

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

Graziele Duarte

**TENSÕES GERADAS EM COROAS CERÂMICAS DE DENTES
REABILITADOS POR QUATRO TIPOS DE PINOS INTRA-RADICULARES:
avaliação pelo método dos elementos finitos**

Belo Horizonte
2016

Graziele Duarte

**TENSÕES GERADAS EM COROAS CERÂMICAS DE DENTES
REABILITADOS POR QUATRO TIPOS DE PINOS INTRA-RADICULARES:
avaliação pelo método dos elementos finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Área de Concentração em Clínicas Odontológicas - Área Temática: Endodontia.

Linha de Pesquisa: Propriedades Físicas, Químicas e Biológicas dos Materiais Odontológicos.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Nunes

Belo Horizonte

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

D812t Duarte, Grazielle
Tensões geradas em coroas cerâmicas de dentes reabilitados por quatro tipos de pinos intra-radulares: avaliação pelo método dos elementos finitos / Grazielle Duarte. Belo Horizonte, 2016.
66 f. : il.

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

1. Coroas (Odontologia). 2. Método dos elementos finitos. 3. Técnica para retentor intra-radicular. 4. Endodontia. 5. Materiais cerâmicos odontológicos. I. Nunes, Eduardo. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

Graziele Duarte

**TENSÕES GERADAS EM COROAS CERÂMICAS DE DENTES REABILITADOS
POR QUATRO TIPOS DE PINOS INTRA-RADICULARES: avaliação 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: Endodontia.

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

- 1- Prof. Dr. Rodrigo Richard da Silveira – UFMG
- 2- Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian – PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Eduardo Nunes – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 30 de novembro de 2016

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Belo Horizonte, 31 de janeiro de 2017

Prof. Dr. Eduardo Nunes
Orientador

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

**Dedico este Trabalho aos meus pais, Osvaldo e Almira,
pelo apoio, amor incondicional e acreditarem que seria possível.**

**Ao meu noivo Leonardo
por estar sempre presente, pelo incentivo e amor.**

**As Professoras e amigas Giane e Fernanda.
Aos amigos desta caminhada Stephanie, Gabriel, Ivigna e Jéssica.**

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me proporcionar forças para seguir esta caminhada.

À minha mãe Almira Luiza e ao meu pai Osvaldo Duarte, que investiram em minha educação e por acreditarem que seria possível realizar esse sonho.

Ao meu noivo Leonardo Bahia Dias, amigo e companheiro de caminhada, pelo incentivo, amor e apoio.

Aos amigos e colegas de profissão pelo apoio e constante presença.

As meninas da Secretaria Angélica e Silvania pela paciência e ajuda constante.

Ao meu Orientador Prof. Dr. Eduardo Nunes pela grande contribuição e competência.

Ao Prof. Dr. Frank Ferreira Silveira pelos ensinamentos e dedicação.

As Professoras e amigas da Faculdade São Leopoldo Mandic- BH, Giane Antônia Borges e Fernanda Hecksher de Andrade pelas oportunidades e confiança.

Aos amigos dessa caminhada Stéphanie Tonelli, Gabriel Ponte, Ivigna Ferraz e Jéssica Almeida por fazerem parte dessa história.

A todos que de alguma maneira, contribuíram para tornar a minha vida uma busca incessante de conhecimento: OBRIGADA!

A única maneira de fazer um excelente trabalho é amar o que
você faz (Steve Jobs).

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a distribuição de tensões geradas em dentes reabilitados com coroas cerâmicas, tratados endodonticamente, com pinos intraradiculares confeccionados com diferentes materiais. Para este estudo foram criados quatro modelos tridimensionais de incisivos superiores, submetidos a cargas mastigatórias axiais e oblíquas, restaurados com os respectivos materiais; M1: pino de fibra de vidro pré-fabricado, revestido com resina composta e reabilitado com coroa total cerâmica; M2: pino metálico indireto e reabilitado com coroa total cerâmica; M3: pino de fibra de vidro e reabilitado com coroa total cerâmica; M4: pino de aço inoxidável pré-fabricado e reabilitado com coroa total cerâmica. A simulação foi realizada através da técnica dos elementos finitos (MEF), com análise pelo critério de Rankine. Após os resultados obtidos conclui-se que o modelo M2, apresentou melhores resultados, tanto sobre cargas axiais quanto oblíquas.

Palavras-chave: Coroa dentária. Método de elementos finitos. Pinos de retenção dentária.

ABSTRACT

The objective of this study is to evaluate the stress distribution generated in teeth rehabilitated with ceramic crowns, endodontically treated with intra root made of different materials. For this study will create four-dimensional models of maxillary incisors, subjected to loads axial and oblique mastication, restored with their materials; M1: prefabricated glass fiber post -coated composite and rehabilitated with full ceramic crown; M2: indirect metal post and rehabilitated with full ceramic crown; M3: glass fiber post and rehabilitated with full ceramic crown; M4: prefabricated stainless steel post and rehabilitated with full ceramic crown. The simulation is performed using the technique of finite element analysis with the criterion of Rankine. After the obtained results it is concluded that the model M2 showed better results, on both axial loads and oblique.

Keywords: Dental crown. Finite element method. Retention dental post.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Apical
CAD	Computer Aided Design
FVR	Fratura Vertical da Raiz
Gpa	Gigapascal
MEF	Método dos Elementos Finitos
Mpa	Megapascal
Mm	Milímetros
N	Newton
NiCr	Níquel Cromo
NMF	Núcleo Metálico Fundido
P	Palatino
PUC	Pontifícia Universidade Católica
USA	Estados Unidos da América
V	Vestibular
%	Porcentagem

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Imagem da tomografia computadorizada.	28
Figura 2: Segmentação da tomografia. (A) Tomografia original; (B) Segmentação automática com marcação de zonas indesejadas; (C) Segmentação manual da tomografia.....	29
Figura 3: Modelo não paramétrico com dentes.....	30
Figura 4: Parametrização do osso cortical. (A) Modelo não paramétrico de 956.196 faces; (B) Modelo paramétrico com 4000 faces; (C) Sobreposição para visualização da mínima distorção.	31
Figura 5: Modelo parametrizado da maxila. (A) Vista com osso cortical semitransparente para visualização das estruturas internas.	32
Figura 6: Segmento da maxila. (A) Vista em corte; (B) Vista vestibular.....	33
Figura 7: Preparo dentário para coroa (A) e férula de 2 mm (B).	34
Figura 8: Modelos com estruturas semitransparentes para visualização de componentes internos.....	35
Figura 9: Componentes dos modelos: A) A: coroa cerâmica, B: cimento resinoso, C: dentina, D: resina composta, E: pino de fibra de vidro. B) F: pino metálico, G: guta percha, H: ligamento periodontal, I: osso cortical e J: osso medular.	36
Figura 10: Aplicação das cargas mastigatórias e vetores de cargas marcados com estruturas em azul.	38
Figura 11: Malhas de elementos finitos.....	39

LISTA DE TABELA

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais.....	37
--	-----------

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 <i>Reconstrução da tomografia e parametrização</i>	27
3.2 Delineamentos dos grupos experimentais	34
3.3 Simulação	36
4 ARTIGO	41
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	63
REFERÊNCIAS.....	65

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes tratados endodonticamente representa um grande desafio clínico na odontologia contemporânea. A ocorrência de fratura vertical da raiz (FVR) é uma das falhas mais críticas em dentes restaurados após tratamentos endodônticos. Em dentes com extensa destruição coronária e tratamento endodôntico, observa-se a necessidade de se utilizar retentores intra-radiculares pré-fabricados ou moldados (BOSCHIAN et al., 2002). A diferença do módulo de elasticidade dos componentes e pinos é um assunto que gera controvérsias na literatura. Considera-se que pinos com baixo módulo de elasticidade pode agir como uma cunha, aumentando o risco de fratura de raiz (SANTOS et al., 2009).

Convencionalmente, os dentes reabilitados com pinos, apresentam retenção do núcleo e transferência de carga a partir da coroa, incidindo sobre a estrutura da raiz remanescente (SCHIMIDLIN et al., 2015).

Materiais cerâmicos utilizados para reabilitação de dentes anteriores e posteriores para confecção de próteses fixas, apresentam aplicação clínica com alto índice de sucesso (ZHENG et al., 2012).

A evolução da ciência e tecnologia tem motivado a realização de simulações e análises mecânicas de estruturas biológicas por sistemas computacionais avançados. O método dos elementos finitos (MEF) constitui uma técnica analítica e representa atualmente, uma das ferramentas computacionais mais completas para o estudo da distribuição de tensões em odontologia. É um recurso da engenharia utilizada para calcular stress e deformações em estruturas complexas, com ampla aplicação na pesquisa biomédica (VASCO et al., 2015; KNOP et al., 2015).

Este trabalho tem por finalidade avaliar tensões geradas em coroas cerâmicas, de dentes tratados endodonticamente reabilitados com quatro tipos de pinos intra-radiculares avaliada através do método de elementos finitos.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Tensões geradas nas coroas de dentes tratados endodonticamente reabilitados com coroas cerâmicas e diferentes tipos de pinos intra-radiculares, submetidos a cargas axial e oblíqua, serão comparadas através do MEF.

2.2 Objetivos específicos

- a) avaliar as tensões geradas na coroa cerâmica de dentes reabilitados com pinos pré-fabricados de fibra de vidro submetidos a cargas axial e oblíqua;
- b) avaliar as tensões geradas na coroa cerâmica de dentes reabilitados com pinos metálicos fundidos submetidos a cargas axial e oblíqua;
- c) avaliar as tensões geradas na coroa cerâmica de dentes reabilitados com pinos pré-fabricados de fibra de vidro revestido com resina composta submetidos a cargas axial e oblíqua;
- d) avaliar as tensões geradas na coroa cerâmica de dentes reabilitados com pinos metálicos pré-fabricados submetidos a cargas axial e oblíqua.

3 MATERIAL E MÉTODOS

Para este estudo foram criados quatro modelos tridimensionais de incisivos superiores, submetidos a cargas mastigatórias axiais e oblíquas. A análise da distribuição de tensões que incidiram sobre coroa cerâmica foi realizada através de métodos computacionais de análise que utilizam o MEF.

