



UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ODONTOLOGIA

LILIANE MOTTA DE LIMA

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM COROAS TOTAIS  
COM SISTEMA METAL-FREE POR MEIO DO MÉTODO  
DE ELEMENTOS FINITOS**

Manaus – AM

2016

UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

LILIANE MOTTA DE LIMA

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM COROAS TOTAIS  
COM SISTEMA METAL-FREE POR MEIO DO MÉTODO  
DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao  
Programa de Pós-Graduação em  
Odontologia da Universidade  
Federal do Amazonas como  
requisito parcial para obtenção do  
título de Mestre em Odontologia.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Leandro de Moura Martins

Manaus – AM

2016

## Ficha Catalográfica

Ficha catalográfica elaborada automaticamente de acordo com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

L732d Lima, Liliane Motta de  
Distribuição de tensões em coroas totais com sistema metal-free  
por meio do método de elementos finitos / Liliane Motta de Lima.  
2016  
67 f.: il. color; 31 cm.

Orientador: Leandro de Moura Martins  
Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Federal  
do Amazonas.

1. Análise de elementos finitos. 2. Coroas dentárias. 3. Cerâmica.  
4. Resinas compostas. 5. Análise das tensões dentárias. I. Martins,  
Leandro de Moura II. Universidade Federal do Amazonas III. Título

LILIANE MOTTA DE LIMA

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM COROAS TOTAIS  
COM SISTEMA METAL-FREE POR MEIO DO MÉTODO  
DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas.

Manaus, 20 de Janeiro de 2016.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Leandro de Moura Martins, Presidente  
Universidade Federal do Amazonas

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi, Membro  
Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

Prof. Dr. Danielson Guedes Pontes, Membro  
Universidade do Estado do Amazonas

## DEDICATÓRIA

A **Deus**, meu amigo e baluarte.

Aos meus pais, **Maria Aparecida Motta de Lima e Carlos Roberto de Lima**, pelo amor e apoio incondicionais. A distância não os separa da minha mente e do meu coração.

Aos meus avós, **Iris Ibrahim de Lima** (*in memorian*), **Vanir Pereira da Silva** (*in memorian*) e **Odácio Motta da Silva**, pelos momentos vividos, pela doçura de uma infância saudosa, pelos conselhos, pelas conversas na varanda, pela contribuição de grande parte do que sou hoje. O meu amor por vocês é eterno e enche o meu coração de saudade!

Aos meus segundos pais, **Gorete Goes Vasconcelos e Francisco Sírio Litaiff Vasconcelos**, que sempre me acolheram como filha amada me fazendo sentir parte da família. A vocês a minha eterna gratidão!

Aos meus irmãos cunhados, **Sírio Goes Vasconcelos e Saymon Goes Vasconcelos**, pelo carinho e os bons momentos compartilhados. Vocês tornam a minha vida mais alegre e divertida!

Às minhas amigas irmãs, **Márcia Valéria Abtibol Nogueira e Virginia Pierosan Galuppo Martins**, que sempre me acolhem quando eu mais preciso, seja com um colo amigo ou com conselhos preciosos. A vocês a minha eterna amizade e lealdade!

Ao meu marido **Sammy R. Goes Vasconcelos** que é simplesmente tudo na minha vida! Escrever sobre você é a parte mais difícil dessa dissertação, mas também a mais emocionante! Quem me conhece sabe o quanto te admiro! És o presente mais doce, reconfortante e divino que a vida me deu. Seu amor a Deus e ao próximo, sua comovente alegria de viver e incansável entrega à construção de nossa família fazem de mim uma mulher abençoada. Amo-te para sempre e sempre!

*“Que todos os vossos assuntos se realizem com amor. ”*

*(1Co 16:14)*

## **AGRADECIMENTOS**

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas (PPGO/UFAM)** pela possibilidade a mim conferida de concluir com êxito o curso de mestrado nas dependências da Faculdade de Odontologia – FAO/UFAM e em parceria com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI/Campinas.

A **todos os professores do PPGO/UFAM** pelas experiências e conhecimentos compartilhados.

Ao **Prof. Dr. Danielson Guedes Pontes** pelo precioso incentivo a minha iniciação científica.

À **Prof. Dra. Flávia Cohen Carneiro Pontes** pela competência e parceria ao longo da execução deste trabalho.

Ao amigo **Roberto Martinho** pela agradável companhia no decorrer desta pesquisa. Foi um prazer dividir contigo as dúvidas, as inseguranças, as viagens à Campinas, as conversas, as risadas.... Foi feliz nossa cumplicidade!

Ao **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi** e a toda a equipe do CTI Renato Archer – Campinas, em especial os estimados **Daniel Takanori Kemmoku**, **Thaís Braga Baker** e **Henrique Idogava** pela dedicação e esmero despendidos em todas as etapas experimentais desta pesquisa. Sem o trabalho, os conselhos, a parceria e a competência

desta equipe, brilhantemente conduzida pelo Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi, não seria possível a feliz conclusão deste trabalho.

Ao meu mestre e orientador **Prof. Dr. Leandro de Moura Martins**, um agradecimento especial pela paciência constante, confiança inestimável e incentivo intelectual. No engatinhar de uma metodologia desafiadora, acreditaste no meu potencial quando eu mesma não o fiz. A você a minha eterna gratidão e amizade!



LILIANE DE LIMA VASCONCELOS. Distribuição de tensões em coroas totais com sistema metal-free por meio do método de elementos finitos. 2016. 67 f. Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Universidade Federal do Amazonas, Manaus-AM.

## RESUMO

O presente estudo comparou a distribuição de tensões entre coroas de primeiro molar inferior tridimensionais de resina laboratorial Lava Ultimate; 3M ESPE (LU) e de cerâmica IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent (Emax) frente à aplicação de carga funcional. Três variáveis foram estudadas pelo método de elementos finitos: o tipo e a espessura de material restaurador (1 e 2 mm), assim como a direção da carga aplicada (axial e oblíqua). Em um programa modelador (Rhinceros®; versão 5.0, Robert McNeel & Associates, USA), foram gerados modelos CAD (desenhados com auxílio do computador) de preparos de coroa total com diferentes espessuras de desgaste oclusal e suas respectivas restaurações indiretas. Em seguida, no software Femap® (versão 10.2, Siemens PLM Software, USA), realizou-se a construção da malha de elementos finitos e, após a verificação da qualidade desta, o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson dos materiais testados foram inseridos no programa. Posteriormente, no software Nei Nastran (versão 10.0.3.7, NEi Software, USA), realizou-se o estudo da distribuição de tensões a partir da simulação computadorizada dos modelos com um carregamento de 200 N nas regiões de fossa central e vertente triturante da cúspide médio-vestibular, correspondentes a um primeiro molar inferior. A análise dos dados baseou-se em uma descrição qualitativa das imagens geradas e nos valores obtidos das tensões principais máximas de cada modelo CAD. De acordo com os resultados, as coroas de LU se comportaram como estruturas transmissoras de tensões e o complexo dente/restauração como um bloco único no qual as tensões foram distribuídas de forma mais homogênea. Nas coroas de Emax, ao contrário, as tensões de tração se concentraram, sobretudo, ao longo da espessura do material. A distribuição de tensões mais favorável foi obtida com as coroas de 2 mm de espessura oclusal em uma aplicação axial da carga, principalmente para o material LU.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Coroas dentárias. Cerâmica. Resinas compostas. Análise das tensões dentárias.

LILIANE DE LIMA VASCONCELOS. Stress distribution in metal-free crowns using the finite element method. 2016. 67 p. Master's dissertation submitted to the Graduate Program in Dentistry, Federal University of Amazonas, Manaus-AM.

## **ABSTRACT**

This study compared the stress distribution between three-dimensional lower first molar crowns of indirect resin Lava Ultimate (3M ESPE) (LU) and ceramic IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) (Emax) against the application of functional load. Three variables were studied by the method of finite elements: the type and thickness of restorative material (1 or 2 mm) as well as the direction of the applied load (axial or oblique). On a modeling software (Rhinoceros; 5.0, Robert Mcneel & associates, USA), CAD models of total crown preparation were generated with different thicknesses of occlusal wear and their indirect restorations. Then in Femap® (10.2, Siemens PLM Software, USA) software, the construction of the finite element mesh was made. After checking the quality of this, the elastic modulus and Poisson's ratio of the tested materials were inserted in the program. After, in Nei Nastran software (10.0.3.7, NEi Software, USA), it was carried out the study of stress distribution from the simulation of models with a load of 200 N on the central fossa region and near the tip of the distobuccal cusp ridge, corresponding to a lower first molar crown. Data analysis was based on a qualitative description of the generated images and also on the values of maximum principal stress of each CAD model. According to the results, the LU crowns behaved as transmission structures of stresses and the complex tooth/restoration as a single block in which stress was distributed more evenly. In Emax crowns, however, the tensile stresses concentrated particularly along the thickness of the material. The more favorable stress distribution was obtained with the 2 mm thickness crowns in an axial occlusal load application, especially for the LU material.

Key words: Finite element analysis. Dental crowns. Ceramic. Composite resins. Dental stress analysis.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Preparo de coroa total com as espessuras de desgaste simuladas. Variação de espessura oclusal de material (VAR) de 1 e 2 mm.....	25
<b>Figura 2</b> - Fluxograma: delineamento do estudo e dos grupos.....	26
<b>Figura 3</b> – Vista vestibular dos modelos tridimensionais do primeiro molar mandibular com preparo de coroa total e suas respectivas coroas (a). Modelos tridimensionais do conjunto dente/restauração (b).....	27
<b>Figura 4</b> - Pontos de aplicação de carga nas regiões de fossa central (a) e vertente triturante da cúspide médio-vestibular (b) do primeiro molar mandibular, a 0,7 mm do ápice. ....	29
<b>Figura 5</b> - Carga oblíqua com angulação de 20° com a componente vertical. ....	30
<b>Figura 6</b> - Vista vestibular da variação da espessura de desgaste (1 e 2 mm, respectivamente em a e b) na face oclusal dos preparos dentários e variação de espessura de material restaurador em suas respectivas coroas totais.....	31
<b>Figura 7</b> - Vista oclusal (a) e vestibular (b) dos preparos de coroa total dos modelos tridimensionais. As raízes dos modelos foram desenhadas como incluídas em um cilindro de resina (b). ....	32
<b>Figura 8</b> - Dentes artificiais de resina acrílica da escala Peroldent (Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil). ....	32
<b>Figura 9</b> - Primeiro molar inferior esquerdo de resina acrílica da escala Peroldent (Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil) utilizado no escaneamento da superfície oclusal.....	33
<b>Figura 10</b> - Escaneamento da superfície oclusal do primeiro molar inferior da escala Peroldent (Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil). ....	33
<b>Figura 11</b> - Leitura do escaneamento da superfície oclusal do primeiro molar mandibular no software Dr. Picza (a). Edição da imagem escaneada no programa Rhinoceros® (b). ....	34

<b>Figura 1 (artigo)</b> - Vista vestibular da variação da espessura de desgaste (1 e 2 mm) na face oclusal dos preparos dentários e variação de espessura de material restaurador em suas respectivas coroas totais (a). Vista oclusal (b) e vestibular (c) dos preparos de coroa total..	34
<b>Figura 2 (artigo)</b> - Carga oblíqua com angulação de 20° com a componente vertical...	34
<b>Figura 3 (artigo)</b> - Comparação dos mapas de tensões principais máximas (tração) dos modelos com a resina laboratorial LU nas espessuras de 1 mm (a e c) e 2 mm (b e d) em resposta ao carregamento axial (a e b) e oblíquo (c e d).....	57
<b>Figura 4 (artigo)</b> - Comparação dos mapas de tensões principais máximas (tração) dos modelos com o sistema cerâmico e.max CAD nas espessuras de 1 mm (a e c) e 2 mm (b e d) em resposta ao carregamento axial (a e b) e oblíquo (c e d).....	58

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> - Propriedades mecânicas dos materiais e da dentina. ....	28
<b>Tabela 1 (Artigo)</b> - Propriedades mecânicas dos materiais e da dentina. ....	54
<b>Tabela 2 (Artigo)</b> - Valores de Tensões Principais Máximas de cada região de análise de elementos finitos (MPa). ....	5556
<b>Tabela 3 (Artigo)</b> - Maior valor de tensão principal máxima de cada modelo (MPa).....	5556

## LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS E SIGLAS

LU	Lava Ultimate
Emax	IPS e.max CAD
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAD/CAM	<i>Computer Aided Design/Computer-aided manufacturing</i>
ADA	<i>American Dental Association</i>
AEF	Análise por Elementos Finitos
NURBS	<i>Non Uniform Rational B-Splines</i>
GPa	GigaPascal
MPa	MegaPascal
N	Newton
IGES	<i>Initial Graphics Exchange Specification</i>
STL	<i>Stereolithography</i>
3D	Tridimensional

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO GERAL .....	16
2	MATERIAIS E MÉTODOS.....	24
2.1	Identificação da proposta de estudo.....	24
2.2	Tipo de estudo.....	24
2.3	Delineamento do estudo.....	24
2.4	Delineamento dos grupos.....	26
2.5	Metodologia da análise por elementos finitos .....	26
2.5.1	Apresentação dos modelos de estudo .....	27
2.5.2	Propriedades mecânicas dos materiais e da estrutura biológica de interesse .....	27
2.5.3	Estruturação dos modelos de estudo.....	28
2.5.4	Condições de contorno e carregamento.....	29
2.5.5	Variável dependente .....	31
2.5.6	Fonte dos modelos CAD .....	31
2.5.7	Caracterização da malha de elementos finitos.....	34
2.5.8	Estruturação da simulação.....	36
2.5.9	Análise dos dados .....	37
3	ARTIGO.....	38
3.1	Título.....	38
3.2	Resumo .....	38
3.3	Introdução .....	39
3.4	Materiais e métodos .....	41
3.4.1	Origem dos modelos CAD .....	41
3.4.2	Caracterização da malha de elementos finitos.....	42
3.4.3	Propriedades mecânicas dos materiais .....	43
3.4.4	Condições de interface.....	43
3.4.5	Condições de contorno e carregamento.....	44
3.4.6	Simulação computadorizada e análise dos dados .....	44
3.5	Resultados.....	45
3.6	Discussão .....	46
3.7	Conclusão.....	52
3.8	Agradecimentos .....	52
3.9	Referências.....	52
3.10	Tabelas .....	56

3.11	Figuras.....	57
4	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	60
5	REFERÊNCIAS .....	61
6	ANEXOS.....	65



## 1 INTRODUÇÃO GERAL

As cerâmicas odontológicas são altamente estéticas e capazes de reproduzir grande parte das características dos dentes naturais, sendo formadas por uma fase cristalina circundada por uma fase vítrea. A quantidade e a natureza da fase cristalina ditam as propriedades mecânicas e ópticas do material (CRAIG e POWERS, 2004). A maior desvantagem das cerâmicas é a sua friabilidade e, conseqüentemente, a falta de resistência à fratura, de modo que a principal preocupação observada nas pesquisas é a busca por formas de redução desta suscetibilidade, seja pela introdução de modificações na própria estrutura da cerâmica ou através de uma infraestrutura rígida que possa suportar a porcelana de cobertura frágil (BOTTINO *et al.*, 2001).

