escaneamento do espaço do pino.
MODELO 02	ICS sem férula e restaurado com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM obtido através do escaneamento do espaço do pino.
MODELO 03	ICS com férula e restaurado com pino PMF (NiCr) obtido através do escaneamento do espaço do pino.
MODELO 04	ICS sem férula restaurado com pino PMF (NiCr) obtido através do escaneamento do espaço do pino.
MODELO 05	ICS com férula e restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto nº 0,5, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta.
MODELO 06	ICS sem férula e restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado Exacto nº 0,5, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta.



a) Raiz com férula b) Raiz sem férula

TABELA 2. Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Fonte
Dentina	18,6	0,31	Borcic et al. (35)
Ligamento periodontal	0,0118	0,45	Ribeiro (36)
Osso cortical	13,7	0,3	Ko et al. (37)
Osso esponjoso	1,37	0,3	Ko et al. (37)
Guta-percha	0,00069	0,45	Ko et al. (37)
Cimento resinoso (Rely X Arc-3M ESPE, MN, USA)	5,5	0,24	Campos et al. (38)
Resina composta (Bis-Core, Bisco, Schaumburg, EUA)	12	0,33	Campos et al. (38)
Cimento fosfato de zinco	13.7	0,33	Campos et al. (38)
Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS Empress 2)	103	0,24	Campos et al. (38)
Liga cromo cobalto (pino metálico fundido)	218	0,33	Campos et al. (38)
Pino Fibra de vidro Exacto®	30-40	0,22	Fornecido pelo fabricante
Fiber Cad®	20	0,3	Fornecido pelo fabricante

TABELA 3. Propriedades mecânicas da fibra de vidro

	Fiber Cad®	Exacto®	
Resistencia flexural	1100 Mpa	1000 a 1200	Fornecido pelo fabricante
Diâmetro médio das fibras	33µm	12,1µm	Fornecido pelo fabricante

TABELA 4. Composição do pino de fibra de vidro

Composição (em peso)	Fibra de vidro	Resina Epóxi	
Exacto®	75-80%	20-25%	Fornecido pelo fabricante
Fiber Cad®	75-80%	20-25%	Fornecido pelo fabricante

Fiber Cad® (Angelus, Londrina, PR, Brasil).

Exacto® (Angelus, Londrina, PR, Brasil).

TABELA 5. Tensões máximas de tração e compressão com carga oblíqua

Modelo	Tração (MPa)	Localização	Compressão (MPa)	Localização
M1	139,38	Região da férula face palatina	-92,894	Terço médio da raiz na face vestibular
M2	512,65	Face palatina entrada do canal	-531,01	Término do preparo da face vestibular
M3	136,94	Região da férula face palatina	-92,543	Terço médio da raiz na face vestibular
M4	373,04	Face palatina entrada do canal	-338,66	Término do preparo da face vestibular
M5	144,3	Região da férula face palatina	-90,472	Terço médio da raiz na face vestibular
M6	646,67	Face palatina entrada do canal	-611,81	Término do preparo da face vestibular

TABELA 6. Tensões máximas de tração e compressão com carga vertical

Modelo	Tração (MPa)	Localização	Compressão (MPa)	Localização
M1	10,88	Terço médio da raiz na face palatina	-40,0	Terço médio da raiz na face vestibular.
M2	36,32	Face palatina entrada do canal	-192,8	Face vestibular no término do preparo
M3	10,0	Face palatina, região da férula	-24,50	Terço médio da raiz na face vestibular.
M4	25,49	Face palatina entrada do canal	-60,0	Face vestibular no término do preparo
M5	10,71	Terço médio da raiz na face palatina	-36,21	Terço médio da raiz na face vestibular.
M6	48,28	Face palatina entrada do canal	-140,71	Face vestibular no término do preparo.

Legenda de Figuras

Figura 1. Direção das cargas aplicadas nos modelos

Figura 2. Localização das tensões de tração e compressão no M1

Figura 3. Localização das tensões de tração e compressão no M2

Figura 4. Localização das tensões de tração e compressão no M3

Figura 5. Localização das tensões de tração e compressão no M4

Figura 6. Localização das tensões de tração e compressão no M5

Figura 7. Localização das tensões de compressão do M6, localizada na região cervical do modelo



Figura 1.

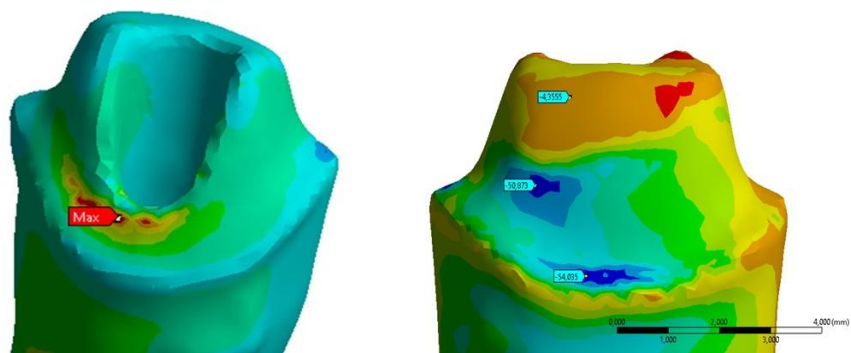


Figura 2.

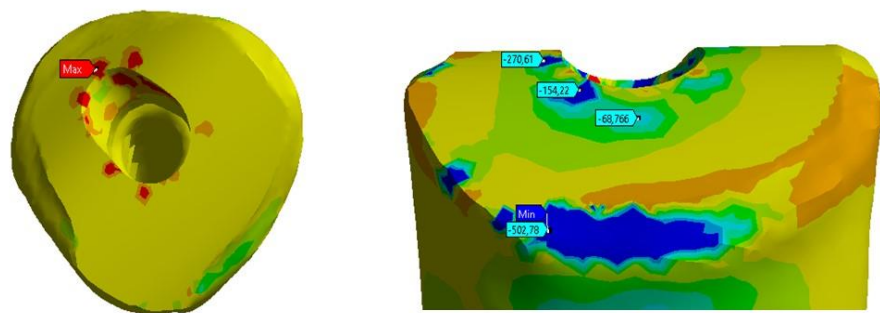


Figura 3.

