UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

LAURA CÉLIA FERNANDES MEIRELLES

O IMPACTO DO PREPARO, DA CERÂMICA E DO CONTATO OCLUSAL NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM FACETAS

2014

LAURA CÉLIA FERNANDES MEIRELLES

O IMPACTO DO PREPARO, DA CERÂMICA E DO CONTATO OCLUSAL NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM FACETAS

Dissertação apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Dentística.

Orientador: Prof. Tit. Clovis Pagani

Coorientador: Prof.Adj. Alexandre Luiz Souto Borges

São José dos Campos

2014

Apresentação gráfica e normatização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos Campos: ICT/UNESP; 2014.

Meirelles, Laura Célia Fernandes
O impacto do preparo, da cerâmica e do contato oclusal na distribuição de tensões em facetas / Laura Célia Fernandes Meirelles. - São José dos Campos : [s.n.], 2014.
103 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2014.
Orientadora: Clovis Pagani
Co-orientadora: Alexandre Luiz Souto Borges.

1. Análise de elementos finitos. 2. Cerâmica. 3. Facetas dentárias. I. Pagani, Clovis, orient. II. Borges, Alexandre Luiz Souto , co-orient. III. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho'. V. UNESP - Univ Estadual Paulista. VI. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática, ICMC/USP com adaptações - STATi e STI do ICT/UNESP. Dados fornecidos pelo autor.

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 02 de dezembro de 2014

E-mail: laurameirelles@gmail.com

Assinatura: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Clovis Pagani (Orientador)
Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP - Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Eduardo Bresciani
Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP - Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Eron Toshio Colato Yamamoto
Universidade Nove de Julho
Campus de São Paulo

São José dos Campos, 02 de dezembro de 2014.

DEDICATÓRIA

A Deus

Pelo dom da vida, por me guiar sempre no caminho do bem e por me fazer nunca perder a esperança de dias melhores.

Aos meus queridos pais Celina e Cezar

Gostaria de expressar a minha mais profunda gratidão primeiramente pelas pessoas maravilhosas que são e por nunca medirem esforços para que me fosse proporcionada a melhor educação. Exemplos de honestidade, retidão e humildade, valores que carrego comigo por onde quer que eu vá. Perdoem-me pela ausência tantas vezes sentida e obrigada por apoiarem incondicionalmente os meus sonhos, sem nunca duvidarem da minha capacidade. Sou uma privilegiada por tê-los como meus pais queridos! Amo vocês!

Ao meu irmão Cezar

Pelo constante companheirismo, pelo carinho e por sempre torcer pelo meu sucesso. Sinto saudades da nossa convivência! Amo você!

Ao meu amado esposo Lucas

Minha gratidão ao meu companheiro e amigo de todas horas. Gostaria de expressar a minha mais profunda admiração por você. Sua inteligência e paciência foram fundamentais para que eu pudesse compreender assuntos anteriormente desconhecidos. Obrigada por estar presente em mais um momento feliz da minha história. Amo muito você!

À minha querida enteada Bárbara

Obrigada pela oportunidade de cuidar de você como uma filha amada. Sou uma privilegiada de tê-la por perto. Torço pela sua felicidade. Amo você!

Ao meu amado filho Diogo

Você é o valor do trabalho, a vontade de aprender, a minha força, a minha fraqueza, a minha riqueza.

Você é o vazio triste no silêncio de dormir, o meu sono leve durante a noite.

Você é o meu ouvido aguçado enquanto durmo.

Você é o arrepio quando me chama, a paz quando me abraça, a emoção quando me olha.

Você é meu cuidado, a minha fé, o meu interesse pela vida, a minha admiração pelas crianças, o meu amor por Deus.

Você é o meu ontem, o meu hoje, o meu amanhã.

Você é a vontade, a inspiração, a lição, o dever.

Você é a presença, a surpresa e a esperança.

A minha dedicação.

A minha oração.

A minha gratidão.

O meu amor mais puro e bonito

Enfim, a minha vida...

MEU FILHO, TE AMO!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador ***Prof. Tit. Clovis Pagani*** *por ser meu incentivador e amigo, por me mostrar os caminhos, mas por me deixar percorrê-los com as minhas próprias pernas. Pela confiança e pelo carinho sempre demostrados por mim em todas as situações. Agradeço por nossos caminhos terem sido cruzados, pois, jamais teria a oportunidade de conviver com uma pessoa ímpar como o senhor. Como é bom tê-lo sempre por perto. Deixo aqui registrado o meu profundo respeito e a minha imensurável admiração. Muito obrigada por tudo!*

Ao meu coorientador ***Prof. Dr Alexandre Luiz Souto Borges*** *por ser mais que um coorientador, um amigo querido! Você me ensinou a engatinhar, andar e a trilhar por caminhos nunca antes conhecidos, de uma maneira que o complicado pareceu simples, graças a sua inteligência e rapidez de raciocínio. Sua generosidade e bom humor são contagiantes. Pessoas admiráveis como você também quero ter sempre por perto! Muito obrigada por tudo e principalmente pela paciência demonstrada diante das minhas limitações!*

Aos ***Docentes do Departamento de Odontologia Restauradora Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves, Profa. Dra. Alessandra Buhler Borges, Prof. Dr. César Rogério Pucci, Prof. Adj. Carlos Rocha Gomes Torres, Prof. Dra Maria Filomena Huthala Prof. Dr. Eduardo Bresciani, Profa.Dra. Taciana Canepelle, Prof. Adj Ana Paula Martins Gomes*** *pela amizade e pelos grandes conhecimentos transmitidos!*

Aos queridos amigos ***Lucélia Lemes Gonçalves, Daniele Mara Ávila, Ana Júlia Lacerda, Fabiana Cares Frattes, Rayssa Zanatta, Rose Soares, Aline Lima, Ronaldo Luís, Flávia Teixeira, Rafaela Vasconcelos, Érica Crastechini e Geraldo Miranda,*** *pelo verdadeiro sentido da palavra amizade e por me acompanharem de perto durante essa caminhada. Vocês fizeram os dias difíceis parecerem mais fáceis.*

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia, na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, ***Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli*** *e do vice-diretor* ***Prof. Tit. Estevao Tomomitsu Kimpara****.*

Ao Programa de Pós Graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pela ***Profª. Titular Márcia Carneiro Valera Garakis****.*

As funcionárias ***Rosângela, Josiana e Fernanda*** *por sempre estarem por perto e sem as quais seria impossível desempenhar qualquer trabalho.*

Aos secretários da seção de Pós-Graduação, ***Rosemary de Fátima Salgado, Ivan Oliveira Damasceno*** *e* ***Bruno Shiguemitsu Marques Tanaka*** *pelas orientações e presteza.*

Aos ***profissionais da limpeza*** *que sempre nos proporcionaram um ambiente adequado para a realização das nossas atividades.*

Aos demais amigos de Pós-Graduação ***Ana Carolina Souza, Ana Carolina Salvia, Anna Karina Costa, Beatriz Fonseca, Camila Said, Cristiane Quishida, Daphne Barcelos, Débora Dantas, Flávia Pires Rodrigues, Graziela Ribeiro Batista, Gleyce Oliveira, Ingrid Fernandes, Letícia Perote, Lucas Franco, Luciana Thives, Maria Beatriz Beber Kamozaki, Maria José, Maria Ângela Esper, Juliana Alves, Stella Esteves e Tania Mara*** *pela amizade e pela convivência agradável.*

À ***Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)*** *pelo apoio financeiro concedido por meio de bolsa de mestrado.*

E a todos que, neste período da minha vida, contribuíram de alguma forma com minha formação como pessoa e também na execução deste trabalho, minha sincera gratidão.

"Conheça todas as teorias, domine todas as técnicas, mas ao tocar uma alma humana, seja apenas outra alma humana"

Carl Gustav Jung

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS 12
LISTA DE QUADROS 15
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS 16
RESUMO 18
ABSTRACT 19
1 INTRODUÇÃO 20
2 REVISÃO DA LITERATURA 24
3 PROPOSIÇÃO 48
4 MATERIAL E MÉTODOS 49
4.1 Fatores de Estudo 51
4.2 Pré-processamento 52
4.2.1 Modelagem geométrica 52
4.2.2. Exportação da geometria 56
4.2.3 Confecção da malha 57
4.2.4 Condições de contorno e carregamento 58
4.2.5 Propriedades Mecânicas 60
4.3 Processamento 64
4.4 Pós-processamento 64
5 RESULTADOS 66
6 DISCUSSÃO 72
7 CONCLUSÃO 79
8 REFERÊNCIAS 80
APÊNDICE 89
ANEXO 101

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Radiografias periapicais – vistas vestíbulo-lingual e mésio-distal. 53

Figura 2 - Geometria e malha. 58

Figura 3 - Carga de 100N terço incisal palatino. 59

Figura 4 - Carga de 100N terço médio palatino. 59

Figura 5 - Curva de tensão/deformação de Ramberg Osgood modificada. 63

Figura 6 – Porcelana feldspática/preparo vestibular – vista vestibular. ... 89

Figura 7 – Porcelana feldspática/preparo redução incisal – vista vestibular. 90

Figura 8 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo redução incisal – vista vestibular. 90

Figura 9 – Porcelana feldspática/preparo cobertura incisal – vista vestibular. 91

Figura 10 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo cobertura incisal – vista vestibular. 91

Figura 11 – Porcelana feldspática/preparo estendido – vista vestibular. 92

Figura 12 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo estendido – vista vestibular. 92

Figura 13 – Porcelana feldspática/preparo vestibular – vista palatina. 93

Figura 14 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo vestibular – vista palatina. 93

Figura 15 – Porcelana feldspática/preparo redução incisal – vista palatina. 94

Figura 16 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo redução incisal – vista palatina. 94

Figura 17 – Porcelana feldspática/preparo cobertura incisal – vista palatina. 95

Figura 18 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo cobertura incisal – vista palatina. 95

Figura 19 – Porcelana feldspática/preparo estendido – vista palatina. 96

Figura 20 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo estendido – vista palatina. 96

Figura 21 – Porcelana feldspática/preparo vestibular – vista lateral. 97

Figura 22 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo vestibular – vista lateral. 97

Figura 23 – Porcelana feldspática/preparo redução incisal – vista lateral 98

Figura 24 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo redução incisal – vista lateral 98

Figura 25 – Porcelana feldspática/preparo cobertura incisal – vista lateral..... 99

Figura 26 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo cobertura incisal – vista lateral. 99

Figura 27 – Porcelana feldspática/preparo estendido – vista lateral. 100

Figura 28 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo estendido – vista lateral..... 100

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Fatores de estudo 51

Quadro 2 - Medidas obtidas no software imageJ - vista vestíbulo-lingual 53

Quadro 3 - Medidas obtidas no software imageJ - vista mésio-distal 53

Quadro 4 - Quatro condições experimentais foram modeladas usando o software Rhinoceros 4.0 seguindo o protocolo Bio-CAD 55

Quadro 5 - Vistas palatina e lateral dos preparos 56

Quadro 6 - Propriedades mecânicas 61

Quadro 7 - Análise de coerência dos resultados foi feita por meio da verificação dos deslocamentos e tensão de Von Mises 67

Quadro 8- Análise comparativa porcelana feldspática x dissilicato de lítio/ vista vestibular pelo critério de TMáxP 68

Quadro 9 - Análise comparativa porcelana feldspática x dissilicato de lítio/vista palatina pelo critério de TMáxP 69

Quadro 10 - Análise comparativa porcelana feldspática x dissilicato de lítio/vista lateral pelo critério de TMáxP 70

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bio CAD	= *Biological Computer Aided Design*
CAD	= *Computer Aided Design*
CAD/CAM	= *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*
CAE	= Computer Aided Engeneering
CIV	= Cimento de ionômero de vidro
cm	= Centímetro
E	= Módulo de elasticidade longitudinal
G	= Módulo de elasticidades transversal
GPa	= Giga Pascal
Gr	= Grupo
H_o	= Hipótese nula
H_1	= Hipótese alternativa
mm	= Milímetros
min	= Minutos
MEF	= Método de Elementos Finitos
n =	= Tamanho da amostra
N =	= Newton
nm =	= Nanômetro
NURBS -	= Non Uniform Rational Bézier Spline
s	= Segundos
STL	= Estereolitografia
STP	= *Standard for the Exchange of Produces Model Data*
µm	= Micrômetro
TMáxP	= Tensão Máxima Principal
TMínP	= Tensão Mínima Principal
%	= Por cento

^{o}C	= Graus Celsius
2D	= Bidimensional
3D	= Tridimensional
υ	= Coeficiente de Poisson
σ	= Tensão
ε	= Deformação elástica longitudinal

Meirelles LCF. O impacto do preparo, da cerâmica e do contato oclusal na distribuição de tensões em facetas [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

RESUMO

O objetivo do estudo foi verificar a distribuição de tensões nas facetas cerâmicas confeccionadas com dois tipos de material: feldspato e dissilicato de lítio em quatro diferentes tipos de preparos limitados ao esmalte dental: (1) vestibular; (2) vestibular com redução incisal; (3) vestibular com cobertura incisal e (4) estendido, em duas situações oclusais: carga aplicada no terço incisal e no terço médio palatino, obtidas por meio de análise por elementos finitos. Os modelos tridimensionais foram realizados no software CAD Rhinoceros 4.0® utilizando um arquivo stl (estereolitografia) de um incisivo central superior, com dimensões médias encontradas na literatura, onde foram simuladas as condições utilizadas para realização de um teste experimental. Os modelos foram compostos por esmalte, dentina, polpa, poliéter (para simular ligamento periodontal), cerâmica e base e foram submetidos a cargas de 100 N sob angulação de 45º em relação ao plano oclusal. O pré-processamento e pós-processamento foram realizados pelo programa de elementos finitos Ansys® v.13.0. Os resultados foram apresentados em gráficos de tensão máxima principal, com seus respectivos valores numéricos representados em escala de cores. A análise de elementos finitos mostrou que os desenhos mais conservadores apresentaram uma melhor distribuição de tensão nos laminados cerâmicos de dissilicato de lítio em comparação à cerâmica feldspática, no entanto, a mais alta concentração de tensão foi encontrada nas facetas desse mesmo material no grupo estendido quando submetido à carga no terço médio palatino. O tipo do contato oclusal causou diferente distribuição de tensão entre os diferentes tipos de preparos, sendo que, o contato incisal promoveu uma maior concentração de tensão nas facetas realizadas com ambos materiais exceto no preparo estendido confeccionado com a porcelana de dissilicato de lítio.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Cerâmica. Facetas dentárias.

