

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

Leonardo Ubaldo Pereira Ferreira

**RESISTÊNCIA DE DENTES PERMANENTES JOVENS APÓS APICIFICAÇÃO E
RESTAURAÇÃO COM PINOS DE FIBRAS DE VIDRO E/OU RESINAS
COMPOSTAS: análise pelo método dos elementos finitos**

Belo Horizonte
2016

Leonardo Ubaldo Pereira Ferreira

**RESISTÊNCIA DE DENTES PERMANENTES JOVENS APÓS APICIFICAÇÃO E
RESTAURAÇÃO COM PINOS DE FIBRAS DE VIDRO E/OU RESINAS
COMPOSTAS: análise pelo método dos elementos finitos**

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

Linha de Pesquisa: Biologia Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Maria Ilma de Souza Gruppioni Côrtes

Coorientador: Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian

Belo Horizonte

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

F383r

Ferreira, Leonardo Ubaldo Pereira

Resistência de dentes permanentes jovens após apicificação e restauração com pinos de fibras de vidro e/ou resinas compostas: análise pelo método dos elementos finitos / Leonardo Ubaldo Pereira Ferreira. Belo Horizonte, 2016. 81 f. : il.

Orientadora: Maria Ilma de Souza Gruppioni Côrtes

Coorientador: Paulo Isaias Seraidarian

Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Pinos dentários. 2. Método dos elementos finitos. 3. Fraturas de dentes. 4. Restauração (Odontologia). 5. Resinas compostas. I. Côrtes, Maria Ilma de Souza Gruppioni. II. Seraidarian, Paulo Isaias. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

SIB PUC MINAS

CDU: 616.314-089

Leonardo Ubaldo Pereira Ferreira

RESISTÊNCIA DE DENTES PERMANENTES JOVENS APÓS APICIFICAÇÃO E RESTAURAÇÃO COM PINOS DE FIBRAS DE VIDRO E/OU RESINAS COMPOSTAS: análise pelo método dos 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: Prótese Dentária.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

- 1- Profa. Dra. Juliana Vilela Bastos – UFMG
- 2- Prof. Dr. Eduardo Nunes – PUC Minas
- 3- Profa. Dra. Maria Ilma de Souza Gruppioni Côrtes – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 21 de dezembro de 2016

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Belo Horizonte, 31 de janeiro de 2017

Profa. Dra. Maria Ilma de Souza Gruppioni Côrtes
Orientadora

Prof. Dr. Martinho Campolina Rebello Horta
**Coordenador do Programa de Pós-graduação
em Odontologia**

**Dedico este trabalho a minha família,
em especial a Thaís, Arthur e Gabriel,
minha fonte de vida e motivação.**

**A meus pais Antônio Carlos e Maria Auxiliadora,
por acreditarem incondicionalmente, no meu potencial e
por me fazer acreditar cada vez mais.**

AGRADECIMENTOS

A Deus, toda honra, glória e louvor. Autor da vida.

A minha esposa, filhos e pais. Aos tios que sempre torcem por meu sucesso.

A minha orientadora Maria Ilma Côrtes pelos ensinamentos, paciência e dedicação comigo durante todo o tempo. Obrigado mestre.

Ao Coordenador do Mestrado Acadêmico e grande mestre Professor Dr. Martinho Campolina Rebelo Horta, pelos seus ensinamentos.

Ao consultor, Dr. Marco Antônio Vasco pela consultoria prestada, pela paciência e ensinamentos.

Ao professor Paulo Seraidarian, por ensinar a simplicidade e o amor aos pacientes.

A todos os funcionários do Mestrado, em especial Silvania e Angélica.

Aos novos amigos e colegas do mestrado, saudades dos momentos de tensões e gargalhadas durante todos esses meses.

Mas como está escrito: As coisas que olhos não viram, nem ouvidos ouviram, nem penetraram o coração do homem, são as que Deus preparou para os que o amam.

I Corintios 2:9

RESUMO

Os diferentes modelos desta pesquisa têm o objetivo de avaliar pelo Método de Elementos Finitos a distribuição de tensões e risco de fraturas em um incisivo central superior com rizogênese incompleta que, após fratura coronária de esmalte e dentina com exposição pulpar, tenha sido tratado endodonticamente pelo método da apicificação e tampão apical com MTA, e restaurado com diferentes técnicas utilizando pinos de fibra de vidro e/ou resina composta. Quatro modelos tridimensionais de incisivo superior, submetidos a cargas mastigatórias oblíquas e forças de impacto frontais, após restaurados com os respectivos materiais: M1 dente hígido (controle); M2 dente restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta; M3 ou modelo pino anatômico: dente restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular e coronária com resina composta (pino anatômico) e M4 dente restaurado somente com resina composta até a cervical do dente. A simulação foi realizada através da técnica de elementos finitos, com análise pelo critério de Rankine. Os resultados mostraram que o risco de fratura para o esmalte e dentina foi semelhante em todos os modelos em ambas as cargas; e a carga frontal de 800N causaria fratura de todos os modelos.

Palavras-chave: Pino. Núcleo. Resistência. Método dos elementos finitos. Fratura de dentes.

ABSTRACT

The different models of this research aim to evaluate by the Finite Element Method the stress distribution and fracture risk in a superior central incisor with incomplete rhizogenesis that, after coronary fracture of enamel and dentine with pulp exposure, was endodontically treated by the method of apicification and apical buffer with MTA, and restored with different techniques using glass fiber and / or composite resin pins. Four three-dimensional upper incisor models, submitted to oblique masticatory loads and frontal impact forces, after being restored with the respective materials: M1 healthy tooth (control); M2 restored tooth with prefabricated fiberglass pin, filling the root portion with resin cement and the coronary portion with composite resin; M3 or anatomical pin model: restored tooth with prefabricated fiberglass pin, with filling of the root and coronary portion with composite resin (anatomical pin) and M4 tooth restored only with composite resin up to the cervical of the tooth. The simulation was performed using the finite element technique, with Rankine criterion analysis. The results showed that the risk of fracture for enamel and dentin were similar in all models in both loads; and the front load of 800N would cause fracture of all models.

Keywords: Glass fiber post. Core. Strength. Finite element method. Tooth fracture.

LISTA DE ABREVIACES E SIGLAS

MEF	Método de elementos finitos
FEM	Finite Element Method
μm	micrometro
GPa	Giga Pascal
N	Newton
mm	milmetros.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Imagem tridimensional da maxila obtida a partir da tomografia computadorizada.....	28
Figura 2: Vista do modelo do dente 11 como reconstruído da tomografia. e....	29
Figura 3: Vista do modelo do dente 11 após modelagem de fratura..	30
Figura 4: Microscópio digital e paquímetro digital utilizados no trabalho.....	31
Figura 5: Processo de engenharia reversa do pino de fibra de vidro.	32
Figura 6: Corte sagital para mostrar as estruturas dos modelos.	33
Figura 7: Vista dos diferentes modelos da pesquisa.	34
Figura 8: Vistas das estruturas antagonistas.....	38
Figura 9: Vistas de algumas malhas de elementos finitos dos modelos simulados.....	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais.....	39
Tabela 2: Propriedades mecânicas anisotrópicas da fibra de vidro (em GPa para módulos).....	39

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	23
2 OBJETIVOS.....	25
2.1 Objetivo geral	25
2.2 Objetivos específicos.....	25
3 MATERIAL E MÉTODOS	27
3.1 Pré-processamento	27
3.1.1 Construção do modelo geométrico	27
3.1.2 Configuração das estruturas de simulação	38
3.1.3 Definição da malha de elementos finitos	39
3.2 Análise dos resultados	42
4 ARTIGO	45
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	77
REFERÊNCIAS.....	79

1 INTRODUÇÃO

Traumatismos dentários decorrentes de quedas, acidentes de trânsito, atos violentos e da prática de esportes são comuns entre jovens e adolescentes e frequentemente resultam em danos aos dentes anteriores. Estas lesões traumáticas dentárias se caracterizam por sua natureza múltipla uma vez que podem acometer, simultaneamente tecidos como a polpa, os tecidos mineralizados do dente bem como seu aparato de sustentação. Aliado à alta prevalência e à complexidade das sequelas para o aparelho estomatognático, encontra-se o alto impacto psicossocial causado pelo comprometimento estético dos incisivos superiores, que são os dentes mais afetados (CÔRTEZ; BASTOS; RAMOS-JORGE, 2013).

A reabilitação de dentes permanentes jovens tem representado um grande desafio para o clínico uma vez que o prognóstico destes dentes no longo prazo não é favorável ainda que a apicificação seja bem sucedida. Este fato se deve à alta prevalência de fraturas cervicais associadas, que ocorrem principalmente, após a pulpectomia em dentes que apresentam estágios iniciais de rizogênese (CVEK, 1992). Com efeito, apesar da apicificação promover eficazmente a formação de uma barreira apical de tecido mineralizado, não é capaz de permitir a continuidade do processo de formação das paredes radiculares que permanecem finas e mais susceptíveis a fraturas (RAFTER, 2005).

A reconstrução de dentes permanentes jovens despulpados e com ampla cavidade pulpar utilizando-se de pinos de fibra de vidro constitui-se numa tendência atual, uma vez que a utilização de materiais menos rígidos que a dentina gera menor transferência de estresse para estruturas radiculares, evitando fraturas e preservando estrutura do remanescente dental (GRANDINI et al., 2005). Entretanto, apesar do desempenho clínico destas restaurações ser promissor, ainda não existe consenso na literatura quanto ao protocolo ideal para a restauração de dentes permanentes jovens desvitalizados, o que enfatiza a necessidade e relevância de estudos *in vitro* sobre a qualidade e previsibilidade das várias alternativas restauradoras atualmente disponíveis (DIETSCHI et al., 2008).

Esta falta de consenso pode ser creditada, em grande parte, ao fato das técnicas experimentais em humanos e/ou animais convencionais apresentarem grande variabilidade de fatores que podem conduzir a erros quando se aplicam complexos sistemas de forças em seres vivos, como por exemplo: 1) inabilidade de

calcular precisamente a distribuição da tensão e compressão no ligamento periodontal; 2) ocorrência de falhas durante o controle do tipo de efeito sobre o dente; 3) dificuldade de avaliação de todas as fases do teste; 4) presença de grandes variações individuais dificultando a análise dos resultados. Neste contexto, o uso do Método dos Elementos Finitos (MEF) mostra-se superior em relação aos modelos reais convencionais pois consiste na simulação de estruturas complexas e análise de suas propriedades mecânicas através de modelos experimentais virtuais. Entre as vantagens do método, pode-se destacar: a redução do tempo e dos custos necessários para trazer uma nova ideia ou conceito à aplicação clínica; o aumento da confiança no conceito/projeto final por eliminar as variações inter-individuais, e os desenhos do estudo podem ser modificados e alterados para simular todas as condições de carga concebível de acordo com a exigência (LOTTI et al., 2006; TRIVEDI, 2014).

O MEF representa, atualmente, o método *in vitro* mais abrangente de investigação em odontologia restauradora tendo sido empregado para comparar as tensões geradas por diferentes sistemas de pinos na restauração de dentes tratados endodonticamente (SPAZZINI et al., 2009; SILVA et al., 2009; AGGARWAL; GARG, 2011; BELLI et al., 2014). Entretanto, estudos empregando a metodologia de MEF relativos à restauração de dentes permanentes jovens despolpados, ainda são raros. Vitale et al. (2008) compararam diferentes sistemas de pinos para restauração de dentes permanentes jovens fraturados e não observaram diferenças significativas.

Considerando-se a relevância da pronta reabilitação estética do paciente infantil portador de traumatismos dentários, de modo a garantir sua reinserção ao convívio social e desenvolvimento normal, a carência de estudos relativos a este tema e a excelência da MEF como instrumento para este tipo de avaliação, o presente estudo tem como objetivo avaliar o impacto de diferentes técnicas de restauração na distribuição de tensões e risco de fratura de um incisivo central superior com fratura coronária e rizogênese incompleta após apicificação

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Avaliar pelo Método de Elementos Finitos a distribuição de tensões e risco de fraturas em um incisivo central superior com rizogênese incompleta que, após fratura coronária de esmalte e dentina com exposição pulpar, tenha sido tratado endodonticamente pelo método da apicificação e tampão apical com MTA, e restaurado com diferentes técnicas utilizando pinos de fibra de vidro e/ou resina composta.

2.2 Objetivos específicos

- a) avaliar a distribuição de tensões geradas sobre a dentina radicular de ICS permanente jovem tratado endodonticamente e restaurado com resina composta, submetido a cargas vertical e oblíqua de diferentes variações;
- b) avaliar a distribuição de tensões geradas sobre a dentina radicular de ICS permanente jovem tratado endodonticamente e restaurado com pino de fibra de vidro e resina composta, submetido a cargas vertical e oblíqua de diferentes variações;
- c) avaliar a distribuição de tensões geradas sobre a dentina radicular de ICS permanente jovem tratado endodonticamente e restaurado com pino de fibra de vidro revestido com resina composta, submetido a cargas vertical e oblíqua de diferentes variações;
- d) avaliar o comportamento de ICS permanente jovem tratado endodonticamente e restaurado com pino de fibra de vidro e/ou resina composta, submetido a nova força de impacto frontal.

3 MATERIAL E MÉTODOS

A pesquisa com o método dos Elementos Finitos é dividida tradicionalmente em três etapas que são:

- a) pré-processamento: são todos os passos necessários para criação do modelo digital até a configuração do software de elementos finitos;
- b) processamento: consiste no cálculo matemático da simulação pelo software de elementos finitos;
- c) pós-processamento: é a coleta e análise dos resultados.

3.1 Pré-processamento

Para a simulação com o método de elementos finitos, é necessário construir um modelo geométrico representante do objeto de pesquisa da vida real. Os diferentes modelos testados nesta pesquisa foram:

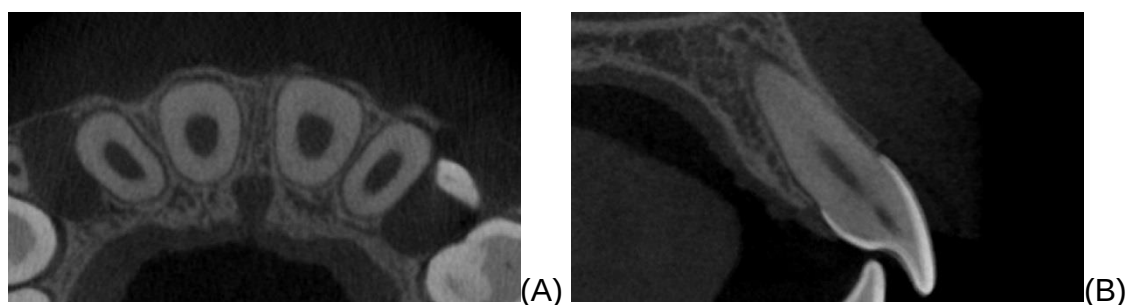
- a) Modelo M1 ou controle: dente hígido;
- b) Modelo M2: dente restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta;
- c) Modelo M3 ou modelo pino anatômico: dente restaurado com pino de fibra de vidro pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular e coronária com resina composta (pino anatômico);
- d) Modelo M4: dente restaurado somente com resina composta até a cervical do dente.

3.1.1 Construção do modelo geométrico

Para a construção do modelo digital foi utilizado neste trabalho um modelo tridimensional de maxila, construído a partir de uma tomografia (PreXion 3D, San Mateo, EUA) de voluntário com oito anos de idade. O exame foi realizado analisando o terço ântero-médio da face, com objetivo de analisar a região da maxila, em cortes transversais de 0,1mm de distância, perfazendo um total de 512 cortes com 512 x

512 voxels cada. Esses cortes foram gravados no formato Dicom (digital imaging and communications in medicine standart) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Simpleware 4, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom). O uso de tomografias é comum para a obtenção do modelo digital. No entanto, devido ao grau de contraste e definição da maxila, os recursos de segmentação automática das estruturas tiveram resultados insatisfatórios, sendo impossível determinar automaticamente os limites de estruturas como ligamento periodontal, esmalte ou mesmo osso cortical e medular, conforme mostra figura 1.