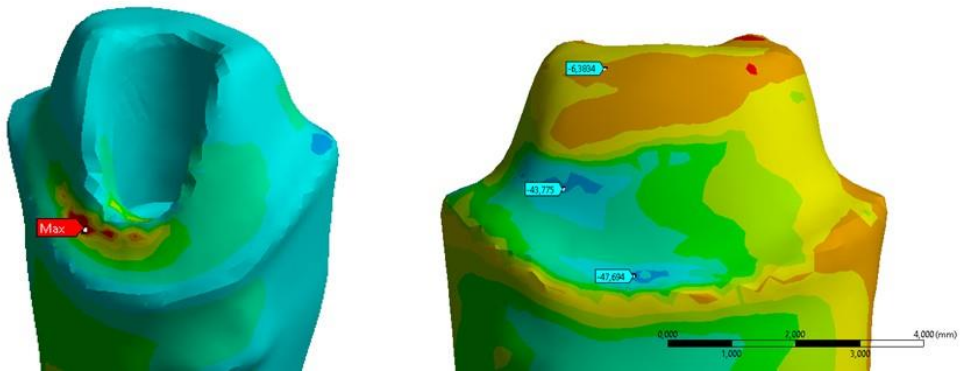


Figura 4.

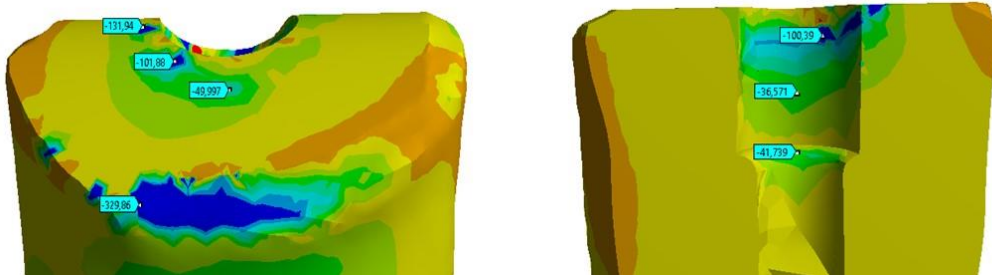


Figura 5.

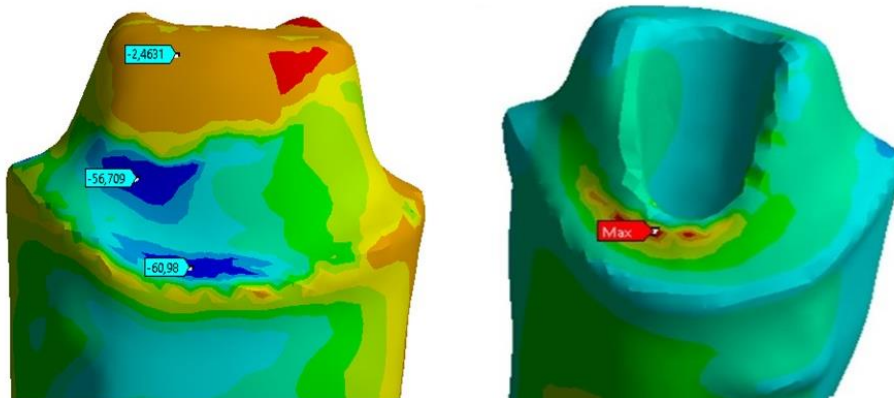


Figura 6.

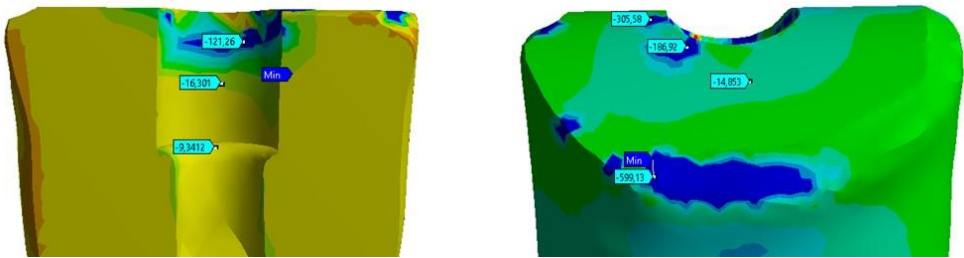


Figura 7.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Diante dos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

- a) Não foi observada diferença significativa na magnitude das tensões de tração na dentina quando a férula estava presente em comparação ao pino fresado, NMF e ao pino pré-fabricado;
- b) 2. Quando a férula esteve ausente, o NMF apresentou valores menores de tensão de tração na dentina cervical, contudo, apresentou grande concentração de tensão no interior do canal radicular quando comparado aos modelos de pino fresado e pré-fabricado;
- c) 3. Considerando todo conjunto restaurador, observou-se uma maior uniformidade na distribuição das tensões no modelo de pino fresado em comparação com os outros modelos quando a férula não esteve presente. Este dado sugeriu que o pino fresado apresenta-se como uma alternativa favorável no emprego de retentores intrarradiculares nas restaurações de elementos fragilizados com perda total da férula do ponto de vista biomecânico.

REFERÊNCIAS

AMARANTE, M. V. *et al.* Virtual analysis of stresses in human teeth restored with esthetic posts. **Materials Research**, v. 11, n. 4, p. 459-463, Dec. 2008.

BARALLAT, L. *et al.* Fracture resistance in non-vital teeth: absence of interproximal ferrule and influence of preparation depth in cad/cam endocrown overlays—; an in vitro study. **Materials**, v. 15, n. 2, p. 436, Jan. 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/MA15020436>. Acesso em: 19 abr. 2022.

BATISTA, V. E. S. *et al.* Influence of the ferrule effect on the failure of fiber-reinforced composite post-and-core restorations: A systematic review and meta-analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 123, n. 2, p. 239-245, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/J.PROSDENT.2019.01.004>. Acesso em: 19 abr. 2022.

BORCIC, J. *et al.* 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 32, n. 7, p. 504-510, 2005.

CAMPOS, F. *et al.* Influência de diferentes sistemas adesivos na resistência de união de pinos de fibra à dentina intrarradicular. **Pesquisa Brasileira de Odontopediatria Clínica Integrada**, v. 11, n. 3, p. 323-328, 2011.

CHEN, A. *et al.* Finite element analysis to study the effects of using CAD/CAM glass-fiber post system in a severely damaged anterior tooth. **BioMedical Materials and Engineering**, v. 26, Suppl. 1, p. S519-525, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.3233/BME-151341>. Acesso em: 19 abr. 2022.

DUA, N. *et al.* Comparative evaluation of the effect of different crown ferrule designs on the fracture resistance of endodontically treated mandibular premolars restored with fiber posts, composite cores, and crowns: An ex-vivo study. **Journal of Conservative Dentistry**, v. 19, n. 3, p. 264-269, May/June 2016.