Meirelles LCF The impact of preparation design, ceramic and occlusal contact on the stress distribution in laminate veneers [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

ABSTRACT

The purpose of this study was to verify the stress distribution in the ceramic veneers made with two types of porcelain: feldspathic and lithium disilicate in four different design types limited to dental enamel:(1) buccal preparation, (2) buccal preparation with incisal reduction, (3) buccal preparation with coverage incisal and (4) extended preparation in two different occlusal situations: load on the incisal third and the middle third palatine, through mathematical finite element method. Three-dimensional CAD models were performed in CAD Rhinoceros 4.0® using a stl file of a maxillary central incisor with average dimensions found in the literature, where conditions used for conducting an experimental test. The models were composed of enamel, dentin, pulp, polyether (to simulate the periodontal ligament), and ceramic base and underwent loads of 100 N under an angle of 45 degrees to the occlusal plane in the incisal and middle thirds of the palatal tooth region. Preprocessing and post processing by ANSYS® version 13.0 finite element program were performed. The results were presented in plots by principal maximum stress with their respective numerical values represented by the color scale. The finite element analysis showed that for the most conservative designs present a better stress distribution on veneers of lithium disilicate, nevertheless, the higher tensile stresses concentrations were found on veneers of same material for group subjected to palatal chamfer design when subjected to load in the middle third palate. The type of occlusal contact contact caused different distribution of tension among the different types of preparations design, and the incisal contact promoted higher stress concentration in both facets except the extended preparation performed with porcelain lithium disilicate.

Keywords: Finite element analysis. Ceramics. Dental veneers.

1 INTRODUÇÃO

A constante busca pela excelência estética faz com que os pesquisadores e indústrias procurem novos materiais odontológicos que possam substituir as ligas metálicas utilizadas na confecção da infraestrutura das próteses metalo-cerâmicas. Novas porcelanas surgiram e sofreram modificações estruturais com finalidade de torná-las mais resistentes (Tinschert et al., 2000; McLean, 2001), que aliadas ao advento de novos sistemas de cimentação, permitiram que a estrutura metálica fosse excluída das restaurações indiretas, o que deu início a geração das próteses livres de metal ou *metal free* (Mesquita et al., 2008).

As cerâmicas odontológicas modernas têm propriedades mecânicas similares ao esmalte dental, tais como: coeficiente de expansão térmica, densidade, condutividade térmica, dureza e módulo de elasticidade, possuindo assim, indicadores relevantes em relação à aplicabilidade clínica e durabilidade das restaurações (Dela Bonna, 2009).

Os laminados cerâmicos são restaurações extra-coronárias parciais normalmente indicadas para reabilitações estéticas anteriores (Pagani, 2014). São materiais estéticos, resistentes, biocompatíveis e de fácil inserção (Nikzad et al., 2010; Zhao et al., 2012). São indicados para restaurar dentes mal formados, mal posicionados, descoloridos, dentes com restaurações de resina composta insatisfatórias, pequenas fraturas dentárias, fechamento de diastemas (Belser et al., 1997; Magne et al., 2000; Bottino et al., 2009; Gresnigt et al., 2012) e em situações em que se faz necessário o restabelecimento de guia anterior (Friedman, 1987; Bottino et al., 2009).

No entanto, existem situações em que a realização dessas facetas é contraindicada: hábitos parafuncionais, bruxismo, apinhamento dental severo, presença de mordida profunda, espaço interoclusal reduzido e dentes com restaurações amplas com indicação de coroas totais (Sedyler, Shimiter, 2011).

As taxas de sobrevida encontradas no estudo de Beier et al., em 2012 em dentes restaurados com facetas cerâmicas, após 5, 10, e 20 anos de acompanhamento clínico foram respectivamente de 94,4%, 93,5% e 82,93%. D'arcangelo et al., no mesmo ano, apresentaram em seu trabalho, taxa de sucesso de 97,5% após sete anos de acompanhamento, o que demonstra que facetas cerâmicas são uma excelente opção restauradora. Entretanto, microinfiltração, descolamento e fratura são os principais tipos de falhas encontrados neste tipo de restauração (Akoglu, Gemalmaz, 2011).

Em oposição à coroa total cerâmica ou metalo-cerâmica, os laminados cerâmicos são uma opção de tratamento minimamente invasivo na reconstrução dental, uma vez que a odontologia atual tem buscado tratamentos cada vez mais conservadores (Gresnigt et al., 2012). Menor desgaste das estruturas dentais, resistência à fratura, saúde periodontal, menor tempo clínico de trabalho comparado às coroas totais e longevidade, fazem com que as facetas cerâmicas tenham uma melhor aceitação por parte do paciente (Mendes et al., 2004).

A técnica utilizada para a realização de facetas de porcelana consiste na "substituição" da porção visível do esmalte por uma cerâmica, a qual é unida à superfície dental, a fim de oferecer propriedades semelhantes ao dente natural (Baratieri et al., 2001). Sempre que possível, o preparo para laminado em porcelana deve ficar limitado ao esmalte, mas frequentemente ocorre envolvimento de dentina. Reduções de 0,4 a 0,6 mm podem inevitavelmente causar exposição dentinária em incisivos (Atsu et al., 2005; Cherukara et al., 2005).

Não há consenso em relação ao efeito geométrico do preparo sobre o comportamento biomemecânico do dente e da faceta (Hui et al.; 1991; Magne et al., 1999c; Castelnuovo et al., 2000). Os desenhos de preparo para facetas amplamente aceitos são: a) parcial (guia canina); b) conservador (preservação dos contatos proximais sem recobrimento da face incisal); c) convencional (preservação dos contatos proximais com recobrimento da face incisal), d) convencional com chanfro palatino/lingual (preservação dos contatos proximais com recobrimento da face incisal e chanfro palatino/lingual); e) preparo estendido (remoção dos contatos proximais com recobrimento da face incisal e chanfro palatino) (Bottino et al., 2009; Dela Bonna, 2009; Pagani, 2014).

Os vários tipos de preparos cavitários e coronários também exercem influência na preservação dos dentes, na retenção da prótese e na distribuição das tensões aos dentes à estrutura protética (Goodacre, 2004; Dejak et al., 2007). Por meio da modificação dos preparos com a finalidade de minimizar essas tensões, restaurações e dentes poderiam ter menor risco à fratura e consequentemente maior longevidade (Opdam et al., 2007; Shi et al., 2008).

Quando cargas são aplicadas a uma estrutura, deformações e tensões são geradas. No entanto, se tais tensões tornarem-se excessivas e ultrapassarem o limite elástico, podem resultar em falha estrutural (Soares et al., 2012). Assim, as propriedades mecânicas dos materiais restauradores dentários devem ser capazes de suportar as tensões causadas pelas forças mastigatórias (Taskonak et al., 2004).

Com o intuito de avaliar essas tensões geradas nas estruturas dentárias, metodologias foram desenvolvidas tais como holografias, fotoelasticidade, análise de elementos finitos, e outros métodos numéricos (Craig, Powers, 2004). Estudos futuros devam talvez

utilizar metodologias não destrutivas, tal como a análise por elementos finitos, de maneira a permitir não só a análise no momento da falha, mas também as suas possíveis causas (Soares et al., 2006).

No âmbito odontológico, o potencial de análise do método por elementos finitos (MEF) é comprovado, uma vez que os resultados obtidos através desta análise numérica/computacional estão de acordo com diversas observações obtidas em estudos experimentais e clínicos. Este tipo de análise pode ser considerado o método mais abrangente disponível atualmente para calcular as condições de distribuição de tensão encontradas em sistemas dentários (Versluis, Tantbirojn, 2009).

Em função da divergência dos resultados encontrados na literatura e pela escassez de trabalhos de natureza tridimensional sobre esse tema, entendemos ser relevante avaliar a influência do preparo, da cerâmica e do contato oclusal na distribuição de tensões em facetas através da análise tridimensional por meio do método matemático de elementos finitos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com base na importância do estudo a respeito da influência do preparo, da cerâmica e do contato oclusal no comportamento biomecânico de facetas, foi realizada uma revisão de literatura cronológica, com os trabalhos mais relevantes sobre assunto.

Clyde e Gilmour (1988) relataram em seu estudo que a extensão do preparo é fator determinante do tipo de restauração a ser realizada. Nesse estudo, os autores afirmaram que a redução dental não é requisito essencial para receber uma faceta de porcelana, pois existem situações em que esta pode ser evitada, como por exemplo, em casos de dentes inclinados para palatina ou lingual, dentes conóides ou mesmo dentes hígidos. Já em casos em que há necessidade de mascarar descoloração, por exemplo, uma redução mínima de aproximadamente 0,5 mm pode ser necessária. A redução incisal ideal deverá ter uma profundidade variável de 0,5 a 1 mm. Os autores observaram que se o término acabar na borda incisal resultará em uma faceta frágil, enquanto que em um preparo com redução vestibular somente (sem desgaste da borda incisal), resultará em uma faceta com maior resistência. No entanto, em situações em que se faz necessário aumentar o comprimento dos dentes, é indicado fazer o preparo com a presença de chanfro palatino.

No estudo de Garber et al. (1988) foi observado que para confecção de facetas de porcelana deve-se realizar uma adequada redução do esmalte dental com a finalidade de manter uma boa relação com o periodonto marginal. Para evitar um desgaste excessivo e possíveis fraturas na porcelana deve-se: limitar o preparo vestibular em 0,5mm; os preparos interproximais não devem romper a área de contato,

a extensão dentro do sulco gengival deve atingir no máximo 0,2 mm; a redução cervical deve ser de 0,25 mm em forma de chanfrado e a redução na face incisal de 1,0 mm deve acompanhar uma redução palatina em forma de chanfrado. Os autores ainda relataram que uma situação ideal seria quando a realização de facetas de porcelana não necessitasse nenhum preparo e ainda sim desenvolvesse boa estética sem prejuízos periodontais.

Della Bona e van Noort (1995) avaliaram em um estudo *in vitro*, a influência do tratamento de superfície na resistência de união de uma resina composta na superfície de uma cerâmica feldspática, uma vez que o modo de falha de resinas compostas ligadas às cerâmicas tem sido frequentemente relatado. A proposta do estudo foi questionar a validade dos testes de resistência ao cisalhamento. Foram realizados testes de resistência à tração e ao cisalhamento, além de análise bidimensional pelo MEF. Análise de tensões por elementos finitos foi realizada para determinar qualitativamente a distribuição de tensões. Os ensaios laboratoriais e análise de tensões demostraram que falhas coesivas foram resultantes do teste de cisalhamento quando se mediu a resistência dos materiais de base das amostras e não a resistência da interface adesiva. No entanto, no teste de tração, mesmo com uma distribuição de tensão mais uniforme, ocorreram mais falhas na interface adesiva.

Magne et al. (1999a) testaram o comportamento de incisivos centrais superiores submetidos à remoção de diferentes quantidades de esmalte vestibular e lingual utilizando o MEF e *strain gauge*. Foi observado nos dois testes, que a redução do esmalte em ambas a faces provoca um aumento na deformação do conjunto e por sua vez aumenta a concentração de forças de tração sobre a estrutura dental. Por isso, a restauração dessas regiões com materiais que sejam compatíveis e possuam propriedades semelhantes ao remanescente dental é indicada. Os autores observaram que a região palatina apresenta

maior risco de falha devido à presença de forças de tração enquanto a região vestibular apresenta uma concentração de forças menos nociva à ocorrência de fraturas quando é aplicada uma carga na região palatina do dente.

Por meio de um estudo utilizando o MEF, Magne et al. (1999b) avaliaram alguns fatores de risco tais como: contração de polimerização, espessura e temperatura dos compósitos utilizados durante a cimentação e espessura dos materiais restauradores, na a ocorrência de trincas e fraturas em dentes restaurados com facetas cerâmicas. Um modelo bidimensional de elementos finitos foi desenvolvido a partir da secção de um incisivo central com diferentes tipos de preparo e a espessura do cimento variando com diferentes temperaturas. Os resultados mostraram que a distribuição de tensões no modelo não foi influenciada pelo comprimento da borda incisal da faceta. Foi observado que a contração de polimerização dos cimentos resinosos foi capaz de gerar compressão tanto na interface quanto na superfície das restaurações, sendo que quanto maior a espessura do cimento maior a compressão sobre essas regiões. Quando o cimento se encontra sob maiores temperaturas (50 ºC) foram encontrados menores valores de compressão, enquanto maiores valores foram observados quando o mesmo se encontra a baixas temperaturas (5 ºC). Foi também notado pelos autores que o comportamento semelhante ao dente natural somente é encontrado nas facetas com uma espessura de cimento de 100 µm.