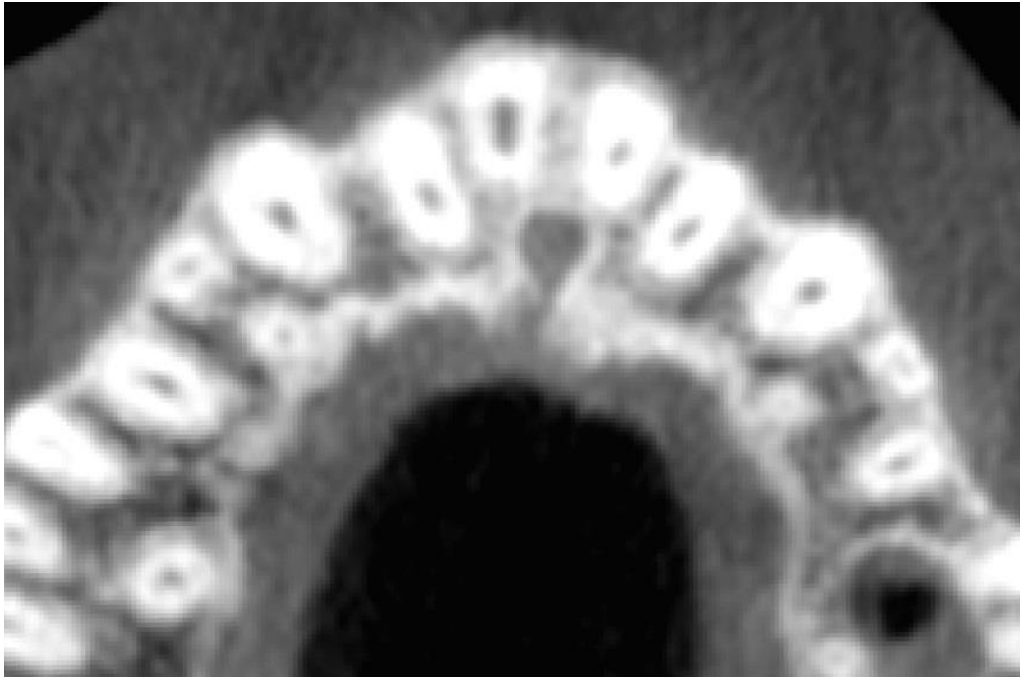
3.1 Pré-processamento

O pré-processamento são os dados e passos necessários para a criação do modelo computacional até a configuração no software de elementos finitos.

3.1.1 Reconstrução da tomografia e parametrização

O pré-processamento incluiu a criação de um modelo computacional e as configurações necessárias para simulação. A resolução, que nada mais é que o cálculo matemático executado pelo computador. Nesta fase foi utilizada uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA), adquirida por finalidade ortodôntica. Os passos de reconstrução da tomografia utilizada no trabalho já foram descritos na literatura (VASCO et al., 2015; VASCO et al., 2016). A tomografia foi programada para cortes transversais de 0,25 mm de distância, perfazendo um total de 218 cortes com 640x640 pixels cada, gravados no formato Dicom (Digital Imaging and Communications in Medicine Standard) foram importados para um programa de processamento de imagens (Simpleware 4, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom). Os baixos níveis de contraste e de definição da imagem tomográfica obtida da maxila apresentaram resultados insatisfatórios para segmentação automática, sendo impossível determinar automaticamente os limites de estruturas, como ligamento periodontal, esmalte ou mesmo osso cortical e medular, conforme a imagem bidimensional da tomografia computadorizada clínica na figura 1.

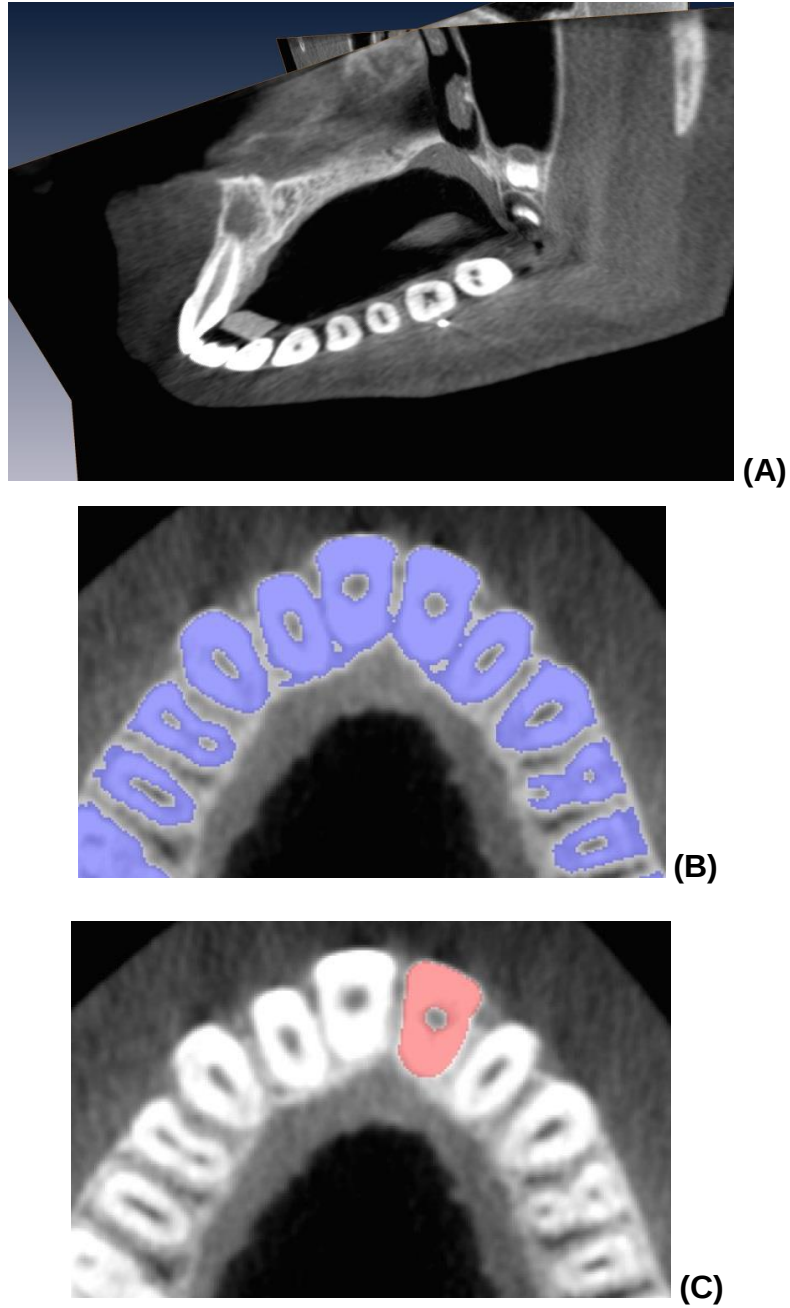
Figura 1: Imagem da tomografia computadorizada.



Fonte: Elaborado pelo Autor

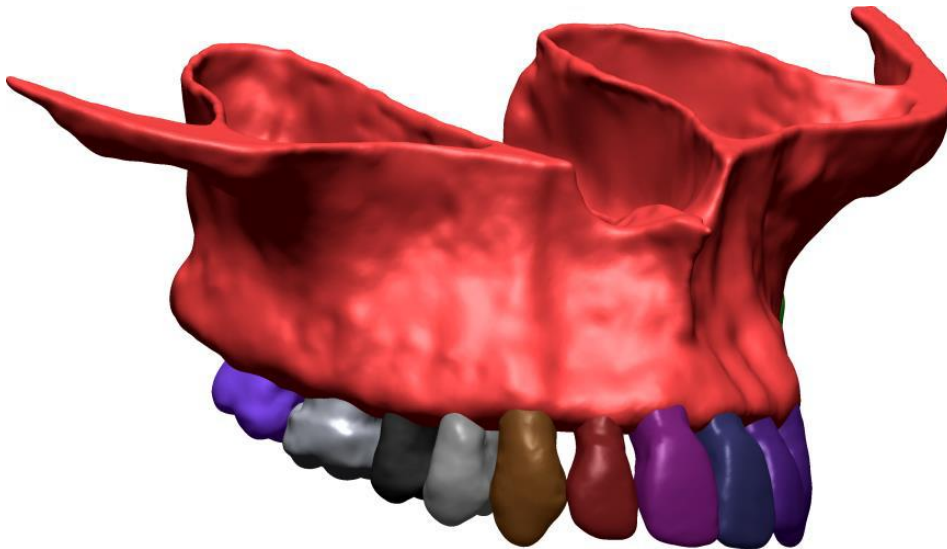
As geometrias desejadas dentes e superfície óssea externa foram obtidas inicialmente de forma manual, em seguida reconstruído tridimensionalmente em um modelo não paramétrico e gravados no formato STL (3D Systèmes, Rock Hill, Massachusetts, USA), conforme figuras 2 e 3.

Figura 2: Segmentação da tomografia. (A) Tomografia original; (B) Segmentação automática com marcação de zonas indesejadas; (C) Segmentação manual da tomografia.