Melhorias nas propriedades mecânicas das cerâmicas foram alcançadas pelo aprimoramento do método de processamento e pela introdução de novas fases cristalinas. Hoje, uma grande variedade de classes cerâmicas estão disponíveis para distintas indicações, de acordo com seus fabricantes. Contudo, não existe um único sistema totalmente cerâmico capaz de ser empregado em todas as situações clínicas (MARTINS *et al.*, 2010), uma vez que estes materiais são frágeis e suscetíveis a fratura por fadiga quando submetidos ao carregamento cíclico (LAWN, DENG e THOMPSON, 2001; ZHANG *et al.*, 2013).

Um dos sistemas cerâmicos disponíveis é o de dissilicato de lítio projetado para a tecnologia de processamento CAD/CAM (IPS E.max CAD; Ivoclar Vivadent) (Emax). Devido à translucidez favorável e variedade de cores deste material vitrocerâmico, restaurações totalmente anatômicas podem ser fabricadas com subsequente caracterização da coloração (GUESS *et al.*, 2010). Devido à elevada resistência deste sistema, o material oferece aplicações versáteis e pode ser utilizado para a fabricação de coroas unitárias na região anterior e posterior, com aplicação de cimentação convencional ou autoadesiva (GUESS *et al.*, 2010).

Recentemente, pesquisadores têm introduzido estudos sobre o desenvolvimento de um material odontológico com o comportamento mecânico semelhante aos tecidos duros dentais. Esta nova modalidade de materiais restauradores indiretos trata-se de um composto híbrido formado por polímero e partículas cerâmicas (HE e SWAIN, 2011). Neste aspecto, He e Swain (2011) avaliaram as propriedades mecânicas de um polímero infiltrado por partículas cerâmicas desenvolvido pela empresa VITA (VITA Zahnfabrik, Alemanha).

Neste estudo, os autores listaram algumas vantagens deste tipo de material restaurador, a saber, uma tenacidade à fratura satisfatória, tornando o composto híbrido um candidato adequado ao sistema CAD/CAM; uma menor dureza, em comparação aos sistemas cerâmicos, prevenindo um desgaste excessivo dos dentes antagonistas; uma resposta ao escoamento semelhante ao esmalte, representando menores esforços de contato e, por fim, uma dureza e um módulo de elasticidade compatíveis com os dentes naturais, permitindo uma distribuição mais uniforme das tensões durante o carregamento (HE e SWAIN, 2011).

Um outro representante desta nova classe de materiais, disponível em tecnologia CAD/CAM, é o sistema Lava Ultimate (3M ESPE) (LU) que consiste em resina com nanopartículas de cerâmica ou resina de nanocerâmica. É composto, em peso, por 80% de cerâmica e 20% de resina composta e, a princípio, não foi classificado como uma resina, nem tampouco como um sistema cerâmico ou uma cerâmica pura (3M ESPE/Lava Ultimate).

Na realidade, o material é uma mistura de todos estes e consiste principalmente de cerâmica. Como uma resina, o material não apresenta uma natureza frágil e é resistente à fratura. Por outro lado, como uma cerâmica vítrea, o material possui uma estética duradoura (3M ESPE/Lava Ultimate; FASBINDER *et al.*, 2005). No entanto, a partir do dia primeiro de janeiro de 2013, o sistema LU foi inserido na definição ampliada do código ADA D2740 para materiais de porcelana/cerâmica, podendo ser considerado e cobrado pelos dentistas como um material restaurador cerâmico (ROHDE, 2012).

Embora seja constituído principalmente de cerâmica, a natureza não-frágil e a resistência à fratura do material são consequentes da presença de uma mistura dos seguintes tipos de carga: as nanopartículas de zircônia (4 a 11 nm de diâmetro) e de sílica (20 nm de diâmetro) aglomeradas em clusters (0,6 a 10  $\mu\text{m}$ ), as nanopartículas de sílica e as de zircônia unidas individualmente (3M-ESPE/Lava Ultimate; FASBINDER *et al.*, 2005).

Estas nanopartículas são tratadas com um agente silano que possibilita a união química entre elas e à matriz resinosa. A associação de partículas nanométricas isoladas com as aglomeradas em clusters promove a redução do espaço intersticial entre as partículas, possibilitando um conteúdo elevado, cerca de 80%, de componente cerâmico. Este reforço promove uma maior resistência ao desgaste à matriz resinosa, além de propriedades ópticas, de retenção e estética comparáveis às cerâmicas vítreas (3M-ESPE/Lava Ultimate; FASBINDER *et al.*, 2005).

O processo de fabricação envolve o uso da nanotecnologia a partir da associação entre a técnica convencional de confecção das resinas compostas e um processo inovador de fabricação caracterizado pelo controle permanente da temperatura, no qual se elimina a necessidade de queima do material após a fresagem. Apesar de suprimida a sinterização, o processo de controle da temperatura promete um material altamente estético e resistente à fratura e à flexão, garantindo durabilidade às restaurações fresadas. Em adição, garantem o polimento e ajustes mais rápidos e simples, em que pequenos reparos intra-bucais podem ser feitos por meio de resinas compostas fotopolimerizáveis (3M-ESPE/Lava Ultimate; FASBINDER *et al.*, 2005).

O sistema LU é projetado para fresagem em laboratório de prótese dentária e foi indicado, no início, para inlays, onlays, facetas e coroas totais cimentadas com cimento resinoso (3M-ESPE/Lava Ultimate; FASBINDER *et al.*, 2005). Porém, a partir de 12 de junho de 2015, o fabricante anunciou a remoção da indicação de coroa total do LU com a justificativa de que

as coroas até então cimentadas estavam apresentando uma taxa de descolamento maior do que a prevista (3M ESPE/Lava Ultimate).

Por apresentar um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, o sistema LU é mais propenso a absorver as tensões da mastigação do que as vitrocerâmicas. Em comparação com as cerâmicas de dissilicato de lítio, a resina de nanocerâmica demonstrou um menor módulo de elasticidade e uma maior resiliência, resistência à flexão e à fratura (3M-ESPE/Lava Ultimate; FASBINDER *et al.*, 2005).

Em um outro estudo, a resistência à fadiga foi comparada entre materiais cerâmicos e à base de resina composta direta e indireta, dentre estes, o sistema LU. De acordo com os autores, materiais poliméricos podem ter preferência em relação às cerâmicas vítreas devido à baixa resistência inicial à flexão e à fratura e maior suscetibilidade à degradação por testes de fadiga observadas nos materiais cerâmicos (BELLI *et al.*, 2014).

Tratando-se do desenvolvimento de pesquisas científicas, a prática de estudos clínicos se depara, frequentemente, com alguns fatores limitantes tais como o alto custo e problemas éticos que, em alguns casos, dificultam a sua plena execução (MAGNE, 2007). Os testes laboratoriais com carregamento, por sua vez, apesar de permitirem uma previsão de possíveis comportamentos mecânicos, não permitem o estudo da distribuição de tensões ao longo do material ou de uma estrutura (SUZUKI *et al.*, 2008). Nesse aspecto, uma nova alternativa tem sido empregada a fim de reduzir os custos, as limitações e os riscos envolvidos: são os chamados modelos virtuais (MAGNE, 2007).

Nesta nova modalidade de estudo, a utilização de métodos numéricos, tais como a análise por elementos finitos (AEF), pode ser uma alternativa eficaz para a interpretação e a resolução de possíveis complicações envolvendo geometrias complexas. Este método procura resolver um problema mecânico complexo dividindo-o em domínios ou sub-regiões menores e mais simples, os chamados elementos finitos, nos quais as variáveis de campo podem ser

interpoladas a partir da utilização de funções de forma, ou seja, mediante a combinação de funções já conhecidas a fim de obter a solução para o problema na íntegra (GENG, TAN e LIU, 2001).

Nesse aspecto, torna-se necessária a criação de uma malha para dividir todo o domínio em elementos finitos. Os processos de criação da malha, dos elementos e dos seus respectivos nós compreendem o processo de discretização do domínio do problema (GENG, TAN e LIU, 2001).

O primeiro passo na AEF consiste na modelagem que, por sua vez, compreende a representação da geometria de interesse no computador (GENG, TAN e LIU, 2001). Após o desenvolvimento do modelo de estudo, o passo seguinte é a utilização deste na simulação das condições necessárias para responder a questões clínicas e de interesse investigativo (TAWHAI *et al.*, 2009).

Com o desenvolvimento de imagens digitais de alta resolução, métodos mais eficientes estão disponíveis para a criação de modelos anatomicamente mais precisos, possibilitando a aplicação de softwares especializados na transformação de modelos bi ou tridimensionais a partir de dados gerados de exames como tomografia computadorizada e ressonância magnética (GENG, TAN e LIU, 2001).

No contexto odontológico, Rubin *et al.* (1983) destacaram alguns fatores nos quais se justifica a superioridade da análise tridimensional em comparação com a bidimensional: o dente humano não apresenta uma geometria plana e simétrica, mas com formas altamente irregulares; os tecidos constituintes dos dentes não se enquadram em uma modelagem bidimensional e as cargas aplicadas sobre os dentes não são simétricas e nem produzem um perfil plano de tensão.

Tratando-se do uso da AEF na compreensão do comportamento físico e mecânico dos materiais, o método é capaz de calcular a tensão em cada elemento constituinte por meio de uma série de procedimentos computadorizados a fim de desenvolver uma solução para o

modelo em estudo. Dessa forma, a análise estrutural permite a elaboração de respostas matemáticas relacionadas a grandezas físicas do modelo. Este método tem-se mostrado muito útil na compreensão de aspectos mecânicos de tecidos vivos e de biomateriais que dificilmente poderiam ser mensurados *in vivo* (WAKABAYASHI *et al.*, 2008).

Nesse aspecto, as propriedades dos materiais influenciam os valores de tensão gerados em uma determinada estrutura de interesse. Estas propriedades podem ser classificadas e, por sua vez, modeladas na AEF como isotrópicas, anisotrópicas, entre outras. Em um material isotrópico, as propriedades são as mesmas em todas as direções. Em contraste, em um material anisotrópico, as propriedades são diferentes em direções distintas. A maioria dos estudos considera os materiais utilizados como homogêneos, lineares e isotrópicos, sendo caracterizados por duas constantes, a saber, o módulo de Young e o coeficiente de Poisson (GENG, TAN e LIU, 2001).

No decorrer do processo de modelagem, algumas dificuldades têm sido levantadas como a variabilidade e a natureza não-linear das propriedades anatômicas e funcionais das estruturas biológicas, a padronização da metodologia, a necessidade da coleta de dados confiáveis e de algoritmos precisos, bem como a ausência de compartilhamento de dados e de modelos (TAWHAI *et al.*, 2009). Nesse sentido, Erdemir *et al.* (2012) procuraram identificar diretrizes e parâmetros para a elaboração de relatórios envolvendo a AEF em estudos de biomecânica. Dentre os itens elencados encontram-se: a identificação do modelo de estudo, a estruturação dos modelos e das simulações computadorizadas, a validação dos relatórios e das pesquisas, dentre outros. Segundo os autores, o processo de condução destes trabalhos durante as etapas de modelagem e simulação ainda é obscuro. Por outro lado, a superação desse fator limitante permitirá uma melhor compreensão do valor informativo destes modelos computadorizados e da importância de sua replicabilidade a partir de uma maior divulgação e compartilhamento (ERDEMIR *et al.*, 2012).

O método de elementos finitos tem sido frequentemente utilizado em estudos de biomecânica com prótese dentária. De Jager, Pallav e Feilzer (2005), por exemplo, investigaram a influência da camada de cimento na distribuição de tensões em coroas com sistema CAD/CAM. Rekow *et al.* (2006) e Rafferty *et al.* (2012) estudaram a influência de variáveis clínicas no desenvolvimento da tensão máxima ao longo de modelos virtuais tridimensionais do conjunto dente/restauração. Silva *et al.* (2012) avaliaram os efeitos da modificação do desenho da infraestrutura em zircônia na confiabilidade dos sistemas cerâmicos, quando comparados ao desempenho de próteses metalocerâmicas. Veríssimo *et al.* (2014) avaliaram os efeitos dos tipos de pino intrarradicular, da modalidade de prótese e da quantidade de remanescente dentário no desempenho biomecânico de dentes endodonticamente tratados.

No estudo do comportamento mecânico de estruturas protéticas, a escolha do material para a confecção da coroa possui uma grande influência sobre os valores de tensão gerados na prótese em função. Em adição, têm-se outros aspectos relacionados, como a espessura de material restaurador e a direção das cargas aplicadas, que podem influenciar na concentração de tensões ao longo do complexo dente/restauração (REKOW *et al.*, 2006). Dessa forma, uma vez que o aumento das tensões geradas no interior das próteses eleva a probabilidade de falhas neste complexo (REKOW *et al.*, 2006), torna-se necessário o estudo da influência das referidas variáveis no padrão de distribuição de tensões ao longo do conjunto dente/restauração.