Magne e Douglas (1999), em mais um estudo, utilizaram o MEF para avaliar a distribuição de tensões de incisivos restaurados com facetas de porcelana, com diferentes níveis de fratura: Gr1 - sem fratura, Gr2 - com fratura moderada incluindo 2 mm da altura incisal e Gr3 - fratura severa envolvendo 4 mm de altura incisal, também com a variação da linha do término da restauração cerâmica: Gr1 - sem recobrimento

incisal; Gr2 - sem chanfro palatino e com redução incisal; Gr3 - com chanfro palatino curto e com redução incisal; Gr4 - com chanfro palatino longo e com redução incisal. A distribuição de tensões foi avaliada em um modelo de elementos finitos bidimensional, para reproduzir uma secção transversal vestíbulo-lingual do incisivo central. Uma força de 50 N foi aplicada na palatina para simular uma carga funcional extrema. Neste ponto de aplicação da carga, todos os modelos apresentaram valores parecidos de compressão. Em relação às tensões de tração, a região do cíngulo foi a região menos afetada de todos os modelos, enquanto que as regiões da fossa palatina e do terço cervical da raiz foram as que apresentaram maiores concentrações de tensão de tração. Nos dentes sem fratura e com fratura moderada, foi observado que restaurações com um longo chanfro que se estende para a concavidade palatina resultaram em tensões de tração mais altas na interface dente/restauração, entretanto não houve diferença em relação à concentração de tensão de tração no remanescente dental. Nos dentes com fratura severa, independente da presença ou não de chanfro palatino, não houve diferença significativa nos valores de tração na interface e na restauração. Desta forma os autores concluíram que: Em dentes íntegros submetidos a diferentes preparos e restaurados com facetas cerâmicas, a diferença nos valores de tensão se dá na região da interface dente/restauração; Chanfros longos que se estendem para a concavidade palatina são desfavoráveis porque extensões finas de cerâmica estarão presentes em uma área de tensões máximas de tração; A região palatina é pouco afetada em dentes com fraturas severas independente do tipo do desenho de preparo, sendo nesses casos recomentados os términos finalizando em topo ou minichanfros.

Dumfart e Schaffer (2000) avaliaram em um estudo clínico, 191 facetas cerâmicas realizadas em 65 pacientes após 10 anos de controle. Do total de 191 facetas realizadas 137 foram confeccionadas

com cobertura incisal e 54 das facetas foram realizadas sem cobertura incisal. Foi realizado exame clínico por dois pesquisadores calibrados segundo o critério de Ryge da Associação Dental da Califórnia. O índice de sangramento gengival, a qualidade da condição gengival, o aumento de recessão gengival e a qualidade das facetas foram estatisticamente avaliados usando o Método de Kaplan Meier, teste Kruskal Wallis e teste do qui-quadrado. O resultado no índice de falha das facetas foi de 4%, ou seja, 6 das 7 facetas que falharam tiveram a sua cimentação realizada não somente em esmalte, havendo envolvimento dentinário. A integridade gengival foi verificada em 99% dos casos e em 63% foi taxada como excelente. Os autores concluíram que a preservação máxima da estrutura dental na realização de facetas de porcelana tem grande probabilidade de sucesso e que a taxa de sobrevida encontrada foi de 91%. O risco maior de falhas encontradas nas facetas ocorre quando estas estão cimentadas em dentina.

Castelnuovo et al. (2000) avaliaram em um estudo in vitro, a resistência à fratura de incisivos centrais superiores restaurados com facetas cerâmicas variando diferentes desenhos de preparo. Os autores selecionaram 50 incisivos centrais humanos hígidos, os quais foram divididos em cinco grupos: Gr1 - preparo com redução vestibular; Gr2 - preparo com redução vestibular e redução incisal de 2 mm; Gr3 - preparo com redução vestibular, redução incisal de 1 mm e presença de chanfrado palatino; Gr4 - preparo com redução vestibular, redução incisal de 4 mm e chanfro palatino; Gr5 - dente íntegro. As facetas foram confeccionadas com Empress (Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) com espessura de 0,6 mm. Os espécimes foram embutidos em resina epóxica até 2 mm da junção cemento/esmalte, foram levados em seguida a uma máquina universal de ensaios (Instron Cop., Canton, Mass), com velocidade de 0,5 mm/min. Uma carga foi aplicada perpendicularmente ao dente em um ponto situado 2,5 mm abaixo da borda incisal da faceta. Os

grupos 1 e 2 apresentaram valores de resistência à fratura comparáveis ao grupo controle, enquanto os grupos 3 e 4 apresentaram valores estatisticamente inferiores aos demais grupos. O estudo da análise do modo de falha mostrou que após o teste os grupos 1 e 2 não apresentaram fraturas na faceta, enquanto o grupo 3 apresentou 7 fraturas e o grupo 4 apresentou 4 fraturas da faceta. Com exceção do grupo controle, todos os demais grupos apresentaram quantidade semelhante de fraturas da porção coronária do remanescente dental. Os autores concluíram que facetas com término em lâmina de faca e com 2,0 mm de recobrimento incisal foram mais resistentes à fratura.

Rees (2001) observou que nos estudos realizados pelo MEF já publicados em odontologia, que muitas análises foram realizadas em apenas na coroa do dente e em outros há inclusão de parte ou de toda a raiz, além do ligamento periodontal e osso alveolar. O autor avaliou a importância da existência das estruturas de suporte para o modelo na distribuição de tensão na estrutura dental. Neste trabalho foi desenvolvido um modelo 2D de elementos finitos de um segundo pré-molar inferior com a inclusão do ligamento periodontal e osso alveolar. Duas cargas de 50 N foram aplicadas para simular o efeito de uma carga em oclusão cêntrica. Análises de tensões nos eixos x e y e de cisalhamento ao longo de dois planos horizontais, um na coroa e um na região cervical foram realizadas. Cada uma das estruturas de suporte foi removida e o modelo resultante foi novamente analisado. O autor concluiu que é de extrema importância incluir estruturas de suporte tais como ligamento periodontal e osso alveolar quando se realizar análise pelo método de elementos finitos.

Ausiello et al. (2001), com utilização do MEF, estudaram a influência da rigidez e da contração dos compostos no deslocamento de cúspides e a existência de locais críticos durante a mastigação. Foi realizada uma análise tridimensional de um pré-molar com uma restauração mésio-ocluso-distal. De acordo com os autores, o MEF é uma

importante ferramenta na análise biomecânica de estruturas complexas e por essa razão tem sido aplicado no estudo de modelos biológicos nas duas últimas décadas. Os modelos já construídos poderão ser usados para diversos outros estudos de maneira que apenas mudanças drásticas em suas geometrias irão requerer novas validações. Modelos tridimensionais mais detalhados são de muito interesse no entendimento de problemas relacionados à escolha do material restaurador e sua correta aplicação.

Edelhoff e Soresen (2002) verificaram a remoção da estrutura dental associada a diversos desenhos de preparo para dentes anteriores. O objetivo foi comparar a quantidade de estrutura dental removida em vários tipos de preparos dentais para coroas metalo-cerâmicas e próteses livre de metal (*metal-free)*. Dentes de resina Typodont que representavam o incisivo central superior e inferior esquerdo e canino superior esquerdo foram preparados da seguinte forma: parcial (V1), tradicional (V2), estendido (V3), preparo total (V4) para faceta de porcelana; preparos com sulcos para adesão de resina (A1), presença de asa/sulcos (A2), preparos para coroa total cerâmica com 1.0mm de redução axial e término do preparo em ombro vestibular (A3). Após os términos dos preparos (n=10), a coroa foi separada da raiz na junção cemento - esmalte. Foi realizada análise gravimétrica seguida de análise estatística. Próteses adesivas retidas por cimentos resinosos e facetas cerâmicas foram os desenhos de preparos menos invasivos e removeu aproximadamente 3 a 30% de estrutura coronária por peso. Um total de 63% a 72% da estrutura dental coronária foi removida quando realizados preparos para coroas totais cerâmicas e metalo-cerâmicas. Desta maneira a remoção de estrutura dental de uma coroa metalo-cerâmica foi 4,3 vezes maior do que para um preparo conservador para faceta cerâmica e 2,4 vezes maior do que um preparo para faceta cerâmica do tipo estendido.

O estudo de Smales e Etemadi (2004) objetivou por meio de um estudo restrospectivo, analisar o comportamento das facetas de porcelana com dois tipos de preparo dental: com e sem envolvimento incisal do elemento dental. Foram cimentadas 110 facetas de porcelana feldspática em 50 pacientes. Desse total, 46 laminados foram realizados preparos com cobertura incisal e 64 foram realizados sem cobertura incisal, ou seja, preparo com somente redução vestibular. Os critérios de exclusão foram: bruxismo, pigmentação severa do elemento dental e defeitos no esmalte. Todos os preparos dos elementos dentais foram limitados ao esmalte dentário, a dentina foi somente exposta próxima à região cervical onde a espessura de esmalte é mais fina. Os laminados foram cimentados com cimento resinoso de acordo com recomendações do fabricante. Foi realizado um acompanhamento de 7 anos. Os autores concluíram que a taxa de sobrevivência 5, 6 e 7 anos das facetas realizadas com cobertura incisal foi de 95,8% e das facetas realizadas sem cobertura incisal foi de 85,5%. Seis das 9 falhas ocorridas foram fraturas na porcelana realizada sem cobertura incisal. Somente 1 falha foi observada (descolamento) nos dentes com recobrimento. Embora houvesse uma tendência para um melhor desempenho ao longo do tempo das facetas com cobertura incisal, esta afirmação não foi estatisticamente significante.

Peumans et al. (2004) realizaram um estudo com a finalidade de verificar a estética, integridade marginal, retenção, cáries, fraturas, vitalidade e satisfação do paciente com relação aos laminados de porcelana em um período de 10 anos. O critério de classificação das falhas foi: clinicamente aceitáveis; passíveis de reparo e clinicamente inaceitáveis. Um total de 87 laminados cerâmicos foram cimentados em 25 pacientes em incisivos centrais, incisivos laterais, caninos e pré-molares superiores. Foram realizadas reduções vestibulares e incisal em esmalte de 0,3 a 0,7 mm respectivamente e chanfro palatino de 0,3 mm.

As facetas foram confeccionadas com porcelana feldspática e cimentadas, usando a mesma técnica de cimentação, pelo mesmo profissional. Após 10 anos da cimentação os pacientes foram examinados para avaliar clinicamente se o trabalho continuava satisfatório e resultou em 96% de facetas satisfatórias. Concluíram que as facetas de porcelana representam um tratamento confiável e conservador da estrutura dental e proporcionam estética anterior. A oclusão, desenho do preparo, adesivo, cimento resinoso são variáveis que contribuem para o resultado clínico final em longo prazo.

Em um estudo retrospectivo de Fradeani et al. (2005) foi avaliada a evolução clínica de laminados cerâmicos em um período de 6 a 12 anos. Foram analisadas 182 facetas de porcelana cimentadas em um total de 46 pacientes. Foram realizadas facetas usando cerâmica feldspática em 39 dentes e IPS Empress em 143 dentes. Os critérios de exclusão foram: hábitos parafuncionais, inflamação gengival, periodontite, má higiene oral e cárie. Incisivos centrais, laterais e caninos superiores e inferiores foram selecionados para a realização das facetas. As reduções realizadas na estrutura dental foram de 0,3 a 0,6 mm no terço cervical, 0,8 a 1,0 mm no terço incisal e 2,0 mm de redução incisal. As facetas foram cimentadas com cimento resinoso dual (Variolink, Ivoclar Vivadent - Schaan Lietchteinstein). A análise estatística foi realizada de acordo com o método de Kaplan-Meier. A taxa de sucesso do total de facetas de porcelana foi de 94,4% em 12 anos de acompanhamento clínico. As 5 facetas que falharam (5,6%) sofreram trincas ou fratura longitudinal. Os autores concluíram que a justificativa da alta taxa de longevidade foi devido à correta realização dos passos de cimentação adesiva restrita principalmente em esmalte.

Stappert et al. (2005) objetivaram avaliar a influência do desenho do preparo na longevidade e nas falhas de dentes restaurados com facetas cerâmicas a base de leucita após a simulação mastigatória.

Foram utilizados 64 incisivos centrais superiores hígidos divididos em 4 grupos (n=16), com diferentes desenhos de preparo: Gr1 - controle (sem preparo); Gr2 - preparo vestibular com redução de 0,5 mm sem redução incisal (janela); Gr3 - preparo vestibular com redução de 0,5 mm com redução incisal de 2 mm e sem chanfro palatino; Gr4 - preparo vestibular com redução de 0,5 mm, redução incisal de 3 mm e chanfro palatino de 2 mm. Os preparos sofreram reduções vestibulares de tal forma que ficassem exclusivamente em esmalte, sem envolvimento dentinário. Os espécimes foram restaurados com facetas cerâmicas (Empress 1 - Ivoclar Vivadent - Schaan Lietchteinstein), cimentados com o cimento resinoso de dupla polimerização (Variolink II Ivoclar Vivadent - Schaan Lietchteinstein) e submetidos a 1.200.000 ciclos em máquina de ciclagem termomecânica. As amostras foram submetidas a uma carga dinâmica de 49 N na região palatina com uma frequência de 1,3 Hz com ciclos térmicos sincronizados, simulando 5 anos de performance mastigatória. Em seguida, todos os espécimes foram observados para detecção de fraturas. Os espécimes que não apresentaram indícios de falha foram submetidos ao teste estático de carga para fratura em máquina de ensaio universal até o momento da fratura. Observou-se que o grupo controle (sem preparo) apresentou maior quantidade de falhas durante a simulação mastigatória, no entanto, sem diferença estatística para os demais grupos. Não houve diferença estatística com relação à longevidade e valores de carga para fratura entre dente natural e dentes restaurados com facetas cerâmicas. Dessa forma, os autores concluíram que os três tipos de preparo realizados em incisivos centrais superiores restaurados com facetas cerâmicas mostraram resistência à fratura similar aos dentes, nos quais, nenhum preparo foi realizado.