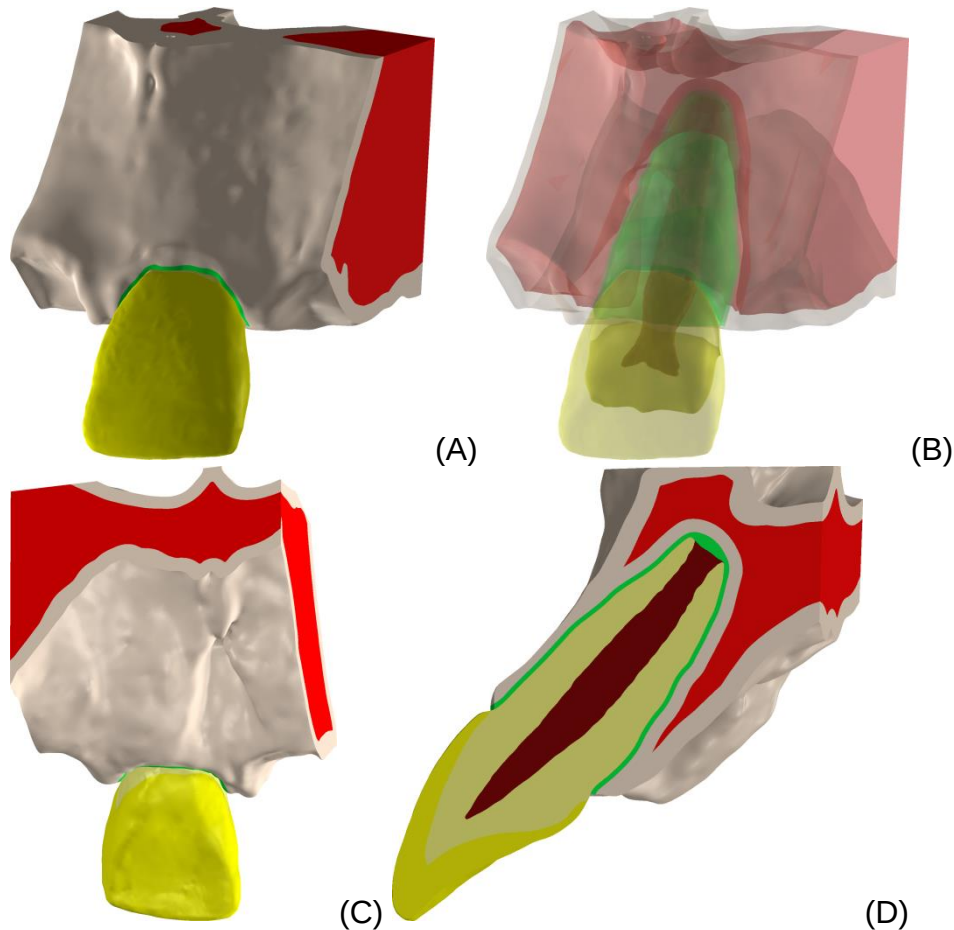
Figura 1: Imagens da tomografia computadorizada. Apesar de ser possível visualmente reconhecer a silhueta de estruturas como ligamento e esmalte, o contraste da tomografia clínica não é suficiente para obtenção de geometrias de forma automática.



Fonte: Elaborado pelo autor

Para contornar o problema, foram utilizadas técnicas de reconstrução de tomografias de baixa resolução descritas na literatura (VASCO et al., 2015; VASCO et al., 2016). O elemento 21, que apresentava completo desenvolvimento radicular com ápice aberto, correspondente ao grau de rizogênese 5, de acordo com a classificação de Moorrees, Fanning e Hunt (1963), foi reconstruído bem como suas estruturas adjacentes. Os alvéolos dos dentes adjacentes foram manualmente preenchidos, resultando no modelo demonstrado na figura 2.

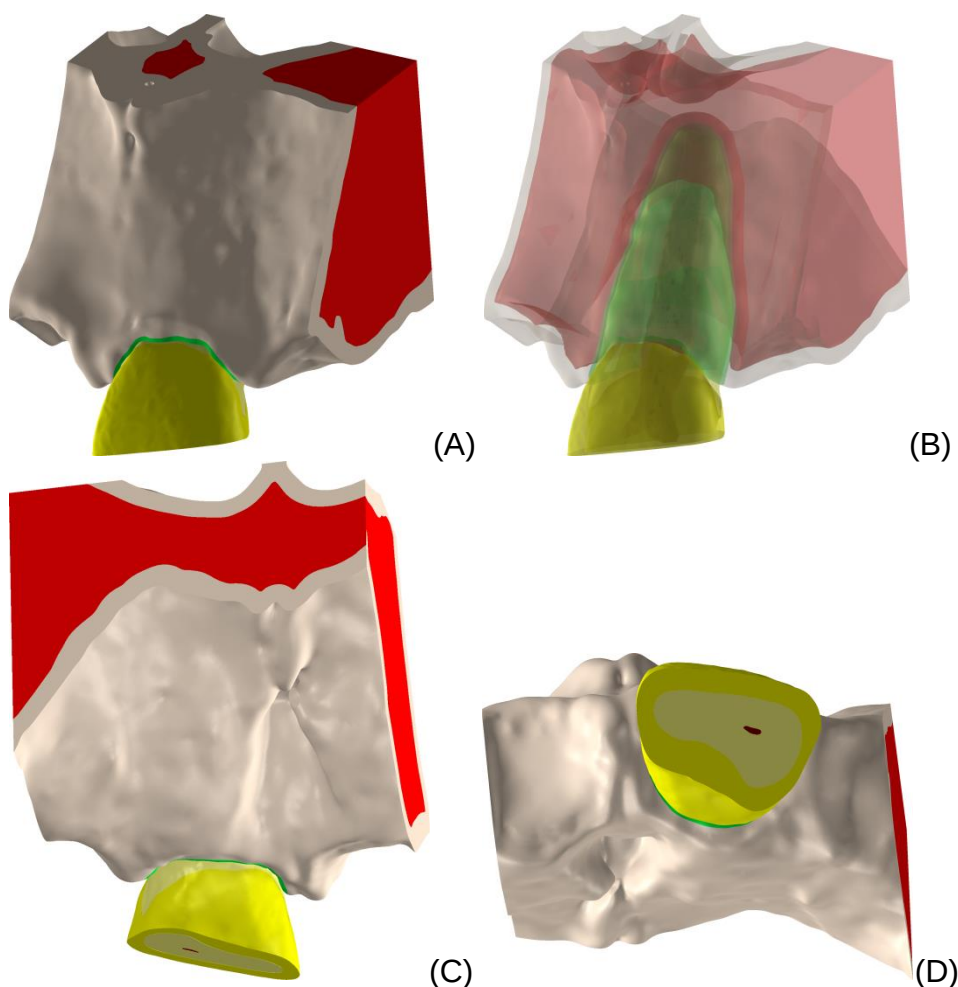
Figura 2: Vista do modelo do dente 11 como reconstruído da tomografia. A) vista vestibular; B) vestibular com estruturas semitransparentes com a presença do esmalte, dentina e superfície radicular; C) palatina; D) em corte sagital mostrando a relação de contato do dente com as estruturas de suporte.



Fonte: Elaborado pelo autor

Após a reconstrução da tomografia, o dente foi editado para simular uma fratura coronária compatível com evento de lesão traumática dentária do tipo fratura coronária com exposição pulpar, conforme a figura 3.

Figura 3: Vista do modelo do dente 11 após modelagem de fratura. A) vista vestibular; B) vestibular com estruturas semitransparentes; C) palatina; D) visão incisal mostrando a região de exposição pulpar em vermelho.



Fonte: Elaborado pelo autor

Adicionalmente foi modelado um tratamento endodôntico com preenchimento do canal radicular com 4mm de MTA no ápice. No modelo sem pino, toda a porção intermediária entre MTA e resina foi modelada como guta percha. Nos modelos com pino foi modelada a obturação do canal radicular após corte da guta-percha, deixando o remanescente de 1mm, para totalizar o preenchimento radicular de 5 mm de material obturador. Também foi modelada uma película de cimento resinoso de 30 μ m (WALSHAW; TAM; MCCOMB, 2003) ao redor do pino e da resina de restauração. As alterações geométricas necessárias foram realizadas no software tipo CAD SolidWorks 2016 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). Para a modelagem do pino de fibra de vidro foi feita a engenharia reversa utilizando em um pino Whitepost DC 3, FGM Produtos Odontológicos Ltda, Joinville, Brasil cuja

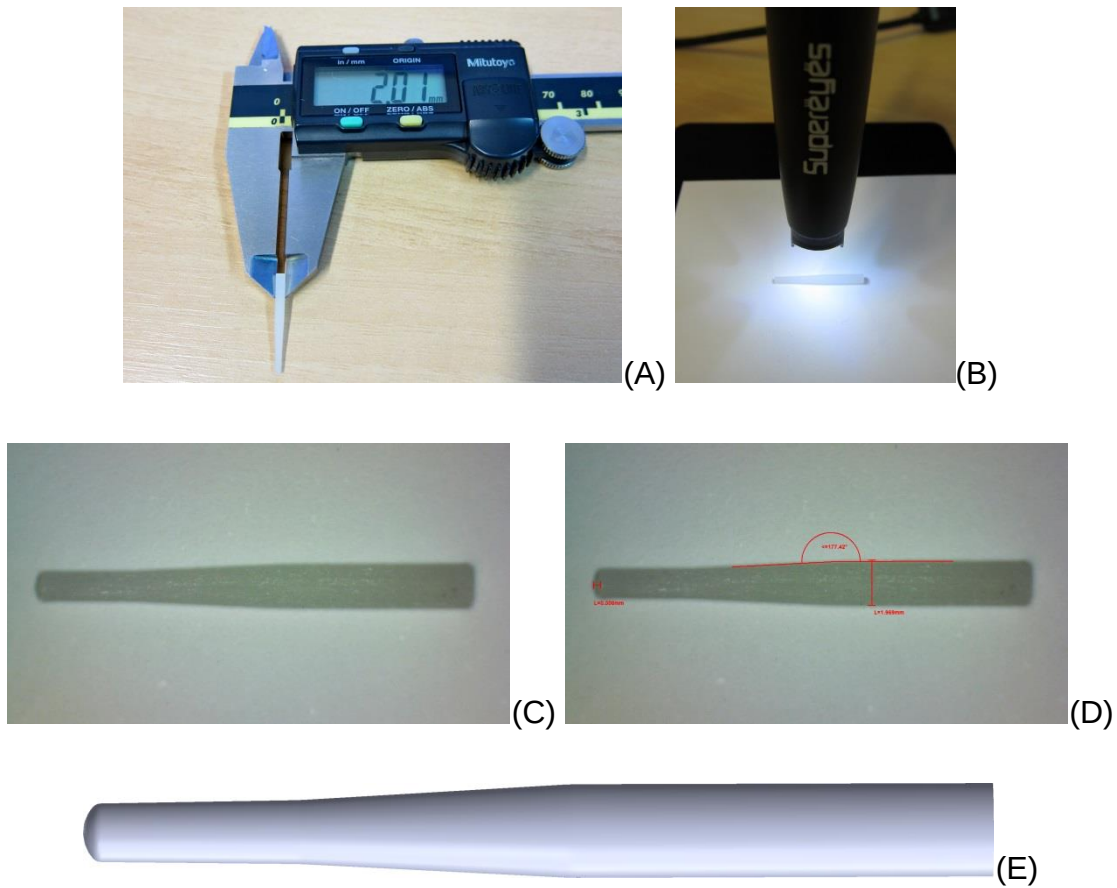
geometria foi analisada com paquímetro digital (Mod. 500-196-30B, Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano, Brasil) e microscópio digital (5 megapixels - B008, Supereyes, Shenxhen D&F, Ltd, Bantian Village, China) com aumento de 10x - 500X e software de mensuração próprio do fabricante (digital microscope, Supereyes, Shenxhen D&F, Ltd, Bantian Village, China). A figura 4 mostra os equipamentos utilizados e a figura 5 o processo de reconstrução.

Figura 4: Microscópio digital e paquímetro digital utilizados no trabalho.



Fonte: Elaborado pelo autor

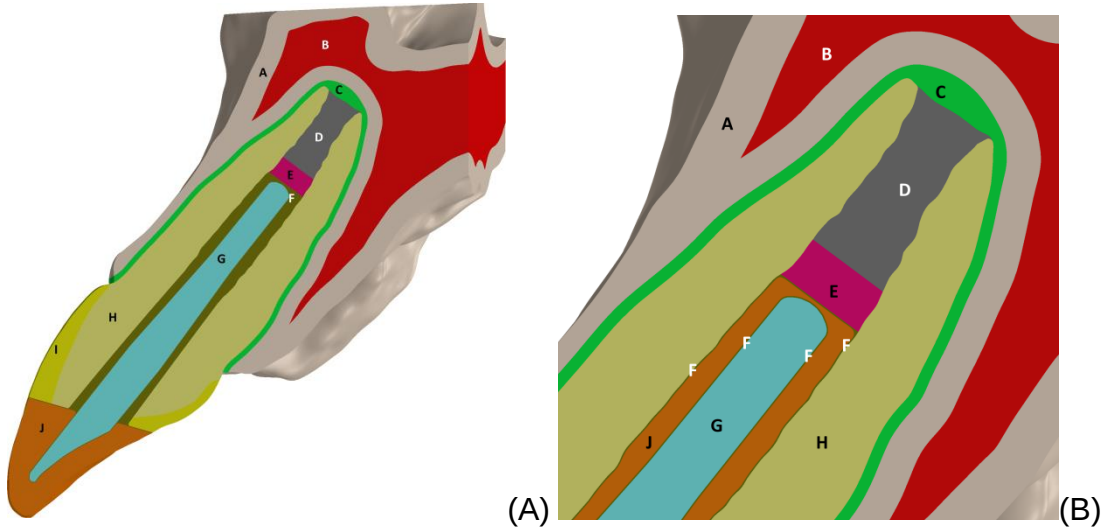
Figura 5: Processo de engenharia reversa do pino de fibra de vidro. A) análise com paquímetro; B-D) análise com microscópio digital e E) modelo digital finalizado.



Fonte: Elaborado pelo autor

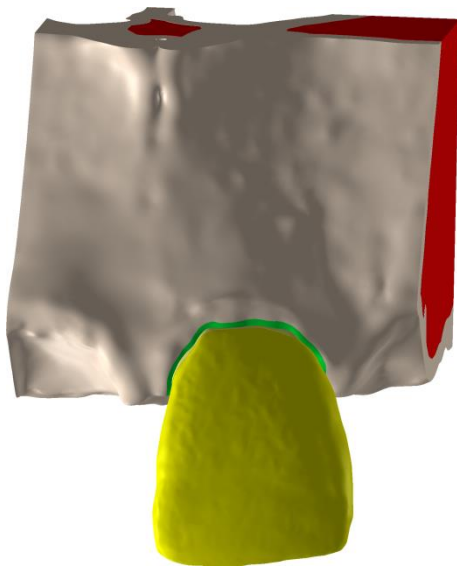
A figura 6 identifica as diversas estruturas presentes nos modelos e a figura 7 mostra os diferentes modelos da pesquisa.

Figura 6: Corte sagital para mostrar as estruturas dos modelos. Todos os modelos seguem o mesmo padrão de cores. Dessa forma, A) osso cortical; B) osso medular; C) ligamento periodontal; D) MTA; E) guta percha; F) cimento resinoso; G) pino de fibra de vidro; H) dentina; I) esmalte; J) resina composta.