Fonte: Elaborado pelo Autor

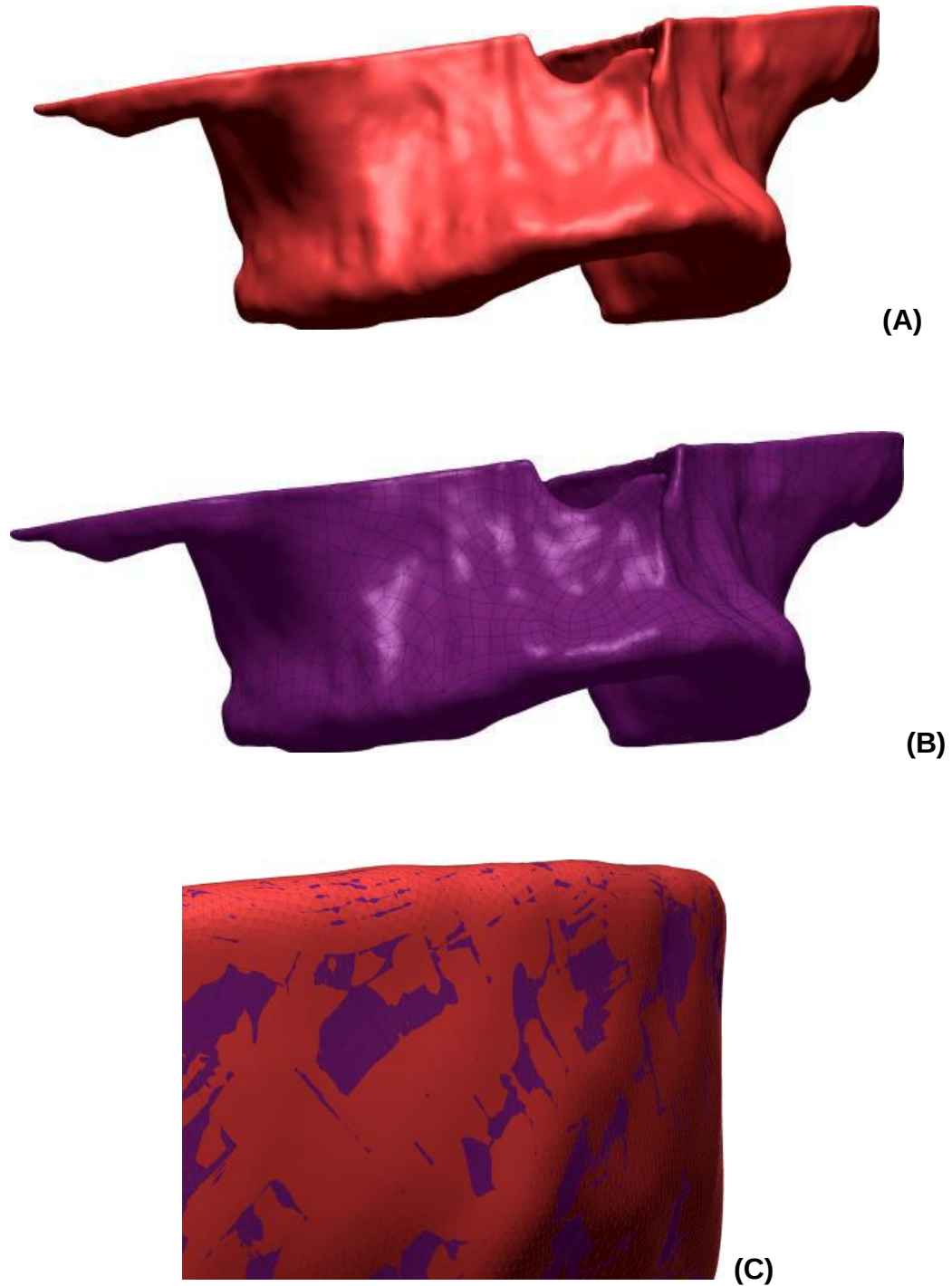
Figura 3: Modelo não paramétrico com dentes.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Na etapa da parametrização o modelo geométrico, não estava adequado para simulação, sendo necessária a diminuição do número de faces. O modelo obtido apresentou 956.196 faces e cada dente aproximadamente 30.000 faces poliédricas. Para possibilitar a edição com mínima distorção, os modelos foram parametrizados através do suplemento do software Solidworks Premium “Scan to 3D” (Dassault Systèmes, Solidworks Corps, Massachusetts, USA), com faces do tipo NURBS (Non Uniform Rational Bases Splines), conforme figura 4.

Figura 4: Parametrização do osso cortical. (A) Modelo não paramétrico de 956.196 faces; (B) Modelo paramétrico com 4000 faces; (C) Sobreposição para visualização da mínima distorção.

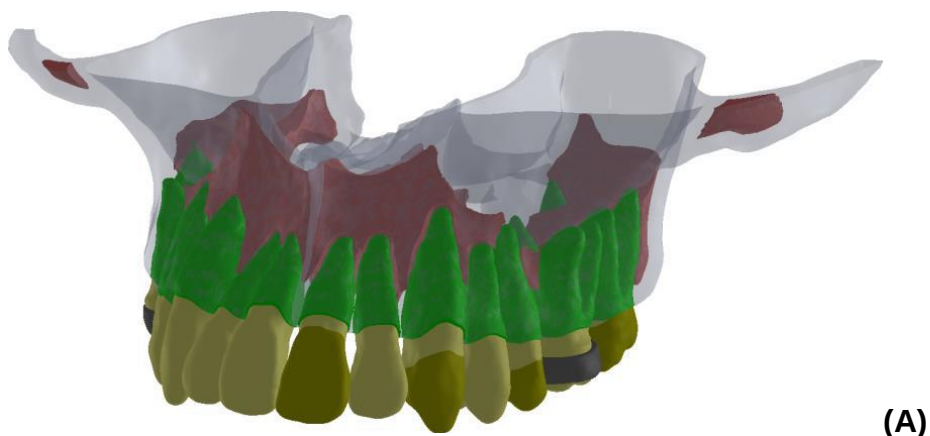


Fonte: Elaborado pelo autor

O modelo possuía apenas a geometria do osso e dos dentes. Para definir o restante das geometrias necessárias, os modelos foram manualmente editados no

software tipo CAD (Computer Aided Design) SolidWorks (Dassault Systèmes, Solidworks Corps, Massachusetts, USA), com base em referências da literatura quanto às características geométricas médias das estruturas remanescentes. O ligamento periodontal foi modelado com 0,25 mm de espessura ao redor das raízes dos dentes (LINDHE; KARRING, 1997). Por não existirem valores pré-definidos de espessura óssea, o osso foi modelado com uma cortical superficial de 2 mm de espessura, o osso cortical ao redor dos dentes 0,7 mm e o restante da porção interna como osso medular, segundo o critério da “cortical fina” para o osso do tipo D3 (LEKHOLM; ZARB, 1985), conforme figura 5.

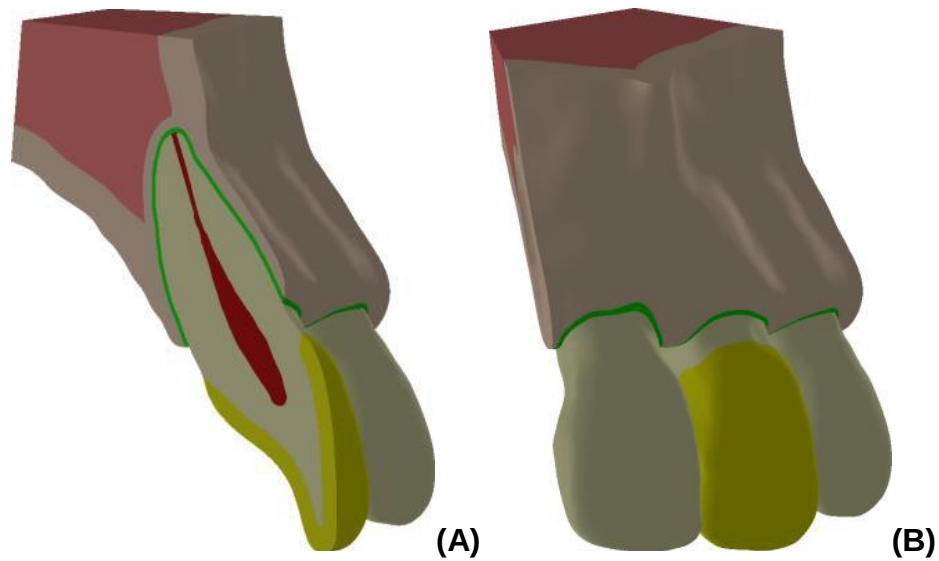
Figura 5: Modelo parametrizado da maxila. (A) Vista com osso cortical semitransparente para visualização das estruturas internas.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Para diminuir o peso computacional foram mantidas apenas a região de interesse e estruturas necessárias, representada pelos elementos 11, 21, 22, facilitando assim o processamento, conforme figura 6.

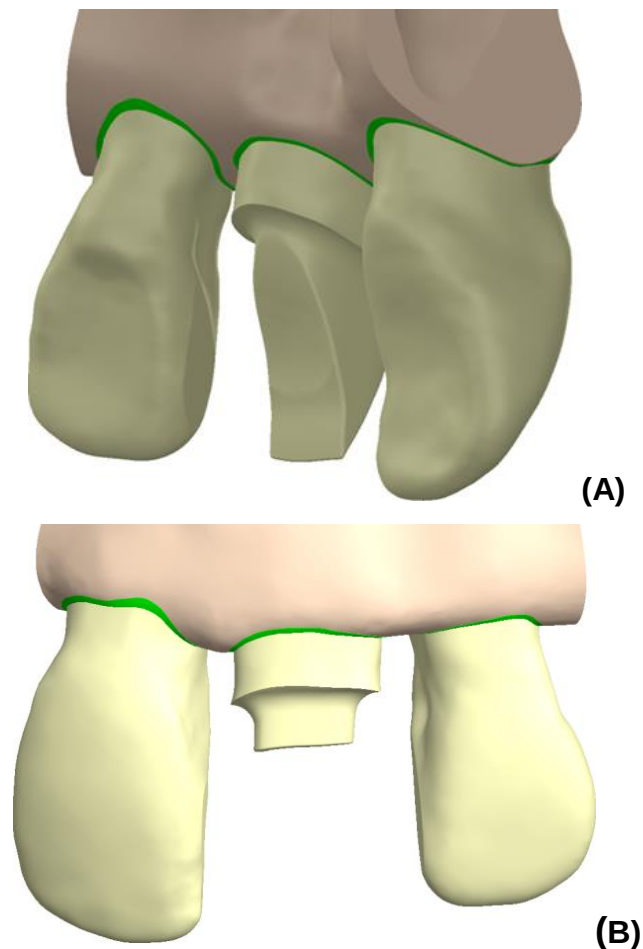
Figura 6: Segmento da maxila. (A) Vista em corte; (B) Vista vestibular.



Fonte: Elaborado pelo Autor

Os modelos editados simularam um tratamento endodôntico com preenchimento do canal radicular com guta-percha e tratamento de uma coroa total cerâmica. A geometria dos preparos coronários foi descrita conforme orientações do fabricante de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS-Empress 2, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), no caso: 2 mm para a porção incisal, 1 mm para as porções vestibular, proximais e palatina, término em forma de chanfrado e ângulos arredondados. Foi mantida uma projeção dentinária acima da linha de término, ou férula de 2 mm, conforme figura 7.

Figura 7: Preparo dentário para coroa (A) e férula de 2 mm (B).