Portanto, o objetivo do presente trabalho compreendeu o estudo comparativo da distribuição de tensões em coroas totais de resina laboratorial (Lava Ultimate) e de cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) frente à carga funcional, a fim de prever o comportamento mecânico do complexo dente/restauração, possibilitando identificar a localização mais provável de uma possível fratura. Neste estudo, três variáveis foram investigadas a partir da AEF: o tipo e a espessura oclusal de material restaurador (1 e 2 mm), assim como a direção da carga aplicada (axial e oblíqua).





## **2 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 Identificação da proposta de estudo**

O presente trabalho compreendeu o desenvolvimento de um projeto de pesquisa realizado no âmbito do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas (PPGO/UFAM), com sede em Manaus/AM, em parceria com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, com sede em Campinas/SP (CTI/Campinas).

Tratou-se de um experimento computacional desenhado a fim de estudar o comportamento mecânico de materiais utilizados para a confecção de coroas livres de metal, frente à aplicação de cargas pontuais. O desfecho estudado abrangeu o perfil de distribuição de tensões geradas ao longo do complexo dente/restauração, a partir da simulação de restaurações indiretas com diferentes materiais, pela metodologia dos elementos finitos.

### **2.2 Tipo de estudo**

Este trabalho compreendeu um estudo comparativo descritivo mediante simulação computacional.

### **2.3 Delineamento do estudo**

Para o projeto, foi definido como programa modelador o Rhinoceros® (versão 5, Robert McNeel & Associates, USA), o qual é uma ferramenta de desenho tridimensional que cria sólidos a partir de superfícies suavizadas NURBS (Non Uniform Rational B-Splines), que, por sua vez, são funções paramétricas capazes de representar qualquer tipo de curva, ideal para criar e representar objetos complexos como a anatomia dentária.

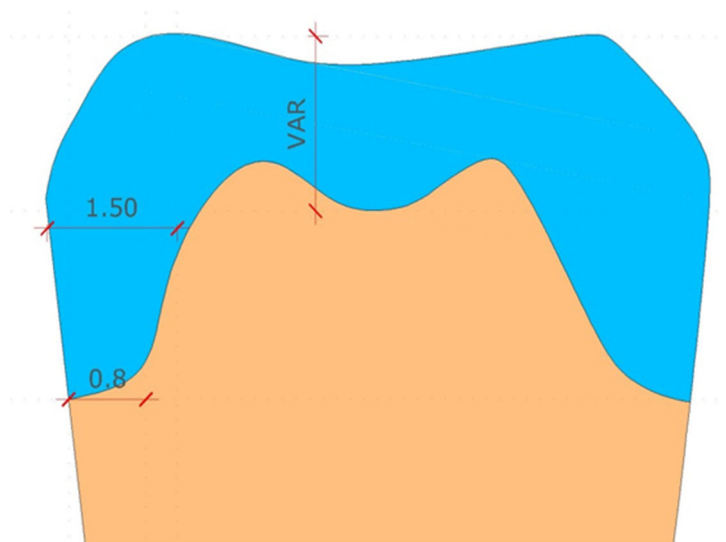
A partir desse programa modelador, foram simulados preparos de coroa total com variações na espessura de desgaste da superfície oclusal e suas respectivas restaurações

indiretas simuladas com materiais distintos. O complexo dente/restauração foi submetido ao carregamento estático e pontual com cargas funcionais em diferentes direções. Com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões ao longo do complexo dente/restauração, foram estudadas três variáveis: o tipo e a espessura de material restaurador, assim como a direção da carga aplicada.

De acordo com o tipo de material restaurador estudado, os grupos variaram entre coroas totais simuladas com sistema cerâmico de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) (Emax) e com resina com nanopartículas de cerâmica (Lava Ultimate; 3M ESPE) (LU).

Com respeito à espessura do material, a variação foi de 1 e 2 mm. Esta ocorreu de acordo com a espessura do desgaste da superfície oclusal do preparo que, por sua vez, também variou entre 1 e 2 mm (figura 1).

Com relação à direção da carga, esta foi aplicada nas direções axial e oblíqua nas seguintes regiões, separadamente: fossa central e vertente triturante da cúspide médio-vestibular correspondentes a um primeiro molar inferior (figura 4).



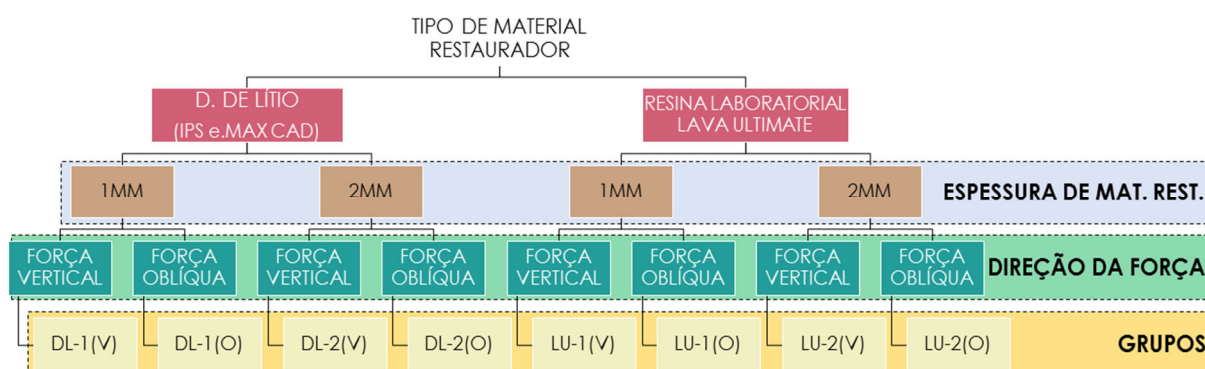
**Figura 1** - Preparo de coroa total com as espessuras de desgaste simuladas. Variação de espessura oclusal de material (VAR) de 1 e 2 mm.

## 2.4 Delineamento dos grupos

Os grupos de estudo foram divididos em:

- ✓ DL1(V) – coroa monolítica de dissilicato de lítio de 1 mm de espessura oclusal com carga vertical;
- ✓ DL1(O) – coroa monolítica de dissilicato de lítio de 1 mm de espessura oclusal com carga oblíqua;
- ✓ DL2(V) – coroa monolítica de dissilicato de lítio de 2 mm de espessura oclusal com carga vertical;
- ✓ DL2(O) – coroa monolítica de dissilicato de lítio de 2 mm de espessura oclusal com carga oblíqua;
- ✓ LU1(V) – coroa monolítica de resina com nanopartículas de cerâmica de 1 mm de espessura oclusal com carga vertical;
- ✓ LU1(O) – coroa monolítica de resina com nanopartículas de cerâmica de 1 mm de espessura oclusal com carga oblíqua;
- ✓ LU2(V) – coroa monolítica de resina com nanopartículas de cerâmica de 2 mm de espessura oclusal com carga vertical;
- ✓ LU2(O) – coroa monolítica de resina com nanopartículas de cerâmica de 2 mm de espessura oclusal com carga oblíqua.

A seguir, o delineamento do estudo e a divisão dos grupos, de acordo com as disposições das variáveis, encontram-se resumidos no fluxograma (figura 2).



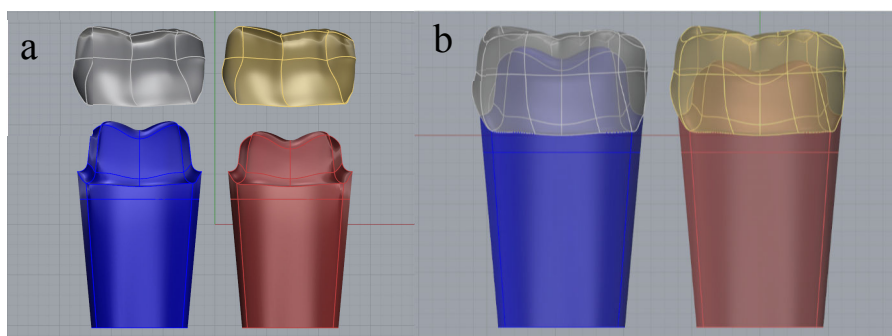
**Figura 2** - Fluxograma: delineamento do estudo e dos grupos.

## 2.5 Metodologia da análise por elementos finitos

### 2.5.1 Apresentação dos modelos de estudo

O primeiro passo da modelagem na AEF é a representação da geometria de interesse no computador (GENG, TAN & LIU, 2001). Nesse sentido, o termo “modelo” refere-se à representação computadorizada da estrutura biológica estudada e seus componentes, incluindo relações constitutivas entre subestruturas e entre estas e o carregamento efetuado em condições representativas do ambiente biomecânico (TAWHAI *et al.*, 2009).

No presente trabalho, foram desenvolvidos modelos computadorizados tridimensionais de sólidos representando um primeiro molar inferior com preparo de coroa total. Adicionalmente, foram criados modelos de restaurações indiretas em coroa total que foram acoplados nos dentes preparados e previamente modelados (figura 3). Dessa forma, formou-se um complexo dente/restauração no qual forças pontuais de diferentes direções foram aplicadas, produzindo, ao longo das estruturas, um padrão de distribuição de tensões que constituiu o alvo do estudo (figura 3).



**Figura 3** – Vista vestibular dos modelos tridimensionais do primeiro molar mandibular com preparo de coroa total e suas respectivas coroas (a). Modelos tridimensionais do conjunto dente/restauração (b).

### 2.5.2 Propriedades mecânicas dos materiais e da estrutura biológica de interesse

Os materiais destinados ao estudo das propriedades mecânicas compreenderam uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (Emax) e uma resina laboratorial com nanopartículas de cerâmica (LU). Em ambos os materiais, utiliza-se a tecnologia CAD/CAM que consiste em desenho e, posteriormente, fabricação assistidos por computador.

A estrutura biológica representada na modelagem computadorizada foi a dentina de um primeiro molar inferior sob a forma de um preparo dental de coroa total. Determinou-se que as raízes dos modelos dentários seriam modeladas como incluídas em um cilindro de resina epóxi, a fim de simular as condições de testes laboratoriais para posterior estudo comparativo (VERÍSSIMO *et al.*, 2014). A tabela 1 identifica algumas propriedades mecânicas dos materiais de estudo e do substrato dentinário.

**Tabela 1** - Propriedades mecânicas dos materiais e da dentina.

<b>Material/ Tecido</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Resistência Flexural (MPa)</b>
IPS e.max CAD (Emax)	95*	0,25*	360*
Lava Ultimate (LU)	12,77*	0,30*	204*
Resina Epóxi	18***	0,30***	-
Dentina	18**	0,31**	-

\* Informações do fabricante; \*\*Rees et al., 1994; \*\*\* Wang et al., 2007.

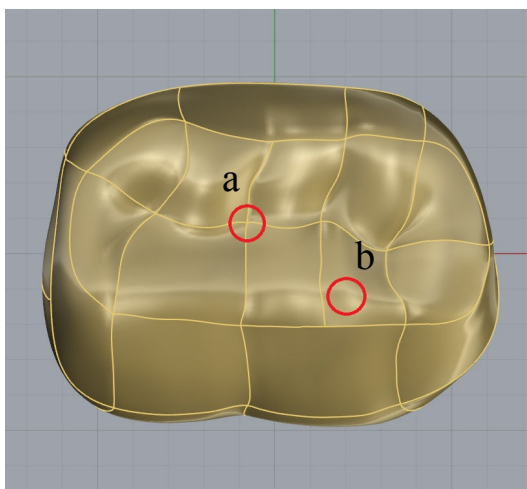
### 2.5.3 Estruturação dos modelos de estudo

A partir desta etapa, o trabalho relata detalhes da estruturação dos modelos de estudo que, por sua vez, compreende as informações adequadas para a reprodução do modelo, incluindo os seus subcomponentes. Estas informações são pertinentes para a avaliação dos resultados bem como para a personalização e a reutilização do modelo de estudo segundo as necessidades de pesquisas futuras (ERDEMIR *et al.*, 2012).

#### 2.5.4 Condições de contorno e carregamento

Segundo Thompson e Rekow (2004), a carga oclusal normal ou fisiológica varia entre 100 N e 200 N na região de molar, podendo tornar-se elevada em torno de 965 N em casos críticos como trauma oclusal. Deste modo, com o objetivo de simular um carregamento fisiológico, aplicou-se uma carga com intensidade de 200 N nos modelos.

Segundo GENG, TAN e LIU (2001), durante o carregamento, é importante considerar não apenas cargas axiais e horizontais, mas também cargas oblíquas que representam direções oclusais mais realistas, principalmente em estudos com carregamento estático. Nesse sentido, aplicou-se uma carga nas direções axial e oblíqua, separadamente, com intensidade constante, caracterizando um carregamento estático nas regiões de fossa central e vertente triturante da cúspide médio-vestibular (REKOW *et al.*, 2006) correspondentes a um primeiro molar inferior (figura 4).

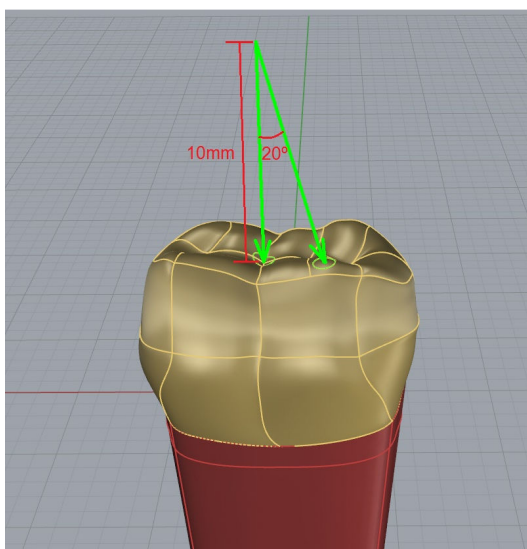


**Figura 4** - Pontos de aplicação de carga nas regiões de fossa central (a) e vertente triturante da cúspide médio-vestibular (b) do primeiro molar mandibular, a 0,7 mm do ápice.