DU, J. K. *et al.* FEM analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. **Odontology**, v. 99, n. 2, p. 148-154, 2011.

FERRARI, M.; VICHI, A.; GARCÍA-GODOY, F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. **American Journal of Dentistry**, San Antonio, v. 13, Spec No, p. 15B-18B, May 2000. Disponível em: [http://www.dentalnews.com.br/downloads/artigos-cientificos/pinos-RTD/Ferrari_Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin.pdf](http://www.dentalnews.com.br/downloads/artigos-cientificos/pinos-RTD/Ferrari_Clinical%20evaluation%20of%20fiber-reinforced%20epoxy%20resin.pdf). Acesso em: 8 abr. 2021.

FONSECA, G. F. *et al.* Computer-aided design finite element modeling of different approaches to rehabilitate endodontically treated teeth. **Journal of Indian Prosthodontist Society**, v. 18, n. 4, p. 329-335, 2018. Disponível em: https://doi.org/10.4103/jips.jips_168_18. Acesso em: 29 mar. 2021.

FONTANA, P. E. *et al.* Effect of ferrule thickness on fracture resistance of teeth restored with a glass fiber post or cast post. **Operative Dentistry**, v. 44, n. 6, p.

E299-E308, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.2341/18-241-L>. Acesso em: 4 abr. 2021.

GAO, Y. *et al.* Mechanical behavior of ProTaper universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite element analysis study. **Journal of Endodontics**, v. 37, n. 10, p. 1446-1450, 2011.

GOMES, G. M. *et al.* Use of a direct anatomic post in a flared root canal: A three-year follow-up. **Operative Dentistry**, v. 41, n. 1, p. E23-E28, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.2341/14-275-T>. Acesso em: 28 mar. 2021.

JO, A.R. *et al.* Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. **The Korean Journal of Orthodontics**, v. 47, n. 1, p. 21-30, 2017.

KO, C. C. *et al.* Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 68, n. 3, p. 421-427, Sept. 1992.

LIBONATI, A. *et al.* CAD/CAM customized glass fiber post and core with digital intraoral impression: A case report. **Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry**, v. 12, p. 17-24, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S237442>. Acesso em: 29 mar. 2021

PELEGRIE, R. A. *et al.* Impact of Mechanical Load of Three Post and Core Systems: CAD/CAM-fabricated Glassfiber, Prefabricated Glassfiber Customized with Composite Resin, and Cast Metal Posts and Cores. **Conservative Dentistry and Endodontic Journal**, v. 5, n. 2, p. 36-41, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10048-0064>. Acesso em: 28 mar. 2021.

RIBEIRO, J. P. F. **Análise pelo método de elementos finitos da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intrarradiculares.** 2004. 95f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa.

RUSCHEL, G. H. *et al.* Mechanical properties and superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 82, p. 187-192, June 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.03.035>. Acesso em: 25 mar. 2021.

SAMRAN, A.; EL BAHRA, S.; KERN, M. The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. An in vitro study. **Dental Materials**, v. 29, n. 12, p. 1280-1286, 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.10.003>. Acesso em: 28 mar. 2021.

SORENSEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 63, n. 5, p. 529-536, 1990. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90070-S](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90070-S). Acesso em: 28 mar. 2021.

SORRENTINO, R. *et al.* Complications of endodontically treated teeth restored with fiber posts and single crowns or fixed dental prostheses—a systematic review.

Clinical Oral Investigations, v. 20, n. 7, p. 1449-1457, Sept. 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1919-8>. Acesso em: 28 mar. 2021.

STRICKER, E. J.; GÖHRING, T. N. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. An in vitro study. **Journal of Dentistry**, v. 34, n. 5, p. 326-335, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.07.007>. Acesso em: 28 mar. 2021.

TSINTSADZE, N. *et al.* Performance of CAD/CAM fabricated fiber posts in oval-shaped root canals: An in vitro study. **American Journal of Dentistry**, v. 30, n. 5, p. 248-254, Oct. 2017.

YOUSIF MARGHALANI, T. *et al.* Three-Dimensional Finite Element Analysis of Custom-Made Ceramic Dowel Made Using CAD/CAM Technology. **Journal of Prosthodontics**, v. 21, n. 6, p. 440-450, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2012.00860.x>. Acesso em: 18 mar. 2021.

ANEXO A - Parecer Consubstanciado do CEP PUC Minas



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE BIOMECÂNICA DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO PERSONALIZADOS COM TECNOLOGIA CAD / CAM ATRAVÉS DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.

Pesquisador: ERICA FELETI LORENCON DETTOGNE

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 60598222.1.0000.5137

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais - PUCMG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 5.594.716

Apresentação do Projeto:

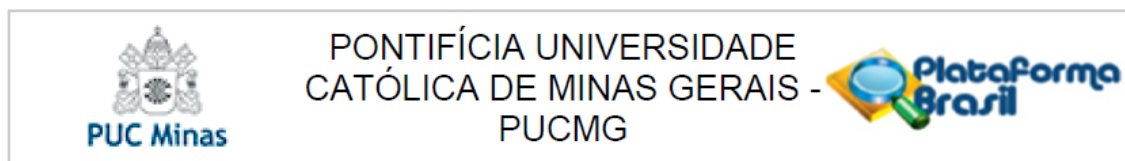
Trata-se de um estudo laboratorial pelo método de elementos finitos para avaliar a distribuição de tensões em um incisivo central, tratado endodonticamente, e restaurado com diversas modalidades de retentores intrarradiculares, na presença ou ausência de férula. Um exemplar de incisivo central superior humano, selecionado a partir de 10 dentes doados pelo Banco de dentes da PUC Minas, será tratado endodonticamente e preparado para receber diversos tipos de retentores intrarradiculares. Na sequência o dente será escaneado e diversos modelos serão desenhados em softwares CAD, simulando 8 diferentes situações, variando-se o tipo e material de retentor, e também a presença ou não de férula. Após o desenho da futura coroa, cargas de 100n oblíquas e ao longo eixo do dente serão aplicadas e avaliada a distribuição de tensões nos diferentes modelos.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

- Avaliar através do Método 3D de Elementos Finitos (MEF) as tensões geradas na dentina radicular de um incisivo central superior, tratado endodonticamente reabilitado com retentores intrarradiculares de diferentes materiais sujeitos às cargas verticais e oblíquas, por meio da variação da espessura da dentina coronal remanescente, ou efeito férula, para auxiliar sua indicação clínica.