Zarone et al. (2005) através de uma análise tridimensional pelo MEF, estudaram a influência de dois preparos restauradores sobre a distribuição de tensões em incisivos centrais restaurados com facetas

cerâmicas de alumina. Os preparos estudados foram: Gr1 - redução vestibular Gr2 - redução vestibular e chanfro palatino. Foi aplicada uma força estática de 10 N no eixo longitudinal da superfície palatina da coroa nas seguintes angulações de carregamento: 60º e 125º. O critério de von Mises foi utilizado para observar os maiores valores de tensão. O preparo com chanfro palatino apresentou uma distribuição de tensões mais uniforme na camada de cimento, enquanto que o preparo mais conservador gerou maior tensão de tração no cimento, cerâmica e remanescente dental quando submetidos ao carregamento em 60º. No entanto, quando a inclinação foi de 125º, a maior concentração de tensão de tração no remanescente dental ocorreu no preparo com chanfro palatino enquanto no preparo com somente redução vestibular apresentou maior concentração de tensão de tração no cimento e na cerâmica.

Guess e Stappert (2008) avaliaram um estudo clínico prospectivo de 5 anos o comportamento de 66 facetas cerâmicas confeccionadas com (IPS Empress - Ivoclar Vivadent - Schaan Lietchteinstein) realizadas em 25 pacientes. Em um total de 66 dentes, 42 dentes receberam preparo denominado *overlap* (reduções vestibular e incisal e pequeno chanfro palatino) e 24 dentes receberam preparo denominado *full veneer* (reduções vestibulares, incisal, e extenso chanfro palatino até a região do cíngulo). As consultas de retorno foram feitas por dois avaliadores e as restaurações foram avaliadas de acordo com os critérios da USPHS (United States Public Health Service) em intervalos de 6, 12, 25, 39, 45 e 62 meses. A taxa de sucesso das restaurações foi de 97,5% sendo que houve uma fratura irreversível para restaurações do tipo *overlap* e 100% de sobrevida para as restaurações do tipo *full veneer*. Em relação à porcentagem de sucesso das restaurações, os dentes submetidos ao preparo do tipo *overlap* e os dentes submetidos ao preparo do tipo *full veneer* apresentaram 72% e 85% de sucesso,

respectivamente. Os problemas encontrados em ambos os tipos de preparo foram: desadaptação, descoloração marginal e fraturas da restauração. Os autores concluíram que ambos os preparos são boas alternativas para o reestabelecimento da função e da estética e que dentre os fatores limitadores desta técnica podemos citar: a existência de trincas, problemas de adaptação e fraturas coesivas.

Chayabutr (2009) avaliaram a influência do preparo restaurador na resistência à fadiga de incisivos centrais superiores restaurados com facetas cerâmicas (IPS Empress, Ivoclar Vivadent - Schaan Lietchteinstein). Os preparos estudados foram: Gr1) redução incisal de 4 mm sem chanfro palatino; Gr2) redução incisal de 4 mm com chanfro palatino de 1 mm. Quatorze dentes foram restaurados com os dois tipos de facetas, sofreram o embutimento em matrizes com resina acrílica e foram posicionados a 45º em uma máquina de ensaio de fadiga mecânica. Cargas de 40 N foram exercidas a uma frequência de 72 ciclos por minuto em um ponto localizado a 3 mm da borda incisal do dente. Com o intuito de detectar falhas preliminares da restauração assim como o momento da falha foi posicionando um *strain gauge* na região palatina dos dentes. Foi observado que dentes restaurados com faceta com chanfro palatino resistiram a um maior número de ciclos do que os espécimes restaurados sem a presença de chanfro palatino. Diferenças foram encontradas nos tipos de falhas, o grupo sem recobrimento palatino apresentou 5 falhas adesivas da restauração, 1 falha coesiva da restauração e 1 falha coesiva do cimento. No entanto, o grupo com chanfro palatino apresentou 5 falhas coesivas da restauração e apenas 2 falhas coesivas do cimento. Os autores concluíram que dentes restaurados com facetas cerâmicas com chanfro palatino e com grande redução incisal, tem resistência à fadiga dos dentes aumentada.

O trabalho de Chander e Padmanabhan (2009) teve como objetivo avaliar tensão gerada em incisivos centrais superiores

restaurados com facetas cerâmicas feldspáticas pelo MEF com diferentes extensões de faceta, diferentes angulações de carga e diferentes valores de carga com a finalidade de fechamento de diastemas. As extensões das facetas utilizadas neste trabalho foram: 1) apenas redução vestibular; 2) redução vestibular e redução de 0.5 mm da região mesial; 3) redução vestibular e redução da região mesial de 1,5 mm; 4) redução vestibular e redução na região mesial de 2,5 mm; 5) redução vestibular e redução da região mesial e distal de 0,5 mm; 6) redução vestibular e redução de 1.5 mm na região mesial e distal; 7) redução vestibular e redução de 2.5 mm na região mesial e distal). As angulações de aplicação da carga foram: paralela ao longo eixo do dente, 30º e 60º de inclinação em relação ao longo eixo do dente e os diferentes valores de carga testados foram: 50N, 150 N e 250 N. Foram construídos modelos tridimensionais no software Ansys® com elementos tetraedros com 10 nós, em que todas as superfícies foram consideradas perfeitamente unidas, e o movimento foi restrito na região da raiz a uma distância de 2 mm da junção cemento-esmalte. O critério de análise utilizado como parâmetro foi a tensão máxima principal. Os autores observaram que quanto mais paralelo o carregamento ao longo eixo, quanto menores os desgastes realizados para o preparo das restaurações e quanto menor a carga aplicada sobre o dente, menores os valores de tensão máxima principal. Dessa forma, pode-se concluir que os três fatores responsáveis por aumentar o potencial de fratura dos dentes restaurados com facetas cerâmicas encontrados neste estudo são: o desgaste dental excessivo durante o preparo, o ângulo de aplicação de força mastigatória e valores de carga aplicados sobre o remanescente dental.

Esse estudo de Sorrentino et al. (2009) teve por objetivo avaliar o comportamento biomecânico de facetas de porcelana feldspática e alumina. Um modelo tridimensional de um incisivo central superior foi gerado com simulação de ligamento periodontal e osso alveolar. Tal

modelo foi composto por quatro volumes principais: dentina, esmalte, cimento e facetas. Incisivos restaurados com facetas de porcelana feldspática e alumina foram comparados à um dente natural (controle). Esmalte, cemento, osso cortical e esponjoso foram considerados materiais isotrópicos elásticos, porém a estrutura tubular da dentina foi concebida como elástica ortotrópica. As propriedades mecânicas das facetas foram inseridas a alumina e a porcelana feldspática. As camadas adesivas foram modeladas no ambiente de elementos finitos com elementos de mola. A carga de 50 N foi aplicada em um ângulo de 60º com o eixo longitudinal do dente. As tensões de compressão foram concentradas na superfície externa do lado vestibular da faceta perto da margem incisal; tal fenômeno foi mais evidente na faceta de alumina. Tensões de tração eram insignificantes quando comparadas às de compressão. As cerâmicas de alumina e feldspática foram caracterizadas por um comportamento biomecânico diferente em termos de deformações elásticas e distribuição das tensões.

Em um trabalho de Cotert et al. (2009) foi realizado o acompanhamento clínico de 40 pacientes, que receberam 200 restaurações cerâmicas, confeccionadas em um período de 6 anos. Foram selecionados pacientes com indicações de presença de restaurações defeituosas, diastemas, dentes mal posicionados e alteração de cor do remanescente dental. Como critérios de inclusão o paciente precisava apresentar boa saúde oral, ausência de doença periodontal ou endodôntica, assim como ausência de hábitos parafuncionais. Os preparos foram executados pelo mesmo operador com variação de acordo com cada caso: 1) reduções vestibular e incisal e ausência de chanfro palatino e 2) reduções vestibular e incisal e presença de chanfro palatino. As restaurações cerâmicas foram confeccionadas com o sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent - Schaan Lietchteinstein). e cimentadas adesivamente. Dois avaliadores independentes avaliaram as

restaurações a cada seis meses, com período mínimo de 12 e máximo de 72 meses. Foi avaliada a taxa de sobrevivência e foram observados fatores relacionados à falha dessas restaurações, como: localização dos dentes, preparo com ou sem exposição de dentina, presença ou ausência de chanfro palatino, desenho da margem gengival em chanfro ou ombro, margem vestibular supra ou sub-gengival e por fim margem em esmalte, dentina ou mista. Do total de 200 restaurações observaram falhas em apenas 12, sendo 11 descolamentos e 1 fratura coronária no terço cervical, com taxa de sobrevivência de 93,5 % após uma média de 67,25 meses de acompanhamento. Entre os fatores de risco observou-se que: 1) facetas presentes nos dentes da maxila possuem maior chance de sobrevivência do que facetas localizadas na mandíbula; 2) facetas com recobrimento incisal e chanfro palatino possuem maior chance de sucesso do que facetas sem chanfro palatino; 3) margens proximais no formato de chanfro geram maior taxa de sucesso para as restaurações em comparação com margens no formato de ombro; 4) localização da margem do preparo supra-gengival aumenta a chance de sucesso da restauração em comparação com margens sub-gengivais; 5) margem do preparo em esmalte aumenta a chance de sobrevivência da restauração em comparação com margens em dentina ou mistas.

Granel-Ruiz et al. (2010) acompanharam por um período entre 3 a 11 anos 70 pacientes, os quais receberam 323 restaurações realizadas com facetas cerâmicas. Dentre estas restaurações 124 apresentavam apenas redução vestibular de 0,3 a 0,5 mm (conservador) e 199 apresentavam desgaste vestibular também de 0,3 a 0,5 mm, redução incisal de 1 mm e chanfro palatino (funcional). Os dentes restaurados foram incisivos centrais, laterais, caninos e pré-molares maxilares. As restaurações foram realizadas com cerâmicas do sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent- Schaan Lietchteinstein) e cimentadas adesivamente. Os controles foram realizados no ano de 2006, por um

único avaliador e os parâmetros de análise foram: índice de placa, sangramento gengival, recessão, cárie secundária, hipersensibilidade, vitalidade pulpar, pigmentação marginal, alteração de cor, desajuste marginal, falha mecânica (fratura, lascamento e descolamento) e grau de satisfação do paciente. Os critérios usados para determinar falhas da restauração foram fratura da restauração ou descolamento. Com relação às falhas mecânicas não foram detectados lascamentos das restaurações, no entanto foram observadas 13 (4%) fraturas das restaurações (11 entre as cerâmicas com desenho “funcional” e 2 entre as facetas com desenhos conservador) e 29 descolamentos (9% do total das restaurações), sendo 14 facetas com desenho “funcional” e 15 com desenho conservador. Ao isolar-se a questão da fratura, tem-se que as restaurações com desenho “funcional” apresentaram 84,7% de taxa de sobrevivência e as restaurações com desenho conservador apresentaram 94% de taxa de sobrevivência. Com relação ao descolamento, as restaurações com desenho conservador apresentaram 80% de taxa de sobrevivência e as facetas com desenho “funcional” 84,5% de taxa de sobrevivência. Assim, os autores concluíram que ambos os desenhos de preparo apresentaram boas taxas de sobrevivência, independente do dente e sua localização, e podem ser bem indicados para confecção de facetas cerâmicas.

O objetivo do trabalho in vitro de Chun et al. (2010) foi comparar valores de resistência à fratura de incisivos centrais superiores hígidos e restaurados com facetas cerâmicas ou coroas totais. Setenta incisivos centrais foram selecionados, randomizados e alocados em sete grupos (n= 10): G1: dente íntegro (controle); G2: faceta cerâmica com redução vestibular, incisal e chanfro palatino, sem remoção dos contatos interproximais; G3: faceta cerâmica com redução vestibular, incisal, chanfro palatino, com remoção dos contatos inteproximais (estendido) e com término em esmalte; G4: faceta cerâmica com redução vestibular,

incisal e chanfro palatino, porém com término em dentina; G5: preparo para coroa total com término em esmalte; G6: preparo para coroa total com término em dentina; G7: faceta semelhante ao grupo 1 porém com maior redução incisal. As restaurações cerâmicas foram confeccionadas com o sistema IPS Empress (Ivoclar Vivadent- Schaan Lietchteinstein).) e cimentadas com o sistema Variolink II (Ivoclar Vivadent- Schaan Lietchteinstein). Os espécimes foram embutidos em resina acrílica, posicionados a 40º em relação ao seu longo eixo. A carga máxima de fratura das amostras foi determinada utilizando uma máquina de ensaios universal a uma velocidade constante (0,5 mm/min) ao teste de resistência à fratura a partir da aplicação de uma força na superfície incisal do dente. Após acabamento e polimento, os espécimes foram armazenados em água e foram realizados 2000 ciclos entre 5 ºC e 55 ºC. Os resultados mostraram que os grupos 2, 3, 5 e 7 apresentaram valores de resistência à fratura semelhante ao grupo controle enquanto os grupos 4 e 6 apresentaram resultado estatístico inferior ao grupo controle. O modo de falha mostrou que o grupo controle apresentou 100% de falhas na região cervical do dente, o que foi semelhante ao grupo 6 e 7. Por outro lado, os demais grupos apresentaram predomínio de fraturas coesivas da porção coronária do remanescente. Todas as restaurações mostraram carga de fratura muito acima de 400 N, com referência funcional para dentes anteriores Os autores concluíram que dentes restaurados com margens do preparo cervical em dentina mostraram uma carga de fratura significativamente mais baixa, enfraquecem o remanescente e que preparos mais conservadores devem ser indicados por apresentarem resultados de fratura semelhantes e até superiores aos preparos mais invasivos (coroas totais).