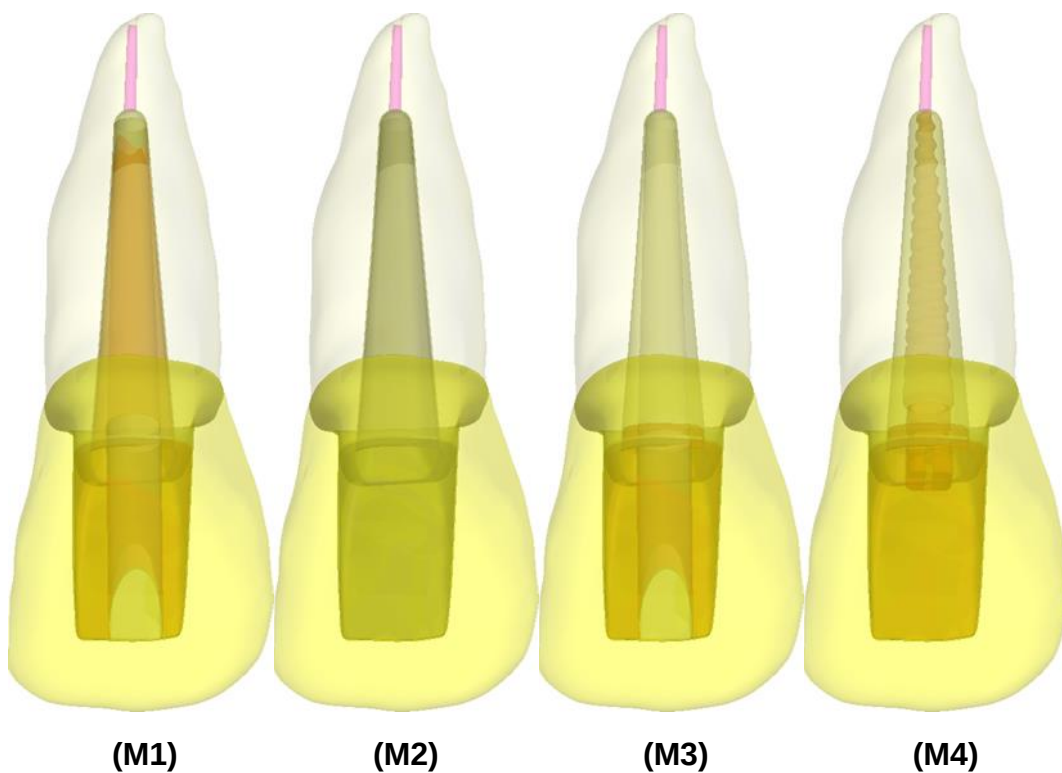
Fonte: Elaborado pelo autor

3.2 Delineamentos dos grupos experimentais

- a) **Modelo M1:** incisivo central superior reabilitado com coroa cerâmica, preparo coronário da porção incisal de 2mm, porções vestibular, proximal e palatina 1mm, pino de fibra de vidro pré-fabricado, revestido de resina composta para preenchimento;
- b) **Modelo M2:** incisivo central superior reabilitado com coroa cerâmica, preparo coronário da porção incisal de 2mm, porções vestibular, proximal e palatina 1mm, pino metálico (NiCr) de 2mm de espessura;
- c) **Modelo M3:** incisivo central superior reabilitado com coroa cerâmica, preparo coronário da porção incisal de 2mm, porções vestibular, proximal e palatina 1mm, pino de fibra de vidro pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta até 1mm abaixo do platô;

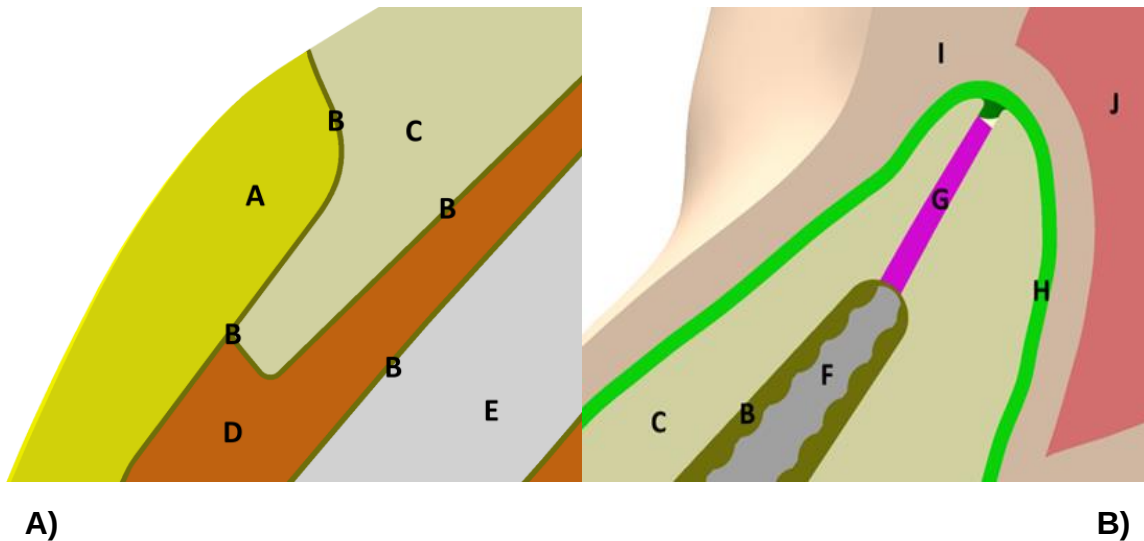
- d) **Modelo M4:** incisivo central superior reabilitado com coroa cerâmica, preparo coronário da porção incisal de 2mm, porções vestibular, proximal e palatina 1mm, pino de aço inoxidável pré-fabricado, com preenchimento da porção radicular com cimento resinoso e da porção coronária com resina composta até 1 mm abaixo do platô. A figura 8 mostra imagens dos diferentes modelos e figura 9 os diferentes componentes.

Figura 8: Modelos com estruturas semitransparentes para visualização de componentes internos



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 9: Componentes dos modelos: A) A: coroa cerâmica, B: cimento resinoso, C: dentina, D: resina composta, E: pino de fibra de vidro. B) F: pino metálico, G: guta percha, H: ligamento periodontal, I: osso cortical e J: osso medular.



Fonte: Elaborado pelo autor

3.3 Simulação

Para a simulação todos os modelos foram exportados do software Solidworks para o software de simulação do MEF Ansys Workbench v11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), por meio de suplemento próprio do Ansys. As estruturas configuradas com propriedades mecânicas obtidas na literatura foram consideradas isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas, conforme Tabela 1.

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	84,1	0,33
Dentina	18,45	0,29
Ligamento periodontal	0,006	0,45
Osso cortical	11,17	0,45
Osso esponjoso	0,0962	0,30
Guta-percha	0,14	0,40
Cimento resinoso (Rely X Arc-3M ESPE, MN, USA)	5,5	0,24
Resina composta (Bis-Core, Bisco, Schaumburg, EUA)	12	0,33
Cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS Empress 2)	103	0,24
Aço inoxidável (pino metálico pré-fabricado, Unimetric 308L, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça)	210	0,3
Liga cromo cobalto (pino metálico fundido)	218	0,33

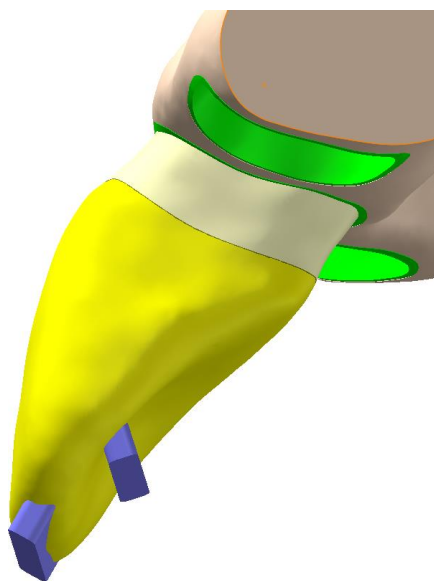
Fonte: ALBAKRY, 2003; ESKITASCIOGLU et al., 2004; LANZA et al., 2005; MATTOS et al., 2012; MEZZOMO et al., 2011; PINI et al., 2002.

Embora o coeficiente de fricção varie de acordo com diversos fatores, alguns contatos entre as diferentes estruturas foram considerados como friccionais, permitindo deslizamentos e formação de espaços objetivando mais aproximação à situação real. O contato proximal entre dentes foi considerado sem fricção e as outras áreas de contato avaliadas como união perfeita (TILLITSON; CRAIG; PEYTON, 1971).

As cargas mastigatórias humanas demonstram picos de 350N na região posterior e 200N na região anterior (DELONG ; DOUGLAS,1991; HIDAKA et al., 1999). Alguns estudos demonstram que próteses fixas podem sofrer cargas que atingem até 650N (JEMT; KARLSSON; HEDERGARD, 1979; FERRARIO et al., 2004). Para simulação de cargas mastigatórias no presente trabalho, duas condições de carregamento foram utilizadas. A primeira utilizada foi uma carga oblíqua de 100N, direcionado em 133 graus em relação ao longo eixo do dente para a região compreendida entre o terço médio e incisal da concavidade palatina do

elemento 21, por meio de uma estrutura modelada no formato da face incisal do elemento 31 (Fig. 10). A segunda consiste numa carga vertical de 100N, direcionado paralelamente ao longo eixo do dente para a região compreendida na face incisal do elemento 21, por meio de uma estrutura modelada no formato da face incisal do elemento 31 (Fig. 10).

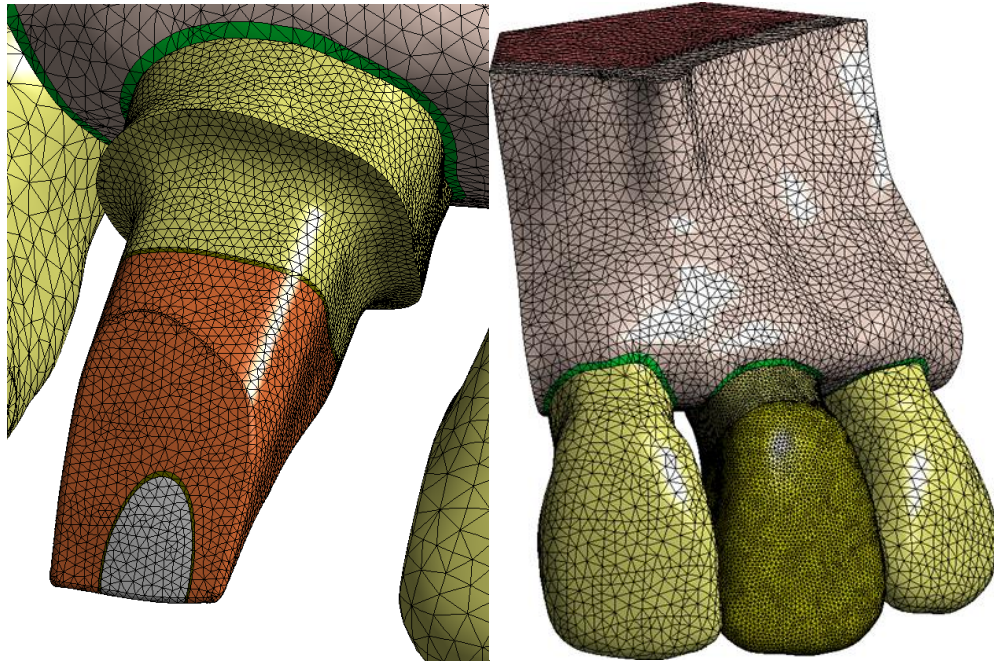
Figura 10: Aplicação das cargas mastigatórias e vetores de cargas marcados com estruturas em azul.