Nesse contexto, MORIKAWA (1994) desenvolveu uma análise vetorial bidimensional da força oclusal no primeiro molar inferior em função. De acordo com os resultados, concluiu-se que a direção média da força oclusal, em relação ao longo eixo do referido dente, compreende em torno de 21,2° e 19,5° durante um apertamento leve e pesado, respectivamente.

No estudo das variáveis atuantes no desenvolvimento de tensões máximas, REKOW *et al.* (2006) testaram a influência da inclinação de cúspide por meio da simulação computadorizada de um modelo tridimensional do complexo coroa/dente sob a ação de uma força oclusal oblíqua, variando o ângulo (15 e 20°) desta componente em função da força vertical aplicada no longo eixo do dente (fossa central). Dessa forma, de acordo com os achados de MORIKAWA (1994) e com a inclinação da força empregada na metodologia de REKOW *et al.* (2006), optou-se por incluir no carregamento uma força oblíqua com angulação de 20° com a componente vertical.

Com respeito aos detalhes do direcionamento dos vetores das forças impostas sobre os modelos no presente estudo, a componente vertical foi aplicada perpendicularmente à superfície dentária na região de fossa central, a uma altura de 10 mm do referido ponto anatômico (figura 5). A partir desta altura, em um segundo momento, aplicou-se uma carga oblíqua a uma angulação de 20° com a componente vertical na vertente triturante da cúspide médio-vestibular, a 0,7 mm do ápice (figura 5).



**Figura 5** - Carga oblíqua com angulação de 20° com a componente vertical.

A fim de impedir a movimentação dentária nos eixos x, y e z durante a aplicação de carga, foi estabelecida uma restrição de deslocamento dos nós dos elementos (DE JAGER,

PALLAV & FEILZER, 2005; VERÍSSIMO *et al.*, 2014) por meio da fixação dos modelos, paralelamente à base, na região correspondente ao cilindro de resina, a 1 mm do término das coroas.

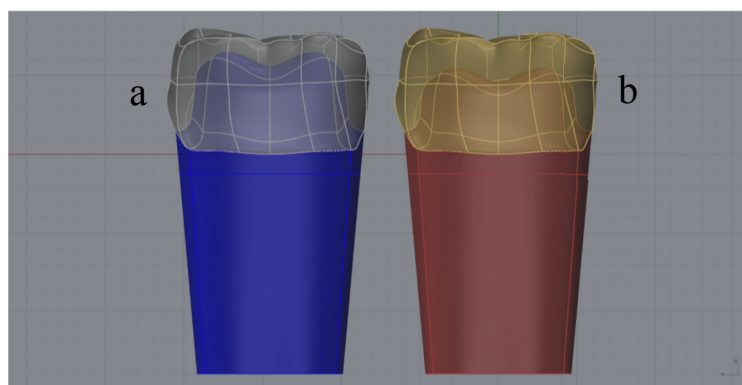
### 2.5.5 Variável dependente

Identifica a principal variável para a determinação da utilidade do modelo, bem como para os procedimentos de análise e validação do estudo (ERDEMIR *et al.*, 2012).

A variável dependente do estudo consistiu na distribuição de tensões geradas ao longo do complexo dente/restauração, após a aplicação da carga, visualizadas por meio de uma análise quantitativa, na qual cores mais quentes representavam maiores tensões e cores mais frias, menores tensões.

### 2.5.6 Fonte dos modelos CAD (Computer Aided Design)

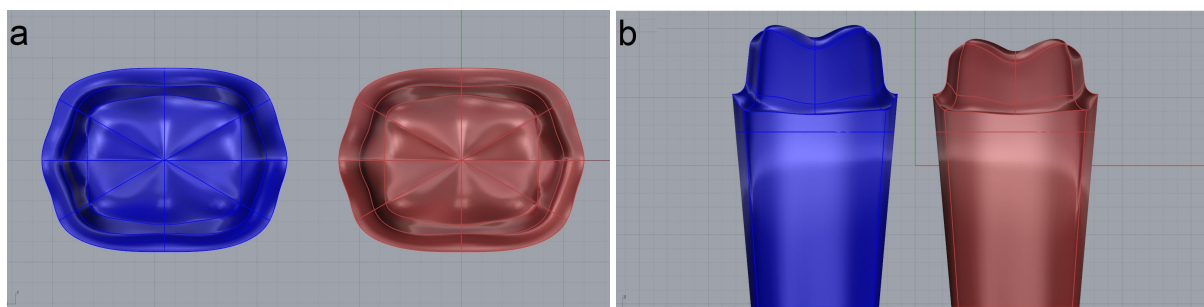
No presente estudo, o processo de modelagem foi realizado em duas etapas: a criação do modelo de um primeiro molar inferior com preparo de coroa total, com variação de espessura de desgaste oclusal entre 1 e 2 mm, e a construção do modelo de coroa total com a respectiva variação de espessura de material restaurador na face oclusal, conforme os grupos de estudo (figura 6).



**Figura 6** - Vista vestibular da variação da espessura de desgaste (1 e 2 mm, respectivamente em a e b) na face oclusal dos preparos dentários e variação de espessura de material restaurador em suas respectivas coroas totais.



Na construção dos preparos dentários, protótipos tridimensionais anatomicamente corretos foram desenhados (figura 7) com desgaste axial de 1,5 mm e desgaste oclusal de acordo com cada grupo, término em chanfro de 0,8 mm e 6° de convergência das paredes (figura 1). As raízes dos dentes foram desenhadas como incluídas em um cilindro de resina epóxi (VERÍSSIMO *et al.*, 2014) (figura 7b).



**Figura 7** - Vista oclusal (a) e vestibular (b) dos preparos de coroa total dos modelos tridimensionais. As raízes dos modelos foram desenhadas como incluídas em um cilindro de resina (b).

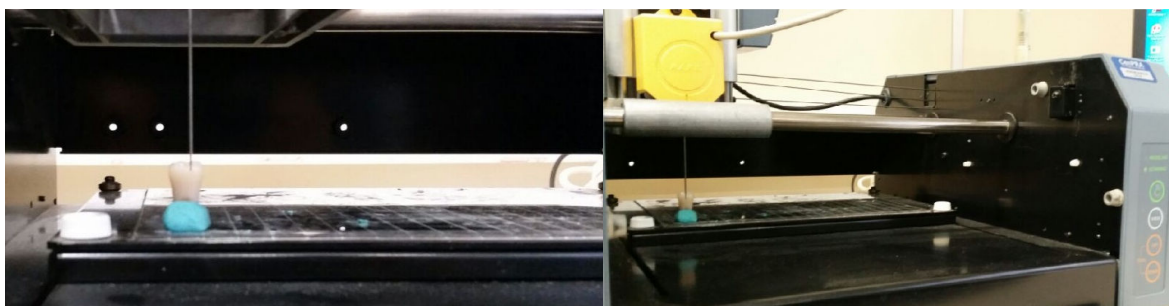
Na confecção das coroas totais, a superfície oclusal do primeiro molar inferior esquerdo, de uma escala de dentes com raiz (Peroldent, Dentária Campineira LTDA. – São Paulo, Brasil) (figuras 8 e 9), foi escaneada a fim de permitir a reconstrução da anatomia da superfície oclusal do referido dente, por meio do desenho tridimensional da restauração indireta em coroa total nas espessuras acima detalhadas (figura 10).



**Figura 8** - Dentes artificiais de resina acrílica da escala Peroldent (Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil).

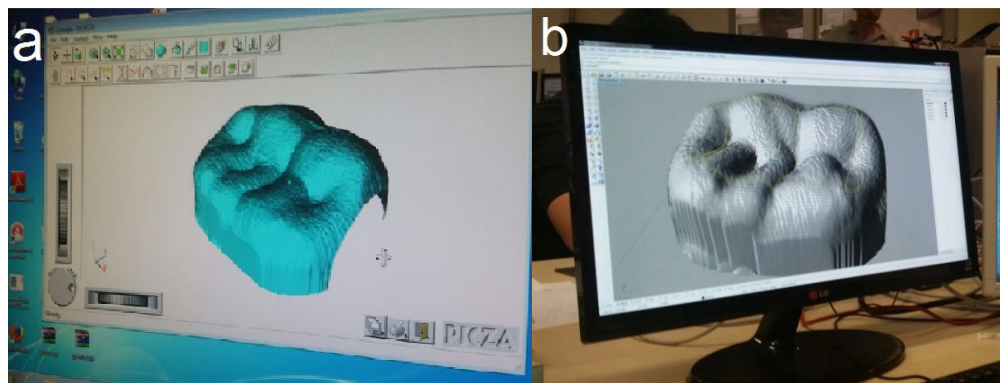


**Figura 9** - Primeiro molar inferior esquerdo de resina acrílica da escala Peroldent (Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil) utilizado no escaneamento da superfície oclusal.



**Figura 10** - Escaneamento da superfície oclusal do primeiro molar inferior da escala Peroldent (Dentária Campineira LTDA – São Paulo, Brasil).

Para este fim, foi utilizado um scanner tridimensional (Roland, modelo MDX-20, linha Modela), o qual utiliza uma leitura a toque para identificar a geometria do objeto e, em seguida, transfere as imagens para um programa acoplado (Dr. Picza) que realiza a leitura dessas informações (figura 11a). A partir das configurações do programa, definiu-se todos os critérios de digitalização da imagem, a qual foi, posteriormente, exportada em formato IGES para o programa modelador.



**Figura 11** - Leitura do escaneamento da superfície oclusal do primeiro molar mandibular no software Dr. Picza (a). Edição da imagem escaneada no programa Rhinoceros® (b).

As imagens geradas no escaneamento, em arquivo IGES OU STL, são impróprias para serem importadas para o programa de elementos finitos devido à forma e à quantidade dos triângulos gerados (DELLA BONA *et al.*, 2013). Por este motivo foi utilizado o programa Rhinoceros® que promoveu a edição das imagens escaneadas (figura 11b).

### 2.5.7 Caracterização da malha de elementos finitos

Os processos de criação da malha, dos elementos e dos seus respectivos nós compreendem o processo de discretização do domínio do problema (GENG *et al.*, 2001). Esta etapa do estudo é muito importante, uma vez que o desempenho da simulação é dependente da qualidade e das características da malha gerada para uma determinada complexidade geométrica (ERDEMIR *et al.*, 2012).

Nesse processo, a estrutura estudada é discretizada (subdividida) em pequenos elementos denominados de elementos finitos, os quais mantêm as propriedades da estrutura de origem. Estes elementos representam regiões no espaço, podendo assumir diferentes formatos (GALLAGHER, 1975). Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos chamados de nós, que são responsáveis por conectar os elementos entre si, formando uma malha, e por permitir a passagem das informações entre estes. Cada nó, por sua vez, possui um

número definido de graus de liberdade, que determinam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço em duas (X e Y) ou três (X, Y e Z) dimensões espaciais (RUBIN *et al.*, 1983).

Após a edição das imagens dos modelos pelo programa Rhinoceros®, foi gerada a malha de elementos finitos a partir do software Femap® (versão 10.2, Siemens PLM Software, USA). Neste, foram realizadas a criação e a configuração dos modelos de elementos finitos, permitindo a modificação direta destes. Além disso, criaram-se as condições de carregamento e possibilitou-se a visualização e interpretação dos resultados gerados na simulação computadorizada.

No total, foram criados quatro modelos tridimensionais do complexo dente/coroa: dois para cada material testado com variação de 1 e 2 mm tanto para a espessura de desgaste dentário quanto para a espessura de material restaurador, ambas na face oclusal (DL1 e DL2 para o sistema cerâmico Emax; LU1 e LU2 para a resina laboratorial LU). Após finalizada a construção da malha de elementos finitos, foram obtidas algumas informações que caracterizam os modelos estudados, a saber, o número de elementos (DL1 – 140.954; DL2 – 133.003; LU1 – 140.954; LU2 – 140.115) e nós (DL1 - 208.157; DL2 – 197.340; LU1 – 208.157; LU2 – 206.807) de cada modelo.

Nessa etapa, define-se a qualidade da malha gerada, controlando o comprimento das arestas dos tetraedros e a relação entre a altura e a base destes, sem gerar erros e alteração da geometria original (DELLA BONA, *et al.*, 2013). Dessa forma, um teste de convergência foi realizado para avaliar a precisão dos resultados gerados a partir do programa de elementos finitos.

Neste teste, os modelos foram carregados com números sucessivamente maiores de elementos até que se demonstre que o refinamento dos modelos não tenha alterado os valores de tensão calculados em cada camada destes. Os dados obtidos do teste de convergência foram comparados a fim de identificar a quantidade adequada de elementos para cada estrutura

modelada. Ao final do processo de refinamento, foram construídas malhas de elementos finitos replicando o complexo dente/restauração para cada modelo proposto. Uma vez verificada a qualidade da malha, os dados referentes às propriedades mecânicas dos materiais testados (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) (tabela 1) foram inseridos no software Femap®.

### **2.5.8 Estruturação da simulação**

O processo de simulação na AEF, em geral, abrange o estudo matemático representativo da mecânica do modelo, o qual é acoplado ao programa de simulação (ERDEMIR *et al.*, 2012). No presente trabalho, o cálculo da distribuição de tensões ao longo do complexo dente/restauração, mediante a simulação dos modelos sob carregamento estático, foi realizado no software NeiNastran (versão 10.0.3.7, NEi Software, USA).