Shimidt et al. (2011) avaliaram em um estudo em vitro o efeito do preparo e a quantidade de estrutura dentária existente na resistência a fratura de facetas cerâmicas. Trinta e dois incisivos centrais

superiores foram divididos em 4 grupos (n=8) para testar 2 variáveis: 1- desenho do preparo (2 mm de redução incisal no término com ou sem chanfro palatino) e 2- a quantidade da estrutura dental (com desgaste ou sem desgaste). Todos os dentes preparados foram restaurados com facetas cerâmicas (IPS Empress Ivoclar Vivadent - Schaan Lietchteinstein) e cimentadas com cimento resinoso (Rely X - 3M ESPE). Os espécimes cimentados foram carregados na máquina universal de ensaios no modo compressivo a uma velocidade de 0,05 mm/min. Os resultados demonstraram que o desenho do preparo e a estrutura existente entre o dente tiveram um efeito significante nos valores de carga de falha, no entanto, a interação entre o desenho do preparo e a quantidade existente da estrutura dental não foi significante. Pôde-se concluir que o desenho do preparo e a quantidade existente de estrutura dentária influenciaram na resistência à fratura de facetas cerâmicas. O chanfro palatino apresentou melhor desempenho em relação a sua ausência no preparo. Os autores relataram que o chanfro palatino funcionou como uma chave contra as tensões de cisalhamento, evitando o deslocamento da peça, permitindo assim, um aumento na área de contato do cimento/dente/peça.

Poiate et al. (2011) compararam os resultados de diferentes modelos dentários 2D e 3D e suas estruturas de apoio através da análise de elementos finitos aplicada a odontologia, com o intuito de examinar a confiabilidade dos modelos 2D simplificados em pesquisa odontológica. O carregamento oclusal foi de 100 N a uma angulação de 45º. Cinco modelos foram construídos a partir do escaneamento de tomografia computadorizada: Quatro modelos 2D com *Plane Strain* e *Plane Stress* e um modelo 3D. O pré-processamento, pós-processamento e a avaliação dos resultados das análises foram realizados no *software* MSC/NASTRAN 2005 (MSC Sofware Corporation, Santa Ana, CA, USA). A análise de elementos finitos indicou que a distribuição de tensão era

qualitativamente semelhante em todos os modelos, mas a magnitude das tensões foi diferente. Concluíram com este trabalho que os modelos 2D são aceitáveis quando se investiga o comportamento biomecânico de forma qualitativa. Entretanto, a análise de tensão quantitativa é menos confiável na análise de elementos finitos 2D porque estes modelos superestimam os resultados e não representam a configuração anatômica complexa das estruturas dentárias. Portanto, análises de elementos finitos não podem ser simplificadas para biomecânica tridimensional.

O estudo de Akoğlu, Gemalmaz em 2011 teve como objetivo examinar a carga de fratura de facetas de cerâmica com desenhos diferentes desenhos de preparo. Setenta e cinco incisivos centrais superiores humanos extraídos hígidos foram preparados de acordo com cinco desenhos de preparo (n= 15): Gr1: redução incisal de 2 mm, preparo inteiramente em esmalte; Gr2: redução incisal de 4 mm, preparo inteiramente em esmalte; Gr3: redução incisal de 2 mm, preparo totalmente em dentina; Gr4: 4 mm de redução incisal de 4 mm, preparo totalmente em dentina e Gr6: dentes hígidos sem preparo (controle). Todos os preparos tiveram uma linha incisal terminando em topo, ângulos internos arredondados e as linhas de acabamento cervical situados a 1 mm acima da junção cemento. As facetas cerâmicas foram fabricados com IPS Empress (Ivoclar-Vivadent Schaan, Liechtenstein) e cimentados com o cimento resinoso Variolink II (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Foi realizado processo de ciclagem térmica com 3500 ciclos em temperaturas entre 5° a 55°. Os espécimes sofreram um carregamento até a fratura em um ângulo de 90° em relação à superfície lingual dos dentes. Observou-se que a quantidade de redução do incisivo exibiu uma influência significativa na resistência à fratura, independentemente da profundidade do preparo. Os autores concluíram que facetas cerâmicas com preparo inteiramente em dentina com redução incisal de 4 mm rendeu cargas de fratura inferiores aos preparos com

redução incisal de 2 mm. Facetas com redução incisal de 2 mm exibiram resistência à fratura semelhante a dos dentes intactos (controle) tanto para os preparos limitados ao esmalte quanto em dentina.

O objetivo do estudo clínico retrospectivo de Beier et al. (2012) foi avaliar a qualidade clínica, a taxa de sucesso e sobrevida estimada de facetas anteriores realizadas com cerâmica de dissilicato durante um período de até 20 anos. Dentes anteriores maxilares e mandibulares de 84 pacientes (38 homens, 46 mulheres) foram restauradas 318 facetas de porcelana entre os anos de 1987 e 2009 na Universidade de Innsbruck Medical, Innsbruck, Áustria. O exame clínico foi realizado durante as consultas regulares de acompanhamento dos pacientes. Estética, superfície da porcelana, descoloração marginal e integridade. Foram avaliados seguindo os critérios da California Dental Association e critério Ryge modificado. Foram registradas falhas e razões para o fracasso. A população do estudo incluiu 42 (50,0%) pacientes com diagnóstico de bruxismo e 23 (27,38%) tabagistas. A taxa de sucesso foi determinada por meio de análise de sobrevivência de Kaplan-Meier. O tempo de observação médio foi de 118 ± 63 meses. Foram registados vinte e nove falhas (17,24%: absolutos: 82,76%, relativa). A principal razão para o fracasso foi a fratura da cerâmica (44,83%). A sobrevida estimada foi de 94,4% após 5 anos, de 93,5% em 10 anos, e 82,93% em 20 anos. Dentes desvitalizados apresentaram um risco significativamente maior de falha (p= 0,0012). Houve uma média de 7,7 vezes maior risco de falha associada presença de hábito parafuncional (bruxismo, p= 0,0004). Descoloração marginal foi significativamente maior em fumantes (p= 0,01). Facetas de porcelana oferecem uma opção de tratamento previsível e bem-sucedida com uma probabilidade de sobrevida estimada de 93,5% em 10 anos, sendo que o que aumentou significativamente as taxas de falha foram fatores associados ao bruxismo e dentes desvitalizados.

Alghazzawi et al. (2012) em um estudo in vitro, avaliaram a influência de dois tipos de preparo; 1) recobrimento incisal com chanfro palatino e 2) preparo estendido, confeccionados com três materiais: a) cerâmica feldspática, b) cerâmica dissilicato de lítio e c) zircônia com cobertura feldspática na resistência à fratura de incisivos laterais restaurados com facetas cerâmicas. As facetas foram cimentadas e testadas em compressão até a falha, em uma máquina universal de ensaios. Como resultado, os autores não encontraram influência do tipo do preparo nos valores de resistência à fratura, no entanto, houve influência do material nos valores de carga para fratura (p= 0,007). Os modos de falha variaram de acordo com o tipo de material e o tipo do preparo, no entanto houve predomínio da fratura do substrato dentário, seguido pelo descolamento e lascamento da restauração. Facetas de zircônia foram menos propensas à fratura, porém existe a maior probabilidade de descolamento completo, já as facetas de porcelana feldspática apresentaram resultados opostos.

D'arcangelo et al. (2012) avaliaram em um estudo clínico comportamento de 119 facetas, confeccionadas em 30 pacientes, com um acompanhamento de 7 anos. Os preparos dentários consistiram em redução vestibular e incisal, sem a presença de chanfro palatino. A extensão proximal das restaurações variou de acordo com o grau de descoloração do dente ou devido à presença de restaurações prévias Após a realização dos preparos os espécimes foram moldados com poliéter (Impregun, 3M, ESPE) e as facetas confeccionadas com cerâmica feldspática Omega 900 (Vita Zahnfabrik). Todas as restaurações foram cimentadas adesivamente com o uso de resina composta pré-aquecida. Os controles para avaliação foram anuais, os avaliadores não estavam envolvidos no trabalho e os critérios de avaliação utilizados foram os índices USPHS. Após sete anos de acompanhamento, restaram 96 facetas para avaliação, as quais apresentaram uma taxa de sobrevida de

97,5%. No entanto, foram observadas falhas consideradas relativas, como descoloração marginal e desadaptação marginal (2,5% e 4,2% respectivamente), pequenos lascamentos (6,7% das restaurações) e pequenas fraturas (5,9% das restaurações). Com base nessas falhas relativas, a taxa de sucesso dos dentes restaurados com facetas cerâmicas após teste de Kaplan-Meier foi de 84,3%. Os autores concluíram que o que gerou uma taxa elevada de sucesso foi a presença de margem supra-gengival presente no preparo de facetas e a adoção de protocolos controlados de cimentação.

Lin et al. (2012) avaliaram a resistência à fratura e a desadaptação marginal de dentes restaurados com dois desenhos de preparo (*traditional veneer e full veneer*) e dois materiais restauradores (facetas a base de cerâmica feldspática confeccionada tradicionalmente e facetas a base de leucita confeccionadas pela tecnologia CAD/CAM). Após os testes os autores encontraram maior discrepância horizontal de adaptação para as facetas confeccionadas com sistema CAD/CAM, independente do modelo do preparo. Apesar de os autores não terem observado diferenças entre os grupos em relação aos valores de carga para fratura, o grupo submetido ao preparo para *full veneer* e restaurado com facetas de cerâmica feldspática, apresentaram menores valores.

Li et al. (2014) avaliaram a influência de diferentes preparos na distribuição de tensões de facetas em incisivos centrais superiores de acordo com diferentes carregamentos em diferentes materiais restauradores (facetas e resina composta). Modelos tridimensionais para os dois tipos de preparo foram desenvolvidos baseados em um escaneamento de tomografia computadorizada do dente em questão. Cargas estáticas de 50 N foram aplicadas com angulação de 60º e 125º no eixo longitudinal da margem incisal, simulando movimentos funcionais. O cálculo e análise de elementos finitos foram realizados no software Abaqus 6.9 (Dassault Systemes Simulia Corp) para avaliar a

distribuição de tensão e o máximo valor de tensão na faceta, camada de cimento e estrutura dental. Os resultados demonstraram que os preparos com redução vestibular e chanfro palatino apresentaram comportamentos diferentes em relação aos diferentes materiais restauradores e ângulos de carregamento. Os valores mais altos de tensão foram observados nos desenhos de preparo com redução vestibular. Tensões foram distribuídas de maneira mais uniforme nas facetas de porcelana com chanfro palatino enquanto que nas facetas de resina composta a melhor distribuição foi observada no desenho de redução vestibular.

O objetivo do estudo de Bergoli et al. (2014) foi avaliar a taxa de sobrevida, carga para fratura e distribuição de tensões de incisivos centrais e caninos superiores restaurados com facetas cerâmicas variando o tipo de preparo. Foram selecionados para o estudo trinta incisivos centrais superiores e trinta caninos superiores (n= 60). Os espécimes foram embutidos até 3 mm da junção cemento-esmalte e o ligamento periodontal foi simulado usando um material a base de poliéter. Em seguida os espécimes foram randomizados em quatro grupos (n= 15) de acordo com o tipo de preparo e o tipo de dente: Gr1 - Incisivo central com preparo conservador; Gr2 - Incisivo central com preparo convencional e chanfro palatino; Gr3 - Canino com preparo conservador; Gr4 - Canino com preparo convencional e chanfro palatino. Os espécimes foram preparados, moldados e troquelados. Sobre os troquéis foram enceradas e confeccionadas facetas cerâmicas (IPS.emax. Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lietcheinstein) as quais foram cimentadas adesivamente sobre os espécimes. Os espécimes foram submetidos à 4.106 ciclos mecânicos (45º, 37 ºC, 100 N, 4 Hz) e avaliados quanto a possíveis falhas a intervalos de 500.000 ciclos. Ao final da ciclagem mecânica os espécimes que sobreviveram foram submetidos ao teste de carga para fratura. Modelos idênticos aos utilizados no teste laboratorial foram simulados bidimensionalmente (Rhinoceros® 4.0) e o

comportamento mecânico avaliado pelo *software* (MSC.Patran 2005r2 e.MSC.Marc 2005r2) através dos critério de análise de Tensão Máxima Principal. As taxas de sobrevida dos corpos de prova foram calculadas pelo teste de Kaplan Meier e Long-rank (α= 0,05) e os valores de carga para fratura pelo teste *T – Student* (α= 0,05). Todos os grupos apresentaram taxas de 100% de sobrevida, não havendo diferença estatística entre eles. O teste *T – Student* não mostrou diferença estatística para os diferentes desenhos de preparo. A análise de elementos finitos mostrou maior concentração de tensões de tração na faceta cerâmica para os grupos submetidos ao preparo com chanfro palatino.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como finalidade avaliar a influência do tipo de preparo, da cerâmica e do contato oclusal na distribuição de tensões em facetas, por meio do método matemático de análise por elementos finitos.

As seguintes hipóteses serão testadas:

H01: A distribuição de tensões em facetas cerâmicas será similar independente do tipo preparo;

H02: A distribuição de tensões em facetas cerâmicas será similar independente do tipo de cerâmica;

H03: A distribuição de tensões em facetas cerâmicas será similar independente do tipo de contato oclusal.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O MEF é na atualidade a ferramenta computacional mais frequentemente empregada na solução de problemas científicos e de engenharia, e tem sido aplicado com sucesso em muitas áreas da bioengenharia. Este método permite, entre outras finalidades, a visualização do campo de tensões, indispensável para compreender os mecanismos de falha de um sistema submetido a uma carga.