Fonte: Elaborado pelo autor

Para se assegurar uma análise comparativa precisa, as malhas geradas foram validadas através de um processo de refinamento de malha, verificando-se a convergência dos resultados. Foram aumentados gradualmente o número de nós e elementos nas regiões de picos de tensão, para que a diferença nos resultados, entre um refinamento de malha e outro atingisse de 5% ou menos. Adicionalmente, componentes que possuem geometricamente a mesma estrutura, como: ligamento periodontal, dentina, coroa, osso alveolar, utilizaram a mesma malha nas simulações. Com essas medidas, o erro da simplificação característico do processo de discretização foi minimizado. A malha foi gerada com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós (Ansys solid 187), que possibilitarão a simulação de estruturas irregulares, resolvendo-as no Windows 7x64, processador Intel i7 920, 24 Gb RAM. Durante a simulação o número de nós variou de 730.152 a 793.144 e o número de elementos de 448.295 a 479.727 (Fig. 11).

Figura 11: Malhas de elementos finitos.



Fonte: Elaborado pelo autor

4 ARTIGO

TENSÕES GERADAS EM COROAS CERÂMICAS DE DENTES REABILITADOS POR QUATRO TIPOS DE PINOS INTRA-RADICULARES: avaliação pelo método dos elementos finitos

Artigo preparado dentro das normas do The Journal of Prosthetic Dentistry (Qualis A2).

Normas para submissão de artigos podem ser visualizadas no endereço eletrônico: <http://www.thejpd.org/>

Tensions generated on ceramic crowns rehabilitated with four types of intraradicular pins: evaluation applying the finite element method

Graziele Duarte,^a Frank Ferreira Silveira,^b Paulo Isaias Seraidarian,^b Eduardo Nunes^b

Work developed at the Postgraduate Dentistry Course – Master's in Clinical Dentistry of the Department of Dentistry of PUC Minas, Belo Horizonte, Brazil, November 2016.

^a Student of the Master's Degree Program in Dentistry of PUC Minas.

^b Professor of the Department of Dentistry at PUC Minas.

Correspondence:

Prof. Eduardo Nunes

PUC Minas Master's Degree Program in Dentistry

Av. Dom José Gaspar, 500 – Prédio 46

30.535-901 – Belo Horizonte/MG – Brazil

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

E-mail: edununes38@terra.com.br

ABSTRACT

Clinical implications: the analysis of the results of the M2 model shows that the increased rigidity of an indirect metal pin and the rehabilitation with a full ceramic crown promotes a protection against bending and reduces the risk of coronary fractures on both axial and oblique loads. Objective: The objective of this study was to evaluate the stress distribution generated on rehabilitated ceramic crowns endodontically treated with intraradicular pins of different materials. Materials and Methods: For this study, four dimensional models of maxillary incisors were subjected to axial and oblique masticatory loads, restored with the respective materials; M1: prefabricated fiberglass pin coated with composite resin and full ceramic crown restoration; M2: indirect metal pin and full ceramic crown restoration; M3: fiberglass pin and full ceramic crown restoration, M4: prefabricated stainless steel pin and full ceramic crown restoration. The simulation was carried out applying the finite element method (FEM) and Rankine criterion analysis. Results: The results showed that the M2 model presented better results on both axial as oblique loads.

DESCRIPTORS: Dental Crown. Finite Element Method. Dental retentive pins.

CLINICAL IMPLICATIONS

The analysis of the results of the M2 model shows that the increased rigidity of the indirect metal pin and rehabilitation with a full ceramic crown offers better protection against bending and reduces the risk of coronary fractures on both axial and oblique loads.

INTRODUCTION

Dentistry aims to restore the structure of teeth with permanent damage, due to extensive cavities, and root or crown fractures. Teeth restoration has the purpose to establish lost masticatory functions and improve dental aesthetics.¹

The rehabilitation of endodontically treated teeth is a major clinical challenge in contemporary dentistry. Teeth with extensive coronary destruction and endodontic treatment show the need for prefabricated or molded intraradicular pins.² The difference between the elastic modulus of the components and the pins is an issue that generates controversies in literature. Pins with low elastic modulus can act as a wedge, increasing the risk of fracturing the root.³

Teeth rehabilitated with pins usually present retention and transference of load at the core from the crown, covering the structure of the remaining root.⁴ Ceramic materials used for rehabilitation of anterior and posterior teeth, in order to make fixed prostheses, show a high success rate in clinical applications.⁵

The evolution of science and technology has motivated the simulations and mechanical analyses of biological structures through advanced computer systems. The (FEM) is an analytical technique and currently one of the most comprehensive computational tools used to study the distribution of stresses in dentistry. It is an engineering resource used to calculate the stress and deformation of complex structures, which is widely applied in biomedical research.^{6,7}

This study aims to evaluate stresses on ceramic crowns of endodontically treated teeth, rehabilitated with four types of intraradicular pins using FEM.

MATERIALS AND METHODS

For this study, 4 three-dimensional models of the upper maxillary central incisors were submitted to axial and oblique masticatory loads. The analysis related to the distribution of stresses on the ceramic crown and root dentin was carried out with computational analysis methods, which apply the FEM.

Through the reconstruction of the tomography, the preprocessing included creating a computational model and the settings required for the simulation. At this stage, a computerized tomography was performed for orthodontic purposes.

For the parameterized and desired geometries, the teeth and external bone surface were segmented using manual tomography, and reconstructed three dimensionally in a non-parametric model. To allow editing with a minimal distortion, parameterized models were created in Solidworks Premium "Scan to 3D" (Dassault Systèmes Solidworks Corps, Massachusetts, USA).

Based on references in literature, the geometric characteristics of the remaining structures, periodontal ligament, was modeled with a 0.25mm thickness around roots of the teeth. The bone was modeled with cortical thickness of 2mm and 0.7mm cortical bone around the teeth and, since there are no predefined values of bone thickness, the thin cortical bone classification criteria was applied.⁸

Thus, facilitating the process and reducing the computational burden, only the region of interest and the necessary structures, represented by elements 11, 21 and 22, were kept.

The models created simulated an endodontic treatment and the pulp cavity was introduced with gutta-percha, intraradicular pin and full ceramic crown rehabilitation. The

geometry of the coronary preparations was described in the guidelines of the lithium disilicate glass ceramic manufacturer (IPS-Empress 2, Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein), a 2-mm projection or splint above the end line, incisor surface of 2mm, 1mm vestibular, proximal and palatal surfaces, finished with chamfered and rounded edges (Fig. 1).

The models of the upper maxillary central incisor were rehabilitated with a full ceramic crown, 2mm coronary preparation on the surface of the incisor, and 1mm on the vestibular, proximal and palatal surfaces. Next, divided into the four experimental groups:

- a) M1 model: 1.8mm prefabricated fiberglass pin (White Post DC2, FGM Produtos Odontológicos, Joinville, Brazil), coated with composite resin (Bis-Core, Bisco, Schaumburg, USA) for filling;
- b) M2 model: 2mm Metallic Pin (NiCr);
- c) Model M3: 1.8mm prefabricated fiberglass pin (White Post DC2, FGM Dental Products, Joinville, Brazil), with resin cement filling the surface of the root (Relyx Arc-3M ESPE, MN, USA) and with composite resin filling of the coronary surface (Bis-Core, Bisco, Schaumburg, USA) up to 1mm below the plateau;
- d) Model M4: 1.75mm prefabricated stainless steel pin (Unimetric 308L, Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), with resin cement filling the surface of the root (Relyx Arc-3M ESPE, MN, USA) and composite resin filling the coronary surface (Bis-Core, Bisco, Schaumburg, USA) up to 1 mm below the plateau.

Figure 2 shows images of different models.

In the simulation, structures are configured with mechanical properties obtained in literature considered as isotropic, homogeneous and linearly elastic. The models were exported from Solidworks to the simulation of the FEM Ansys Workbench v11 (Ansys Inc.,

Canonsburg, PA, USA), through Ansys' own supplement. Two loading conditions were used for the simulation of masticatory loads. An oblique load of 100N was first applied, at 133 degrees along the axis of the tooth, between the middle third to the incisor of element 21, by means of a structure on the surface of the incisor of element 31. The second consisted of a vertical load of 100N, directed in parallel to the long axis of the tooth in the region included on the surface of the incisor of element 21 (Fig. 3).

The number of nodes and elements gradually increased in the regions with tension peaks, for the difference between a mesh refinement and another reached 5% or less. Additionally, components that have the same geometrical structure, such as periodontal ligament, dentin, crown, alveolar bone knit, used the same mesh in all simulations. With these measures, the error of the characteristic simplification of the discretization process will be minimized. The mesh was generated with quadratic tetrahedral elements of 10 knots (Ansys solid 187), which enabled the simulation of irregular structures, solved in Windows 7x64, Intel i7 920, 24 Gb RAM. Figure 4 shows the image of meshes. The data were recorded, evaluated and compared.

RESULTS

In order to better understand the situation analyzed, the results were recorded, evaluated and compared for qualitative and quantitative analysis.

Predicting the probable lines of fracture that may occur on the ceramic crown, stress vectors in the models of the ceramic crown on the axial and oblique load were plotted, verifying the direction in which the highest tensile stresses develop, thus, differentiating fractures that lead to a possible loss and helping to understand the prognosis of each model.

Table 1 and figures 5 and 6 refer to the results of the ceramic crown when subjected to the axial and oblique load.

DISCUSSION

Clinical studies are essential to evaluate the longevity of endodontically treated teeth, rehabilitated with ceramic crowns and intraradicular pins. When we mechanically analyze a structure, the characteristics and behavior of the materials used allow predicting their behavior as accurately as possible.

The FEM is one of the most used techniques for the analysis of stress, due to the display of a real structure, by means of a finite number of elements.⁹ To correctly interpret the dental research used in this study, it becomes fully necessary to know the anatomical structures from Scanners or CT Scans.⁶

The success of the endodontic treatment is directly linked to the prosthetic rehabilitation.¹⁰ Due to the wide variety of restorative materials, questions arise when it comes to choosing the right one, which can influence the longevity of endodontically treated teeth.⁶ The risk of fractures is lower on roots of teeth with extensive coronary destruction, endodontically treated, and rehabilitated with intraradicular pins and ceramic crowns.^{4,11}

When evaluating the mechanical behavior of teeth, variations directly related to different restorative materials and heights of splints can be observed.¹² Stress concentration did not occur on the tooth, regardless of the types of intraradicular pins used and heights of splint for the coronary structure.¹³

In the literature, the rehabilitation of endodontically treated teeth still represents a major clinical challenge in dentistry. Comparing the risk of fractures in teeth rehabilitated with ceramic crowns and pins with higher rigidity (metal pins) and lower rigidity (glass fiber), conflicting reports are found showing lower risk of fracture to teeth rehabilitated with pins with higher rigidity^{14,15} lower risk of minor risk of pins with lower rigidity.^{16,17}

Since the materials used to manufacture intraradicular pins have different elastic modulus, strength and deformation, in this work, four different types of pins were evaluated separately to avoid misinterpretations.