Nesta fase, alguns preceitos foram assumidos: todos os sólidos são homogêneos, isotrópicos e com elasticidade linear (GENG, TAN & LIU, 2001; RAFFERTY *et al.*, 2012; DEJAK, MLOTKOWSKI & LANGOT, 2012; SILVA *et al.*, 2012; DELLA BONA *et al.*, 2013; OYAR, ULOSOY & ESKITASÇIOGLU, 2014; VERÍSSIMO *et al.*, 2014); adesão perfeita (ausência de deslize entre os componentes); ausência de falhas nos componentes (RAFFERTY *et al.*, 2012; SILVA *et al.*, 2012); os efeitos do ligamento periodontal e do tecido pulpar (DE JAGER, PALLAV & FEILZER, 2005), assim como a espessura da camada de cimento (DELLA BONA *et al.*, 2013; OYAR, ULOSOY & ESKITASÇIOGLU, 2014), não foram considerados; o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram mantidos constantes (DE JAGER, PALLAV & FEILZER, 2005; DELLA BONA *et al.*, 2013).

### **2.5.9 Análise dos dados**

As análises e os resultados gerados pela AEF são expressos por meio de tensões sem variabilidade, não havendo margem de erro ou significância estatística nas comparações, uma vez que medidas de dispersão não são incluídas. Portanto, os dados são válidos estritamente para as condições simuladas no experimento.

Neste estudo, a análise dos dados baseou-se em uma descrição qualitativa, a partir das imagens geradas após a simulação computadorizada das condições impostas em cada modelo de elementos finitos. Em adição, foi realizada uma comparação, também descritiva, através de tabelas, referente ao comportamento dos materiais estudados, mediante os valores de pontos de tensão principal máxima obtidos das imagens do método em estudo.

A análise da distribuição de tensões foi realizada por meio dos valores de tensões principais máximas (tensões de tração) para ambos os materiais. O estudo das variáveis apresentadas, a saber, o tipo e a espessura oclusal de material da coroa, assim como a direção da carga aplicada foi conduzido de modo a determinar a contribuição individual de cada variável e os efeitos gerados a partir das interações entre estas.

### 3 ARTIGO

O presente artigo será submetido ao periódico The International Journal of Prosthodontics (ISSN: 08932174), o qual apresentou a classificação Qualis A2, em 2014.

#### 3.1 Título

O efeito do tipo de material, espessura e direção da carga na distribuição de tensões em coroas: uma análise por elementos finitos. (Effect of the crown material, thickness and direction of load parameters on the stress distribution: a finite element analysis)

#### 3.2 Resumo

**Objetivo:** O objetivo do presente estudo foi comparar a distribuição de tensões entre coroas posteriores de Lava Ultimate (3M ESPE) (LU) e de IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) (Emax) frente à aplicação de carga funcional. **Materiais e Métodos:** Três variáveis foram estudadas pelo método de elementos finitos: o tipo e a espessura de material restaurador (1 e 2 mm), assim como a direção da carga aplicada (axial e oblíqua). No programa Rhinoceros® (5.0, Robert McNeel & Associates, USA), foram gerados modelos de preparos de coroa total com diferentes espessuras de desgaste oclusal e suas respectivas restaurações indiretas. Em seguida, no software Femap® (10.2, Siemens PLM Software, USA), foram realizadas a criação da malha de elementos finitos e a inserção das propriedades mecânicas dos materiais e da dentina (módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson). Posteriormente, no software NeNastran (10.0.3.7, NEi Software, USA), realizou-se o estudo da distribuição de tensões pela simulação computadorizada dos modelos sob determinadas condições de carregamento. Os dados foram analisados com base nas imagens geradas e nos valores obtidos das tensões principais máximas

de cada modelo. **Resultados:** As coroas de LU se comportaram como estruturas transmissoras de tensões e o complexo dente/restauração como um bloco único no qual as tensões foram distribuídas de forma mais homogênea. Nas coroas de Emax, as tensões se concentraram, sobretudo, ao longo da espessura do material. **Conclusão:** A distribuição de tensões mais favorável foi obtida nas coroas de 2 mm de espessura oclusal em uma aplicação axial da carga, principalmente para o material LU.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Polímero infiltrado por cerâmica.

Cerâmica Dental. Coroas dentárias posteriores. Distribuição de tensão.

### 3.3 Introdução

A crescente demanda por melhores condições estéticas levou ao surgimento de materiais restauradores cerâmicos livres de metal <sup>1</sup>. Dentre os sistemas cerâmicos atuais, encontram-se os à base de dissilicato de lítio que, mais recentemente, têm sido comercializados a partir da tecnologia de processamento CAD/CAM (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) (Emax). Estes apresentam uma elevada resistência, permitindo uma maior versatilidade em sua aplicação clínica, sendo indicados para a fabricação de coroas unitárias tanto em região anterior quanto posterior <sup>2</sup>.

Contudo, apesar dos constantes avanços nas propriedades mecânicas dos sistemas cerâmicos, estes ainda possuem desvantagens pontuais tais como a fragilidade, devido à sua natureza friável, e a baixa resistência à fratura por fadiga <sup>3, 4</sup>. Nesse contexto, restaurações em cerâmica pura, principalmente quando instaladas na região posterior, têm sido associadas a uma maior probabilidade de fratura <sup>5</sup>.

Diante desta problemática vigente, uma realidade contemporânea observada é a busca por um material restaurador que apresente um comportamento mecânico semelhante ao dos



tecidos duros dentais <sup>6</sup>. Nesse sentido, um material restaurador considerado ideal poderia abranger a associação entre um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, como é o caso dos compósitos resinosos, e uma estética duradoura característica das cerâmicas odontológicas <sup>7</sup>.

As vantagens esperadas dessa associação seriam uma menor fragilidade, uma maior dureza combinada a uma maior flexibilidade, tenacidade à fratura, desgaste dentário reduzido, além de um processo de usinagem mais fácil e simplificado, em comparação aos sistemas cerâmicos puros <sup>8</sup>. Um dos representantes dessa nova classe de materiais é o sistema Lava Ultimate (3M-ESPE) (LU), disponível em tecnologia CAD/CAM, que consiste em cerca de 80% de nanopartículas cerâmicas incorporadas em uma matriz resinosa altamente polimerizada <sup>9</sup>. Apesar das características promissoras deste novo material, tornam-se necessários estudos laboratoriais e ensaios clínicos controlados a fim de elucidar seu desempenho e eficácia a longo prazo.

Nesse aspecto, ainda que testes laboratoriais possibilitem a identificação da carga de fratura e a análise do tipo de falha, não são capazes de realizar o estudo da distribuição de tensões ao longo de um material ou de uma estrutura. Por outro lado, na análise por elementos finitos (AEF), a reprodução de estruturas dentárias e de materiais restauradores, a partir de parâmetros definidos como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson, possibilita o estudo da distribuição e magnitude das tensões geradas em qualquer ponto de um modelo tridimensional <sup>10</sup>. Portanto, a AEF tem sido considerada uma ferramenta útil na previsão dos locais mais prováveis de uma possível fratura <sup>1</sup>.

Dessa forma, o presente estudo comparou, por meio da AEF, a distribuição de tensões entre coroas posteriores tridimensionais de resina indireta LU e de cerâmica Emax frente à aplicação de carga funcional, no qual a influência de três variáveis foi investigada, a saber, o tipo e a espessura oclusal de material restaurador (1 e 2 mm), assim como a direção da carga

aplicada (axial e oblíqua). De acordo com as variáveis estudadas, três hipóteses nulas foram levantadas: 1 – não existe diferença no comportamento mecânico entre os materiais testados; 2 - não existe diferença no padrão de distribuição de tensões ao longo do complexo dente/restauração entre as diferentes espessuras oclusais de material restaurador; 3 - não existe diferença na distribuição de tensões neste complexo entre diferentes direções da força aplicada.

### **3.4 Materiais e métodos**

#### **3.4.1 Origem dos modelos CAD (Computer Aided Design)**

No presente estudo, o processo de modelagem foi realizado em duas etapas: a criação do modelo de um primeiro molar inferior com preparo de coroa total, com espessura de desgaste oclusal variando entre 1 e 2 mm, e a construção do modelo de uma restauração indireta com a respectiva variação de espessura de material restaurador na face oclusal (figura 1a).

Na construção dos preparos dentários, protótipos em 3D, anatomicamente corretos, foram desenhados com desgaste axial de 1,5 mm e desgaste oclusal de 1 ou 2 mm, término em chanfro de 0,8 mm e 6° de convergência das paredes (figura 1b, c). As raízes dos dentes foram desenhadas como incluídas em um cilindro de resina epóxi (figura 1a, c).

Na confecção das coroas totais, a superfície oclusal do primeiro molar inferior de uma escala de dentes (Peroldent; Dentária Campineira LTDA., SP, Brasil) foi escaneada, permitindo a reconstrução da anatomia da face oclusal do referido dente e o posterior desenho em 3D da restauração indireta nas espessuras acima detalhadas. Para este fim, foi utilizado um scanner 3D de leitura a toque (Roland; modelo MDX-20, linha Modela) para identificar a geometria do objeto e, em seguida, transferir as imagens para um programa acoplado (Dr. Picza) que realizou a leitura dessas informações.

As imagens geradas no escaneamento, em arquivo IGES OU STL, são impróprias para serem importadas para o programa de elementos finitos devido à forma e à quantidade dos triângulos gerados <sup>11</sup>. Por este motivo, foi utilizado o programa Rhinoceros® (5.0, Robert McNeel & Associates, USA) que promoveu a edição das imagens escaneadas.

### **3.4.2 Caracterização da malha de elementos finitos**

Após a edição das imagens dos modelos pelo programa Rhinoceros®, foi gerada a malha de elementos finitos no software Femap® (10.2, Siemens PLM Software, USA). Neste software, foram realizadas a criação e a configuração dos modelos de elementos finitos (forma geométrica tetraédrica), permitindo a modificação direta destes. Além disso, criou as condições de carregamento e possibilitou a visualização e interpretação dos resultados gerados na simulação computadorizada.

No total, foram criados quatro modelos 3D do complexo dente/coroa: dois para cada material testado com variação de 1 e 2 mm tanto para a espessura de desgaste dentário quanto para a espessura de material restaurador, ambas na face oclusal (DL1 e DL2 para o sistema cerâmico Emax; LU1 e LU2 para a resina laboratorial LU). Após finalizada a construção da malha, foram obtidas algumas informações que caracterizam os modelos estudados, como o número de elementos (DL1 – 140.954; DL2 – 133.003; LU1 – 140.954; LU2 – 140.115) e nós (DL1 - 208.157; DL2 – 197.340; LU1 – 208.157; LU2 – 206.807) de cada modelo.

Com o objetivo de verificar a qualidade da malha e garantir a precisão dos resultados, um teste de convergência foi realizado. Neste, os modelos foram carregados com números sucessivamente maiores de elementos até que se demonstre que o refinamento dos modelos não tenha alterado os valores de tensão calculados em cada camada destes. Os dados obtidos do teste de convergência foram comparados a fim de identificar a quantidade adequada de elementos para cada estrutura modelada. Ao final do processo de refinamento, foram

construídas as malhas de elementos finitos replicando o complexo dente/coroa para cada modelo proposto. Uma vez verificada a qualidade da malha, os dados referentes às propriedades mecânicas dos materiais testados (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) foram inseridos no software Femap®.

### **3.4.3 Propriedades mecânicas dos materiais**

Neste estudo, dois materiais com tecnologia de processamento CAD/CAM foram testados pelo método de elementos finitos: uma cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent) e uma resina laboratorial com nanopartículas de cerâmica (Lava Ultimate; 3M-ESPE). A estrutura biológica incluída na modelagem foi a dentina sob a forma de um preparo de coroa total.

As propriedades dos materiais foram assumidas como homogêneas, isotrópicas e de elasticidade linear <sup>11, 12, 13, 14, 15</sup>. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson das estruturas foram mantidos constantes <sup>5, 11</sup> e extraídos da literatura existente. A tabela 1 identifica as propriedades mecânicas dos materiais e da dentina utilizadas no estudo.

### **3.4.4 Condições de interface**

O presente estudo simulou uma adesão perfeita, com ausência de falhas e de interface de deslizamento (rígida) entre os componentes (coroa e substrato dentinário) <sup>13, 16</sup>. Os efeitos do ligamento periodontal e do tecido pulpar <sup>5</sup>, assim como a espessura da camada de cimento <sup>1, 11</sup>, não foram considerados.

### **3.4.5 Condições de contorno e carregamento**

Com o objetivo de simular as condições de contorno de testes laboratoriais, as raízes dos modelos dentários foram modeladas como incluídas em um cilindro de resina. A fim de impedir a movimentação dentária nos eixos x, y e z durante a aplicação de carga, foi estabelecida uma restrição de deslocamento dos nós dos elementos, a partir da fixação dos modelos, paralelamente à base, na região correspondente ao cilindro de resina, a 1 mm do término das coroas.

Segundo Thompson e Rekow (2004)<sup>17</sup>, a carga oclusal normal ou fisiológica varia entre 100 N e 200 N na região de molar. Dessa forma, com o intuito de simular um carregamento fisiológico, foi aplicada uma carga com intensidade de 200 N nos modelos, nas direções axial e oblíqua, em momentos distintos, nas regiões de fossa central e vertente triturante da cúspide médio-vestibular correspondentes a um primeiro molar inferior (figura 2).

Com respeito ao direcionamento da carga imposta sobre os modelos, a componente vertical foi aplicada perpendicularmente à superfície dentária na região de fossa central, a uma altura de 10 mm do referido ponto anatômico. A partir desta altura, em um segundo momento, aplicou-se uma carga oblíqua a uma angulação de 20° com a componente vertical<sup>18</sup>, na vertente triturante da cúspide médio-vestibular, a 0,7 mm do ápice (figura 2).

### **3.4.6 Simulação computadorizada e análise dos dados**

Neste estudo, o cálculo da distribuição de tensões foi realizado no software de elementos finitos NeiNastran (10.0.3.7, NEi Software, USA). A análise dos dados baseou-se em uma descrição qualitativa das imagens geradas dos mapas de cores de tensão e nos valores de tensões principais máximas (tração) obtidos após a simulação computadorizada.