O funcionamento intrínseco de sistemas físicos reais pode ser descrito por meio de equações diferenciais. Tais equações têm um conjunto de soluções bastante limitado, geralmente impraticável quando aplicado a problemas geometricamente complexos. Métodos numéricos de simplificação do domínio vêm sendo propostos e utilizados para a solução de inúmeros tipos de equações diferenciais, sendo os mais abrangentes os que discretizam o domínio em uma série finita de geometria mais simples (elementos e nós) que permitem a resolução, ainda que simplificada de tais equações, resultando assim, em uma série que pode ser recomposta matricialmente e resolvida por sistemas de equações lineares.

Este tipo de análise pode ser realizada em modelos bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D). A escolha do número de dimensões depende de muitos fatores inter-relacionados, tais como: a complexidade da geometria, as propriedades do material, o modo de análise, a precisão requerida, a aplicabilidade dos resultados e, finalmente, o tempo e os custos envolvidos (Romeed et al., 2004; Poiate et al., 2011). Modelos 3D são mais realistas no que diz respeito a geometrias complexas (por exemplo, estruturas biológicas), no entanto, a

criação de um modelo tridimensional é mais custosa, exige maior tempo de trabalho e requer tecnologia adicional para adquirir dados geométricos na geração dos modelos sólidos (Soares et al., 2012).

Os passos para a análise por elementos finitos são: pré-processamento ou confecção do modelo que consiste na discretização da geometria (confecção da malha); aplicação das condições de contorno, (incluindo fixação, simetria e carregamento), e definição das propriedades mecânicas dos materiais empregados. Essa etapa é seguida pelo processamento, em que o solver montará a matriz de rigidez e o vetor de carregamento, a partir das informações obtidas pelo pré-processador. Essa matriz é então invertida propiciando a obtenção dos deslocamentos de cada ponto nodal. Com base nas leis de formação dos elementos empregados, pode-se então calcular as deformações sofridas em cada ponto da estrutura (nós) e determinar assim o seu estado de tensão, que no caso de um modelo tridimensional não simétrico, será necessariamente triaxial. Na etapa final, denominada pós-processamento é feita a análise dos resultados anteriormente derivados. Entre as formas mais comuns de pós-processamento se destacam a geração de gráficos de deslocamentos, plots vetoriais e plots de grandezas escalares, tais como deformações, energia de distorção e tensões invariantes (Von Mises, Tensão Máxima e Mínima Principal, Tensão principal de Cisalhamento, Tensão Octaédrica, etc). Essas tensões invariantes são geralmente apresentadas em escalas de cores para melhor entendimento do campo da variável estudada.

4.1 Fatores de Estudo

O trabalho foi dividido de acordo com os seguintes fatores de estudo, como mostrado no quadro 1:

Quadro 1 - Fatores de estudo

CERÂMICAS	PREPAROS	CONTATO OCLUSAL
Feldspática	Vestibular	Terço incisal palatino
Dissilicato de lítio	Vestibular com redução incisal	Terço médio palatino
	Vestibular com cobertura incisal	
	Estendido	

4.2 Pré-processamento

4.2.1 Modelagem geométrica

Um incisivo central superior esquerdo foi doado pela Disciplina de Anatomia do Instituto de Ciência e Tecnologia do Campus de São José dos Campos, com as dimensões baseadas nas medidas médias encontradas na literatura.

O estudo foi avaliado e aprovado pelo comitê de ética em pesquisa do Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista, campus São José dos Campos, sob número CAAE: 34240914.0.0000.0077 (ANEXO A).

Foi realizado um escaneamento do dente em questão no Scanner Ceramill Map 100 (Amann Girrbach America Inc - Áustria). A geometria da polpa foi obtida a partir de duas radiografias periapicais (Figura 1), uma no sentido vestíbulo-lingual e outra no sentido mésio-distal do incisivo central superior. Estas imagens foram exportadas para o *software* ImageJ (Wayne Rasband, National Institute of Health, USA), para que houvesse posteriormente fusão destas ao dente digitalizado. Neste programa também foram realizadas medições da espessura do esmalte nos terços, incisal, médio e cervical, para correta reprodução e posterior redução desta estrutura no modelo geométrico (Quadros 2 e 3). Os valores estão representados na última coluna de ambos quadros 2 e 3, variam de 0,2 a 1,1 mm.

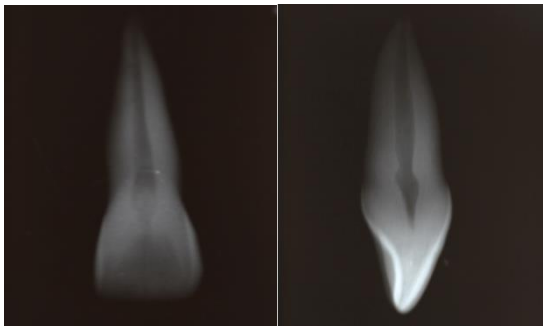


Figura 1 - Radiografias periapicais – vistas vestíbulo-lingual e mésio-distal.

Quadro 2 - Medidas obtidas no software imageJ - vista vestíbulo-lingual

File Edit Font Results

	Area	Mean	Min	Max	Angle	Length
1	0.006	23.133	16.092	27.667	90	0.735
2	0.007	36.276	18.316	44.458	87.166	0.823
3	0.006	49.760	27.422	58.873	90	0.692
4	0.004	52.624	31.558	61.495	80.380	0.484
5	0.003	44.328	26.874	56	90	0.346
6	0.009	20.931	11.837	29.941	-85.126	1.042
7	0.009	33.861	19.422	41.833	87.528	1.125
8	0.009	39.147	14.387	57.759	-87.847	1.082
9	0.007	48.786	20.670	64.933	96.216	0.826
10	0.005	49.050	23.136	60.839	90	0.562

Quadro 3 - Medidas obtidas no software imageJ - vista mésio-distal

File Edit Font Results

	Area	Mean	Min	Max	Angle	Length
1	0.007	185.124	130.333	198.640	50.194	0.982
2	0.006	188.326	148.793	201.857	82.278	0.829
3	0.005	171.765	129.501	188.107	125.119	0.776
4	0.005	125.979	85.001	139.845	141.340	0.717
5	0.002	26.350	23.127	28.834	90	0.224
6	0.004	185.702	158.963	194.667	42.672	0.607
7	0.004	187.217	154.910	197.308	61.742	0.634
8	0.004	172.175	128.827	185.893	53.130	0.560
9	0.003	127.667	88.457	145.647	51.470	0.478
10	0.003	46.061	24.479	58.009	96.340	0.375

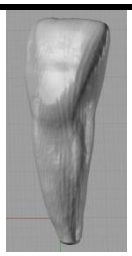
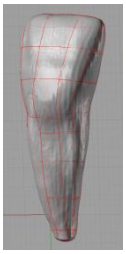
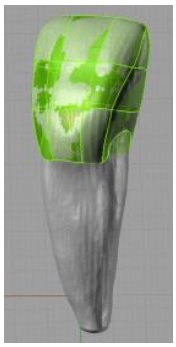
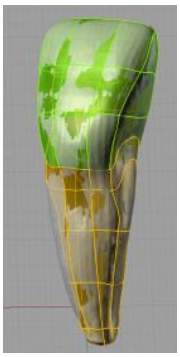
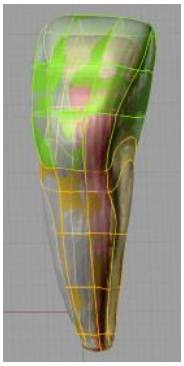
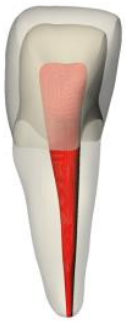
Os modelos foram confeccionados seguindo o protocolo Bio-CAD (Noritomi et al., 2012) desenvolvido no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – Campinas-SP. Esse protocolo descreve o procedimento utilizado para obtenção de um modelo geométrico de uma estrutura com referências anatômicas, sendo utilizado para a modelagem 3D de estruturas orgânicas (Soares et al., 2012). Esta metodologia envolve a criação de uma geometria do modelo baseado no formato STL (estereolitografia). Esse arquivo STL pode ser obtido por meio de várias maneiras, sendo que o escaneamento externo do elemento dental foi o escolhido para este trabalho (Quadro 4).

O modelo sólido tridimensional foi elaborado no software CAD Rhinoceros 4.0® (McNeel North America, Seattle, WA), que dentre os vários métodos possíveis para a construção geométrica de modelos tridimensionais, utiliza a modelagem NURBS (Non Uniform Rational Bézier Spline). As curvas NURBS (Quadro 4) são definidas seguindo os detalhes anatômicos da estrutura e elas determinam a qualidade geometrica e consequentemente da malha e do modelo de elementos finitos (Soares et al., 2012).

A modelagem consistiu das seguintes etapas: criação de curvas de referência, construção das superfícies sobre essas curvas e no fechamento dessas, resultando em um volume para a geração dos sólidos que caracterizam cada instância ou entidade geométrica. Verificações são necessárias principalmente, a respeito da consistência das superfícies resultantes dos processos de importação, uma vez que, inconsistências superficiais não detectadas tais como: ângulos agudos, superfícies descontínuas ou muito estreitas e problemas nas interfaces, acabam por exercer grande influência sobre a qualidade final das interfaces das malhas e exercendo principalmente influência sobre a qualidade final dos resultados.

A construção geométrica simulou as condições utilizadas para realização de um teste experimental no qual o modelo do incisivo central superior foi composto por esmalte, dentina, polpa (espaço vazio), 200 µm de poliéter (simulando ligamento periodontal), cerâmica e base de poliuretano. Foi estabelecida uma hipótese de simplificação de contato perfeitamente colado (nós coincidentes).

Quadro 4 - Quatro condições experimentais foram modeladas usando o software Rhinoceros 4.0 seguindo o protocolo Bio-CAD

Dente escaneado	Sequência de modelamento das superfícies			
 stl  linhas				
Superfície externa	Esmalte	Dentina	Polpa	Modelo

Com os modelos intactos finalizados, iniciou-se a etapa de modelagem dos preparos. Os preparos selecionados para o estudo foram realizados de maneira a ficarem limitados ao esmalte dental, modificando-se as superfícies originais por corte e segmentações simulando as condições clínicas de cada caso (Quadro 5).

Quadro 5 - Vistas palatina e lateral dos preparos

Grupos	Hígido	Vestibular	Redução Incisal	Cobertura incisal	Estendido
Preparos					
Vista Palatina e Lateral					

Após esses procedimentos realizou-se a exportação da geometria para software de análise por elementos finitos Ansys® (*version 13.0; Ansys, Canonsburg, PA*).

4.2.2. Exportação da geometria

Após serem concebidas no ambiente CAD (*Computer-Aided Design)* do Rinhoceros®, as geometrias foram exportadas no formato STEP 214 Automotive Design (STP) e posteriormente importadas

para o CAE (*Computer Aided Engeneering*) do Ansys® (*version 13.0; Ansys, Canonsburg, PA*). Este formato foi escolhido em função da maior compatibilidade do arquivo STEP com o Ansys® ao se utilizar geometrias com volumes.

4.2.3 Confecção da malha

Após a definição e importação da geometria, realizou-se a confecção das malhas. A densidade da malha foi ajustada de forma a se obter resultados suficientemente precisos nas facetas até se obter a convergência que foi de 10%.

Nas regiões de menor interesse, os elementos foram maiores. Utilizou-se uma malha controlada definida por elementos tetraédricos quadráticos caracterizados por uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento (Chander, Padmanabhan, 2009; Yamamoto, 2011). O número total de entidades do modelo base (controle) foi de 271683 nós e 155429 elementos (Figura 2).

A interface entre as distintas partes do modelo foi representada da forma mais simples, por nós coincidentes, e a relevância de contato entre todas as geometrias foi de 50% (Figura 2).

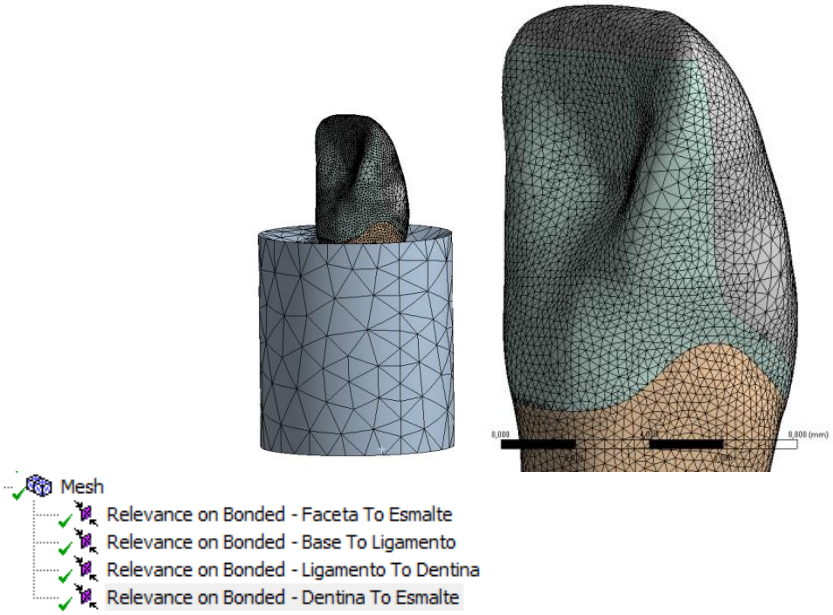


Figura 2 - Geometria e malha.