The average values of masticatory loads in patients without masticatory dysfunction range from 50N to 150N. Teeth fractures usually occur due to a fatigue process in which the chewing force adversely influences the properties of the materials. Since the normal masticatory load was mostly frequent among patients, similar values were applied in the simulation. In this study, the masticatory loads used for the simulation were applied obliquely at 133 degrees along the axis of the tooth (100N) and vertically in parallel along the axis of the tooth (100N).

Predicting that lines of fracture may occur, we plotted the stress vectors in models of ceramic crown over the axial and oblique load, allowing to verify where tensile stresses develop. The human masticatory loads show peaks of 350N in the posterior part and 200N in the anterior part^{18,19} whereas, fixed prostheses may suffer masticatory loads of 650N.^{20,21}

The ceramic crown was examined applying the Rankine criterion, or criterion of maximum normal stress. This option is justified because it is a criterion that distinctly analyzes tensile and compressive stresses. Most structures present a friable behavior, which, among other properties, indicates materials that are less resistant to tensile than to compression. The Von Mises criterion was not recommended for this analysis because it does not differentiate tensile and compressive stresses indicated for ductile materials. Literature includes the Von Mises criterion, which evaluated the distribution of stress on a maxillary central incisor, endodontically treated, and rehabilitated with ceramic crown and intraradicular pins.¹⁰ Considering the equivalent stresses that act on the structure, there is no difference between tensile or compressive stresses, reason for which it is indicated for ductile materials.

Comparing the results of the ceramic crown over the axial load, the distribution of tensions followed similar patterns between the models. On the axial load, the compressive stresses tend to dissipate around the vestibular surface and palatal preparation. This compression on opposite sides tends to cause the separation of the crown between vestibular and palatal surfaces, which causes the concentration of tensile stresses to the cervical-proximal margin.

Considering the oblique load, flexion takes place with projection of the vestibular wall, while the pin and splint promote the resistance of the lingual wall to this projection, which results in the tension to the proximal walls, causing accumulation of tensile stress between the proximal and vestibular walls.

The characteristics and behavior of materials are important, in order to reach the highest level of accuracy of the structure, when mechanically analyzing a structure. The quality of the result will be near accuracy, depending on the accuracy of the simulated model, with the FEM, or in vitro studies.

As to the quantitative results, due to the higher rigidity of the M2 pin, there is less bending, which lowers the chances of fracturing the crown. The variable rigidity of pins, such as the M1, M3 and M4 models, causes a significant higher risk of fractures to the crown than the M2 model, on both axial and oblique loads, with a similar rigidity at a coronary level. The results of the M1, M3 and M4 models were very similar, with minor variations between them, which can be explained, since the coronal is the part with the most composite resin and fiberglass material, which have a lower elastic modulus, similarly influencing the division of force of the ceramic crown.

CONCLUSION

The analysis of the higher rigidity of the M2 model shows that the risk of fractures to the ceramic crown is reduced on both the axial and oblique loads. Clinically, resources that increase this rigidity are favorable when we compared masticatory loads that focus on endodontically treated teeth rehabilitated with intraradicular pins and ceramic crowns.

REFERÊNCIAS

1. Kantor ME, Pines MA. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1977;38:405-12.
2. Boschian Pest L, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002; 18:596-602.
3. Santos AF, Tanaka CB, Lima RG, Espósito CO, Ballester RY, Braga RR, et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. *J Endod* 2009;35:117-20.
4. Schmidlin PR, Stawarczyk B, De Abreu D, Bindl A, Ender A, Ichim IP. Fracture resistance of endodontically treated teeth without ferrule using a novel H-shaped short post. *Quintessence Int* 2015;46:97-108.
5. Zheng Z, Lin J, Shinya A, Matinlinna JP, Botelho MG, Shinya A. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. *J Investig Clin Dent* 2012;3:291-7.
6. Vasco M, Souza J, Las Casas E, Castro e Silva A, Hecke M. A method for constructing teeth and maxillary bone parametric model from clinical CT scans. *CMBBE: Imaging & Visualization* 2015;3:117-22.
7. Knop L, Gandini LG Jr, Shintcovsk RL, Gandini MR. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. *Dental Press J Orthod* 2015;20:119-25.
8. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.
9. 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;14:293-6.

10. Mezzomo LA, Corso L, Marczak RJ, Rivaldo EG. Three-dimensional FEA of effects of two dowel-and-core approaches and effects of canal flaring on stress distribution in endodontically treated teeth. *J Prosthodont* 2011;20:120-9.
11. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71:565-7.
12. Watanabe MU, Anchieta RB, Rocha EP, Kina S, Almeida EO, Freitas AC Jr, et al. Influence of crown ferrule heights and dowel material selection on the mechanical behavior of root-filled teeth: a finite element analysis. *J Prosthodont* 2012;21:304-11.
13. Uddanwadiker RV, Padole PM, Arya H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. *J Biosci Bioeng* 2007;104:363-70.
14. Balkaya MC, Birdal IS. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. *J Prosthet Dent* 2013;109:296-303.
15. Kaya BM, Ergun G. The effect of post length and core material on root fracture with respect to different post materials. *Acta Odontol Scand* 2013;71:1063-70.
16. Gbadebo OS, Ajayi DM, Oyekunle OO, Shaba PO. Randomized clinical study comparing metallic and glass fiber post in restoration of endodontically treated teeth. *Indian J Dent Res* 2014;25:58-63.
17. Torres-Sanchez C, Montoya-Salazar V, Cordoba P, Velez C, Guzman-Duran A, Gutierrez-Perez JL, et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements. *J Prosthet Dent* 2013;110:127-33.
18. DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991;38:339-45.

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;78:1336-44.
20. Jemt T, Karlsson S, Hedegård B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. *J Prosthet Dent* 1979;42:669-73.
21. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32:451-7.

TABELA

Tabela 1. Valores de picos dos resultados na coroa cerâmica pelo critério das tensões principais máximas (em Mpa)

	Carga axial	Carga oblíqua
M1 (fibra de vidro + resina)	19.84 (120%)	44.29 (196%)
M2 (NMF)	16.52 (100%)	22.60 (100%)
M3 (fibra de vidro + cimento)	20.10 (121%)	47.03 (208%)
M4 (pino metálico pré-fabricado)	20.06 (121%)	45.02 (199%)

(Mpa: Megapascal, NMF: Núcleo Metálico Fundido).

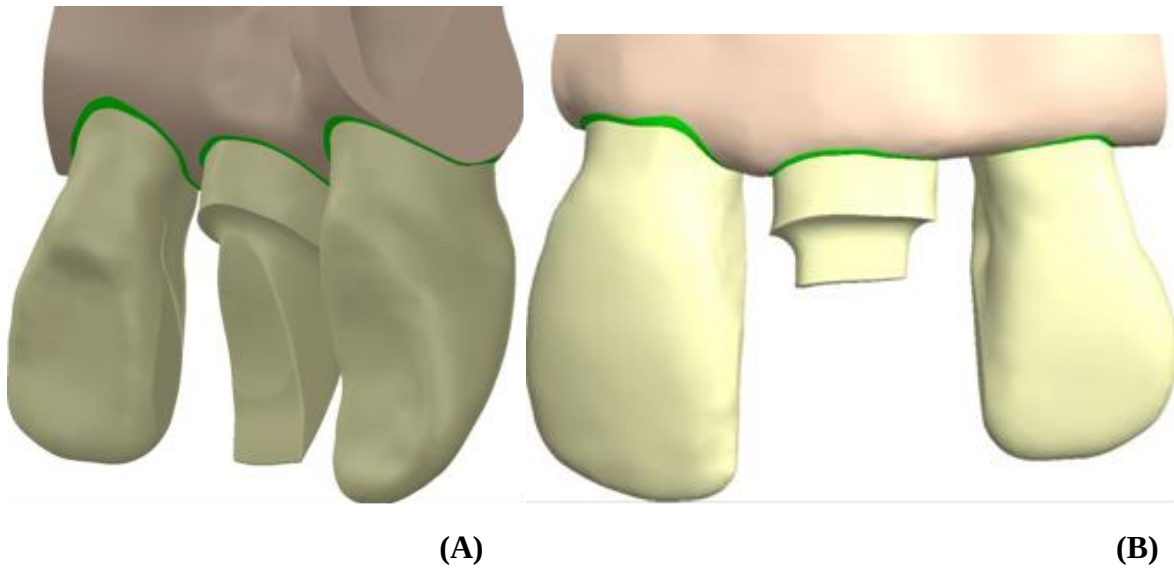
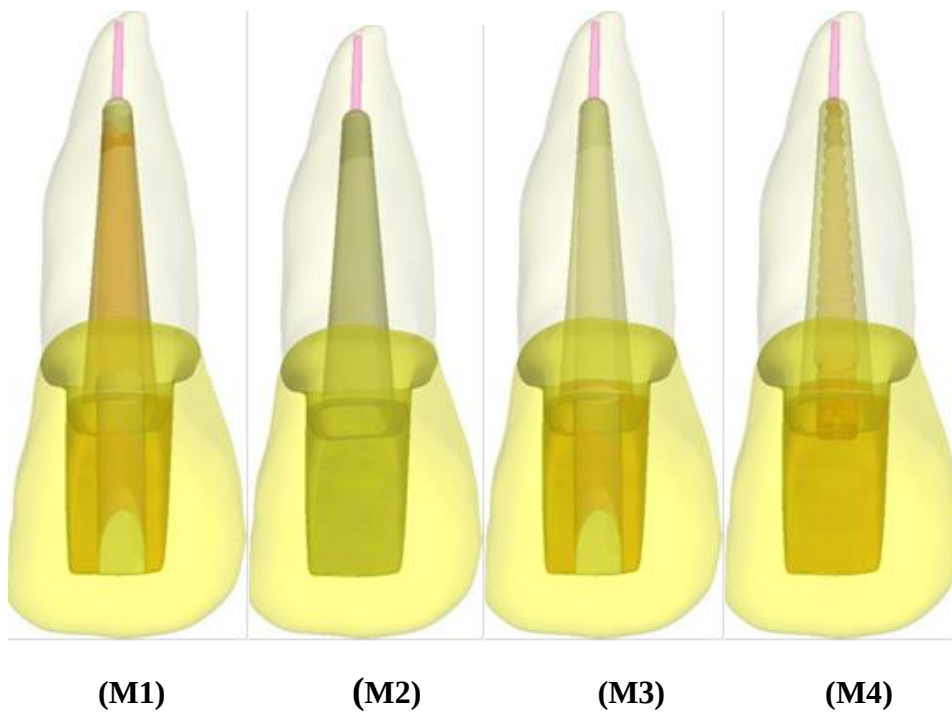
FIGURAS**Figura 1. Preparo dentário para coroa (A) e férula de 2 mm (B).****Figura 2. Modelos com estruturas semitransparentes para visualização de componentes internos.**

Figura 3. Aplicação das cargas mastigatórias e vetores de carga marcados com estruturas em azul.