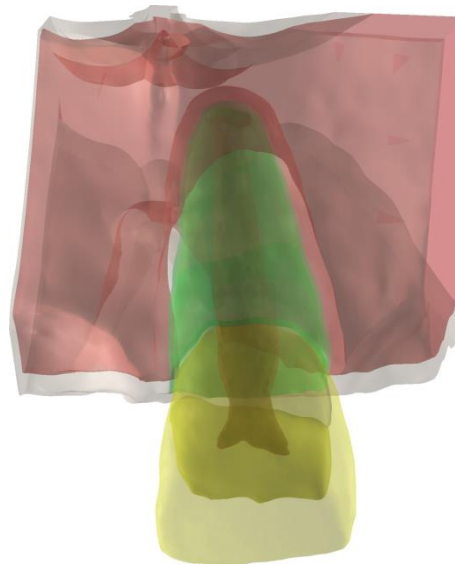


Fonte: Elaborado pelo autor

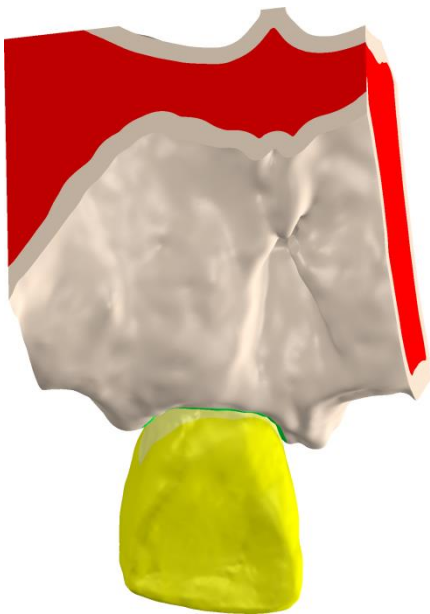
Figura 7: Vista dos diferentes modelos da pesquisa. As imagens com indicação (2-4) são válidas para todos os modelos com fratura. V) vista vestibular; P) palatina; I) incisal; C) em corte sagital.



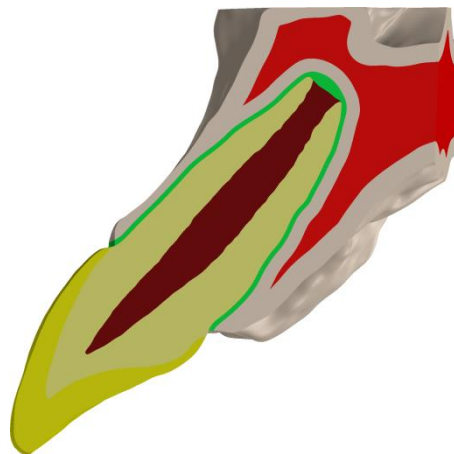
(M1v)



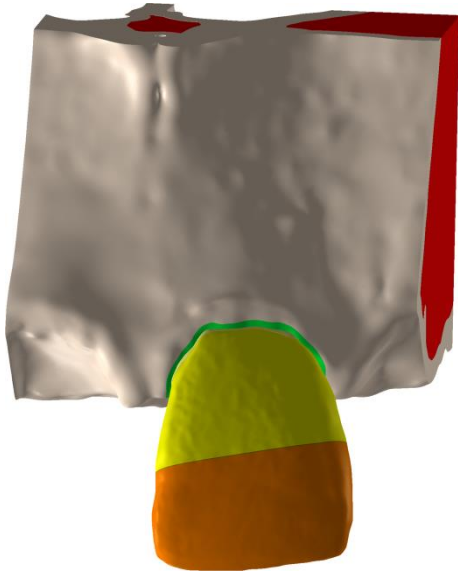
(M1v)



(M1p)



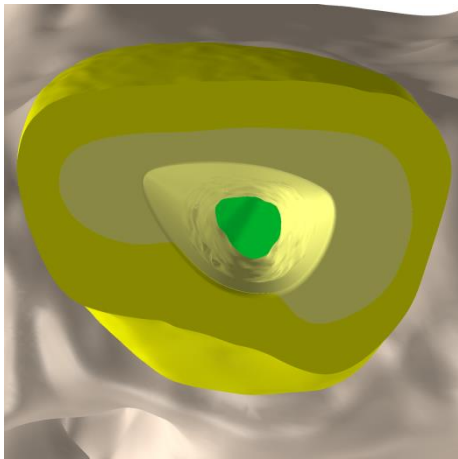
(M1c)



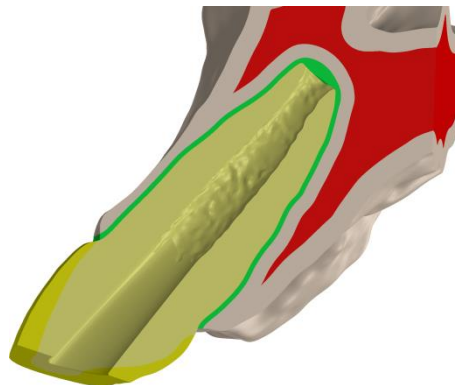
(M2-4v)



(M2-4p)



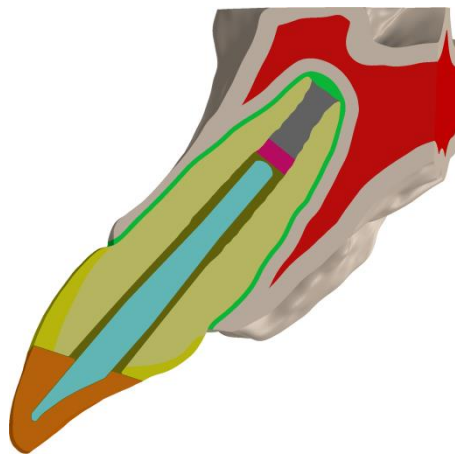
(M2-4i)



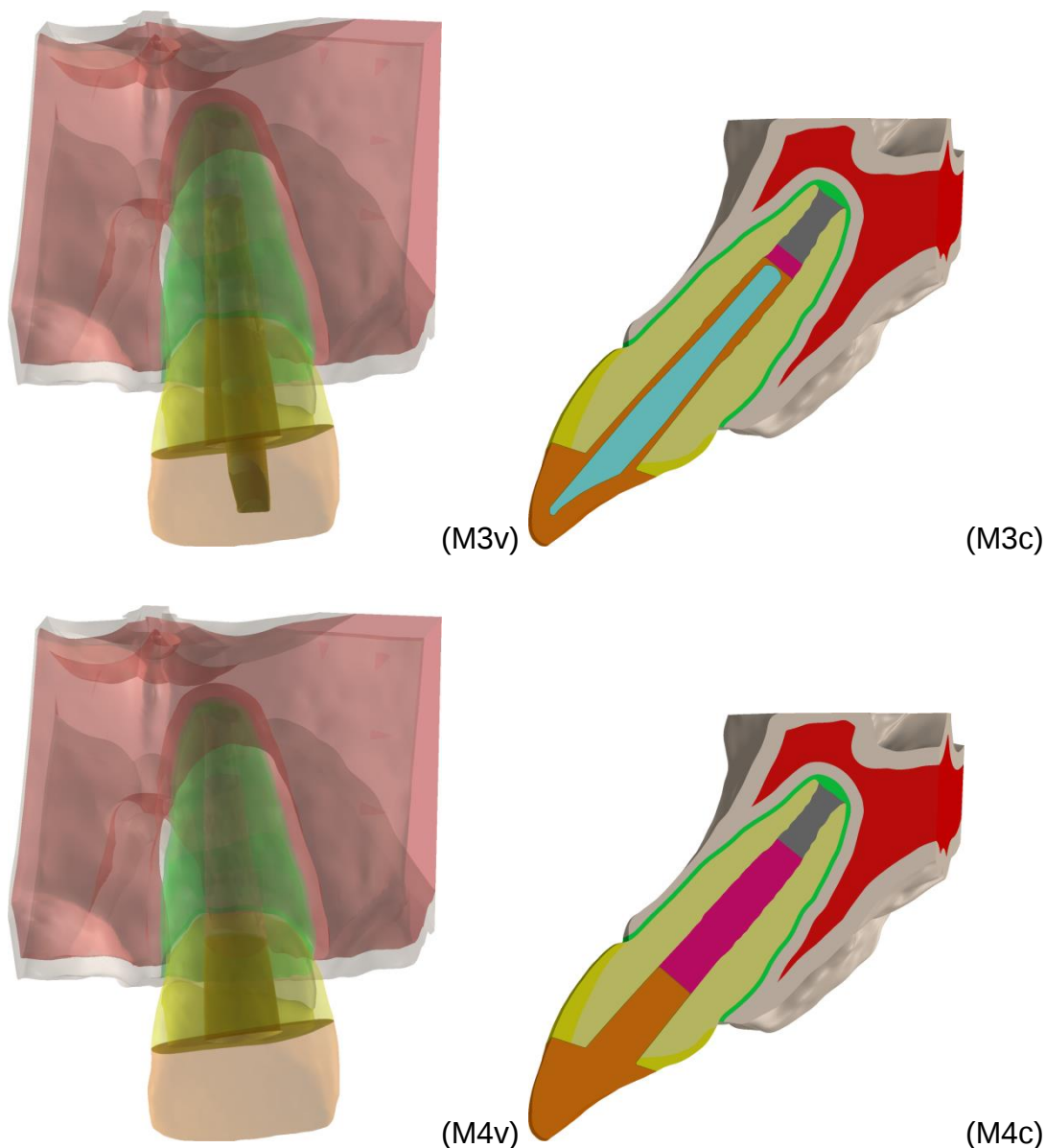
(M2-4c)



(M2v)



(M2c)



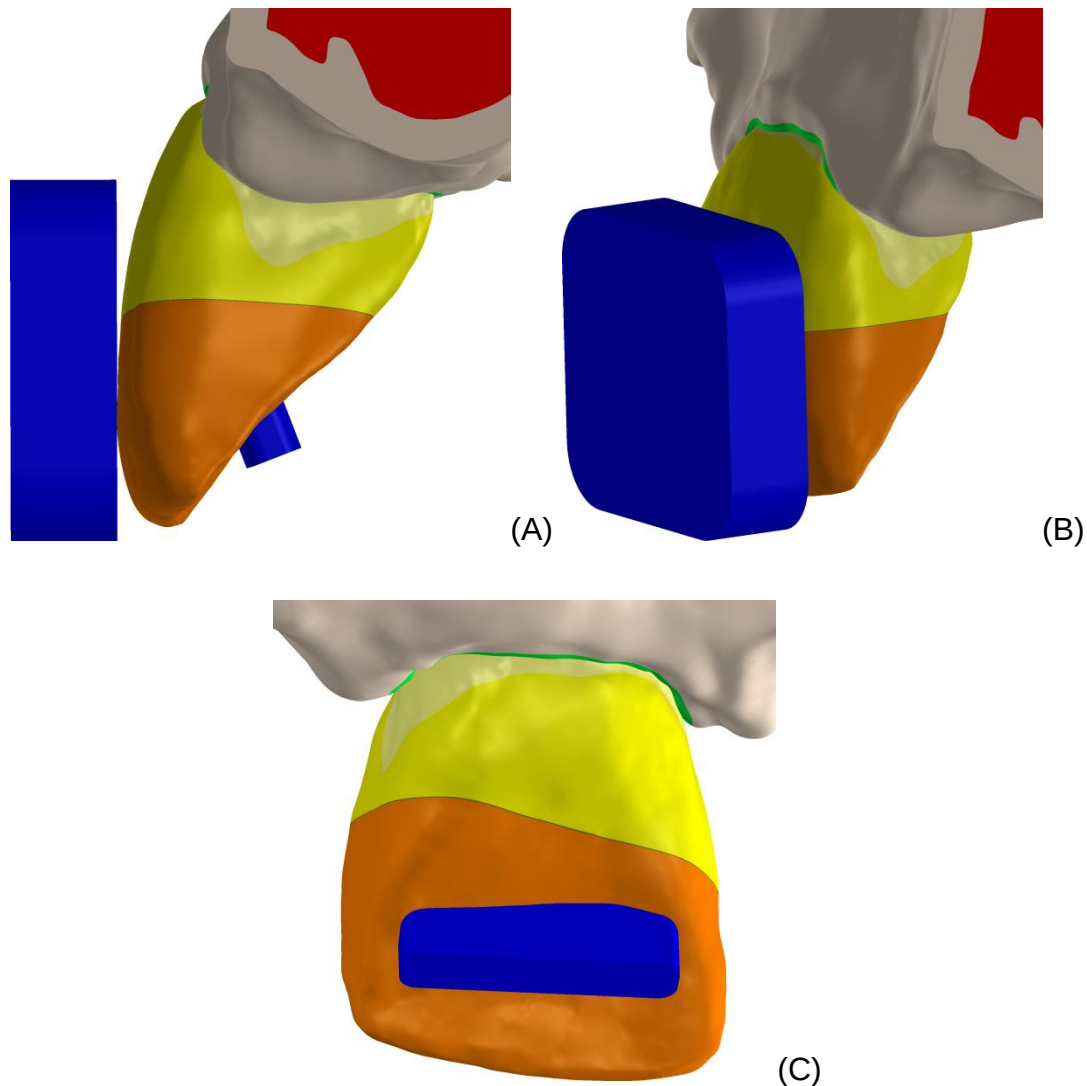
Fonte: Elaborado pelo autor

Para simular as cargas foram construídas duas estruturas antagonistas para auxiliar na simulação das cargas. A primeira, ou referente à carga mastigatória humana oblíqua, consistiu numa estrutura com 1,5 mm de largura na região entre o terço médio e incisal da concavidade palatina, tendo sido construída para simular a incisal do dente antagonista e simulada como esmalte. As cargas mastigatórias humanas (DeLONG; DOUGLAS, 1991; KORIOTH et al., 1997; HIDAKA et al., 1999) demonstram picos de 350N na região posterior e 200N na região anterior. Alguns estudos (FERRARIO et al., 2004; JEMT; KARLSSON; HEDEGARD, 1979) demonstram que próteses fixas podem sofrer cargas que atingem até 650N. Dessa

forma, para simulação de cargas mastigatórias no presente trabalho, será simulada uma carga oblíqua de 100N, direcionada 133° em relação ao longo eixo da coroa e aplicada na base inferior da estrutura antagonista. A segunda, ou referente a carga do impacto frontal, consistiu numa placa de 3mm de diâmetro posicionada na vestibular do dente e com a superfície paralela ao plano frontal do paciente, sendo simulada como cimento de Portland. A intensidade da segunda carga foi compatível com evento de impacto frontal, com intensidade de 800N (SILVA et al., 2013) e foi aplicada na superfície da estrutura antagonista para carga frontal. As áreas de contato entre as estruturas foram configuradas como aderidas, de forma a não formar espaços ou deslizamentos entre elas, com exceção do contato entre dente e estruturas antagonistas que será configurado como friccional. Contatos friccionais entre estruturas podem variar de acordo com uma série de fatores, como lubrificação causada por saliva e água da chuva, ou a rugosidade de superfície. Contudo, por simplificação, será utilizado um coeficiente de fricção de 0,87 referente ao contato entre esmalte humano sobre lubrificação para simular os contatos. Adicionalmente, foram simulados contatos sem fricção nas laterais das estruturas antagonistas de forma a restringir seu movimento apenas no sentido oblíquo na estrutura de carga mastigatória, e anteroposterior no caso da estrutura para carga frontal. Suportes fixos foram configurados nas áreas em que o segmento se uniria ao restante da maxila.

A figura 8 mostra imagens das estruturas em contato com o modelo digital do dente

Figura 8: Vistas das estruturas antagonistas.



Legenda: A) Vista mesial das estruturas antagonistas de impacto frontal e palatino. B) vista da estrutura antagonista para simulação do impacto frontal. C) Vista palatina da estrutura antagonista de carga oclusal.

Fonte: Elaborado pelo autor

3.1.2 Configuração das estruturas de simulação

Para configurar as estruturas de simulação, informações representativas das propriedades mecânicas dos materiais analisados (módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson), obtidas na literatura, foram introduzidas no sistema. Além disso, as condições de contorno, estímulo/carga e suportes, também foram reproduzidas de forma semelhante às condições encontradas in vivo. Todos os modelos foram exportados do software Solidworks para o software de simulação de

elementos finitos Ansys Workbench v17.2 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), por meio de suplemento próprio do Ansys. Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas, com exceção da fibra de vidro que será considerada anisotrópica, conforme tabelas 1 e 2.

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo de Young (em GPa)	Coefficiente de Poisson
Guta-percha (MATTOS et al., 2012)	0,14	0,40
Polpa (FENNIS et al., 2005)	2,07	0,45
Dentina (MATTOS et al., 2012)	18,45	0,29
Esmalte (MEZZOMO et al., 2011)	84,1	0,33
Ligamento periodontal (PINI et al., 2002; MATTOS et al., 2012)	0,006	0,45
Osso cortical (MATTOS et al., 2012)	11,17	0,45
Osso esponjoso (MATTOS et al., 2012)	0,0962	0,30
Cimento resinoso RelyX U200 (3M ESPE, MN, USA) (3M ESPE, 2011; MIRANDA, 2013)	8,9	0,33
Resina composta Filtek Z350 XT (3M/ESPE, St. Paul, EUA) (3M ESPE, 2011; KARIMZADEH; AYATOLLAHI; SHIRAZI, 2014)	15,07	0,31
Cimento de Portland (MTA) (HAECKER et al., 2005)	22,4	0,25

Fonte: Elaborado pelo autor

Tabela 2: Propriedades mecânicas anisotrópicas da fibra de vidro (em GPa para módulos).