4.2.4 Condições de contorno e carregamento

O modelo foi fixado, sem liberdade de movimento na base e nas laterais da base de poliuretano. Foram aplicadas cargas de 100 N no terço incisal palatino (Figura 3) e em um ponto localizado no terço médio da região palatina (Figura 4) do modelo representativo do incisivo central superior. O carregamento foi direcionado a 45° em relação ao plano oclusal. (Poiate et al., 2011). As cargas incisais foram aplicadas diretamente sobre a cerâmica em todos os preparos, exceto nos preparos vestibulares restaurados com ambos materiais cuja aplicação da carga ocorre no dente próximo a interface esmalte/faceta. As cargas aplicadas no terço médio foram posicionadas sobre a estrutura dental.

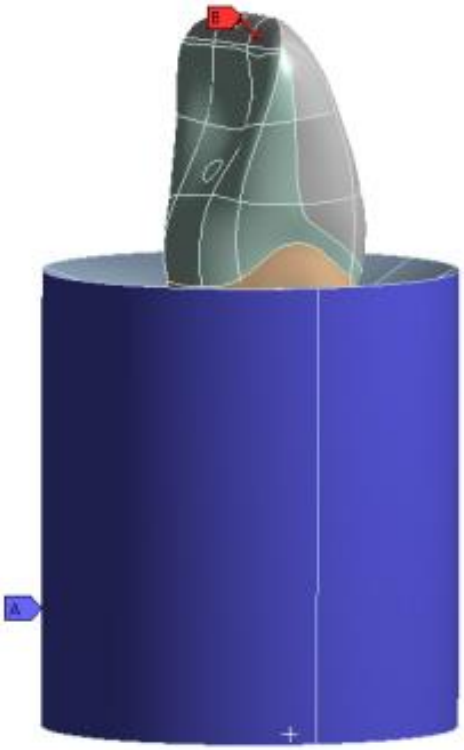


Figura 3 - Carga de 100N terço incisal palatino.

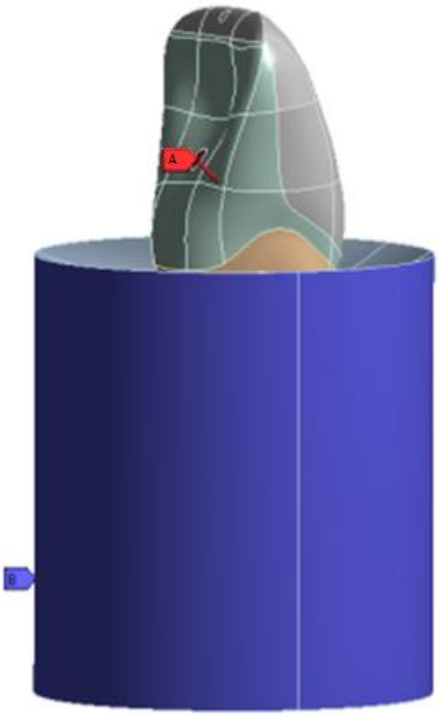


Figura 4 - Carga de 100N terço médio palatino.

4.2.5 Propriedades Mecânicas

As diferentes partes do modelo são representadas por propriedades distintas. Cada propriedade tem um material diferente associado, como o esmalte, dentina, poliéter (ligamento periodontal), cerâmica e poliuretano (base) uma vez que tratamos de representar a condição experimental. (Quadro 6)

Com a finalidade de reduzir a complexidade dos modelos e subsequente análise, os materiais empregados nos modelos foram considerados de acordo com as seguintes hipóteses de simplificação:

a) **Elásticos** (após a remoção da carga voltam às dimensões originais);
b) **Isotrópicos** (possuem as mesmas propriedades mecânicas em qualquer direção);
c) **Homogêneos** (mesmas propriedades mecânicas em qualquer ponto do elemento estrutural);
d) **Contínuos** (sem espaços vazios) e
e) **Lineares** (apresenta módulo de elasticidade constante).

Como a maioria dos modelos de elementos finitos é linear, a magnitude do carregamento não gera efeito direto na análise qualitativa, no entanto pequenas mudanças nas condições de contorno como posicionamento do carregamento ou alterações bruscas da malha, podem alterar significativamente os resultados (Soares et al., 2012).

Quadro 6 - Propriedades mecânicas

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson
Dentina	18,6 (Ko et al., 1992; Sano et al,1994)	0,32 (Farah,1989)
Esmalte	84,1 (Sano et al,1994; Craig,1961)	0,33 (Farah,1989)
Poliuretano	3,6 caracterização realizada no laboratório FOSJC	0,30 caracterização realizada no laboratório FOSJC
Poliéter	0,05 (Farah et al., 1981)	0,45 (Farah et al, 1981)
Cerâmica Dissilicato de lítio (IPS Empress I - Ivoclar)	95 Catálogo do fabricante (Ivoclar/ Vivadent, Schaan, Lietchteinstein)	0,3 Catálogo do fabricante (Ivoclar/ Vivadent, Schaan, Lietchteinstein)
Cerâmica Feldspática (VM9 - Vita)	66,5 (Borba, 2011)	0,21 (Borba, 2011)

Materiais isotrópicos são definidos por três propriedades mecânicas: (módulo de elasticidade longitudinal [E], módulo de elasticidade transversal [G] e coeficiente de Poisson [υ], das quais apenas duas são independentes. As propriedades mecânicas foram obtidas através de dados encontrados na literatura e somente o poliuretano teve suas propriedades obtidas através de medição direta realizada em laboratório (Sonelastic – ATCP Physical Engeneering - São Carlos, Brasil) para a caracterização não-destrutiva dos módulos elásticos e coeficiente de Poisson a partir das frequências (torcionais e flexionais) naturais de vibração obtidas pela técnica de excitação por impulso.

A seguinte equação define a relação entre as três propriedades mecânicas dos materiais isotrópicos. Para este estudo, a definição se dará pelo uso de E (módulo de elasticidade) e υ (coeficiente de Poisson).

$$G=E/2(1+\upsilon)$$

Por definição, o módulo de elasticidade ou módulo de Young é a relação entre a tensão e deformação (figura 5). Pode ser definido como um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. A fórmula empregada para sua determinação é a seguinte:

$$E= \sigma/ \varepsilon$$

E é o módulo de elasticidade ou módulo de Young

σ é tensão aplicada,

ε é a deformação elástica longitudinal do corpo de prova (Callister, 2007).

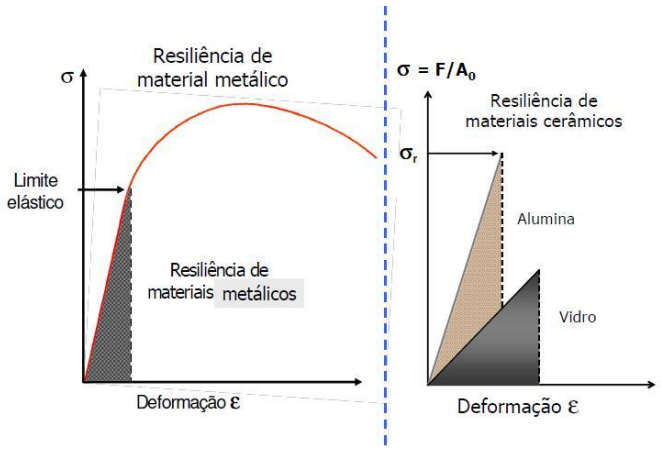


Figura 5 - Curva de tensão/deformação de Ramberg Osgood modificada.

O coeficiente de Poisson é definido como a contração lateral em razão de um alongamento longitudinal de um material submetido a uma carga uniaxial (Morrel, 1996; Hibbeler, 2008). A fórmula empregada para sua determinação é a seguinte:

$$\nu = -\frac{\epsilon_x}{\epsilon_z} = -\frac{\epsilon_y}{\epsilon_z}$$

υ = Razão de Poisson (adimensional),

ε_x= Deformação na direção x, que é transversal,

ε_y= Deformação na direção y, que é transversal,

ε_z= Deformação na direção z, que é a longitudinal,

ε_x, ε_y e ε_z são também grandezas adimensionais, já que são deformações.

O sinal negativo está incluído na fórmula porque as deformações transversais e longitudinais possuem sinais opostos. Materiais convencionais têm coeficiente de Poisson positivo, ou seja, contraem-se transversalmente quando esticados longitudinalmente e se expandem transversalmente quando comprimidos longitudinalmente. (Morrel, 1996; Hibbeler, 2008).

4.3 Processamento

Análise dos modelos de elementos finitos foi realizada pelo software Ansys 13,0 ® de acordo com os seguintes passos:

a) montagem da matriz de rigidez;

b) inversão da matriz de rigidez e resolução do sistema linear para obtenção dos deslocamentos;

c) uso da função de forma dos elementos para cálculo das deformações e tensões.

4.4 Pós-processamento

Para comparação dos grupos foi realizada uma análise do tipo estrutural estática, com a finalidade de obter resultados de tensões e deslocamentos das geometrias estudadas. Essas análises e o processamento foram feitos pelo programa de elementos finitos Ansys® através do solver Mechanical APDL onde se verificou a distribuição de tensões e a coerência dos resultados. O critério de análise de falha para materiais frágeis utilizado foi o de Tensão Máxima Principal, de maneira que os valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos a tensões de compressão. O esmalte, dentina e cerâmica apresentam comportamento frágil, ou seja, iniciam o processo de falha sob tensão de tração, por isso o critério de tensão máxima principal é o mais indicado para avaliar o local mais provável de ocorrer o início da falha. E finalmente, foram realizados os cálculos e o processamento dos

dados. Os resultados são apresentados por meio de gráficos de tensão, com a distribuição de tensões e seus respectivos valores numéricos.

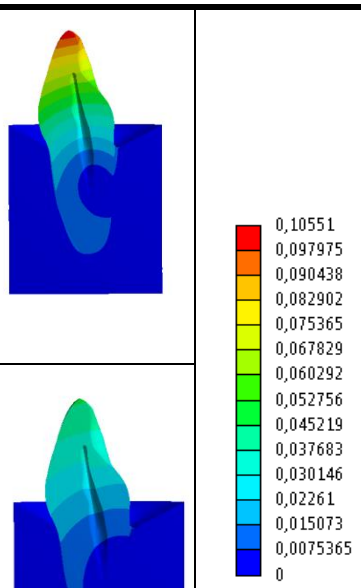
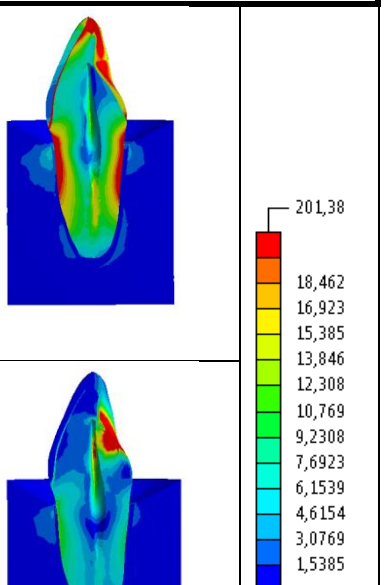
5 RESULTADOS

Ao analisar os gráficos qualitativamente observamos variações no gradiente de tensões, representadas pelas cores, com zonas de concentração de tensão em Mpa, os valores positivos representam tração e os negativos, compressão.

A análise de coerência dos resultados foi feita por meio da verificação dos deslocamentos e tensão de von Mises. Estas se apresentam no quadro 7, para os casos de carga no terço incisal e no terço médio palatino.

As figuras da esquerda mostram os deslocamentos produzidos pela aplicação da força. Nesta pode-se observar que a base praticamente não se desloca devido à condição de contorno, (fixação do suporte nos três graus de liberdade) ao longo de toda a superfície cilíndrica externa e parte inferior da base de poliuretano. Por outro lado, o dente se desloca consideravelmente, deformando-se na região de aplicação da carga. Outra região de grande deformação é a interface dente/base (ligamento periodontal), modelado como poliéter, cuja rigidez é duas ordens de grandeza inferior aos materiais vizinhos.

Quadro 7 - Análise de coerência dos resultados foi feita por meio da verificação dos deslocamentos e tensão de Von Mises

Aplicação da carga	Deslocamento total	Equivalente von Mises
Carga terço incisal		
Carga terço médio		

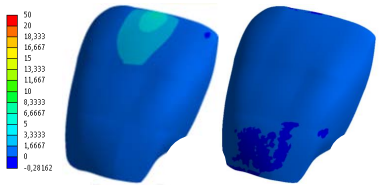
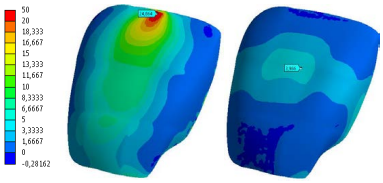
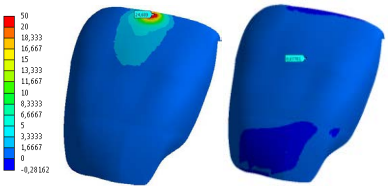
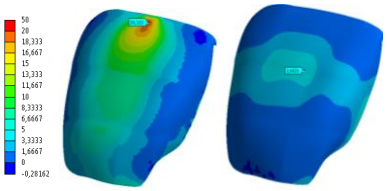
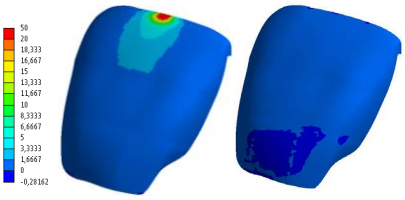
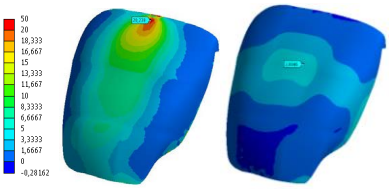
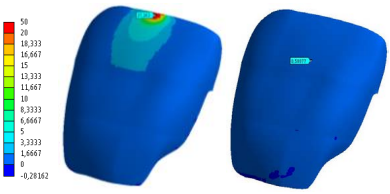
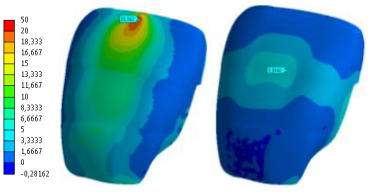
Nestas imagens, em corte lateral, é possível observar um centro de rotação próximo ao terço médio da raiz, evidenciando o deslocamento para vestibular do conjunto simulado, no mesmo sentido da aplicação do carregamento.