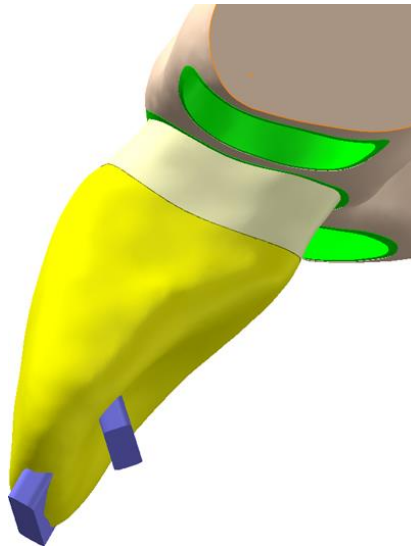


Figura 4. Malhas de elementos finitos.

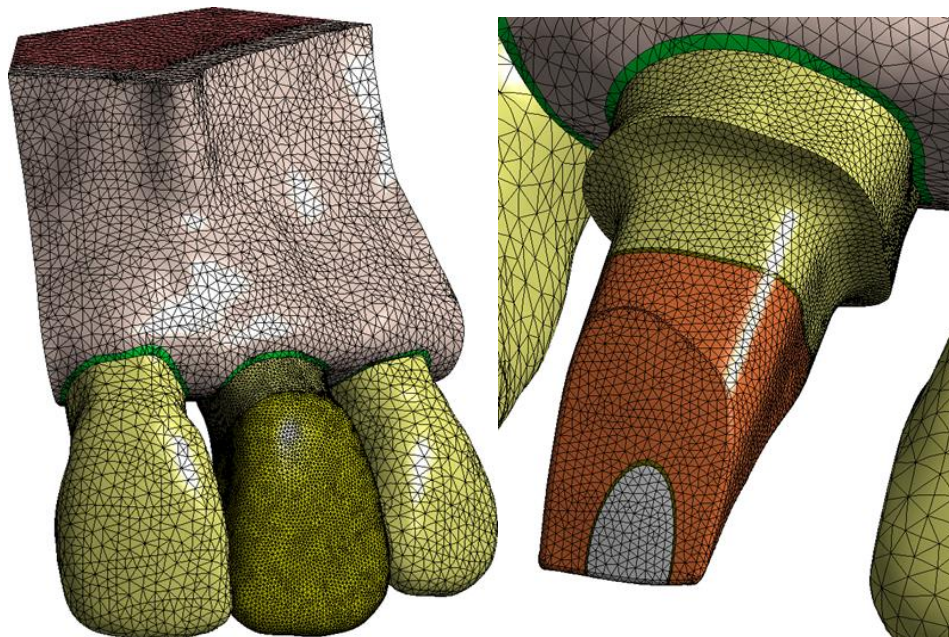
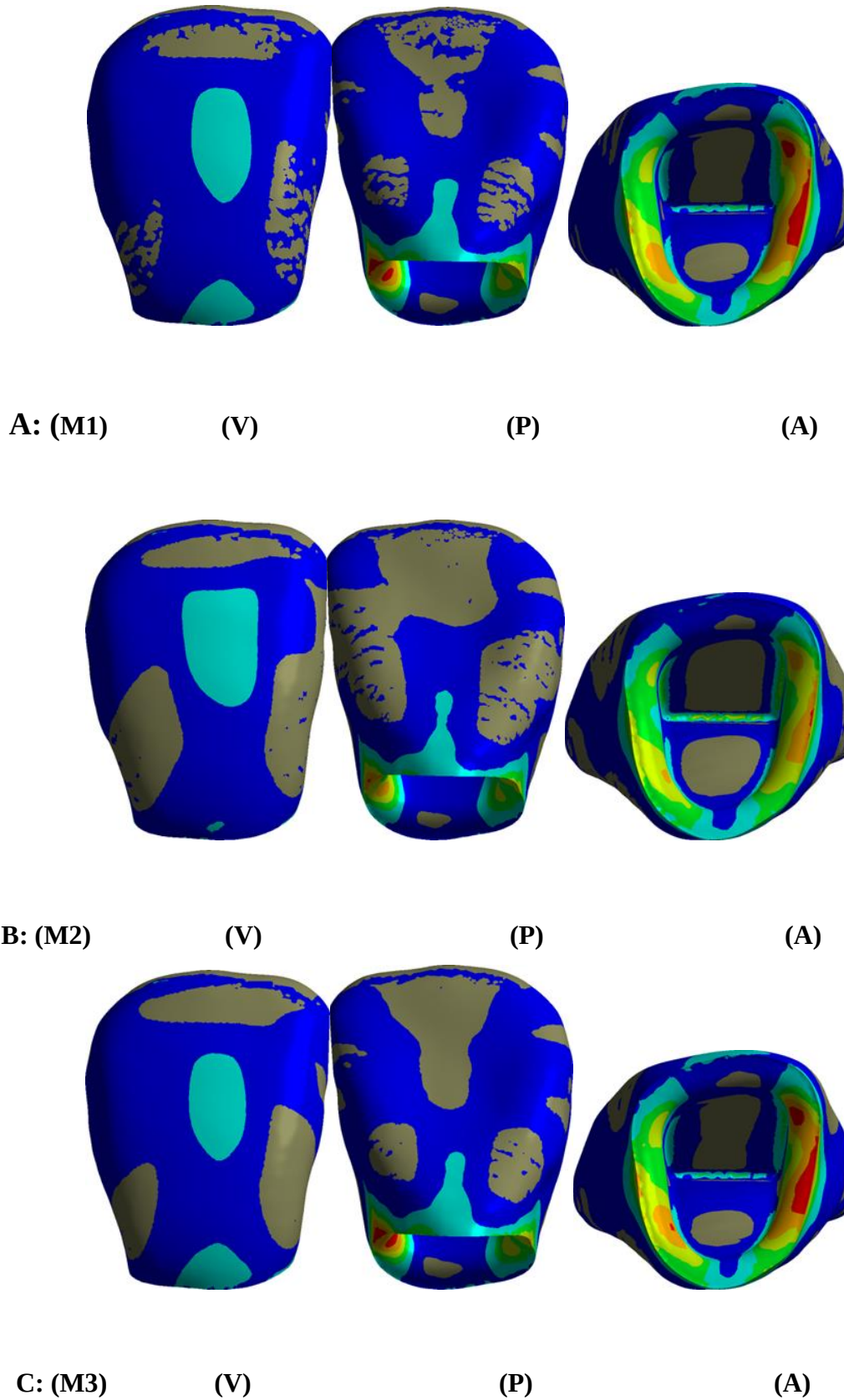


Figura 5. Plotagem das tensões máximas principais na coroa cerâmica, para modelos submetidos à carga axial.