Módulo de elasticidade longitudinal	40
Módulo de elasticidade transversal	11
Modulo de cisalhamento longitudinal - transversal	4,2
Modulo de cisalhamento transversal-transversal	4,1
Coefficiente de Poisson longitudinal- transversal	0,26
Coefficiente de Poisson transversal-transversal	0,32

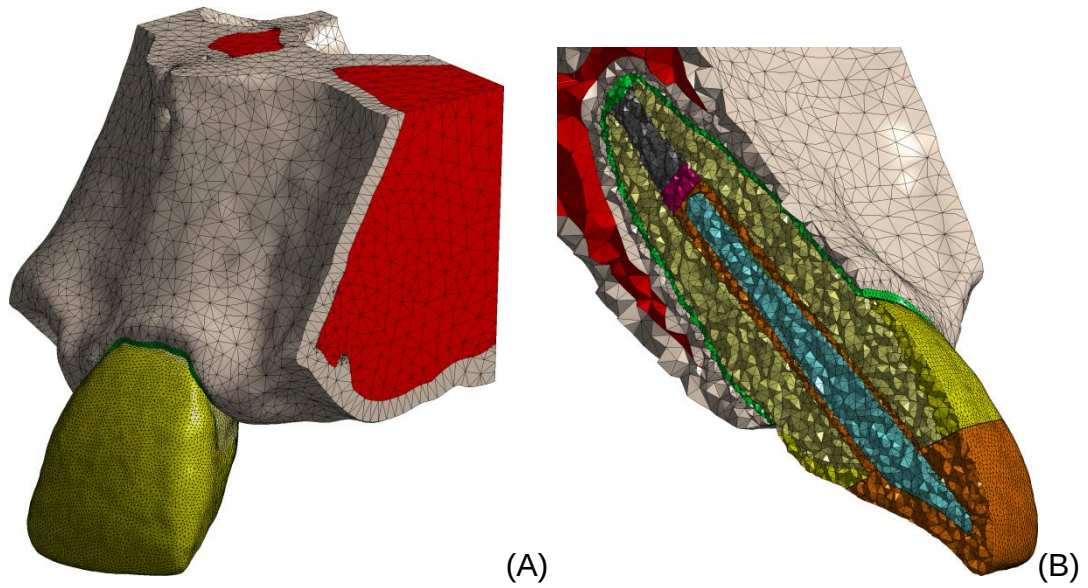
Fonte: Elaborado pelo autor com dados extraídos PEGORETTI et al. (2002)

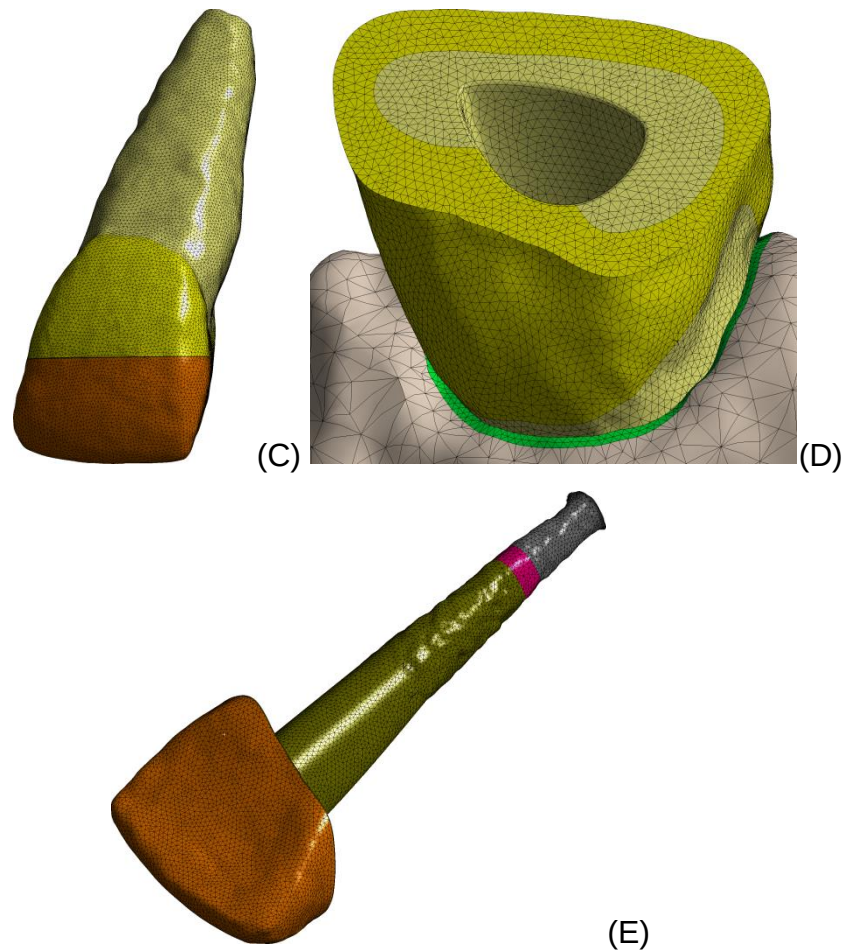
3.1.3 Definição da malha de elementos finitos

No método de elementos finitos é necessário fazer a discretização do modelo, que consiste em transformar o modelo geométrico em uma malha de elementos finitos. Essa malha consiste exclusivamente de elementos, representados pelos

traços na figura e os nós, representados pelos pontos entre os traços. Quanto maior o número de elementos em uma determinada região, maior será a precisão do resultado naquela região. Por esse motivo somente algumas áreas são refinadas, melhorando a precisão do modelo, sem aumentar exageradamente o peso computacional. Para se assegurar uma análise comparativa de maneira precisa, as malhas foram geradas e validadas através de um processo de refinamento de malha, verificando-se a convergência dos resultados (ROARTY; GROSLAND, 2004; ZHANG et al., 2016). O número de nós e elementos foram gradualmente aumentados nas regiões de picos de tensão, até que a diferença nos picos dos resultados, entre um refinamento de malha e outro, fosse de 5% ou menos. Com essas medidas, o erro da simplificação, característico do processo de discretização foi minimizado. O número de nós/elementos final variou de 714971/431131 a 961035/504166. A malha foi gerada com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós (Ansys solid187), que possibilitaram a simulação de estruturas irregulares como a do presente trabalho, resolvendo-as no Windows 10x64, processador Intel i7-6800k, 112 Gb RAM. A análise foi do tipo não linear em relação ao contato. A figura 9 mostra algumas malhas dos modelos.

Figura 9: Vistas de algumas malhas de elementos finitos dos modelos simulados. A) Malha com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós. B) malha com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós, vista mesial. C) malha gerada da simulação da fratura e reconstrução do dente 21. D) vista oclusal da malha gerada da simulação da fratura do dente 21. E) malha gerada da simulação do pino de fibra de vidro e núcleo de preenchimento com resina composta.





Fonte: Elaborado pelo autor

3.2 Análise dos resultados

Para o estudo da resistência das estruturas dentárias foi feita uma análise qualitativa através da comparação gráfica da distribuição de tensões nos modelos estudados. Além disso, foi feita uma análise quantitativa a fim de se obter um melhor entendimento das situações propostas. O critério de Rankine, também chamado de critério da tensão normal máxima, foi utilizado para a dentina e para o esmalte por considerar a diferença no impacto das tensões de tração e compressão em materiais frágeis e por permitir avaliar o provável eixo de fratura do dente, indicando se a provável fratura seria catastrófica, com a perda do elemento, ou não. Adicionalmente os resultados foram comparados proporcionalmente à resistência a tração do esmalte e da dentina (SANO et al., 1994). Também foi avaliada a pressão de tração, ou pressão com tendência a descolamento, entre as estruturas dentárias e o cimento resinoso a fim de se avaliar o risco de fadiga e falha na interface adesiva,

uma vez que a perda da adesão do cimento poderia afetar significativamente os resultados.

4 ARTIGO

Analysis of the resistance of root walls of teeth with incomplete rhizogenesis after apicification and restoration with pins of glass fibers or resins composed of frontal and oblique forces through the analysis of the Finite Element Method

Artigo preparado dentro das normas da revista **Dental Traumatology** (Qualis A2).

Normas para submissão de artigos podem ser visualizadas no endereço eletrônico: <https://mc.manuscriptcentral.com/dt>.

Analysis of the resistance of root walls of teeth with incomplete rhizogenesis after apicification and restoration with pins of glass fibers or resins composed of frontal and oblique forces through the analysis of the Finite Element Method

Leonardo Ubaldo Pereira Ferreria¹, Paulo Isaias Seraidarian², Alberto Nogueira da Gama Antunes², Maria Ilma de Souza Gruppioni Côrtes²

¹ Student of the Academic Master Program of the Graduate Program in Dentistry, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil.

² Adjunct Professor IV of the Department of Dentistry, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil.

Correspondence to:

Maria Ilma de Souza Gruppioni Côrtes

Programa de Pós-graduação em Odontologia da PUC Minas

Av. Dom José Gaspar, 500/Pr. 46 - Coração Eucarístico

30.535-901 - Belo Horizonte/MG - Brasil

Fone: +55-31-3319-4414 – Fax: +55-31-3319-4415

E-mail: cortesmi@globo.com

Abstract

The different models of this research aim to evaluate by the Finite Element Method the stress distribution and fracture risk in a superior central incisor with incomplete rhizogenesis that, after coronary fracture of enamel and dentine with pulp exposure, was endodontically treated by the method Of apicification and apical buffer with MTA, and restored with different techniques using glass fiber and / or composite resin pins. Four three-dimensional upper incisor models, submitted to oblique masticatory loads and frontal impact forces, after being restored with the respective materials: M1 healthy tooth (control); M2 restored tooth with prefabricated fiberglass pin, filling the root portion with resin cement and the coronary portion with composite resin; M3 or anatomical pin model: restored tooth with prefabricated fiberglass pin, with filling of the root and coronary portion with composite resin (anatomical pin) and M4 tooth restored only with composite resin up to the cervical of the tooth. The simulation was performed using the finite element technique, with Rankine criterion analysis. The results showed that the risk of fracture for enamel and dentin were similar in all models in both loads; and the front load of 800N would cause fracture of all models.

Key words: glass fiber post; core; strength; finite element method; tooth fracture

Introduction

Dental trauma resulting from falls, traffic accidents, violence, and sports are common among teenagers and often result in damage to the anterior teeth. These traumatic dental injuries are characterized by its multiple nature since can simultaneously affect pulp, mineralized tissues of the tooth as well as their supporting structures. In addition to the high prevalence and complexity of the sequels for the stomatognathic system, one has to consider the high psychosocial impact caused by the aesthetic impairment of the upper incisors, which are the most affected teeth (1).

The rehabilitation of young permanent teeth is a great challenge for the clinician since the long term prognosis of these teeth is not favorable even if the apexification is succeeded. This is due to the high prevalence of associated cervical fractures, which occur mainly after pulpectomy in teeth at the initial stages of rhizogenesis (2). In fact, although apexification effectively promotes the formation of an apical barrier of mineralized tissue, it is not able to allow the continuity of the formation process of root walls that remain thin and more susceptible to fractures (3).

Among the several restorative techniques proposed in the literature directed towards strengthening the immature root, the use of composite resin, has been suggested to be effective in protecting to the tooth structure (2, 3). This assumption was later supported by the promising clinical and experimental results regarding the behavior of glass-fiber post systems (GFP), together with adhesive systems, in mature teeth (4, 5).

The rehabilitation of young pulpless permanent teeth, with wide pulp canal space, using fiberglass posts is a current trend, since the use of materials less rigid than the dentine allows transfer stresses more uniformly throughout the tooth and surrounding tissues, avoiding fractures and preserving structure of the dental remnant (6). However, although the clinical performance of these restorations is promising, there is still no consensus in the literature regarding the optimal protocol for the restoration of non-vital young permanent teeth, which emphasizes the need and relevance of in vitro studies on the quality and predictability of the various restorative alternatives currently available (5).

This lack of consensus can mostly be credited to the fact that experimental techniques in humans and / or conventional animals presented great variability of factors that can lead to errors when applying complex systems of forces in living

beings, such as: 1) Inability to accurately calculate the distribution of tension and compression in the periodontal ligament; 2) occurrence of failures during the control of the type of effect on the tooth; 3) difficulty in evaluating all phases of the test; 4) presence of large individual variations making it difficult to analyze the results. In this context, the use of the Finite Element Method (MEF) is superior to conventional real models because it consists of the simulation of complex structures and analysis of their mechanical properties through virtual experimental models. Among the advantages of the method, it is possible to emphasize: the reduction of the time and the necessary costs to bring a new idea or concept to the clinical application; increasing confidence in the final concept / design by eliminating inter-individual variations, and the fact that study designs can be modified and altered to simulate all conceivable load conditions according to the requirements of the study (7, 8).

MEF represents today the most comprehensive in vitro method in dentistry research and has been widely used to compare the tensions generated by different post systems used to restore endodontically treated teeth (9-12). However, studies using the MEF methodology regarding the restoration of young permanent teeth are still rare.

Considering the relevance of the prompt aesthetic rehabilitation of children with dental trauma, in order to ensure their reintegration into social life and normal development, the lack of studies related to this subject and the excellence of MEF as a tool for this type of evaluation, the present study aims to evaluate the impact of different restorative techniques on the distribution of stress and fracture risk of an immature central upper incisor with coronary fracture after apexification.

Material and methods

The Finite Element method is traditionally divided into three stages:

1. Pre-processing: all the steps necessary to create the digital model for the configuration of the finite element software;
2. Processing: consists of the mathematical calculation of the simulation by the software of finite elements;
3. Post-processing: is the collection and analysis of results.

Pre-processing

For the simulation of the finite element method, it is necessary to construct a geometric model representative of the real-life research object. The different models tested in this research were:

1. Model M1 or control: healthy tooth;
2. Model M2: restored tooth with prefabricated fiberglass post, filling the root portion with resin cement and the coronary portion with composite resin;
3. Model M3 or anatomical post model: restored tooth with prefabricated fiberglass pin, with filling of the radicular and coronary portion with composite resin (anatomical post);
4. Model M4: tooth restored only with composite resin up to the cervical of the tooth.

Construction of the geometric model

For the construction of the digital model, a three-dimensional model of the maxilla was constructed using an 8-year-old volunteer tomography (PreXion 3D, San Mateo, USA). The examination was performed by analyzing the anteromedial third of the face, in order to analyze the maxillary region, in transversal sections of 0.1 mm distance, making a total of 512 cuts with 512 x 512 voxels each. These cross-sectional images were recorded in a format Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) standard and imported into an image processing of digital reconstruction program (Simpleware 4, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom). The use of Computerized Tomography (CT) scans is common to obtain the digital model. However, due to the degree of contrast and definition of the maxilla, the automatic segmentation features of the structures have unsatisfactory results, and it is impossible to automatically determine the limits of structures such as periodontal ligament, enamel or even cortical and medullary bone, as shown in figure 1.

In order to overcome the problem, low-resolution tomography reconstruction techniques described in the literature (13, 14) were used. The tooth 21, which presented root development with open apex corresponding to the degree of rhizogenesis 5, according to the classification of Moorrees, Fanning and Hunt (15),

was reconstructed as well as its adjacent structures. The alveoli of the adjacent teeth were manually filled, resulting in the model shown in figure 2.