### 3.5 Resultados

De modo geral, na simulação com o LU, as coroas se comportaram como estruturas transmissoras de tensões e o complexo dente/restauração como um bloco único no qual foram distribuídas de forma mais homogênea (figura 3). Diferentemente, nos modelos com o Emax, a maior parte das tensões se concentrou no interior das coroas, ao longo da espessura do material, blindando a dentina subjacente (figura 4).

Em todas as simulações, em especial naquelas com restauração de 2 mm de espessura oclusal (figuras 3b e 4b), observa-se uma diferença no campo de tensão formado em cada material. Nas coroas simuladas com LU, este é superficial, concentrado logo abaixo do local de aplicação da carga (figura 3). Na medida em que a espessura do material se aproxima do substrato, as tensões de tração no interior das restaurações encontram-se em um nível próximo ao da dentina, praticamente zero, permitindo uma transição suave das tensões da coroa para o dente (figura 3d).

De modo contrário, nas coroas de Emax, o campo de tensão formado próximo à aplicação da carga é caracterizado por um pico de tração confinado ao longo de toda a espessura do material, praticamente constante até a interface. Nessa região, ocorre uma transição abrupta da coroa, com picos de tração, para a dentina, levemente comprimida (figura 4). Nas coroas, a região de sulco oclusal se comportou como um concentrador geométrico de tensões, independente do material testado.

A flexão das coroas frente à atuação da componente oblíqua promoveu uma alternância de focos de tensões de tração, no lado de aplicação da carga, e de compressão na face oposta, ao longo de todas as paredes axiais das coroas, em especial naquelas simuladas com o Emax (figura 4 c e d). Em todos os modelos, a aplicação de carga oblíqua resultou em tração na região próxima ao término do preparo com extensão para a área de fixação dos modelos, previamente

determinada nas condições de contorno e carregamento, a 1 mm do término das coroas (figuras 3 c e d, 4 c e d).

Em resposta à aplicação de carga, principalmente durante a atuação da componente oblíqua, a compressão exercida nas coroas de LU, seguida da concentração de tração logo abaixo, foram projetadas na dentina, reproduzindo o perfil de distribuição de tensões da superfície oclusal da coroa, porém como um efeito de menor intensidade (figura 3 c e d). No carregamento axial dos modelos, tem-se uma condição mais favorável, com as tensões de tração concentradas sobretudo ao redor do sulco principal das coroas. A aplicação da carga verticalmente propiciou uma compressão mais homogênea e, de certa forma, mais acentuada da dentina (figuras 3 a e b, 4 a e b). Adicionalmente, nas coroas de Emax, observa-se uma variação de tração e compressão ao longo das paredes axiais das restaurações, com a concentração de tração mais próxima à região de interface (figura 4 a e b).

Verificou-se que as coroas com 2 mm de espessura oclusal proporcionaram uma melhor distribuição das tensões (figuras 3 b e d, 4 b e d), porém os locais de concentração destas permaneceram os mesmos, preservando o padrão de distribuição de tensões observado nas coroas com 1 mm de espessura oclusal.

As regiões correspondentes aos nós de maior concentração de tensões principais máximas (tração) nas coroas, distantes dos pontos de aplicação da carga, estão listadas na tabela 2. Em cada modelo testado, o maior valor de tração encontrado, em função da direção da carga aplicada, encontra-se na tabela 3.

### **3.6 Discussão**

O presente estudo envolveu a modelagem de uma coroa posterior, a qual representa uma das condições mais críticas de uma reabilitação, uma vez que a geometria oclusal complexa é combinada à magnitude e à diversidade das cargas atuantes <sup>19</sup>. Nesse contexto, uma das

variáveis estudadas compreendeu o tipo de material restaurador indireto. Para Rekow et al. (2006)<sup>18</sup>, esta variável corresponde cerca de 58% dos prováveis motivos para o nível de tensões gerado.

De acordo com Geng et al. (2001)<sup>12</sup>, a distribuição de tensões em modelos de elementos finitos depende, dentre outros fatores, da geometria destes, das condições de contorno e das propriedades dos materiais. Naturalmente, materiais que se diferem em suas propriedades influenciam a distribuição de tensões de maneira distinta<sup>12</sup>. Este fato pode ser observado no presente estudo. A considerável diferença no módulo de elasticidade entre LU (12,7 GPa) e Emax (95 GPa) foi determinante no comportamento mecânico destes frente à atuação de carga.

De modo geral, as coroas de LU formaram com o substrato abaixo um corpo único no qual as tensões foram distribuídas de forma mais homogênea. Nesse aspecto, resultados similares foram encontrados em alguns trabalhos cujo comportamento mecânico de resinas indiretas com nanopartículas cerâmicas foi investigado<sup>10, 21, 22, 23</sup>. Para Magne et al. (2010)<sup>21</sup>, a proximidade entre os módulos de elasticidade destas resinas e da dentina pode ter desempenhado um papel decisivo na distribuição mais homogênea das tensões.

Clinicamente, a presença de uma matriz resinosa no material LU pode facilitar a união com cimentos à base de resina, resultando em uma contribuição adicional para uma distribuição mais uniforme das tensões, quando comparado às cerâmicas puras<sup>23</sup>. Ademais, este fato pode resultar em uma maior resistência à fratura da restauração ou em tipos de fratura mais favoráveis<sup>20, 21, 23</sup>.

De modo contrário, as coroas de Emax se comportaram como estruturas concentradoras de tensões, armazenando-as no interior do material restaurador de maior módulo de elasticidade (maior rigidez). Este resultado está de acordo com a AEF dos estudos de Rekow et al. (2006)<sup>16</sup>, Dejak, Mlotkowski e Langot (2012)<sup>14</sup> e Oyar et al. (2014)<sup>1</sup>, os quais relataram que coroas com materiais de elevado módulo de elasticidade produziram um aumento nos valores de tensão



ao longo da restauração e nas margens da dentina, bem como uma redução destes na superfície oclusal do substrato.

Segundo Dejak, Mlotkowski e Langot (2012) <sup>14</sup>, a maior rigidez e a blindagem do substrato contra as tensões permitem que coroas com materiais mais rígidos, como as cerâmicas, sejam menos propensas à desadaptação e mais eficazes no reforço das estruturas dentárias quando comparadas aquelas confeccionadas com resina.

Ainda como consequência da diferença no módulo de elasticidade entre os materiais, há uma tendência à formação de campos concentradores de tensão de maneira distinta abaixo do local de aplicação da carga. Estas regiões foram mais evidentes no Emax, material mais rígido, mostrando-se praticamente constante ao longo de toda a espessura da restauração, tornando estas áreas mais suscetíveis ao início de possíveis fraturas.

Em contraste, em função de um material de menor rigidez e módulo de elasticidade próximo ao da dentina, na face oclusal das coroas de LU, tem-se uma diluição ou uma descontinuidade do campo de tensão formado, diminuindo a suscetibilidade de fraturas nas regiões de menor concentração de tração. Adicionalmente, dois eventos são observados. O primeiro compreende uma projeção, de menor intensidade na dentina, do perfil de distribuição de tensões verificado na superfície oclusal da coroa, devido a uma maior flexibilidade e, conseqüentemente, maior deformação do LU sobre o substrato frente à aplicação de carga (figuras 3c).

Adicionalmente, como consequência da proximidade entre os módulos de elasticidade do LU e da dentina, um segundo evento em particular, ainda que discreto, despertou uma maior atenção: trata-se da tendência à formação de uma ponte de tensão entre pontos concentradores de tração (término e sulco central), atravessando a dentina longitudinalmente (figuras 3c e d), verificado no carregamento oblíquo dos modelos de LU. Esse comportamento mecânico poderia ser um dos motivos pelos quais o fabricante tenha anunciado a remoção da indicação

de coroa total do LU em junho de 2015, com a justificativa de que as coroas até então cimentadas estavam apresentando uma taxa de descolamento maior do que a prevista.

Este fato poderia, eventualmente, em um esforço mastigatório elevado, favorecer desde uma falha adesiva, com o descolamento da coroa, até mesmo uma fratura do material acrescida de fratura da dentina, se, por ventura, uma trinca no LU coincidir com um trajeto dos túbulos dentinários ou com qualquer via de acesso disponível, permitindo que a trinca acesse a dentina e a frature. Neste sentido, pode-se cogitar que se a adesão de uma coroa de LU à dentina for mais resistente do que a abertura dos túbulos, a trinca tenderia a percorrê-los, fraturando o substrato dentinário. Por outro lado, se a adesão de uma coroa de LU for menos resistente, a trinca tenderia a se propagar ao longo da interface adesiva, promovendo apenas o descolamento da coroa. Nesse contexto, Harada et al. (2015)<sup>24</sup> afirma que a principal razão de insucessos em coroas à base de polímeros é o surgimento de fraturas, sugerindo que a resistência dessas restaurações constitui um dos fatores mais importantes para a obtenção de um resultado clínico satisfatório.

Tratando-se da variável espessura de material restaurador, Rekow et al. (2006)<sup>18</sup> concluem que esta apresenta um coeficiente negativo, ou seja, na medida em que é aumentada, as tensões no interior das coroas diminuem. Os resultados deste estudo refletem esta afirmativa. As restaurações de maior espessura (2 mm) oclusal promoveram uma distribuição mais favorável das tensões, criando zonas de transição entre pontos de concentração de tração, em maior ou menor escala na dependência do material, reduzindo as chances de propagação de eventuais defeitos ou fissuras existentes próximos às regiões críticas.

No estudo de Chen et al. (2014)<sup>25</sup>, no qual se investigou o efeito da espessura de material restaurador na resistência à fratura de coroas confeccionadas com Emax e LU, os autores concluíram que existe uma relação linear entre estes dois parâmetros para o sistema cerâmico Emax, porém não para a resina LU. Além disso, os autores acrescentam que, quando

se requer uma restauração com uma espessura fina (em torno de 0,5 mm), o LU poderia ser recomendado.

No estudo de Johnson et al. (2014) <sup>26</sup>, a variação na espessura de resinas com nanopartículas cerâmicas não influenciou na resistência à fratura de restaurações posteriores. De acordo com os autores, a resistência à fratura demonstrada por estes materiais, mesmo em dimensões oclusais mínimas, parece adequada para serem indicados como materiais restauradores na reabilitação de dentes com superfície oclusal desgastada, a partir de restaurações oclusais minimamente invasivas. Contudo, ressaltam a necessidade de evidências mais consistentes a fim de apoiar a implementação clínica deste tipo de restauração.

Por outro lado, para o material e.max CAD, a espessura é um dos fatores mais importante relativo à carga necessária para o início de fraturas radiais nas coroas <sup>19</sup>. Segundo Guess et al. (2010) <sup>2</sup>, uma maior confiabilidade no sistema Emax poder ser esperada quando se é realizada uma redução adequada do dente preparado, em especial com espessura oclusal de 2 mm em uma aplicação monolítica do sistema.

Dessa forma, de acordo com Rekow et al. (2006) <sup>18</sup>, as variáveis tipo e espessura de material restaurador exercem um importante impacto sobre a distribuição de tensões ao longo do complexo dente/restauração, correspondendo cerca de 86 % dos prováveis motivos para o padrão de tensão existente. Quando estas variáveis são consideradas em conjunto, um provável aumento das tensões em razão de um material de maior rigidez pode ser compensado por uma maior espessura da coroa.

Adicionalmente, no estudo de elementos finitos de Rekow et al. (2006) <sup>18</sup>, os autores concluíram que as tensões são mais elevadas nas regiões abaixo do ponto de aplicação da carga e a orientação desta altera substancialmente os níveis de tensões gerados ao longo da coroa. Nesse aspecto, movendo-se o posicionamento da carga do eixo central da restauração em direção às pontas de cúspides, tem-se o aumento das tensões no interior da coroa <sup>18</sup>. Yamanel

et al. (2009)<sup>27</sup>, por sua vez, relatam que cargas oblíquas tendem a gerar maiores tensões do que cargas verticais.

Os resultados dessa pesquisa estão de acordo com tais afirmativas, uma vez que os valores mais elevados de tensão foram encontrados próximos aos locais de aplicação de carga e, para ambos os materiais, a inclinação oblíqua da carga aumentou os valores de tensão gerados em regiões importantes para o selamento marginal e retenção da restauração, respectivamente, nas regiões de término e paredes axiais das coroas (tabela 2).

Para o material LU, a variação na direção da carga não alterou o padrão de flexão das coroas que se mantiveram tensionadas superficialmente como uma membrana. Os dois eventos acima descritos foram observados em maior proporção na direção oblíqua da carga. Para o Emax, a inclinação da carga não influenciou no fato das tensões se concentrarem no interior das restaurações. Na aplicação vertical da carga, tensões de tração nas paredes axiais das coroas, próximas à região de interface, ocorrem devido à tendência destas paredes de se flexionarem e abrirem em resposta ao deslocamento axial da restauração.

Em todas as simulações propostas, os valores de tensão principal máxima (tabela 3) não excederam a resistência flexural dos materiais dada pelo fabricante (360 Mpa e 204 Mpa, respectivamente, para Emax e LU).

Por fim, a interpretação dos resultados do presente estudo requer a consideração de algumas limitações tais como o fato dos modelos CAD poderem se diferir do existente em um contexto clínico, a forma como a carga foi aplicada (pontual e estática) e a desconsideração da camada de cimento e dos efeitos do ligamento periodontal. Ademais, estes resultados podem ser utilizados apenas na compreensão do comportamento inicial das restaurações, uma vez que cargas mastigatórias cíclicas não foram aplicadas. Portanto, esta pesquisa trata-se de um estudo indicativo de um provável comportamento clínico cuja precisão deve ser confirmada por meio de estudos laboratoriais e ensaios clínicos controlados.

### **3.7 Conclusão**

As três hipóteses nulas do estudo foram rejeitadas, uma vez que o comportamento mecânico dos modelos de coroas posteriores diferiu-se quando parâmetros tais como o tipo e a espessura oclusal de material restaurador, assim como a direção da carga aplicada foram variados. A distribuição de tensões mais favorável foi obtida com as coroas de 2 mm de espessura oclusal em uma aplicação axial da carga, principalmente para o material LU.