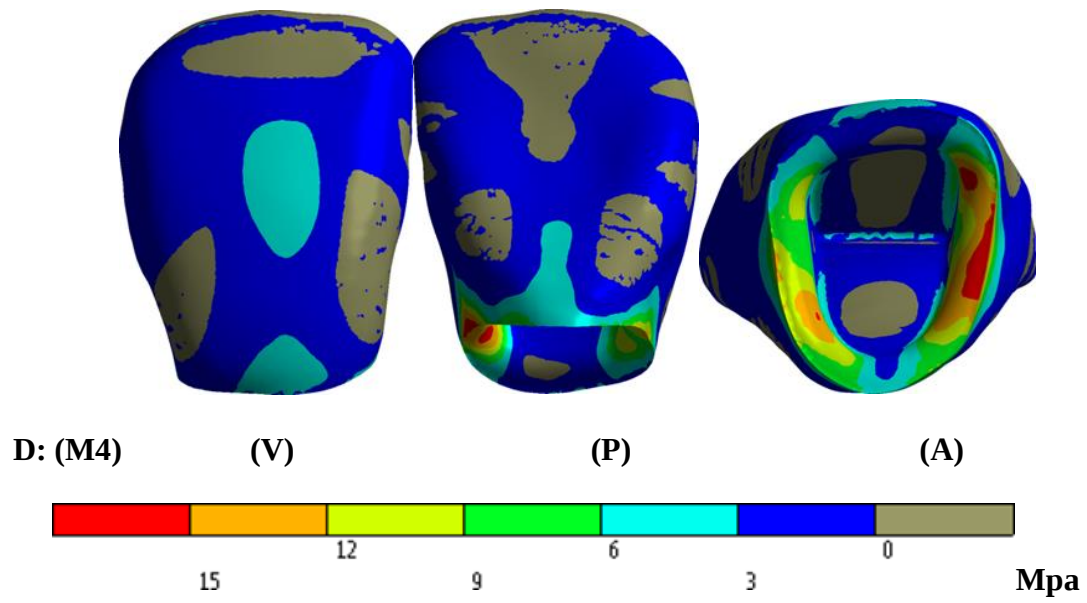
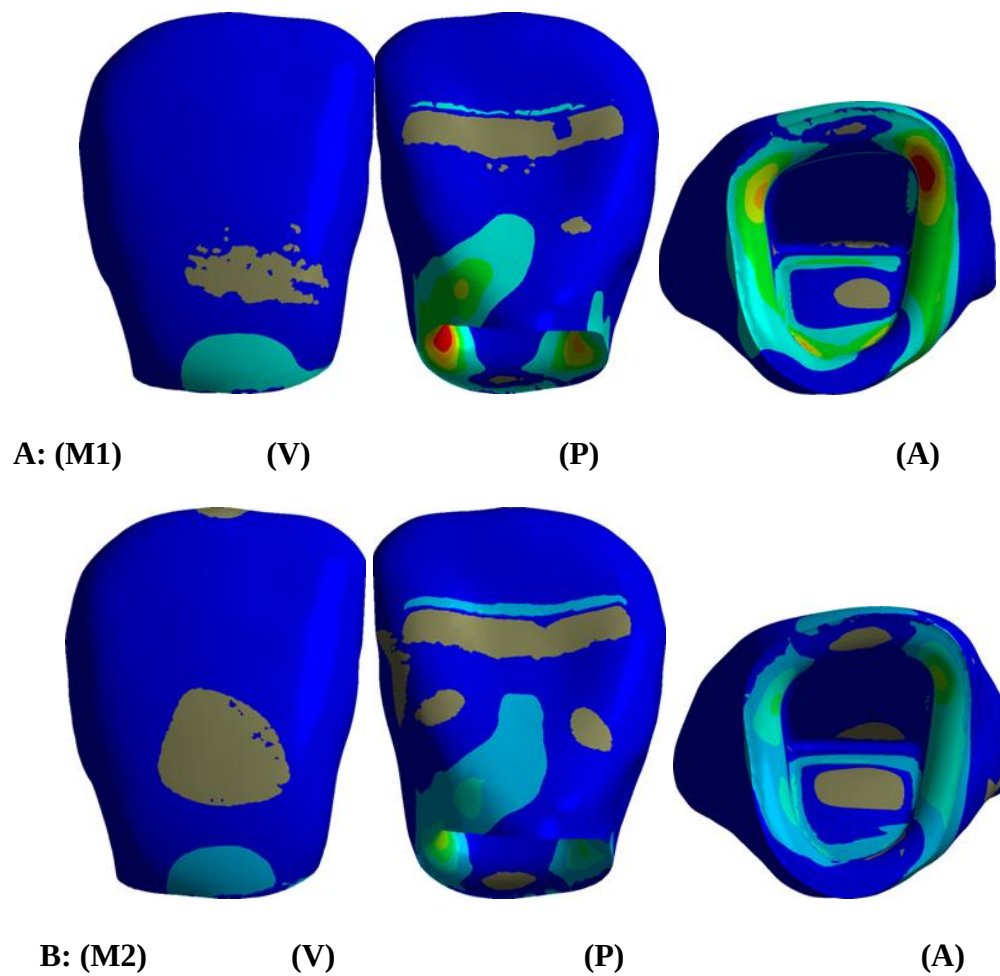
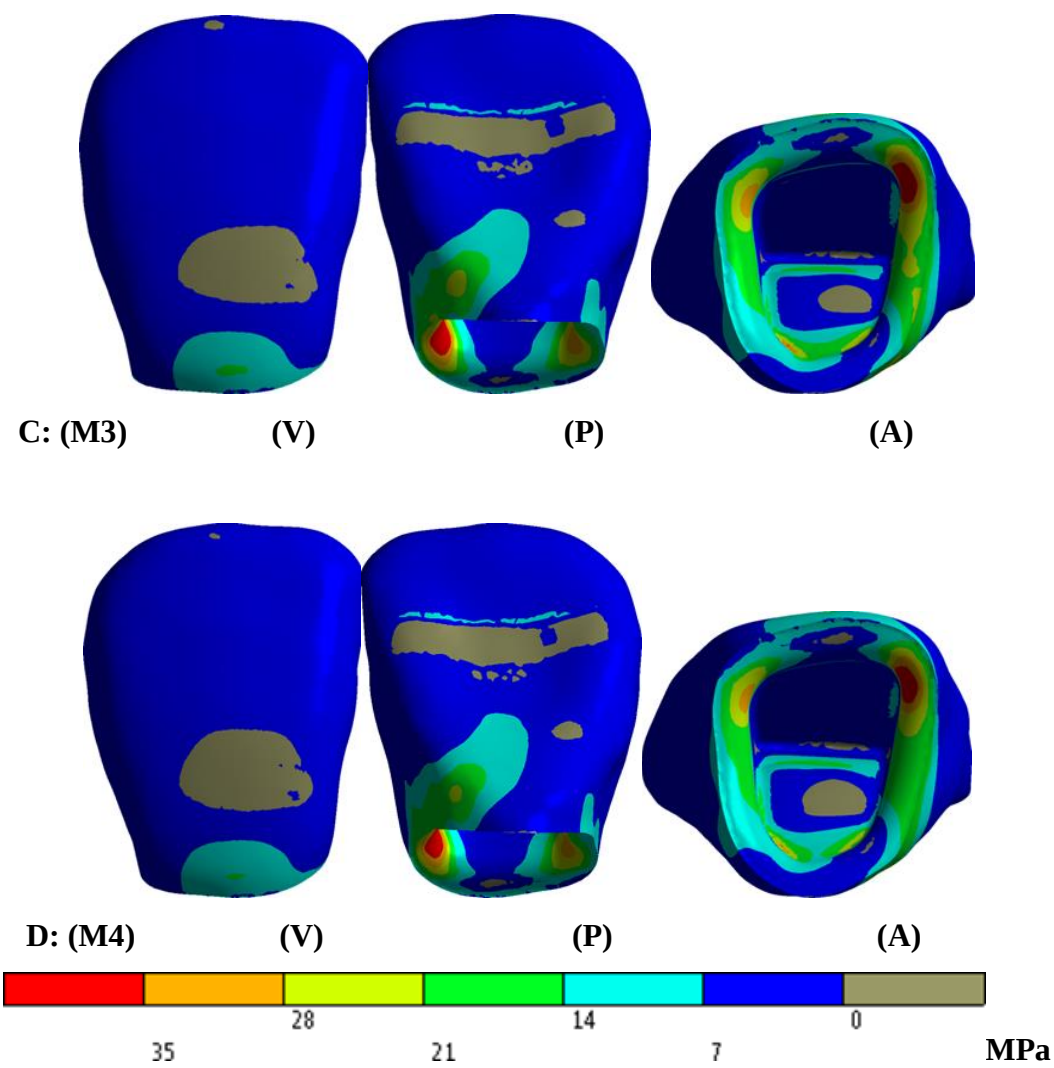


Figura 6. Plotagem das tensões máximas principais na coroa cerâmica, para modelos submetidos à carga oblíqua.





LEGENDAS

Tabela 1. Valores de picos dos resultados na coroa cerâmica pelo critério das tensões principais máximas (em Mpa).

Fig. 1. Preparo dentário para coroa (A) e férula de 2mm (B).

Fig. 2. Modelos com estruturas semitransparentes para visualização de componentes internos.

Fig. 3. Aplicação das cargas mastigatórias e vetores de carga marcados com estruturas em azul.

Fig. 4. Malhas de elementos finitos.

Fig. 5. Plotagem das tensões máximas principais na coroa cerâmica, para modelos submetidos à carga axial.

Fig. 6. Plotagem das tensões máximas principais na coroa cerâmica, para modelos submetidos à carga oblíqua.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Estudos clínicos são essenciais, para avaliar a longevidade de dentes tratados endodonticamente, reabilitados com coroas totais cerâmicas e pinos intraradiculares. Quando analisamos uma estrutura mecanicamente, as características e comportamento dos materiais utilizados possibilitam prever seu comportamento da forma mais precisa possível.

O MEF é uma das técnicas mais utilizadas para análise de estresse, devido à visualização de uma estrutura real, através de um número finito de elementos (RIBEIRO et al., 2009; AGGARWAL; GARG, 2011). Idealmente, a análise quantitativa é recomendada conjuntamente com a qualitativa auxiliando na interpretação dos resultados, como realizado neste trabalho.

Quanto aos resultados quantitativos, devido a maior rigidez do pino M2 a tendência de flexão do sistema é diminuída o que resulta no menor risco de fratura da coroa. A rigidez variável dos pinos nos modelos M1, M3 e M4 resulta em risco de fratura da coroa significantemente maior que M2, tanto sobre cargas axiais e oblíquas, possuindo uma rigidez semelhante a nível coronário. Os resultados dos modelos M1, M3 e M4 foram muito próximos, com pequenas variações entre eles, isso pode ser explicado porque na porção coronária a maior parte de material de preenchimento é resina composta e fibra de vidro, que possuem menor módulo de elasticidade e afetam de forma semelhante à tendência de divisão de forças da coroa.

REFERÊNCIAS

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.

ALBAKRY, M. et al. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials.

The Journal of Prosthetic Dentistry, v.89, n.4, p. 374-380, Apr. 2003.

BOSCHIAN, P.L. et al. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push out tests and SEM observations.

Dental Materials, v.18, n.8, p. 596-602, Dec. 2002.

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.

ESKITASCIOGLU, G. et al. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study.

Journal of Prosthetic Dentistry, v.91, n.2, p. 144-150, Feb. 2004.

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.

HIDAKA, O. et al. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure.

Journal of Dental Research, v.78, n.7, p. 1336-1344, July 1999.

JEMT, T.; KARLSSON, S.; HEDERGARD, 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.

KANTOR, M.E.; PINES, M.S. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth.

The Journal of Prosthetic Dentistry, v.38, n.4, p. 405-412, Oct. 1977.

KNOP, L. et al. Scientific use of the finite element method in Orthodontics.

Dental Press Journal of Orthodontics, v.20, n.2, p. 119-125, Mar. 2015.

LANZA, A. et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor.

Dental Materials, v.21, n.8, p. 709-715, Aug. 2005.

LEKHOLM, U.; ZARB, F.L. Patient selection and preparation. In: BRÅNEMARK, P.I.; ZARB, G.A.; ALBREKTSSON, T. (Eds.) **Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence Publishing; 1985. p. 199-209.

LINDHE, J.; KARRING, T. Anatomia do periodonto. In: LINDHE, J.; KARRING, T.; LANG, N.P. **Tratado de periodontia clínica e implantologia oral**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997. p. 25.

MATTOS, C.M. et al. Numerical analysis of the biomechanical behavior 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, Apr. 2011.

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

RIBEIRO, J.P.F. et al. Análise 3D do comportamento biomecânico de dentes reabilitados com retentores de fibra e cerâmico. **Revista de Pós-Graduação USP**, v.4, n.15, p. 270-277, May 2009.

SANTOS, A.F.V. et al. Vertical root fracture in upper premolars with endodontic posts: finite element analysis. **Journal of Endodontics**, v.35, n.1, p. 117-120, Jan. 2009.

SCHIMIDLIN, P.R. et al. Fracture resistance of endodontically treated teeth White out ferrule using a novel H-shaped short post. **Quintessence International**, v.46, n.2, p. 97-109, Feb. 2015.

TILLITSON, E.W.; CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Friction and wear of restorative dental materials. **Journal of Dental Research**, v.50, n.1, p. 149-154, Jan./Feb. 1971.

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, Aug. 2015.

VASCO, M.A.A. et al. Utilizada de tomografias computadorizadas de baixa resolução para a construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes. **Revista Internacional de Métodos Números para Cálculo y Diseño em Ingenieria**, v.32, n.1, p. 1-6, mar. 2016.

ZHENG, Z. et al. Finite element analysis to compare stress distribution of gold alloy, lithium-disilicate reinforced glass ceramic and zirconia based fixed partial denture. **Journal of Investigative and Clinical Dentistry**, v.3, n.10, p. 291-297, July 2012.