After the reconstruction of the tomography, the tooth was edited to simulate a crown fracture compatible with a traumatic injury, enamel and dentine fracture with pulp exposure, according to figure 3. In addition, an endodontic treatment with root canal filling with 4 mm of Mineral Trioxide Aggregate (MTA) at the apical third of the root was modeled. In the model without the post, the entire intermediate portion between MTA and resin was modeled as gutta percha. In the models with post, the root canal filling was modeled after cutting the gutta-percha, leaving the remaining 1 mm, to total the 5 mm root filling of the filling material. A 30µm resin cement film (16) was also modeled around the restoration post and restorative resin. The required geometric changes were made in SolidWorks 2016 CAD software (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). For the modeling of the fiberglass post the it was performed a reverse engineering using a Whitepost DC 3 post, FGM Produtos Odontológicos Ltda, Joinville, Brazil, whose geometry was analyzed with digital caliper (Mod 500-196-30B, Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano, Brazil) and digital microscope (5 megapixels - B008, Supereyes, Shenxhen D & F, Ltd, Bantian Village, China) with 10x - 500X magnification and own metering software from the manufacturer (digital microscope, Supereyes, Shenxhen D & F. Figure 4 shows the equipment used and Figure 5 shows the reconstruction process. Figure 6 identifies the different structures present in the models and Figure 7 shows the different models of the research.

Two antagonistic structures were constructed to aid in the simulation of the loads. The first, or referring to oblique human masticatory load, consisted of a 1.5 mm wide structure in the region between the middle and incisal third of the palatine concavity, and was constructed to simulate the enamel of the incisal of the opposing tooth.

Human masticatory loads are higher in the posterior region (350N) and lower in the anterior region (200N) (17-19). Some studies (20, 21) showed that fixed prostheses can undergo loads up to 650N. Thus, for simulation of masticatory loads in the present work, an oblique load of 100N, directed 133° in relation to the long axis of the crown and applied in the lower base of the antagonistic structure, will be simulated.

The second load, or related to the frontal impact, consisted of a 3mm diameter plate positioned in the vestibular of the tooth and with the surface parallel to the frontal plane of the patient, being simulated as Portland cement. The intensity of the second load was compatible with frontal impact event, with intensity of 800N (22) and was applied on the surface of the frontal loading antagonist structure. The contact areas between the structures were configured as adhered, so as not to form spaces or landslides between them, except for the contact between tooth and antagonist structures that will be configured as frictional. Figure 8 shows images of the structures in contact with the digital model of the tooth.

Configuration of simulation structures

In order to configure the simulation structures, information on the mechanical properties of the analyzed materials (modulus of elasticity, Poisson's coefficient) obtained in the literature was introduced into the system. In addition, the boundary conditions, stimulus / charge and supports were also reproduced in a similar way to the conditions found in vivo. All models were exported from the Solidworks software to the Ansys Workbench v17.2 finite element simulation software (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) using Ansys' own supplement. All the structures were considered isotropic, homogeneous and linearly elastic, except for the glass fiber that will be considered anisotropic, according to tables 1 and 2.

In the finite element method it is necessary to do the discretization of the model, which consists in transforming the geometric model into a finite element mesh. This mesh consists exclusively of elements, represented by the traces in the figure and the nodes, represented by the points between the traces. The greater the number of elements in a given region, the greater the accuracy of the result in that region. In order to ensure a comparative analysis in a precise way, the meshes were generated and validated through a mesh refinement process, verifying the convergence of results (23, 24). The number of nodes/elements ranged from 714971/431131 to 961035/504166. The mesh was generated with 10-node quadratic tetrahedral elements (Ansys solid187), which allowed the simulation of irregular structures such as the present work, solving them in Windows 10x64, Intel I7-6800k, 112 Gb RAM. The analysis was nonlinear in relation to contact. Figure 9 shows some meshes of the models.

Analysis of results

In order to study of the resistance of the dental structures, a qualitative analysis was made through graphical comparison of the stress distribution in the models. In addition, a quantitative analysis was carried out in order to obtain a better understanding of the proposed situations. The Rankine criterion, also called the maximum normal stress criterion, was used for dentin and enamel. In addition, the results were compared proportionally to the tensile strength of enamel and dentin (25).

Results

The results of the present study are based on qualitative and quantitative analysis of the resistance of mineralized dental tissues in virtual models that simulate different techniques of restoration in young permanent teeth submitted to apexification, having the healthy tooth as control. Considering the different inherent characteristics of enamel and dentin, the analysis was done separately for each of these structures. In the enamel the main maximum stresses, or the higher tensile tensions in the structure were analyzed.

The results were also considered proportionally taking as a reference the tensile strength of enamel of 42.2 MPa. When evaluating the oblique load on the enamel, qualitatively it was observed that the greatest tension peaks occurred in the distal cervical portion of the enamel, when the regions were observed by an apical view (Fig. 9). Quantitatively it can be observed in Table 3 that the M1 model was the only one that presented a significant difference in relation to the other results, varying from 9-10%, whereas among the M2, M3 and M4 models the variation was at most 1%.

The qualitative analyzes of the performance of the enamel in the frontal load, is shown in Fig. 10. The peak pressure in the M1 model occurred on the inner face of the enamel in the region of load application, as can be seen from the apical view. For models M2 or M4, it can be seen in Figure 8 that there was no contact of the enamel with the antagonist surface, but only with the resin. Considering that the resin has lower stiffness than the enamel, considerable compression occurs in the contact region, causing a significant traction of the adjacent regions, such as the upper portion of the resin in Fig. 12 and the enamel region adjacent the contact zone.

Qualitatively, if we consider the M1 model as control (M1 = 100%), the relative percentage differences between the results were 15% for M2, 9% for M3 and 12% for M4. When comparing the models with restoration among themselves, these differences were smaller, varying from 2% to 6% (Table 3). The qualitative results showed that dentin, under oblique load, showed a tendency of flexion with concentrations of compression stresses in the vestibular region and tensile stress concentrations in the palatal region.

The peak of traction occurred in the palatal cervical portion in all models (Fig. 11). The results of the frontal load were similar to those of the oblique load, varying the side of the tensions, with greater compression of the palatine portion and greater traction in the vestibular portion, and also varied the position of the traction peak, which occurred more apically in relation to the oblique load (Fig. 12). The results of the fracture axis indicate a failure in the cervical region (Fig. 11).

The results of the quantitative analysis for dentin are presented in Table 4 and indicate a prognosis and similar useful life for all treatments analyzed, since the results were very close to each other. In addition, the quantitative results of the oblique load did not present tensions close to the dentine fracture resistance, a long useful life in relation to the fatigue deterioration.

Discussion

The risk of cervical root fracture in young permanent traumatized teeth subjected to apexification is a concern in the literature and has directed restorative efforts towards strengthening the thinner dentin walls left after pulpal death, especially in the cervical area of immature teeth (2, 3). Additionally, the loss of coronal structure demands the use of posts as they provide retention and stability to restorations. However, posts do not seem to reinforce and protect the remaining tooth structure, rendering the task of restoring aesthetics and function of traumatized teeth a challenge. Among the several restorative techniques described in the literature, the use of glass-fiber post (GFP) systems, together with composite resin, has been suggested to be effective in protecting tooth structure. The elastic modulus of GFP is similar to that of dentin and, in theory, would transfer stresses more uniformly throughout the tooth and surrounding tissues.

This assumption was later supported by the promising clinical and experimental results regarding the behavior of glass-fiber post (GFP) systems,

together with adhesive systems in mature teeth (4, 5). However, there is no scientific evidence supportive for the presumed effect of such approach in protecting the dental structure of young endodontically treated permanent teeth.

The present study used the FEA method to originally evaluate the pattern of stress distribution in the roots of immature maxillary central incisor models restored with different techniques, using fiber posts together with composite resin. This is a numerical approach, widely used in dentistry and has many advantages for biomechanical analyses in biological research such as the possibility of accurately simulating complex structures under dynamic function and analyzing stresses and deformations. Because it does not affect the physical properties of the analyzed materials it is easily repeatable and has no ethics issues involved (8).

The Rankine criterion, also called the Maximum Normal Stress Criterion, was used for the dentin and for the enamel because it considers the difference in the impact of tensile and compression stresses on friable materials and because it allows to evaluate the probable axis of fracture of the tooth, as an aid to evaluate its clinical prognosis (25).

The analysis criterion widely used in simulations with intracanal posts is the von Mises. It considers the equivalent tensile stress in the structure but does not take into account the differences of tensile and compression stress which is the reason why it is classically suitable for ductile materials (26). Since the dentin has a tensile strength 3 to 6 times lower than the compression strength (27), a criterion that considers indistinctly tensile and compression strength should not be used, which could lead to errors of interpretation, since tensile stress concentrations may lead to the peaks demonstrated in the results but would not necessarily represent the site of tooth fracture due to this difference in resistance.

Results from the present study demonstrated that the restoration technique did not affect the distribution of the stresses in root surface of simulated immature teeth endodontically treated, when exposed to masticatory and traumatic loads of 100 N e 800N, respectively (28-30). Qualitatively the frontal load showed that the M1 model being the control (M1 = 100%), the relative percentages of the results were M1 = 100%, M2 = 115%, M3 = 109% and M4 = 112%. It was observed a more expressive difference of the model M1 in relation to the others, possibly due to the way that the tensions dissipate through the enamel and resin and also due to the greater volume of enamel that allows the distribution of tensions more homogeneously under its

surface. When differences between models with restoration were compared, the variations were from 2% to 6%. These small variations possibly occurred due to the similar rigidity of the materials filling the crown. Although the fiberglass post has a greater modulus of elasticity in its long axis (40 GPA - Table 2), under lateral forces its modulus (11 Gpa) is very close to the other materials (15.07 Gpa for resin and 8, 9 Gpa for cement - Table 1). Miura et al. (29) showed that a force of 100N, when applied horizontally, could even cause an avulsion. It should be noted that, even if the healthy tooth presented better performance against a frontal load, this difference was not very expressive (maximum of 15%) and under the simulated load all the models would fracture in a real situation. In the present study, the results of the oblique loading did not present tensions close to the fracture resistance of dentin and enamel, which indicates a long life span related to the fatigue failure.

Studies using metal post and glass fiber post, individually tested with four zinc phosphate cements, glass ionomer, glass ionomer with modified resin and resin based cements in a push-out test, subjected to 100N force perpendicular to the posts were analyzed by the finite element method. The fiberglass post generated tensions seven times higher in the root dentin than the metal post when zinc phosphate cement and glass ionomer cement were used and three times higher when glass ionomer cement modified by resin or resin cement were used (31-33).

Regarding the tendency to fracture, for the dentin results, quantitatively the M2 model presented the highest results, the M4 model an intermediate result with 15% less and the lowest result of the M3 model with 27% less than the M2 model. The difference between the M2 and M3 models probably occurred because, unlike the oblique load, there is no dentin support in opposition to the frontal load. In addition, this occurred due to the fact that the M2 post was only involved by the resin cement in the root portion, which due to its lower stiffness offered less support and concentrated more tensile pressures in the area adjacent to the fiberglass post. The fiberglass post of the M2 model, without the reinforcement of the radicular resin, offers proportionally greater resistance to the palatal projection of the coronal resin than the post of the model M3 that being surrounded by resin offers a more homogeneous resistance to the palatal projection of the resin. With respect to the difference between the M4 model and the others, its more homogeneous constitution without the post favored a peak of intermediate traction pressure between the models. Some studies have observed elevated concentrations in the buccal and

lingual incisal edges, the cervical crest and the area around the root apex. High stress concentrations were also found at the apex of the root, and after some time the stresses in the model decreased (28, 31-33).

The FEA results of the current study were in disagreement with previously FEA simulations, in that the creation of an anatomic post may save the remaining tooth structure in roots with flared canals by reducing stress levels (12). Such comparison, however, must take into account differences in the models since the aforementioned study simulated mature teeth with complete root development. In addition, bonding agents between post-cement and cement-dentin appears to play an important role in the biomechanical performance of endodontic restorations. Therefore, future analysis should explore these parameters in order to better understand the behavior of different techniques in the simulated models presently studied. Finally, further in vitro non-destructive studies together with clinical studies, should be conducted.

Conclusion

In conclusion, within the limits of the FEA results, the present study demonstrated that the three simulated restoration techniques induced similar stress distribution within the root structures when compared to sound teeth.

References

1. Côrtes MIS, Bastos JV, Ramos-Jorge L. Traumatismo dentário. In: Antunes JLF, Peres MA. Epidemiologia da saúde bucal. São Paulo: Santos, 2013, p. 195.
2. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol* 1992 Apr;8(2):45-55.
3. Rafter M. Apexification: a review. *Dent Traumatol* 2005 Feb;21(1):1-8.
4. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent* 2007 Dec;20(6):353-60.
5. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature – Part 2. Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and vivo studies. *Quintessence Int* 2008 Feb;39(2):117-29.
6. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont* 2005 Sep-Oct;18(5):399-404.
7. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006 mar-abr;11(2):35-43.
8. Trivedi S. Finite elemento analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014 Sep-Dec;4(3):200-3.
9. Spazzini AO, Galafassi D, de Meira-Júnior AD, Braz R, Garbin CA. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. *Oper Dent* 2009 Mar-Apr;34(2):223-9.
10. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, Soares CJ. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009 Apr-Jun;20(2):153-8.
11. Aggarwal S, Garg V. Finite element analysis of stress concentration in three popular brands of fiber posts systems used for maxillary central incisor teeth. *J Conserv Dent* 2011 Jul;14(3):293-6.

12. Belli S, Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcioğlu G. Effect of restoration technique on stress distribution in roots with flared canals: an FEA study J Adhes Dent 2014 Apr;16(2):185-91.
13. Vasco MAA, Castellano MD, López JB, Las Casas EB. Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes. Rev Int Métodos Numer Cálculo Diseno Ing 2016 Jan-Mar;32(1):1-6.
14. Vasco MAA, Souza JTA, Las Casas EB, Castro e Silva EB, Hecke M. A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans. Comp Meth Biomech Biom Eng: Imag & Visualiz 2015 Aug;3(3):117-22.
15. Moorrees CFA, Fanning EA, Hunt EE. Age variation of formation stages for ten permanent teeth. J Dental Res 1963 Nov-Dec;42:1490-1502.
16. Walshaw PR, Tam LE, McComb D. Bond failure at dentin-composite interfaces with 'single-bottle' adhesives. J Dent 2003 Feb;31(2):117-25.
17. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. IEEE Trans Biomed Eng 1991 Apr;38(4):339-45.
18. Koriath TW, Waldron TW, Versluis A, Schulte JK. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. J Biomech 1997 Jun;30(6):631-3.
19. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. J Dent Res 1999 Jul;78(7):136-44.
20. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. J Dent 2004 Aug;32(6):451-7.
21. Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. J Prosthet Dent 1979 Dec;42(6):669-73.
22. Silva BR, Ferreira NC, Moreira-Neto JJS, Silva Jr FI, Teixeira EH, Aguiar ASW. Stress distribution on maxillary central incisor under similar traumatic situations with different loading forces: a 3-D finite element analysis. Arq Odontol 2013 Apr-Jun;49(2):52-9.
23. Roarty CM, Grosland NM. Adaptive meshing technique applied to an orthopaedic finite element contact problem. Iowa Orthop J 2004;24:21-9.

24. Zhang G, Yuan H, Chen X, Wang W, Chen J, Liang J, et al. A three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues. *Int J Dent* 2016;2016:1-9.
25. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994 Jun;73(6):1205-11.
26. Ansys I. Structural results. In: Sas IP, I. (Ed.). *Ansys mechanical user's guide*. Canonsburg, PA: Ansys Inc., 2012. p. 783-790.
27. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Crit Rev Oral Biol Med* 2003;14(1):13-29.
28. Huang HM, Tsai CY, Lee HF, Lin CT, Yao WC, Chiu WT et al. Damping effects on the response of maxillary incisor subjected to a traumatic impact force: a nonlinear finite element analysis. *J Dent* 2006;34:261-8.
29. Miura J, Maeda Y. Biomechanical model of incisor avulsion: a preliminary report. *Dent Traumatol* 2008;24:454-7.
30. Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Poiate E Jr, Dias KRHC. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Braz Oral Res* 2009;23:161-8.
31. Romeed SA, Dunne SM. Stress analysis of different post luting systems: a three-dimensional finite element analysis. *Austr Dent J* 2013 Mar;58(1):82-8.
32. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res* 2010 Jun;89(6):587-91.
33. Dejak B, Młotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. *J Prosthet Dent* 2011;105:115-26.