### **3.8 Agradecimentos**

Os autores agradecem ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal do Amazonas – PPGO/UFAM e ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI/Campinas pela parceria no desenvolvimento e execução desta pesquisa. Este estudo foi assistido pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Amazonas – FAPEAM, dentro do Programa de Apoio à Publicação de Artigos Científicos – PAPAC, através do Edital n. 020/2013.

### **3.9 Referências**

1. Oyar P, Ulosoy M, Eskitaşçıoğlu G. Finite element analysis of stress distribution in ceramic crowns fabricated with different tooth preparation designs. *J Prosthet Dent* 2014; 112:871-7.
2. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010; 23:434-442.

3. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495-510.
4. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater* 2013; 29:1201-8.
5. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater* 2005; 21:242-51.
6. Petrini M, Ferrante M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater* 2013; 29:375-81.
7. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014; 30:564-9.
8. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013; 29:419-26.
9. ESPE, M. "Lava Ultimate CAD/CAM." from [www.3mespe.com/lavaultimate](http://www.3mespe.com/lavaultimate).
10. Suzuki C, Miura H, Okada D, Komada W. Investigation of stress distribution in roots restored with different crown materials and luting agents. *Dent Mater* 2008; 27:229-36.
11. Della Bona A, Borba M, Benetti P, Duan Y, Griggs JA. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent* 2013; 41:412-9.
12. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-98.
13. Rafferty BT, Janal MN, Zavanelli RA, Silva NRFA, Rekow ED, Thompson VP et al. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. *Dent Mater* 2012; 26:156-63.

14. Dejak B, Mlotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater* 2012; 28:433-41.
15. Verissimo C, Simamoto Júnior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2014; 111:234-46.
16. Silva NRFA, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED et al. Conventional and modified veneered zirconia vs. metal ceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont* 2012; 21:433-9.
17. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci* 2004; 12:26-36.
18. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2006; 22:125-32.
19. Rekow D, Zhang Y, Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent* 2007; 28:362-8.
20. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Lampe K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc* 2005; 136:1714-23.
21. Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In Vitro Fatigue Resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent* 2010; 104:149-57.
22. He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011; 27:527-34.
23. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent* 2015; 40:201-10.

24. Harada A, Nakamura K, Kanno T, Inagaki R, Oertengren U, Niwano Y, Sasaki K, Egusa H. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci* 2015; 123:122-9.
25. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM resin nanoceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater* 2014; 30:954-62.
26. Johnson AC, Versluis A, Tantbironjn D, Ahuja S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res* 2014; 58:107-14.
27. Yamanel K, Caglar A, Gülsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mat* 2009; 28:661–70.



### 3.10 Tabelas

**Tabela 1-** Propriedades mecânicas dos materiais e da dentina.

<b>Material/Tecido</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Resistência Flexural (MPa)</b>
IPS e.max CAD (Emax)	95*	0.25*	360*
Lava Ultimate (LU)	12.77*	0.30*	204*
Resina Epóxi	18***	0.30***	-
Dentina	18**	0.31**	-

\* Informações do fabricante; \*\*Rees et al., 1994; \*\*\* Wang et al., 2007.

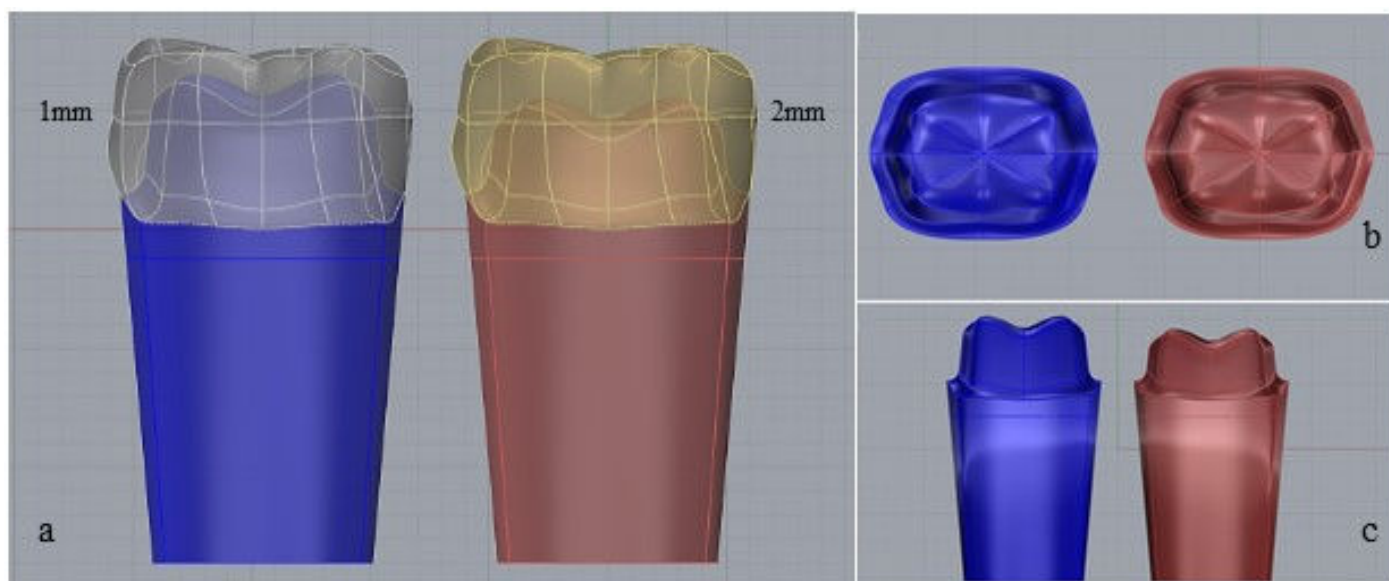
**Tabela 2** - Valores de Tensões Principais Máximas de cada região de análise de elementos finitos (MPa).

	<b>IPS e.max CAD</b>				<b>Lava Ultimate</b>			
	<b>Vertical</b>		<b>Oblíqua</b>		<b>Vertical</b>		<b>Oblíqua</b>	
	<b>1mm</b>	<b>2mm</b>	<b>1mm</b>	<b>2mm</b>	<b>1mm</b>	<b>2mm</b>	<b>1mm</b>	<b>2mm</b>
Sulco	30.9	19.2	14.2	10.3	41.0	39.1	8.9	9.8
Término	4.9	5.8	6.7	7.4	0.9	0.8	6.0	6.3
Parede Axial	4.2	4.0	6.7	7.6	1.1	1.1	1.6	1.6

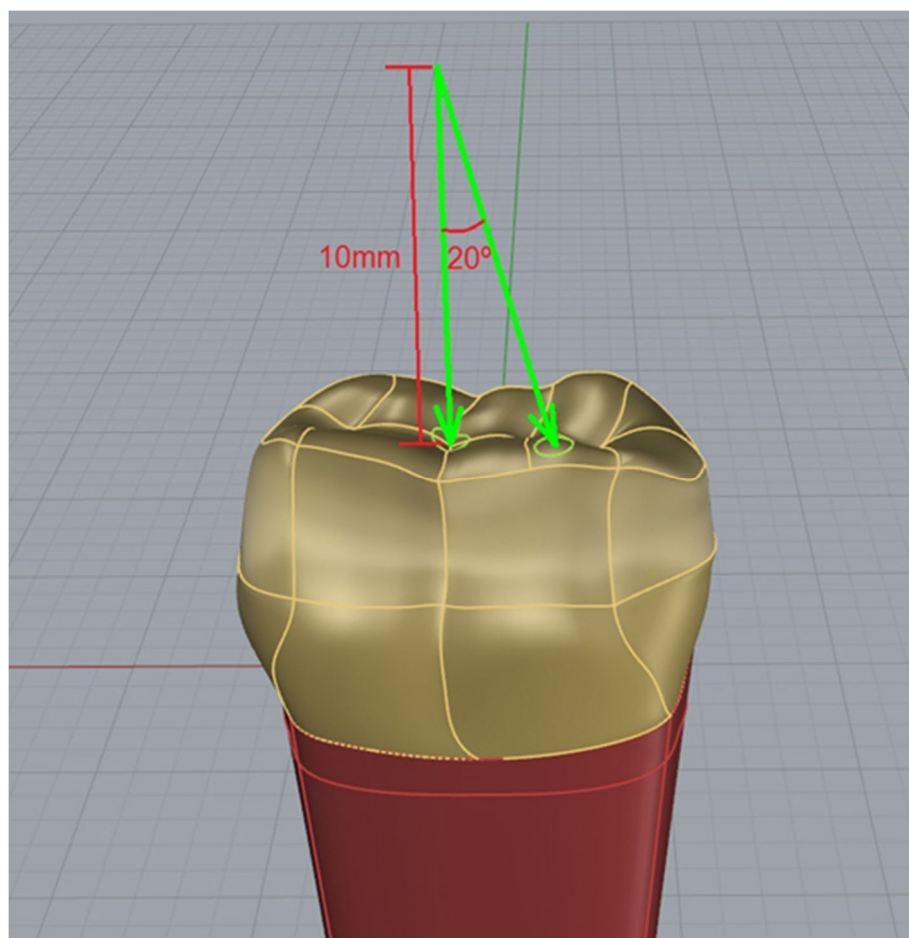
**Tabela 3** - Maior valor de tensão principal máxima de cada modelo (MPa).

<b>Modelos</b>	<b>Carga Vertical</b>	<b>Carga Oblíqua</b>
DL1	128.8	60.7
DL2	136.7	62.4
LU1	129.6	68.4
LU2	151.5	61.7