Endereço: Av. Dom José Gaspar, 500 - Prédio 03, sala 228
Bairro: Coração Eucarístico **CEP:** 30.535-901
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3319-4517 **Fax:** (31)3319-4517 **E-mail:** cep.proppg@pucminas.br



Continuação do Parecer: 5.594.716

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Por se tratar de estudo laboratorial envolvendo dentes do banco de dentes humanos da PUC Minas, não existem riscos conhecidos.

Benefícios: fornecer dados consolidados a respeito da efetividade e confiabilidade dos pinos de fibra de vidro confeccionados por meio de CAD/CAM, subsidiando a sua correta indicação clínica.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa com mérito científico e exequível. Atende aos requisitos éticos da pesquisa envolvendo seres humanos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos de apresentação obrigatória foram anexados e estão de acordo com as normas vigentes.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Diante do exposto e tendo em vista as Resoluções que norteiam a pesquisa envolvendo Seres Humanos consideramos o protocolo de pesquisa SEM PENDÊNCIAS, devendo o pesquisador acatar as orientações conforme o disposto no Parecer Consubstanciado.

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa – CEP, de acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS n.º 466, de 2012, e na Norma Operacional n.º 001, de 2013, do CNS, manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1969359.pdf	16/08/2022 17:56:54		Aceito
Outros	cartaresposta.pdf	16/08/2022 17:56:34	ERICA FELETI LORENCON DETTOGNE	Aceito
Outros	BIOBANCO.pdf	16/08/2022 16:08:17	ERICA FELETI LORENCON DETTOGNE	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	ProjetoEricaFeleti.pdf	12/07/2022 10:24:43	ERICA FELETI LORENCON DETTOGNE	Aceito

Endereço: Av. Dom José Gaspar, 500 - Prédio 03, sala 228

Bairro: Coração Eucarístico

CEP: 30.535-901

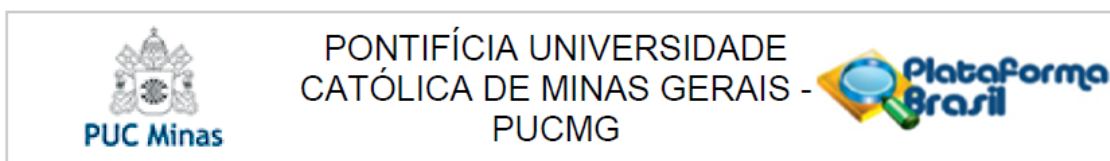
UF: MG

Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3319-4517

Fax: (31)3319-4517

E-mail: cep.proppg@pucminas.br



Continuação do Parecer: 5.594.716

Cronograma	Cronograma.pdf	12/07/2022 10:24:06	ERICA FELETI LORENCON DETTOGNE	Aceito
Folha de Rosto	20220705_082702.pdf	05/07/2022 15:24:30	ERICA FELETI LORENCON DETTOGNE	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 22 de Agosto de 2022

Assinado por:
CRISTIANA LEITE CARVALHO
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Dom José Gaspar, 500 - Prédio 03, sala 228
Bairro: Coração Eucarístico **CEP:** 30.535-901
UF: MG **Município:** BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3319-4517 **Fax:** (31)3319-4517 **E-mail:** cep.proppg@pucminas.br

ANEXO B - Lista de Figuras

Figura 01 a 07- Localização das tensões de tração e compressão geradas no modelo com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM com férula.

Fig. 01

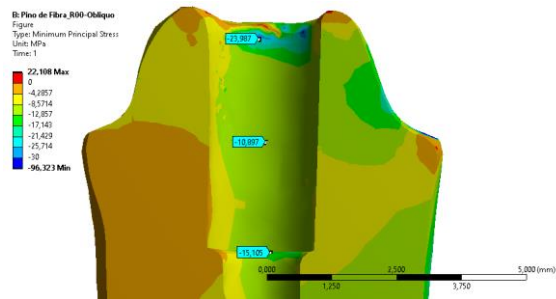


Fig. 02

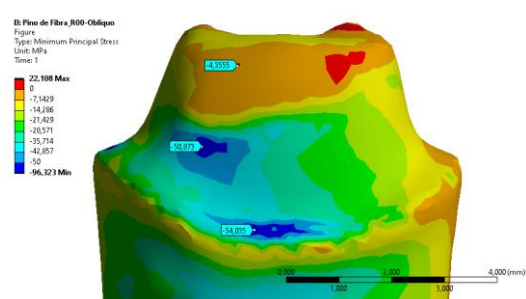


Fig. 03

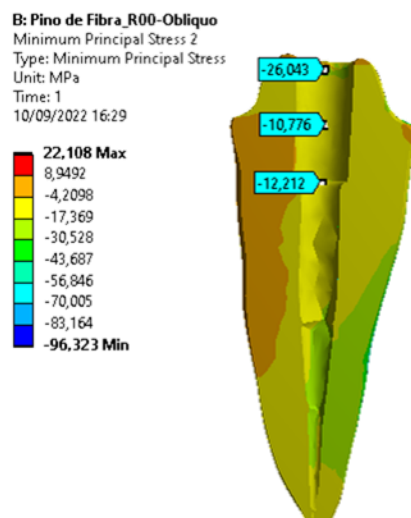


Fig. 04

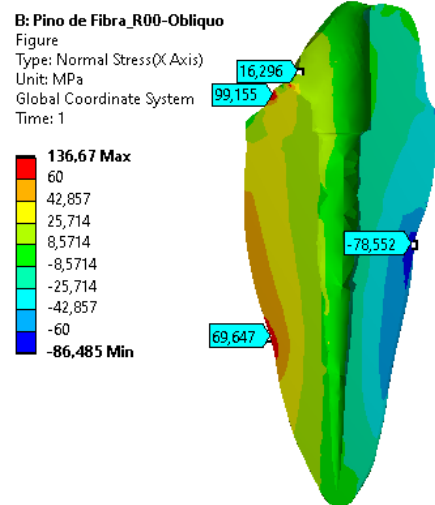


Fig. 05

B: Pino de Fibra_R00-Obliquo
Figure
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1

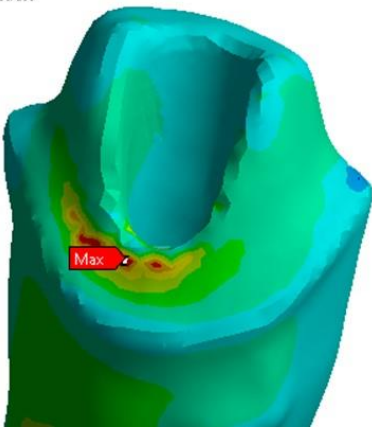
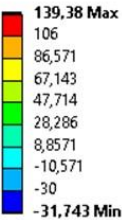