List of figures

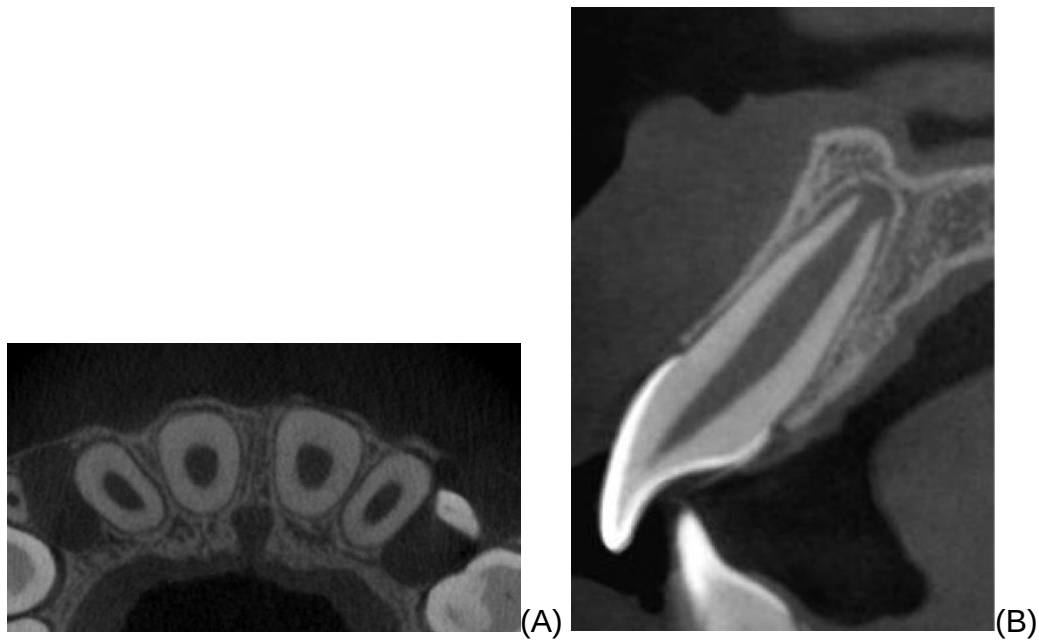


Fig 1. Computed tomography images. Although it is possible to visually recognize the silhouette of structures such as ligament and enamel, the contrast of clinical tomography is not enough to obtain geometries automatically.

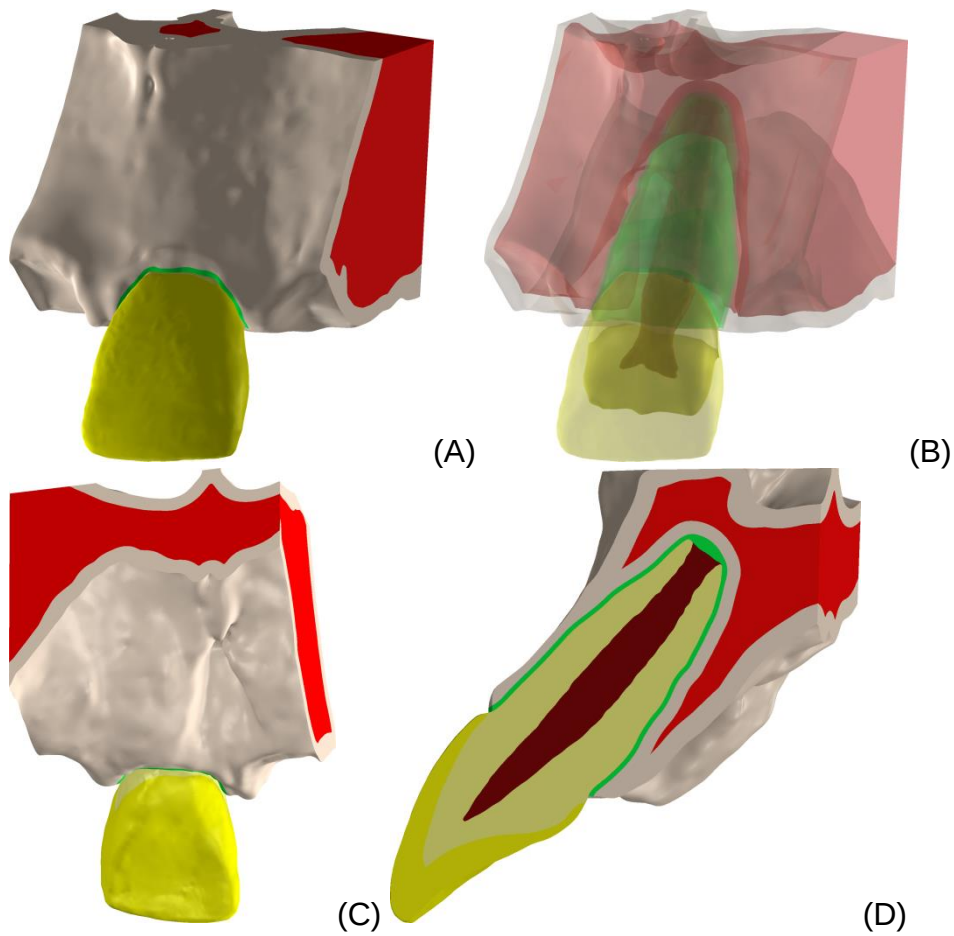


Fig. 2. View of the tooth model 11 as reconstructed from the tomography. A) vestibular view; B) vestibular with semitransparent structures with the presence of enamel, dentin and root surface; C) palatine; D) in a sagittal section showing the contact relationship of the tooth with the support structures.

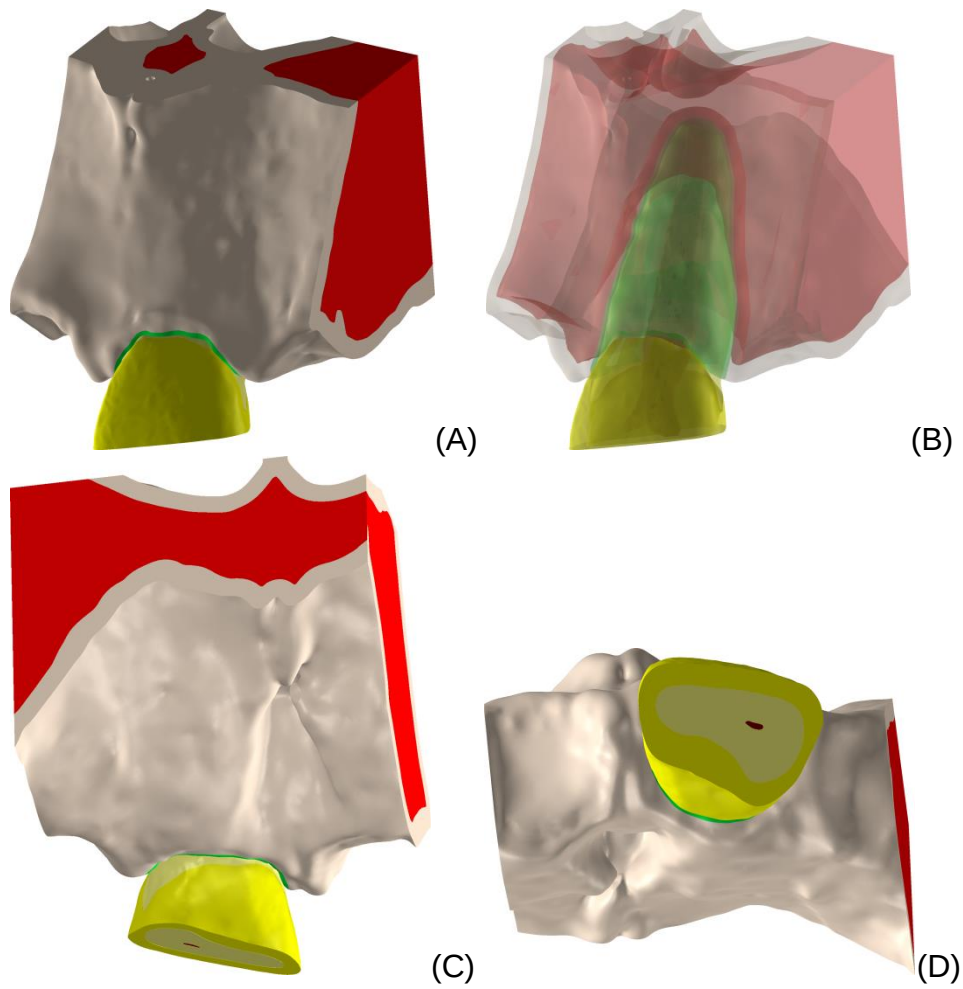


Fig. 3. View of the tooth model 11 after fracture modeling. A) vestibular view; B) vestibular with semitransparent structures; C) palatine; D) incisal view showing the region of pulp exposure in red.



Fig 4. Digital microscope and digital caliper used in the study.



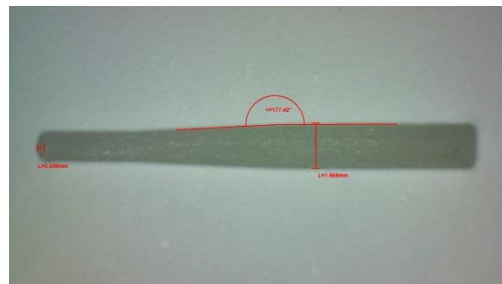
(A)



(B)



(C)



(D)



(E)

Fig. 5. Reverse engineering process of the fiberglass pin. A) analysis with caliper; B-D) analysis with digital microscope and E) final digital model.

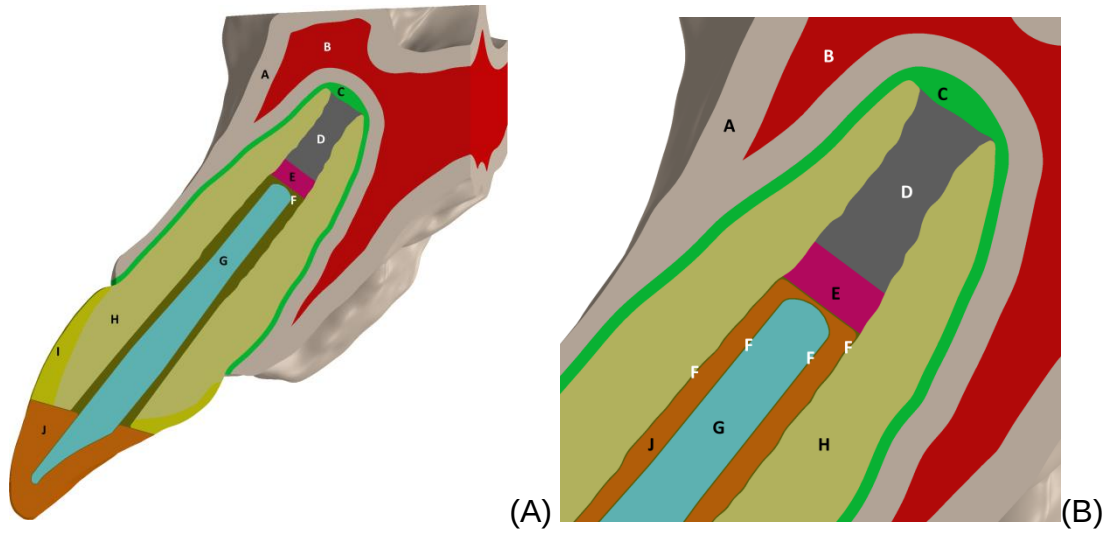
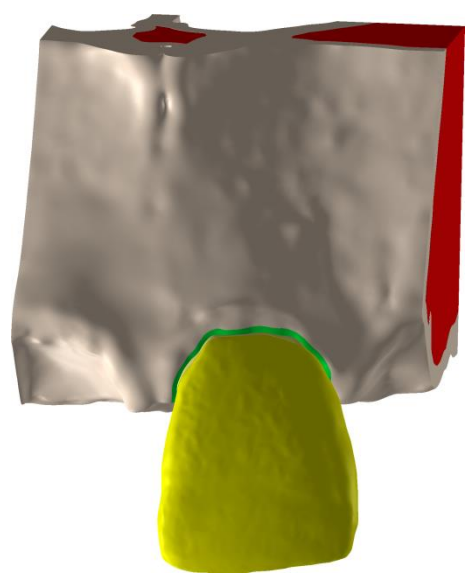
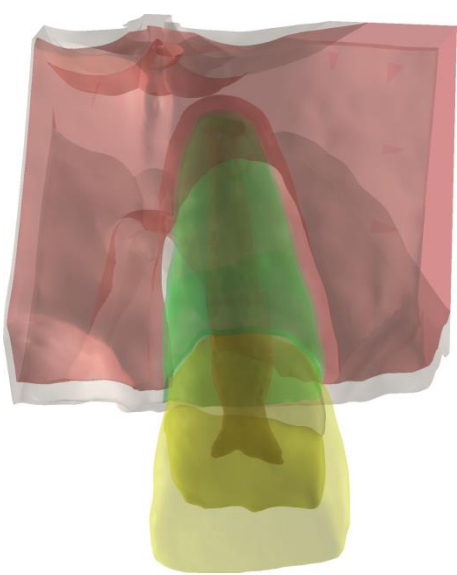


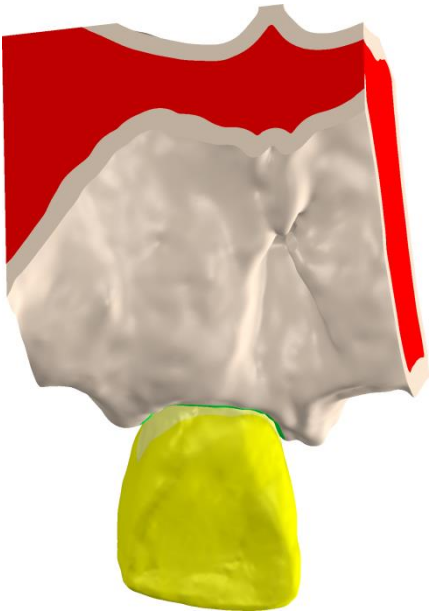
Fig. 6. Sagittal section to show the structures of the models. All models follow the same color pattern. Thus, A) cortical bone; B) bone marrow; C) periodontal ligament; D) MTA; E) gutta percha; F) resin cement; G) fiberglass post; H) dentin; I) enamel; J) composite resin.