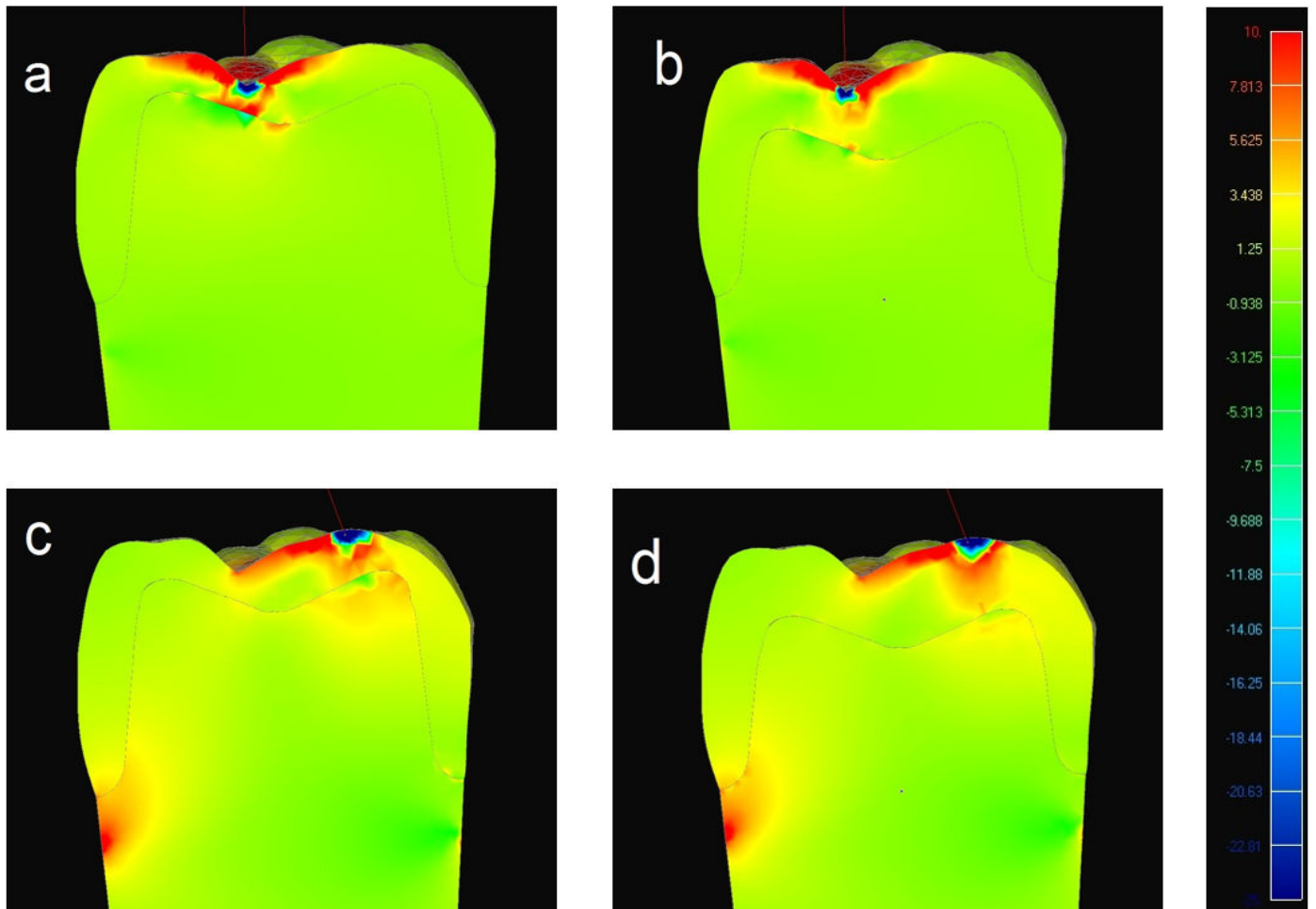
### 3.11 Figuras



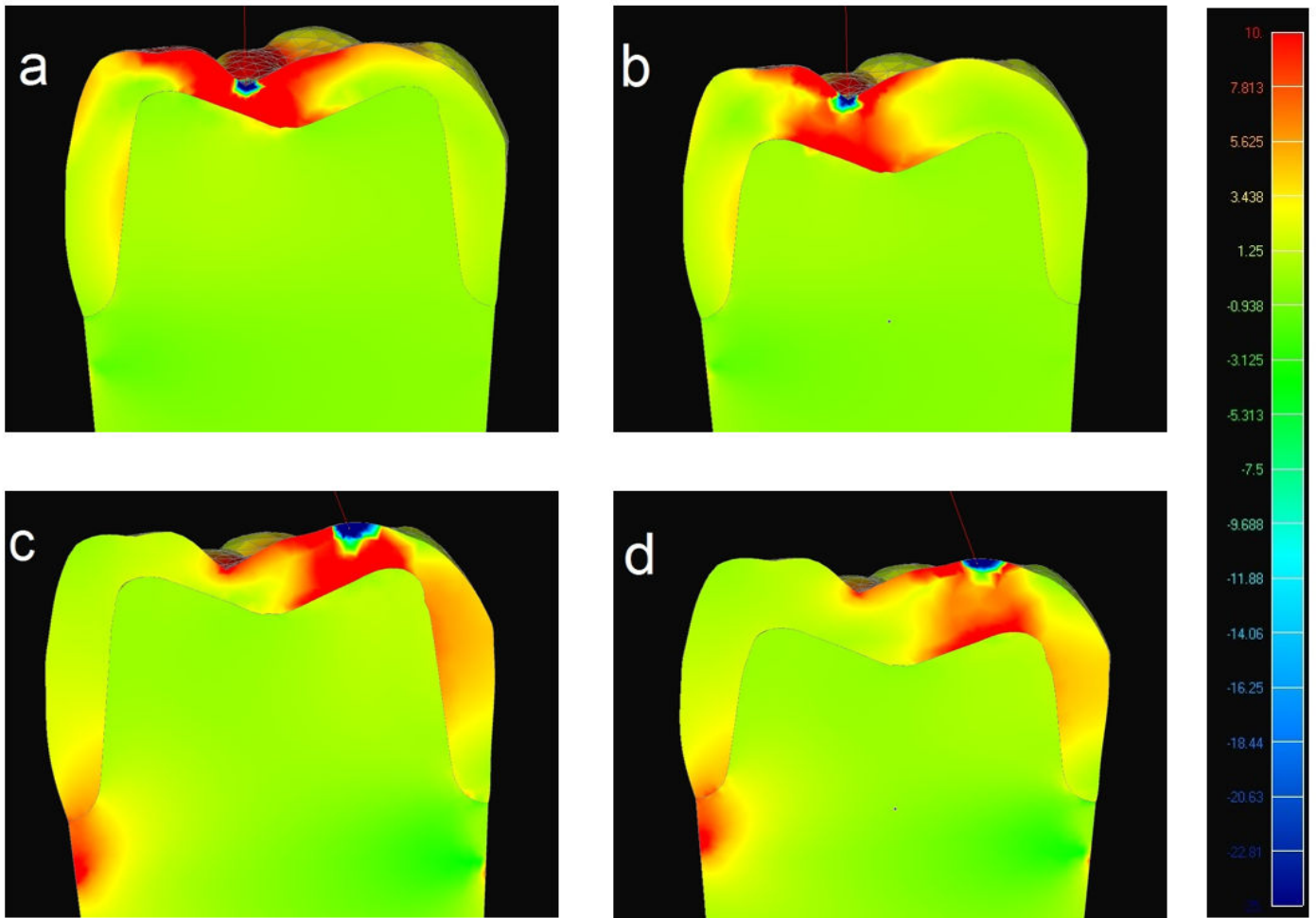
**Figura 1** - Vista vestibular da variação da espessura de desgaste (1 e 2 mm) na face oclusal dos preparos dentários e variação de espessura de material restaurador em suas respectivas coroas totais (a). Vista oclusal (b) e vestibular (c) dos preparos de coroa total.



**Figura 2** - Carga oblíqua com angulação de 20° com a componente vertical.



**Figura 3** - Comparação dos mapas de tensões principais máximas (tração) dos modelos com a resina laboratorial LU nas espessuras de 1 mm (a e c) e 2 mm (b e d) em resposta ao carregamento axial (a e b) e oblíquo (c e d).



**Figura 4** - Comparação dos mapas de tensões principais máximas (tração) dos modelos com o sistema cerâmico e max CAD nas espessuras de 1 mm (a e c) e 2 mm (b e d) em resposta ao carregamento axial (a e b) e oblíquo (c e d).

## **CONSIDERAÇÕES FINAIS**

De acordo com os resultados, pode-se concluir que:

- I - Nas coroas simuladas com o material LU, as tensões de tração foram distribuídas de forma mais homogênea ao longo do complexo dente/restauração.
- II – Nas coroas simuladas com o material Emax, as tensões de tração foram confinadas, sobretudo, ao longo da espessura do material restaurador.
- III - A distribuição de tensões mais favorável foi obtida com as coroas de 2 mm de espessura oclusal em uma aplicação axial da carga, principalmente para o material LU.

#### 4 REFERÊNCIAS

BELLI, R.; GEINZER E.; MUSCHWECK A.; PETSCHERT A.; LOHBAUER U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater*, v. 30, n. 4, p. 424-32, 2014.

BOTTINO, M. A.; QUINTAS, A. F.; MIYASHITA, E.; GIANNINI, V. Estética em reabilitação oral metal-free. São Paulo: Artes Médicas, 2001.

CHEN, C.; TRINDADE, F. Z.; DE JAGER, N.; KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin NanoCeramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, v. 30, n. 9, p. 954-62, 2014.

COLDEA, A.; SWAIN, M. V.; THIEL, N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater*, v. 29, n. 4, p. 419-26, 2013.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. Materiais Dentários Restauradores. In: Cerâmicas. São Paulo: Livraria Santos; 11ª Edição; 2004. p. 551- 574.

DE JAGER, N.; PALLAV, P.; FEILZER, A. J. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*, v. 21, n. 3, p. 242-51, 2005.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A.; LANGOT, C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*, v. 28, n. 4, p. 433-41, 2012.

DELLA BONA, A.; BORBA, M.; BENETTI, P.; DUAN, Y.; GRIGGS, J. A. Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *J Dent*, v. 41, n. 5, p. 412-9, 2013.

DELLA BONA, A.; CORAZZA, P. H.; ZHANG, Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater*, v. 30, n. 5, p. 564-9, 2014.

EL-DAMANHOURY, H. M.; HAJ-ALI, R. N.; PLATT, J. A. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent*, v. 40, n. 2, p. 201-10, 2015.

ERDEMIR, A.; GESS, T. M.; HALLORAN, J.; TADEPALLI, S. C.; MORRISON, T. M. Considerations for Reporting Finite Element Analysis Studies in Biomechanics. *J Biomech*, v. 45, n. 4, p. 625-33, 2012.

ESPE, M. "Lava Ultimate CAD/CAM." from [www.3mespe/lavaultimate](http://www.3mespe/lavaultimate).

FASBINDER, D. J.; DENNISON, J. B, HEYS, D.; LAMPE, K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *J Am Dent Assoc*, v. 136, n. 12, p. 1714-23, 2005.

GALLAGHER, R. H. Introduction in Finite Element Analysis: fundamentals. 4 Ed. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1975. Cap. 1, p. 1-19.

GENG, J. P.; TAN, K. B. C.; LIU, G. R. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, v. 85, n. 6, p.585-98, 2001.

GUESS, P. C.; ZAVANELLI, R. A.; SILVA, N. R.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G.; THOMPSON, V. P. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, v. 23, n. 5, p. 434-442, 2010.

HARADA, A.; NAKAMURA, K.; KANNO, T.; INAGAKI, R.; OERTENGREN, U.; NIWANO, Y.; SASAKI, K.; EGUSA, H. Fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated composite resin-based molar crowns. *Eur J Oral Sci*, v. 123, n. 2, p. 122-9, 2015.

HE, L. H.; SWAIN, M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater*, v. 27, n. 6, p. 527-34, 2011.

JOHNSON, A. C.; VERSLUIS, A.; TANTBIRONJN, D.; AHUJA, S. Fracture strength of CAD/CAM composite and composite-ceramic occlusal veneers. *J Prosthodont Res*, v. 58, n. 2, p. 107-14, 2014.

LAWN, B. R.; DENG, Y.; THOMPSON, V. P. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *J Prosthet Dent*, v. 86, n. 5, p. 495-510, 2001.

MAGNE, P. Efficient 3D Finite Element Analysis of Dental Restorative Procedures Using Micro-CT Data. *Dent Mater*, v. 23, n. 5, p. 539-48, 2007.

MAGNE, P.; SCHLICHTING, L. H.; MAIA, H. P.; BARATIERI, L. N. In Vitro Fatigue Resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent*, v. 104, n. 3, p. 149-57, 2010.

MARTINS, L. M.; LORENZONI, F. C.; FARIAS, B. C.; LOPES, L. D.; BONFANTE, G.; RUBO, J. H. Biomechanical behavior of dental ceramics: review. *Cerâmica*, v. 56, p. 148-155, 2010.

MORIKAWA, A. Investigation of occlusal force on lower first molar in function. *J Stomatol Soc Jpn*, v. 61, n. 2, p. 250-274, 1994.

OYAR, P.; ULOSOY, M.; ESKITAŞÇIOĞLU, G. Finite element analysis of stress distribution in ceramic crowns fabricated with different tooth preparation designs. *J Prosthet Dent*, v. 112, n. 4, p. 871-7, 2014.

PETRINI, M.; FERRANTE, M.; SU, B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater*, v. 29, n. 4, p. 375-81, 2013.

RAFFERTY, B. T.; JANAL, M. N.; ZAVANELLI, R. A.; SILVA, N. R. F. A.; REKOW, E. D.; THOMPSON, V. P.; COELHO, P. G. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. *Dent Mater*, v. 26, n. 2, p. 156-63, 2012.

REKOW, D.; ZHANG, Y.; THOMPSON, V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent*, v. 28, n. 7, p. 362-8, 2007.

REKOW, E. D.; HARSONO, M.; JANAL, M.; THOMPSON, V. P.; ZHANG, G. Factorial Analysis of Variables Influencing Stress in All-ceramic Crowns. *Dent Mater*, v. 22, n. 2, p. 125-32, 2006.

ROHDE, J. 3m Lava Ultimate reclassified as ceramic according to the ADA. Disponível em: <http://www.dentalcompare.com/116366-3M-Lava-Ultimate>. Acesso em: 20 de dez. 2015.

RUBIN, C.; KRISHNAMURTHY, N.; CAPILOUTO, E.; YI, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*, v. 62, n. 2, p. 82-6, 1983.



SILVA, N. R. F. A.; BONFANTE, E. A.; RAFFERTY, B. T.; ZAVANELLI, R. A.; MARTINS, L. L.; REKOW, E. D.; THOMPSON, V. P.; COELHO, P. G. Conventional and modified veneered zirconia vs. metal ceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont*, n. 21, v. 6, p. 433-9, 2012.

SUZUKI, C.; MIURA, H.; OKADA, D.; KOMADA, W. Investigation of stress distribution in roots restored with different crown materials and luting agents. *Dent Mater*, v. 27, n. 2, p. 229-36, 2008.

TAWHAI, M.; BISCHOFF, J.; EINSTEIN, D.; ERDEMIR, A.; GUESS, T.; REINBOLT, J. Multiscale modeling in computational biomechanics: determining computational priorities and addressing current challenges. *IEEE Eng Med Biol Mag*, v. 28, n. 3, p. 41-9, 2009.

THOMPSON, V. P.; REKOW, D. E. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci*, v. 12, p. 26-36, 2004.

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

WAKABAYASHI, N.; ONA, M.; SUZUKI, T.; IGARASHI, Y. Nonlinear Finite Element Analyses: Advances and Challenges in Dental Applications. *J Dent*, v. 36, n. 7, p. 463-71, 2008.

YAMANEL, K.; CAGLAR, A.; GÜLSAHI, K.; OZDEN, U. A. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater*, v. 28, n. 6, p. 661-70, 2009.

ZHANG, Y.; LEE, J. J.; SRIKANTH, R.; LAWN, B. R. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*, v. 29, n. 12, p. 1201-8, 2013.

## 5 ANEXOS

### Guide for Authors – **The International Journal of Prosthodontics**

The International Journal of Prosthodontics will consider for publication original articles on relevant prosthodontic clinical research and patients' oral rehabilitative needs. The submitted articles must not have been published or submitted for publication elsewhere. Articles may be submitted as Long (LC) or Short Communications (SC), with both formats undergoing identical review processes. Papers dealing with the clinical management of prosthodontic patients or clinically relevant biomaterials investigations are more likely to be accepted as LCs, while laboratory investigations, pilot or preliminary studies, and case history reports should be preferably submitted as SCs. The Editor-in-Chief reserves the right to request that an author change a submission from an LC to an SC, or vice versa.

Submit manuscripts to IJP's online submission service: [www.manuscriptmanager.com/ijp](http://www.manuscriptmanager.com/ijp)

Manuscripts should be uploaded as PC Word (doc) files with tables and figures preferably embedded within the document. No paper version is required.

**Review/editing of manuscripts.** Manuscripts will be reviewed by the editor-in-chief, one associate editor, and one or two reviewers or consultants with expertise within the scope of the article. Papers that draw conclusions from statistical evidence may be reviewed by a statistical consultant. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

**Adherence to guidelines.** Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

#### **Manuscript Preparation.**

The Journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and

authorship (Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals, updated October 2008; [www.icmje.org](http://www.icmje.org)).

**Short Communications.** Short Communications must not exceed 700 words, 4 illustrations with concise legends, and 5 references. Manuscripts should be typed double-spaced with a 1-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on pages.

- **Title page.** This should include the title of the article (descriptive but as concise as possible) and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before a organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- **Abstract/key words.** For Long Communications, include a maximum 250- word structured abstract (with headings Aims, Methods, Results, Conclusion) and 5 key words. Short Communications should include a 100-word abstract that can be published on PubMed.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize new and important aspects of the study and the conclusions

- that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies; point out the implications of the findings and their limitations.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Figure Legends.** Figure legends should be grouped at the end of the text and typed double-spaced.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer should be included parenthetically at first mention.

## References

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include the title of the chapter and names of the book's editor(s).