Fig. 06

B: Pino de Fibra_R00-Obliquo
Figure
Type: Minimum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1

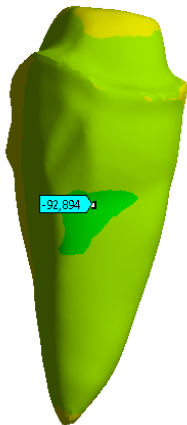
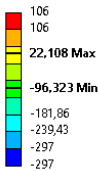


Fig. 07

B: Pino de Fibra_R00-Obliquo
Maximum Principal Stress 2
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1
10/09/2022 16:32

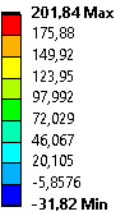


Figura 08 a 15 - Localização das tensões de tração e compressão geradas no modelo com pino de fibra de vidro fresado por CAD/CAM sem férula.

Fig. 08

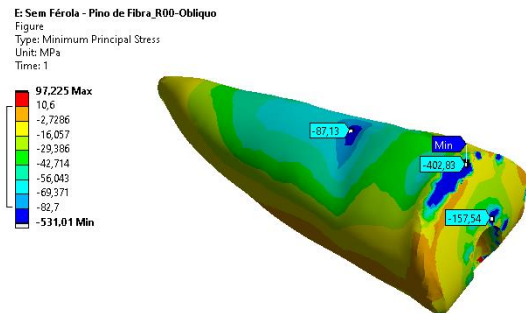


Fig. 09

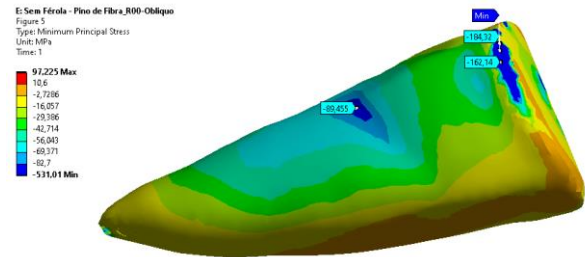


Fig. 10

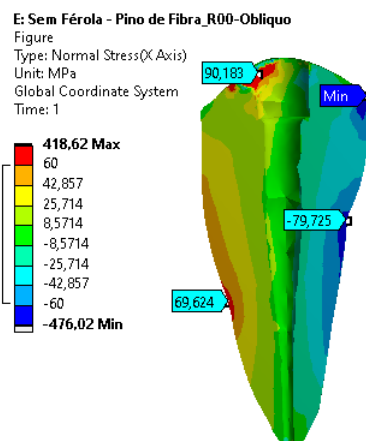


Fig. 11

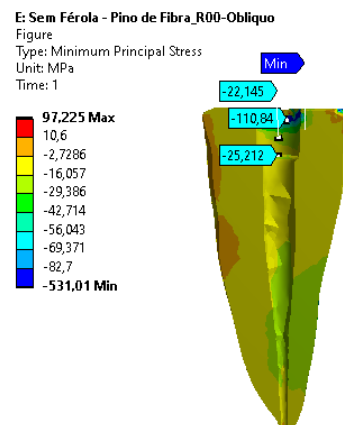


Fig. 12

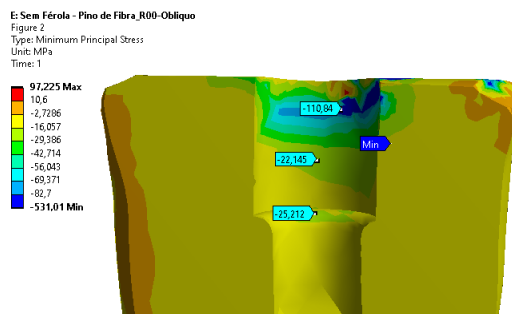


Fig. 13

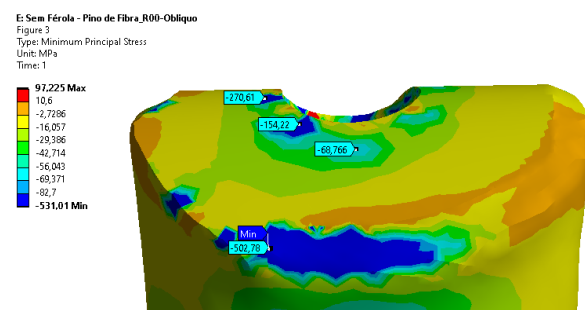
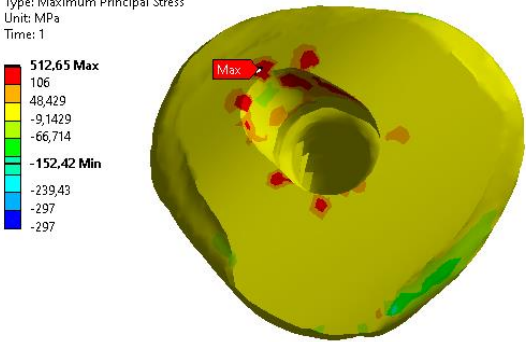


Fig. 14

Fig. 15

E: Sem Férola - Pino de Fibra_R00-Obliquo
Figure 2
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1



E: Sem Férola - Pino de Fibra_R00-Obliquo
Figure
Type: Maximum Principal Stress
Unit: MPa
Time: 1

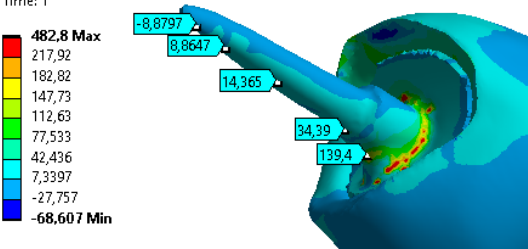


Figura 16 a 24- Localização das tensões de tração e compressão geradas no modelo com núcleo metálico fundido com férula.