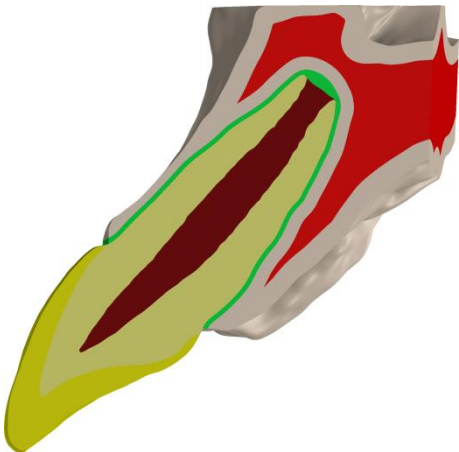
(M1v)



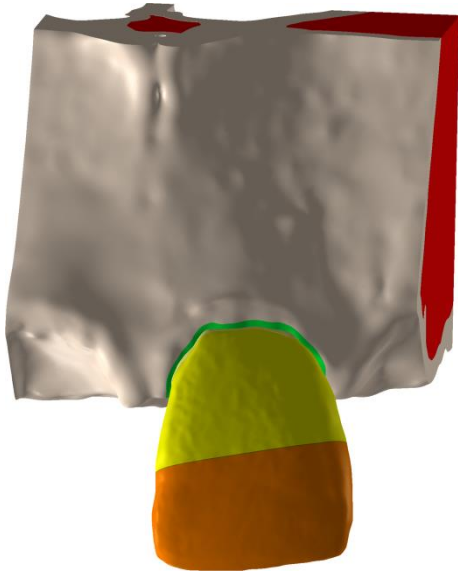
(M1v)



(M1p)



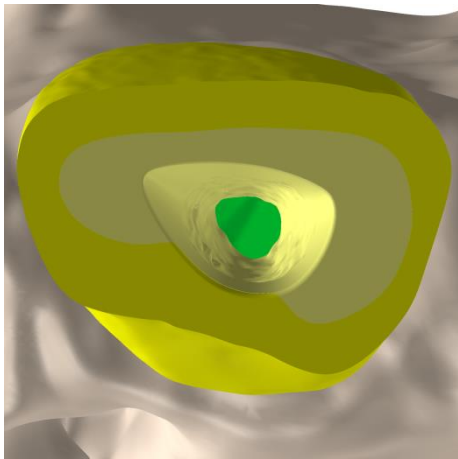
(M1c)



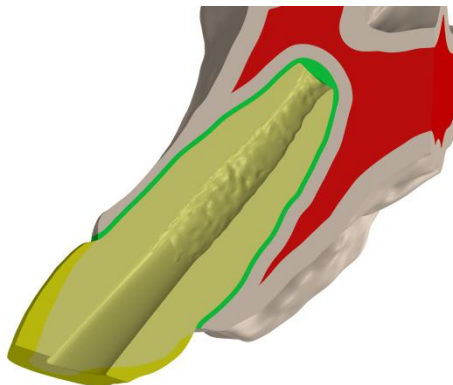
(M2-4v)



(M2-4p)



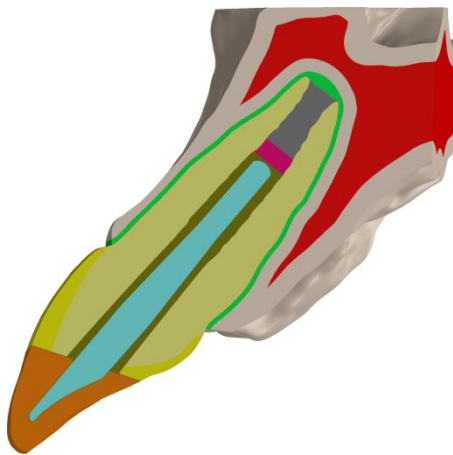
(M2-4i)



(M2-4c)



(M2v)



(M2c)

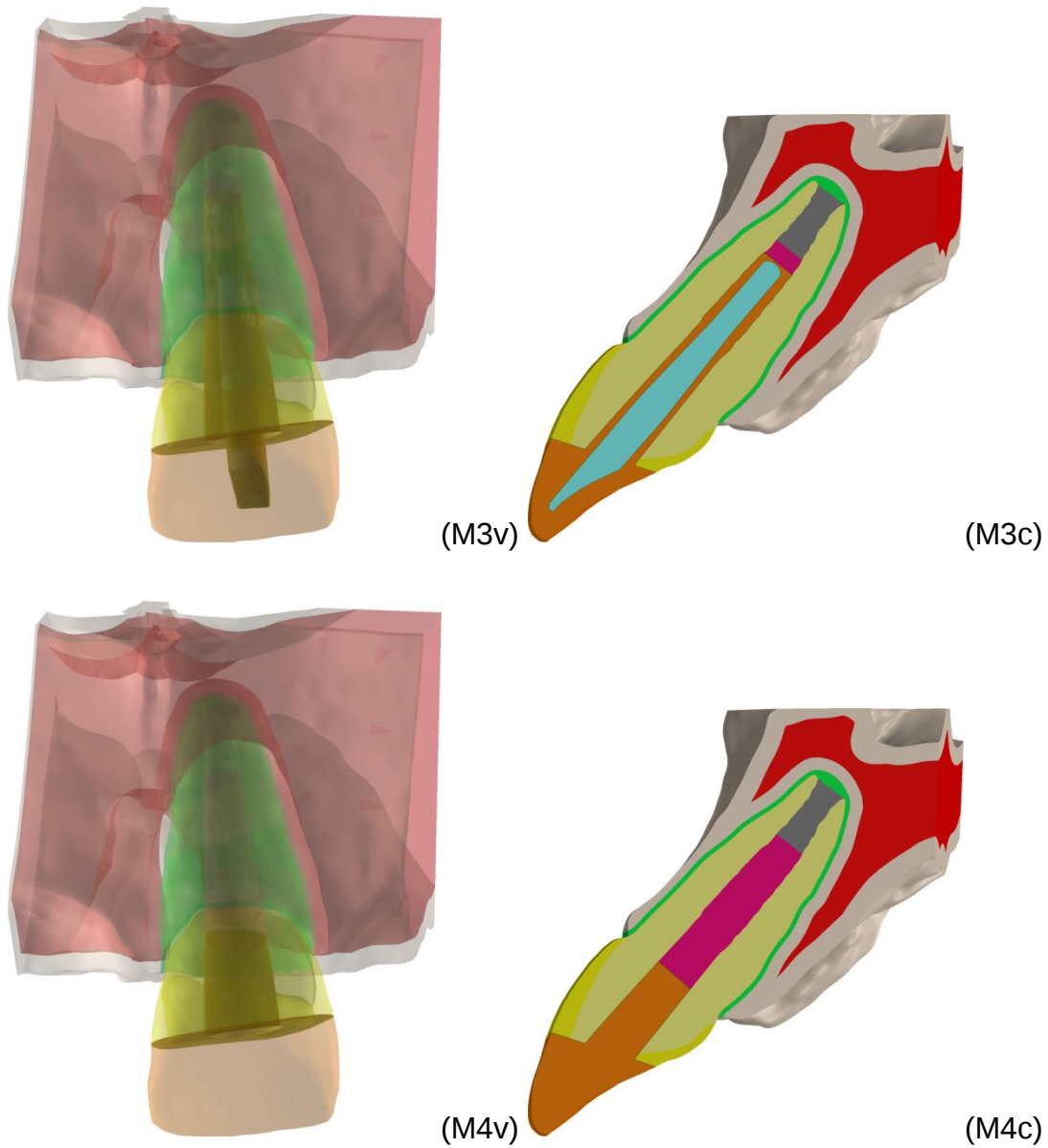


Fig. 7. View of the different models of the research. Images with indication (2-4) are valid for all models with fracture. V) vestibular view; P) palatine; I) incisal; C) in a sagittal section.

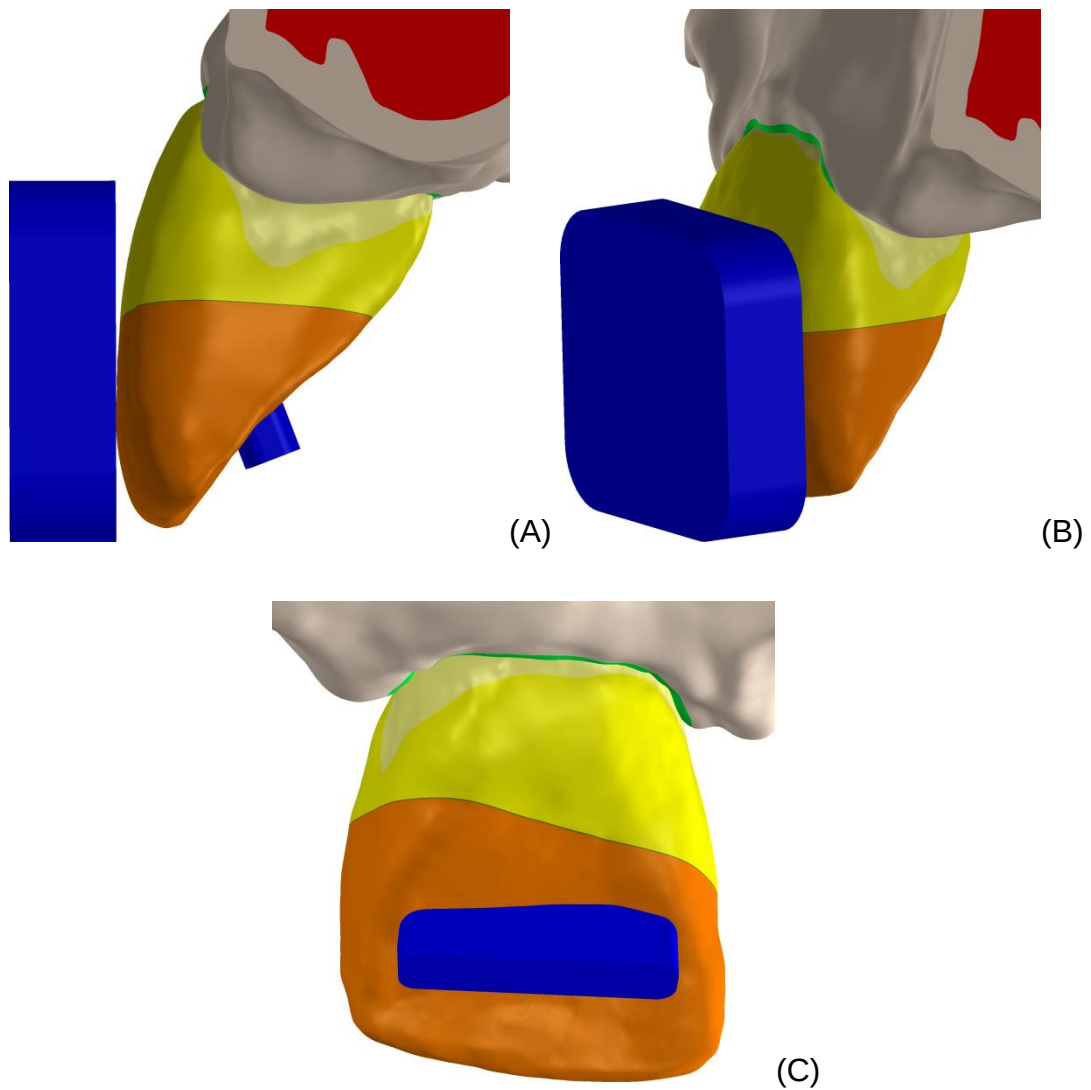


Fig. 8. Views of the antagonistic structures. A) Mesial view of frontal and palatine impact antagonist structures. B) view of the antagonist structure for frontal impact simulation. C) Palatal view of the occlusal charge antagonist structure.

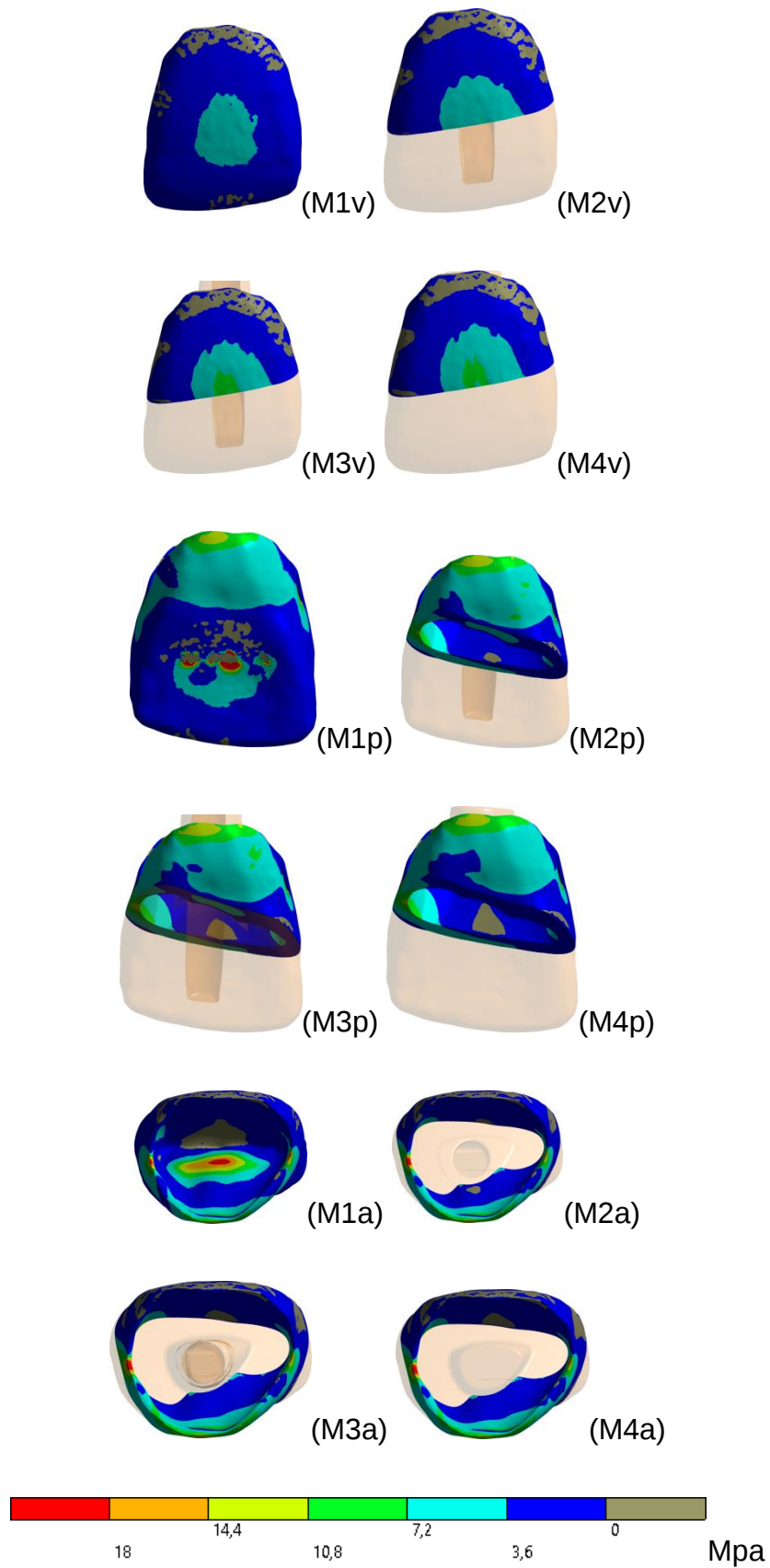


Fig. 9. Results of the principal maximum stresses in the enamel under oblique loading. Vestibular view V); P) palatine; A) apical.

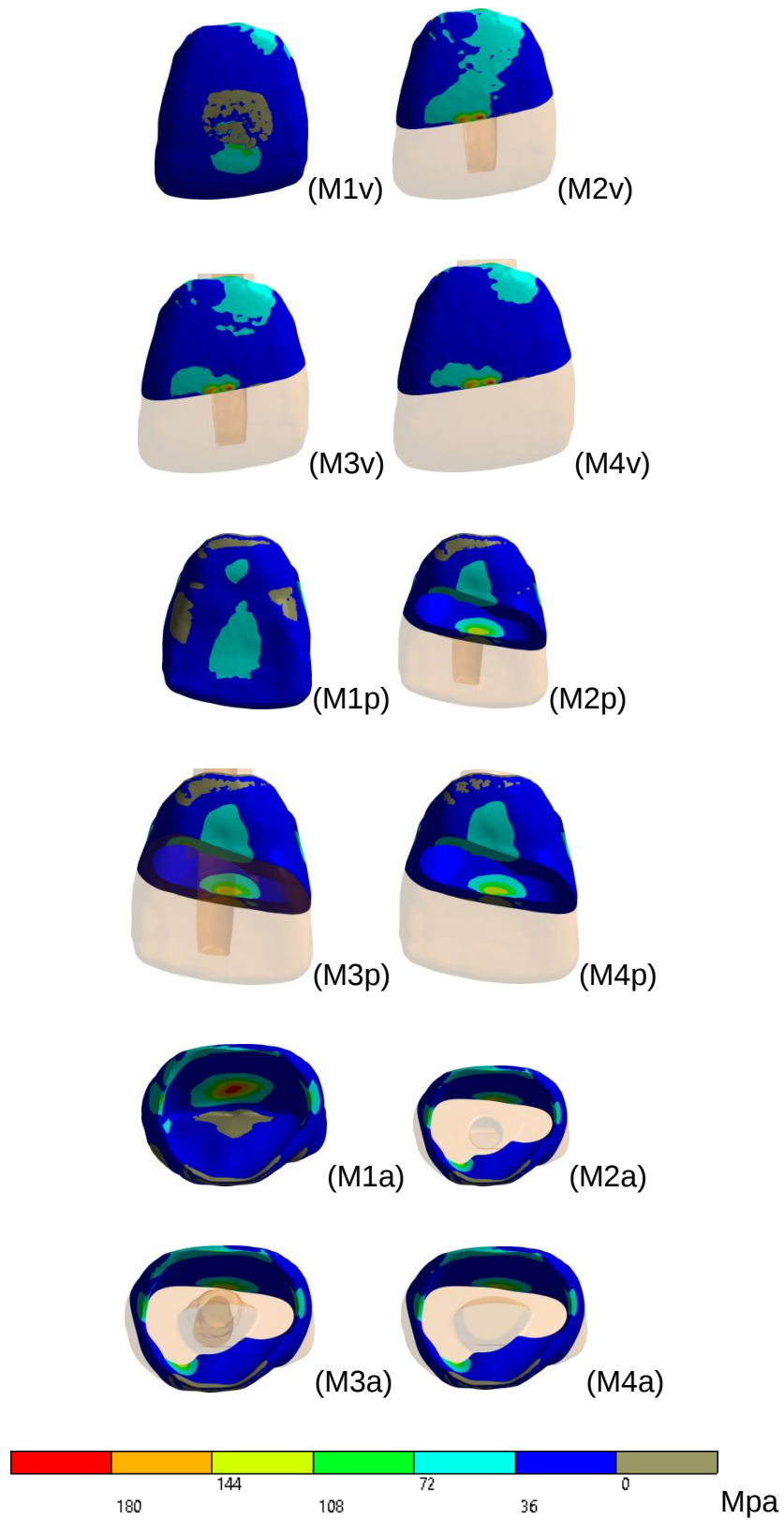


Fig. 10. Results of the principal maximum stresses in the enamel under frontal load. Vestibular view V); P) palatine; A) apical.