Fig. 16

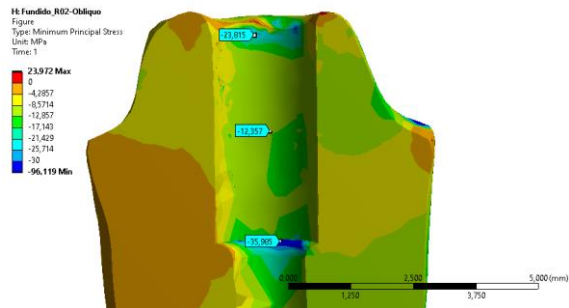


Fig. 17

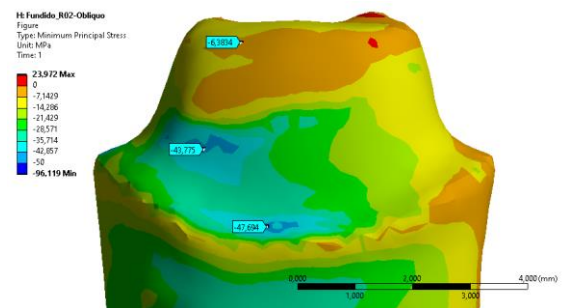


Fig. 18

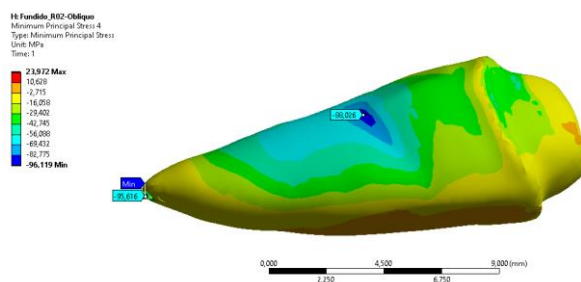


Fig. 19

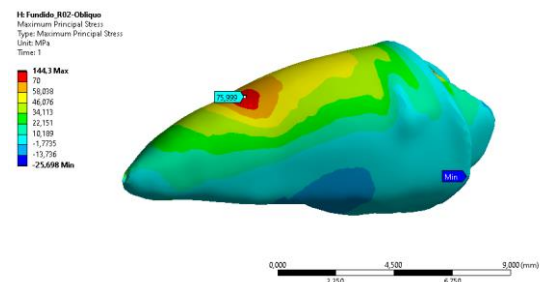


Fig. 20

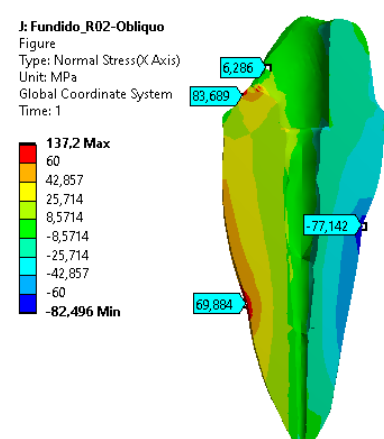


Fig. 21

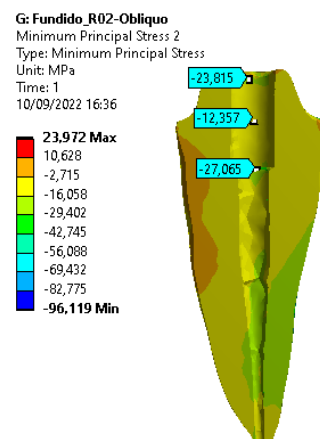


Fig. 22

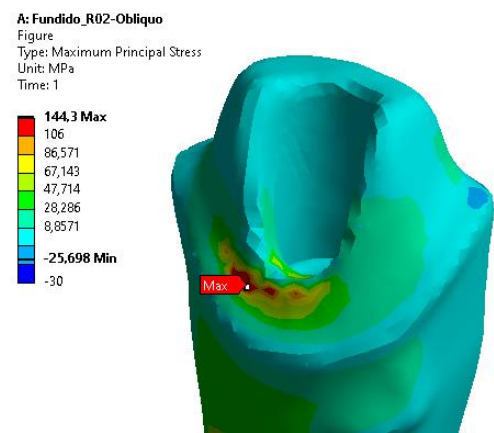


Fig. 23

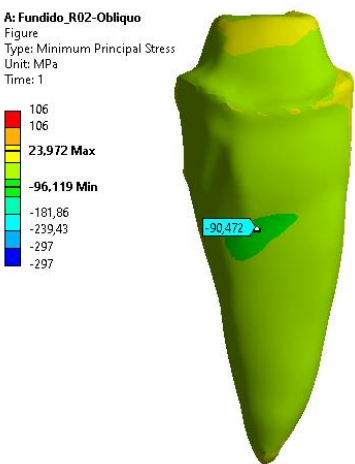


Fig. 24

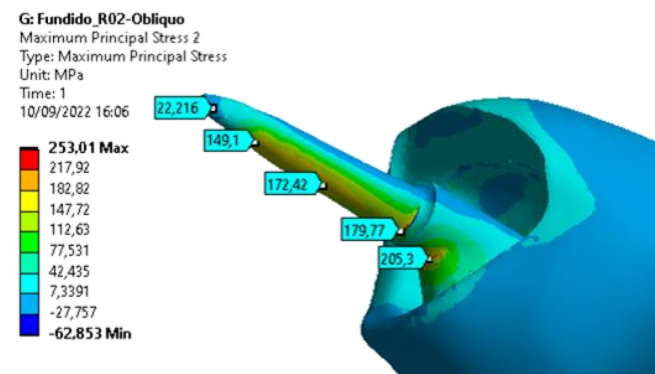


Figura 25 a 32- Localização das tensões de tração e compressão geradas no modelo com núcleo metálico fundido sem férula.

Fig. 25

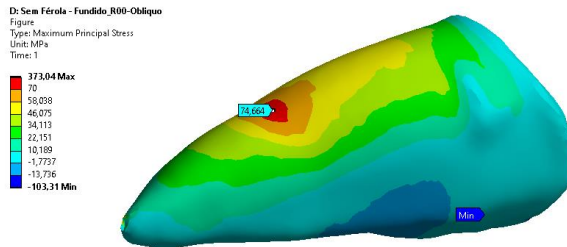


Fig. 26

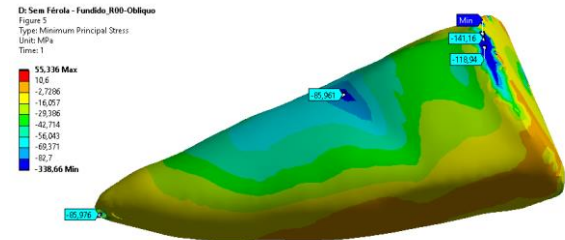


Fig. 27

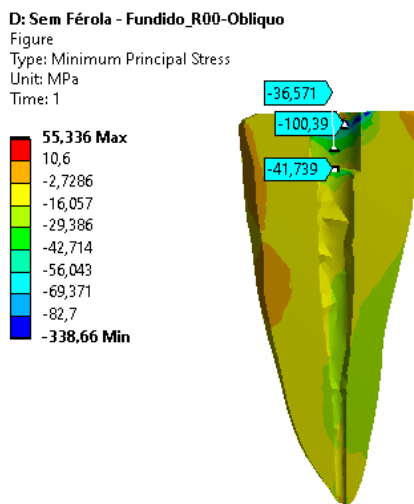


Fig. 28

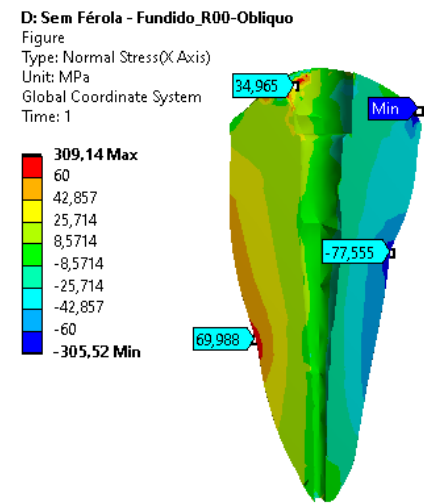


Fig. 29

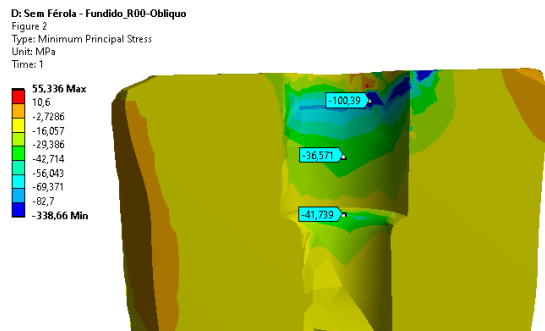


Fig. 30

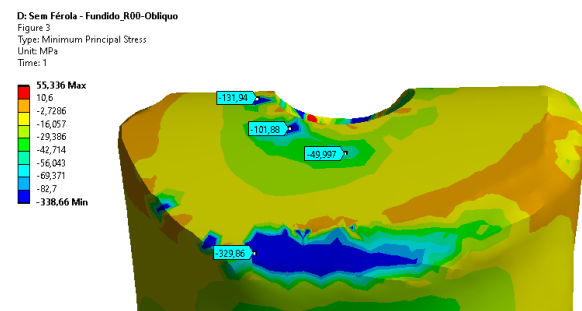


Fig. 31

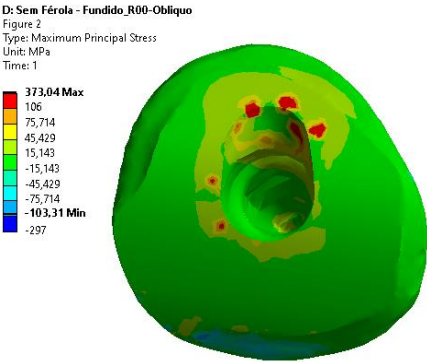


Fig 32

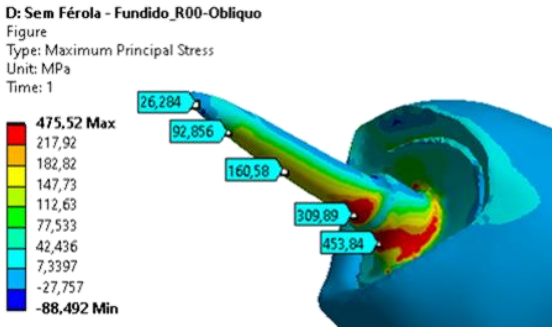


Figura 33 a 40 - Localização das tensões de tração e compressão geradas no modelo com pino de fibra de vidro pré-fabricado com férula.