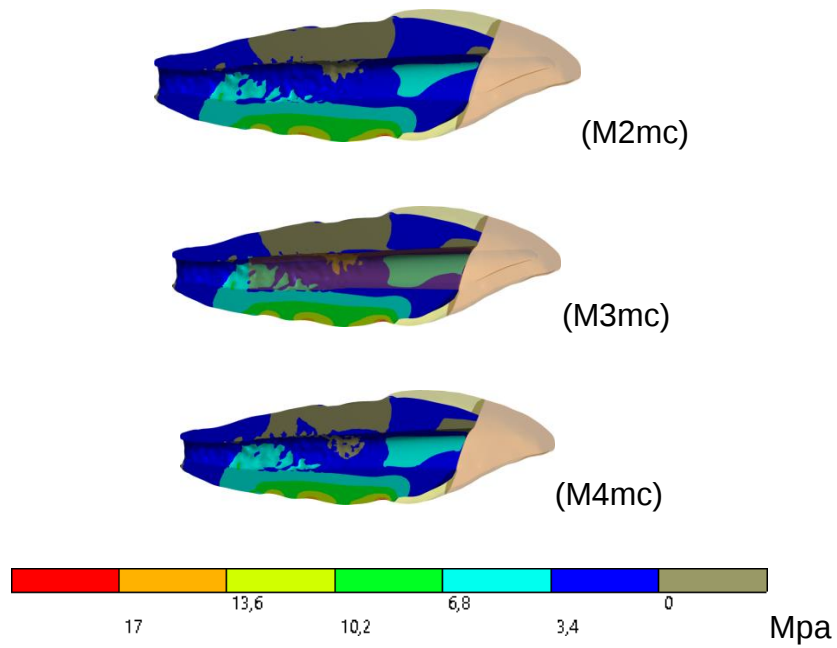


Fig. 11. Results of the principal maximum stresses in dentin under oblique load. Vestibular view V); P) palatine; Mc) mesial in court. By the view being in section, the mesial view visualizes the distal wall.

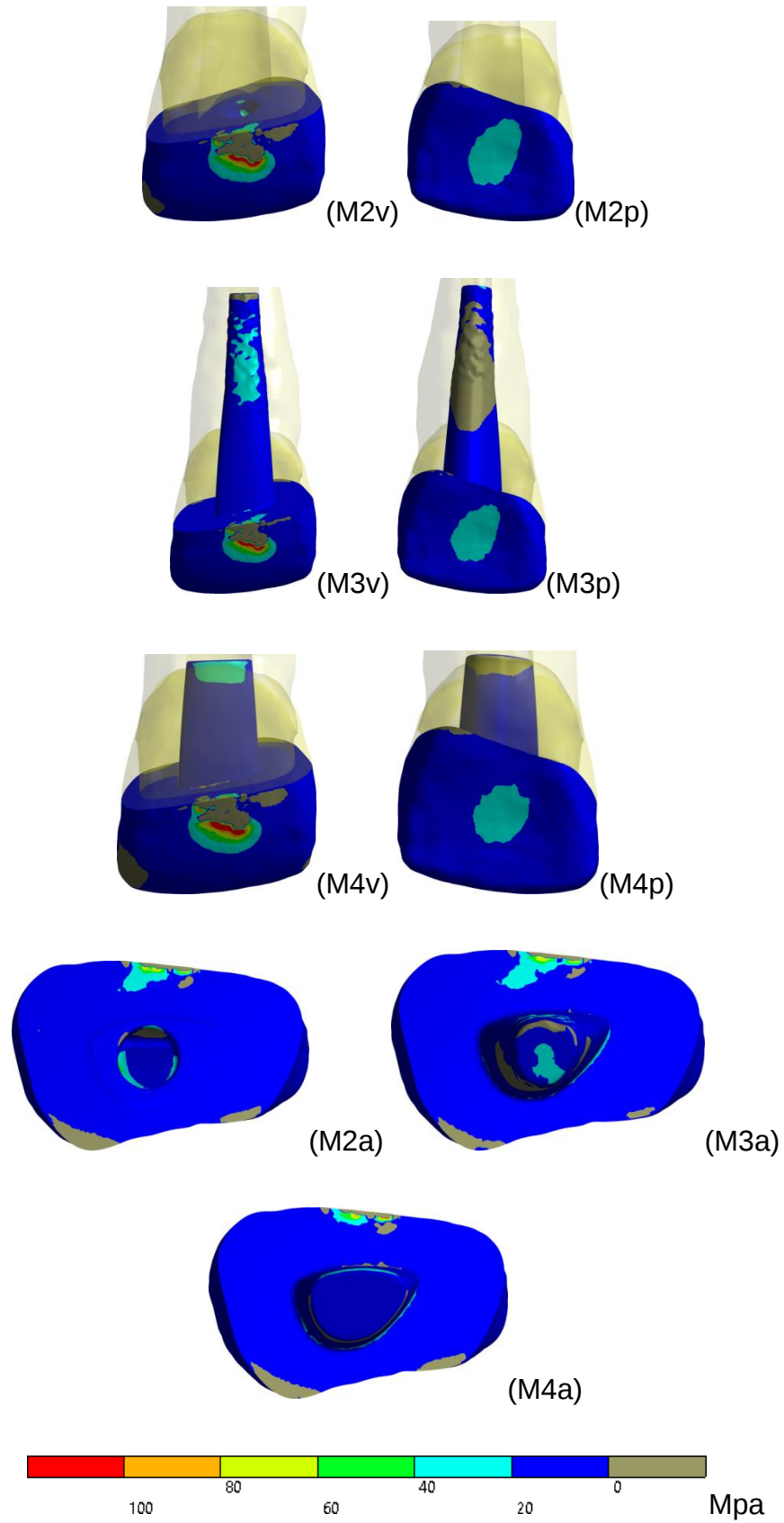


Fig. 12. Results of the principal maximum stresses in resin filling cores under frontal loading. Vestibular view V); P) palatine; A) apical.

List of tables

Table 3. Mechanical properties of the materials

Material	Young's modulus (in GPa)	Poisson Coefficient
Guta-percha (MATTOS et al., 2012)	0,14	0,40
Pulp (FENNIS et al., 2005)	2,07	0,45
Dentine (MATTOS et al., 2012)	18,45	0,29
Enamel (MEZZOMO et al., 2011)	84,1	0,33
Periodontal Ligament (PINI et al., 2002; MATTOS et al., 2012)	0,006	0,45
Osso cortical (MATTOS et al., 2012)	11,17	0,45
Cortical bone (MATTOS et al., 2012)	0,0962	0,30
Resin Cement RelyX U200 (3M ESPE, MN, USA) (3M ESPE, 2011; MIRANDA, 2013)	8,9	0,33
Composite Resin Filtek Z350 XT (3M/ESPE, St. Paul, EUA) (3M ESPE, 2011; KARIMZADEH; AYATOLLAHI; SHIRAZI, 2014)	15,07	0,31
Portland Cement (MTA) (HAECKER et al., 2005)	22,4	0,25

Table 4. Anisotropic mechanical properties of glass fiber (in GPa for modules).

Modulus of elasticity	40
Modulus of elasticity	11
Modulus of longitudinal shear - transversal	4,2
Cross-shear modulus	4,1
Coefficient of longitudinal-transverse Poisson	0,26
Cross-sectional Poisson coefficient	0,32

Table 3. Peak values of the main maximum tensions in the enamel (in Mpa) and its relation to the tensile strength of the enamel.

	Oblique load	Front loading
Model M1 (healthy)	21,92/52%	203,7/482%
Model M2 (Conventional post)	25,77/61%	235,69/558%
Model M3 (anatomic post)	26,32/62%	221,79/525%
Model M4 (Without post)	26,18/62%	228,2/541%

Table 4. Peak values of the main maximum stresses in dentin (in Mpa) and its relation to tensile strength of dentin.

	Oblique load	Front load
Model M1 (healthy)	18,98/18%	144,13/137%
Model M2 (conventional post)	19,76/18%	146,55/139%
Model M3 (anatomic post)	20,1/19%	146,23/139%
Model M4 (without post)	19,81/19%	149,17/142%

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados do presente trabalho na carga mastigatória oblíqua sugerem que enquanto houver uma capacidade adesiva efetiva entre cimento e demais estruturas, os modelos terão desempenho mecânico semelhante. Por outro lado, a fadiga sobre o cimento é significativamente diferente entre os modelos, o que indica falha adesiva com menor vida útil do modelo com pino anatômico. Como o desempenho mecânico pode variar significativamente com a perda da adesividade, seria necessária uma análise desses tratamentos nessa condição para melhor compreender qual dos modelos apresentaria maior vida útil de tratamento. Em outras palavras, mesmo que se possa indicar que a falha adesiva ocorrerá mais cedo no modelo de pino anatômico, caso seu desempenho mecânico após a perda adesiva seja superior ao dos outros, é possível que a vida útil do tratamento seja superior a dos outros.

Por outro lado, no caso da carga frontal utilizada para simular uma condição de trauma, os resultados demonstraram fratura do dente em todas as situações. Considerando que alguns autores sugerem cargas em eventos de trauma comuns muito superiores à analisada, é provável que na maior parte dos eventos de trauma também ocorrerá fratura do elemento dentário.

REFERÊNCIAS

3M ESPE. **RelyX U200 Technical Data Sheet**. 3M ESPE. Seefeld, Alemanha, 2011.

AGGARWAL, S.; GARG, V. Finite element analysis of stress concentration in three popular brands of fiber posts systems used for maxillary central incisor teeth. **Journal of Conservative Dentistry**, v.14, n.3, p. 293-296, July 2011.

BELLI, S. et al. Effect of restoration technique on stress distribution in roots with flared canals: an FEA study. **The Journal of Adhesive Dentistry**, v.16, n.2, p. 185-191, Apr. 2014.

CÔRTEZ, M.I.S.; BASTOS, J.V.; RAMOS-JORGE, M.L. Traumatismo dentário. In: ANTUNES, J.L.F.; PERES, M.A. **Fundamentos de odontologia: epidemiologia da saúde bucal**. 2. ed. São Paulo: Santos, 2013, Cap. 9.

CVEK, M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. **Endodontics & Dental Traumatology**, v.8, n.2, p. 45-55, Apr. 1992.

DeLONG, R.; DOUGLAS, W.H. An artificial oral environment for testing dental materials. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v.38, n.4, p. 339-345, Apr. 1991.

DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature - Part 2. Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and vivo studies. **Quintessence International**, v.39, n.2, p. 117-129, Feb. 2008.

FENNIS, W.M. et al. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? **European Journal of Oral Sciences**, v.113, n.5, p. 443-448, Oct. 2005.

FERRARIO, V.F. et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. **Journal of Dentistry**, v.32, n.6, p. 451-457, Aug. 2004.

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

GRANDINI, S. et al. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. **The International Journal of Prosthodontics**, v.18, n.5, p. 399-404, Sept./Oct. 2005.

HAECKER, C.J. et al. Modeling the linear elastic properties of Portland cement paste. **Cement and Concrete Research**, v.35, n.10, p. 1948-1960, Oct. 2005.

HIDAKA, O. et al. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact área and average bite pressure. **Journal of Dental Research**, v.78, n.7, p. 136-144, July 1999.

JEMT, T.; KARLSSON, S.; HEDEGARD, B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.42, n.6, p. 669-673, Dec. 1979.

KARIMZADEH, A.; AYATOLLAHI, M.; SHIRAZI, H.A. Mechanical properties of a dental nano-composite in moist media determined by nano-scale measurement. **International Journal of Materials, Mechanics and Manufacturing**, v.2, n.1, p. 67-72, Feb. 2014.

KORIOTH, T.W. et al. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. **Journal of Biomechanics**, v.30, n.6, p. 631-633, June 1997.

LANG, H. et al. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. **Journal of Dental Research**, v.85, n.4, p. 364-368, Abr. 2006.

LOTTI, R.S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press Ortodontia Ortopedia Facial**, v.11, n.2, p. 35-43, mar./abr. 2006.

MAGNE, P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dental Materials**, v.23, n.5, p. 539-548, May 2007.

MATTOS, C.M. et al. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. **Journal of Dentistry**, v.40, n.5, p. 423-432, May 2012.

MEZZOMO, L. A. et al. Three-dimensional FEA of effects of two dowel-and-core approaches and effects of canal flaring on stress distribution in endodontically treated teeth. **Journal of Prosthodontics**, v.20, n.2, p. 120-129, Feb. 2011.

MIRANDA, G.L.P.D. Perfil da distribuição da tensão na interface dos materiais restauradores e cimentos odontológicos através do Método do Elemento Finito. 2013. 128f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

MOORREES, C.F.A.; FANNING, E.A.; HUNT, E.E. Age variation of formation stages for ten permanent teeth. **Journal of Dental Research**, v.42, p. 1490-1502, Nov./Dec. 1963.

PEGORETTI, A. et al. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, v.23, n.13, p. 2667-2682, July 2002.

PINI, M. et al. Mechanical characterization of bovine periodontal ligament. **Journal of Periodontal Research**, v.37, n.4, p. 237-244, Aug. 2002.

RAFTER, M. Apexification: a review. **Dental Traumatology**, v.21, n.1, p. 1-8, Feb. 2005.

ROARTY, C.M.; GROSLAND, N.M. Adaptive meshing technique applied to an orthopaedic finite element contact problem. **Iowa Orthopaedic Journal**, v.24, p. 21-29, 2004.

SANO, H. et al. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **Journal of Dental Research**, v.73, n.6, p. 1205-1211, June 1994.

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

SILVA, B.R. et al. Stress distribution on maxillary central incisor under similar traumatic situations with different loading forces: a 3-D finite element analysis. **Arquivos em Odontologia**, v.49, n.2, p. 52-59, Apr./June 2013.

SILVA, N.R. et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. **Indian Journal of Dental Research**, v.20, n.2, p. 153-158, Apr./June 2009.

SKORIOTH, P.R. et al., Fracture resistance of endodontically treated teeth without ferrule using a novel H-shaped short post. **Quintessence International**, v.46, n.2, p. 97-109, 2015.

SPAZZINI, A.O. et al. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. **Operative Dentistry**, v.34, n.2, p. 223-229, Mar./Apr. 2009.

TRIVEDI, S. Finite element analysis: a boon to dentistry. **Journal of Oral Biology and Craniofacial Research**, v.4, n.3, p. 200-203, Sept./Oct. 2014.

VASCO, M.A.A. et al. A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization**, v.3, n.3, p. 117-122, 2015.

VASCO, M.A.A. et al. Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes. **Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería**, v.31, n.1, p. 1-6, Jan./Mar. 2016.

VITALE, M.C. et al. FEM analysis of different dental root canal-post systems in young permanent teeth. **European Journal of Paediatric Dentistry**, v.9, n.3, p. 111-117, Sept. 2008.

WALSHAW, P.R.; TAM, L.E.; MCCOMB, D. Bond failure at dentin-composite interfaces with 'single-bottle' adhesives. **Journal of Dentistry**, v.31, n.2, p. 117-125, Feb. 2003.

ZHANG, G. et al. A Three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding bone tissues. **International Journal of Dentistry**, v. 2016, p. 1-9, 2016.