Fig. 33

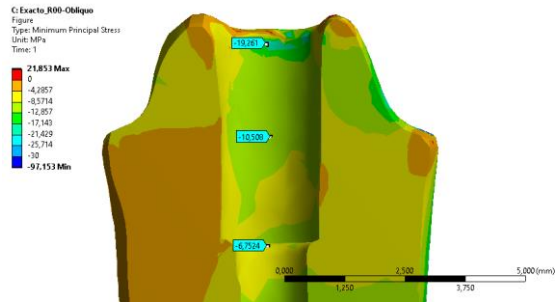


Fig. 34

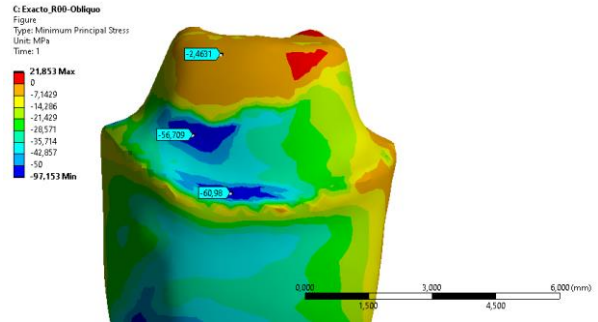


Fig. 35

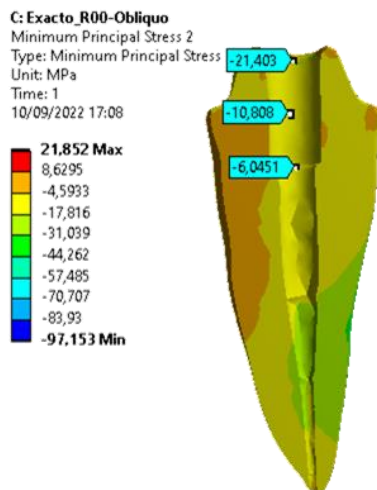


Fig. 36

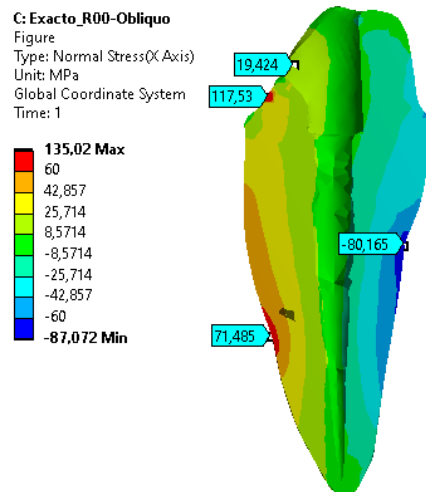


Fig. 37

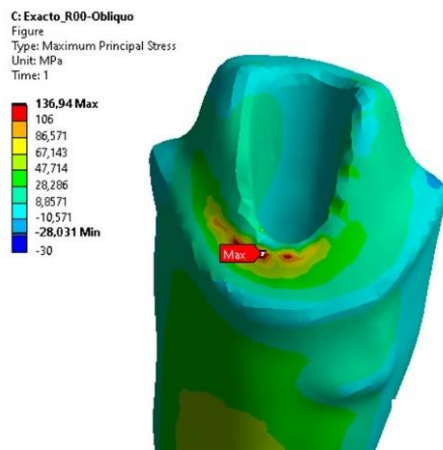


Fig. 38

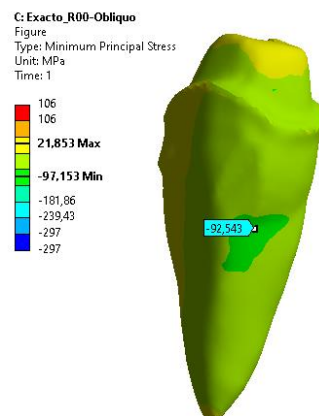


Fig. 39

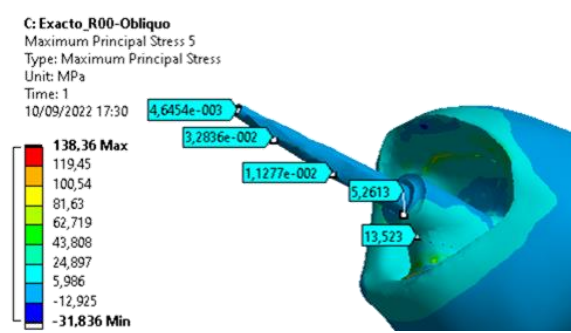


Fig. 40

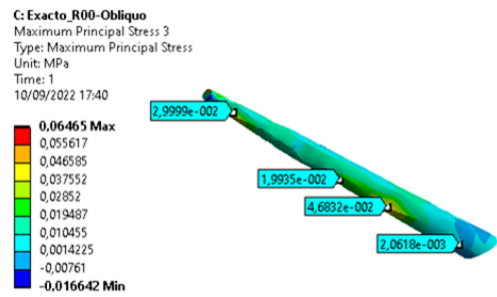


Figura 41 a 47- Localização das tensões de tração e compressão geradas no modelo com pino de fibra de vidro pré-fabricado sem férula.

Fig. 41

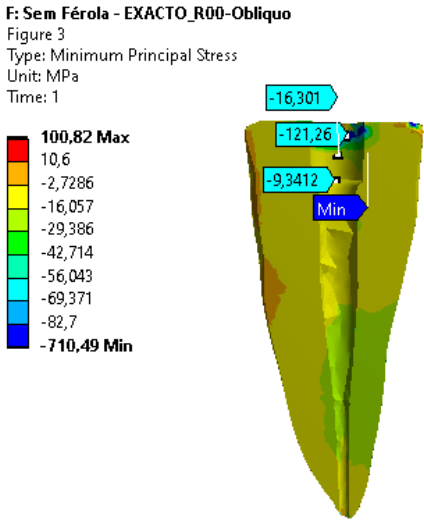


Fig. 42

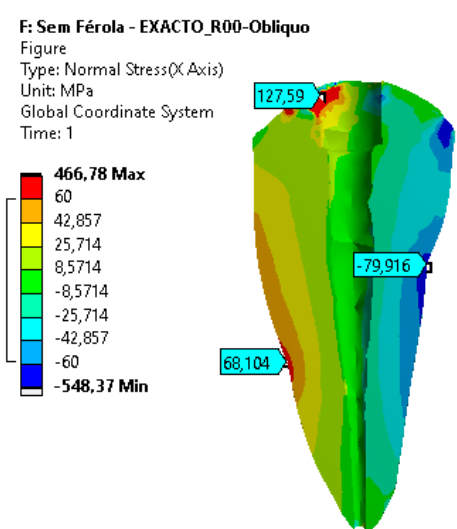


Fig. 43

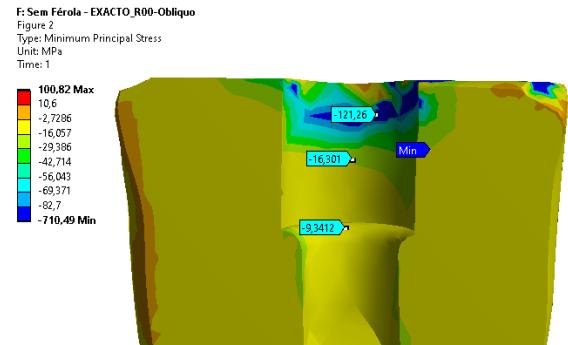


Fig. 44

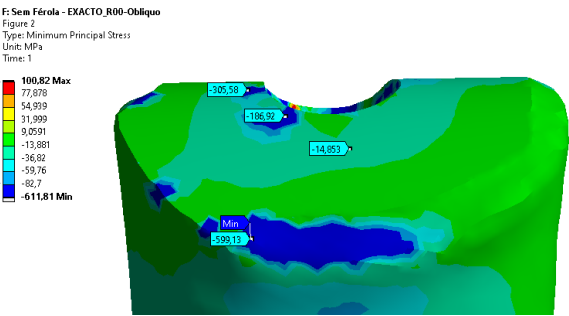


Fig. 45

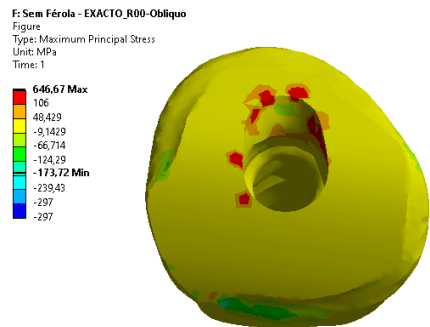


Fig. 46

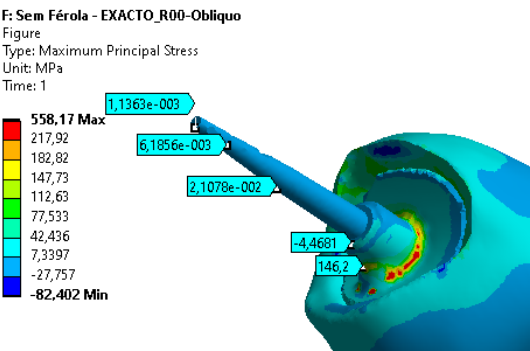


Fig. 47