A energia distorcional de von Mises é evidenciada fluindo de uma geometria para a outra, ou seja, representa a interação entre os corpos e isso ocorre devido a uma efetiva atuação dos elementos e contatos prévios estabelecidos para a análise nas regiões de interface (Quadro 7).

Como todos os materiais são considerados frágeis exceto a base de poliuretano, o critério indicado para a interpretação dos

resultados é o de Tensão Máxima Principal (TMáxP). No quadro 8 observamos os gradientes de tensão na face vestibular da faceta para os dois materiais simulados nas duas situações de carregamento. As imagens em maior aumento estão presentes no Apêndice.

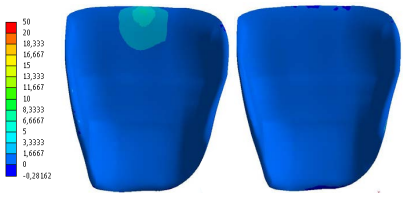
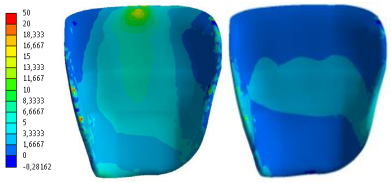
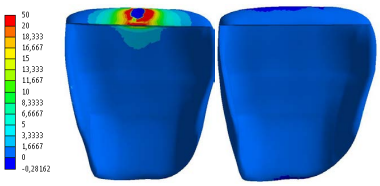
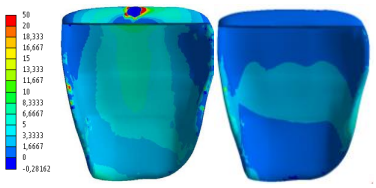
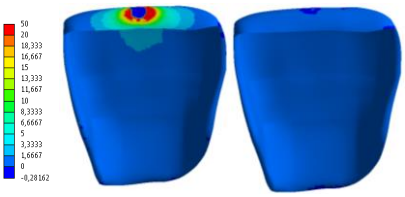
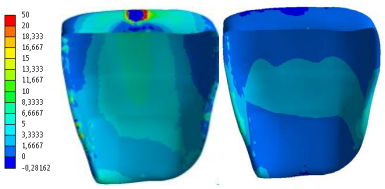
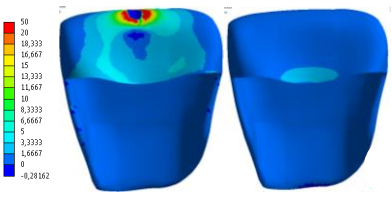
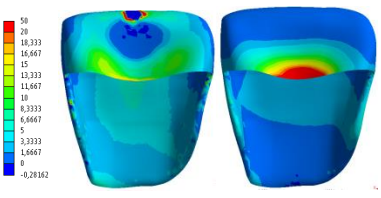
Quadro 8- Análise comparativa porcelana feldspática x dissilicato de lítio/ vista vestibular pelo critério de TMáxP

Grupos	Feldspática		Dissilicato de lítio	
	Terço incisal	Terço médio	Terço incisal	Terço médio
1-Vestibular				
2-Reduçaõ incisal				
3-Cobertural incisal				
4-Estendido				

Observamos no quadro 8, em uma vista vestibular, que quando realizado o carregamento nos terços incisal e médio palatino não houve diferença entre os quatro tipos de preparos, no entanto no grupo da porcelana de dissilicato de lítio, a carga aplicada no terço incisal

promoveu uma concentração de tensão maior quando comparada aos grupos que foram submetidos a uma aplicação de carga no terço médio palatino.

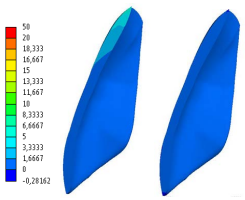
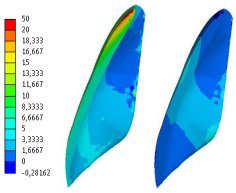
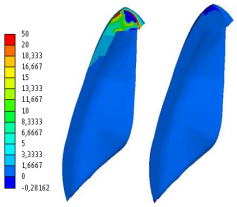
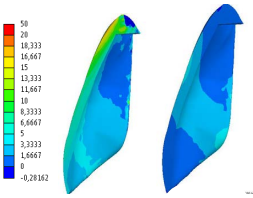
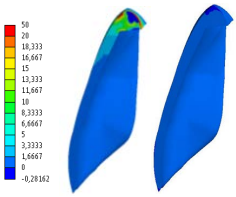
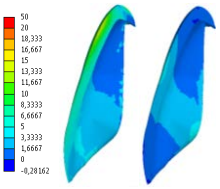
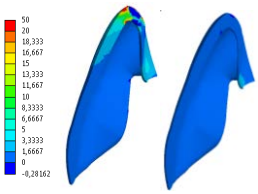
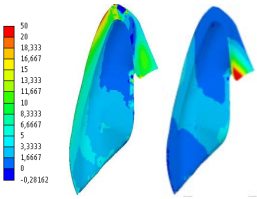
Quadro 9 - Análise comparativa porcelana feldspática x dissilicato de lítio/vista palatina pelo critério de TMáxP

Grupos	Feldspática		Dissilicato de lítio	
	Terço incisal	Terço médio	Terço incisal	Terço médio
1-Vestibular				
2-Reduçaõ incisal				
3-Cobertural incisal				
4-Estendido				

O quadro 9 representa a vista palatina com destaque à interface faceta/esmalte. Foi possível observar uma concentração de tensão de tração e compressão próxima à região de carregamento tanto no terço incisal quanto no terço médio palatino, apresentando

distribuições de tensões diferentes na superfície externa da faceta (chanfro). No entanto a distribuição de tensão foi semelhante na superfície interna da face vestibular para todos os modelos. Outra observação importante foi a presença de grandes tensões na proximidade da interface esmalte/faceta (preparo 4-porcelana dissilicato de lítio).

Quadro 10 - Análise comparativa porcelana feldspática x dissilicato de lítio/vista lateral pelo critério de TMáxP

Grupos	Feldspática		Dissilicato de lítio	
	Terço incisal	Terço médio	Terço incisal	Terço médio
1-vestibular				
2-Redução Incisal				
3-Cobertura Incisal				
4-Estendido				

No quadro 10, em uma vista lateral, nos grupos modelados com faceta feldspática que por sua vez, apresenta rigidez inferior ao esmalte, a carga entra pela faceta e migra ao dente de forma mais abrupta e consequentemente apresenta uma distribuição de tensões menos uniforme (preparos 2, 3, 4).

Observamos que no grupo da porcelana de dissilicato de lítio, o preparo estendido (4) apresenta tensões mais altas na interface palatina com o esmalte (chanfro). No entanto, os preparos mais conservadores modelados com este mesmo material, mostraram uma distribuição bastante efetiva no que se refere à passagem de carga da faceta ao dente (preparos 1,2 e 3).

Dentre os preparos mais conservadores, observamos uma distribuição de tensão mais uniforme nas facetas de dissilicato de lítio, no entanto, os maiores valores de tensão de tração foram encontrados no modelo representativo da faceta cerâmica do mesmo material com a presença de chanfro palatino (preparo 4).

6 DISCUSSÃO

O método matemático por elementos finitos foi a metodologia escolhida, uma vez que, ensaios destrutivos são importantes para prever e comparar o comportamento de um dente restaurado em situações específicas, no entanto, testes de distribuição de tensão simulados laboratorialmente retratando uma situação clínica, são complexos, pois a determinação do modo de falha (compressivo, trativo ou por cisalhamento) é de difícil determinação. Alto custo, longo tempo dispendido para o estudo e problemas associados à padronização e ao estabelecimento da amostra sob controles aceitáveis, limitam as investigações clínicas dos testes mecânicos (Sorensen et al., 1999).

Tal metodologia tem aplicabilidade em engenharia desde a década de 50 e atualmente está sendo difundido na área odontológica como ferramenta de bioengenharia por vários autores (Della Bonna, van Norte, 1995; Magne et al., 1999a, 1999b; Magne, Douglas, 1999; Rees, 2001; Ausiello et al., 2001; Zarone et al., 2005; Chander, Padmanabhan, 2009; Sorrentino et al., 2009; Shimidt et al., 2011; Poiate et al., 2011; Li et al., 2014; Bergoli et al., 2014, Costa et al., 2014).

A avaliação da distribuição de tensões nos dentes pode ser muito difícil, devido a uma combinação de geometrias complexas e distribuição espacial de diferentes estruturas e materiais, dessa forma, parte dos estudos em pesquisa odontológica adotou uma análise bidimensional de elementos finitos assim como os trabalhos de (Della Bona, van Noort, 1995; Magne, Douglas, 1999b; Bergoli et al., 2014; Costa et al., 2014). Os modelos 2D são aceitáveis quando se investiga o

comportamento biomecânico de forma qualitativa. Entretanto, a análise bidimensional de tensão de forma quantitativa é menos confiável, pois estes modelos não podem representar de maneira fiel à configuração complexa das estruturas dentárias (Poiate et al., 2011). Até o momento, alguns trabalhos relacionados ao mesmo tema, como os de Zarone et al., 2005; Chander, Padmanabhan, 2009; Sorrentino et al., 2009 e Li et al., 2014, foram realizados baseados em modelos 3D. A análise tridimensional por elementos finitos é considerada uma ferramenta poderosa e eficaz na visualização do campo de tensões. (Ausiello et al., 2001).

Com a aplicação das hipóteses de simplificação, se garante a linearidade do modelo de elementos finitos e, portanto, a magnitude do carregamento é diretamente proporcional às tensões desenvolvidas em cada região (análise qualitativa), no entanto pequenas mudanças nas condições de contorno como posicionamento do carregamento e fixações ou alterações bruscas da malha, podem alterar significativamente os resultados (Soares et al., 2012).

Todos os preparos conservadores para facetas cerâmicas utilizados neste estudo foram executados de forma que ficassem restritos somente ao esmalte dental, sem envolvimento dentinário (Stappert et al., 2005), uma vez que o risco maior de falhas encontradas nas facetas ocorre quando estas estão cimentadas diretamente em dentina, (Dumfart, Schaffer, 2000; Chun et al., 2010, Akoglu, Gemalmaz, 2011). Dentes restaurados com margens do preparo cervical em dentina mostraram uma carga de fratura significativamente mais baixa em relação àquelas margens realizadas em esmalte (Chun et al., 2010). Além do que, a margem do preparo em esmalte dentário proporciona um aumento na taxa de sobrevivência da restauração em relação àqueles preparos que apresentam margens em dentina ou mistas (Cocert et al., 2009). Os estudos de Garber et al.(1988) e Chander e Padmanabhan (2009)

também afirmaram que o desgaste dental excessivo durante o preparo restaurador é um dos fatores responsáveis por aumentar o potencial de fratura dos dentes restaurados com facetas cerâmicas.

Alguns trabalhos utilizando MEF foram realizados com o modelamento apenas da coroa dentária. Optamos nesse estudo por fazer a inclusão da raiz e estruturas de suporte que são de extrema importância quando uma análise mais realista se faz necessária (Rees, 2001; Sorrentino et al., 2009). Uma vez construídos esse modelos, os mesmos poderão ser utilizados em diversos outros estudos de forma que apenas mudanças drásticas na sua geometria irão requerer novas validações (Ausiello et al., 2001).

A camada de cimento resinoso não foi simulada, uma vez que foi estabelecida como hipótese de simplificação o contato colado (nós coincidentes) entre o dente e a faceta para representar dessa forma a interface adesiva com a finalidade de reduzir a complexidade do modelo. Adicionalmente, a análise do comportamento na interface adesiva não foi o objetivo do trabalho. A camada de cimento resinoso, nesse caso, serviria apenas para garantir a continuidade de tensão/deformação entre a faceta e o dente.

Na vista palatina foi possível observar uma forte concentração de tensão próxima aos pontos de aplicação de carga, como esperado, especialmente quando a carga é aplicada diretamente sobre a faceta (terço incisal). No ponto de aplicação da carga, as tensões de compressão são dominantes, e, portanto, a Tensão Máxima Principal é próxima à zero (ou negativa). Quase imediatamente ao redor, as tensões passam a ter seu sinal invertido e tornam-se trativas, essa singularidade é inerente à aplicação da carga concentrada e as tensões reais no local são de difícil determinação quantitativa. Além disso, a distribuição de tensões foi semelhante na superfície interna vestibular (longe do ponto de

aplicação da carga) para todos os modelos de mesmo material cerâmico, independente do tipo de preparo.

Os resultados mostram uma maior concentração de tensões de tração nas facetas cerâmicas nos grupos do preparo estendido (chanfro palatino), isso sugere que grupos com este tipo de preparo têm maior chance de incidência de fratura coesiva do material restaurador cerâmico, uma vez que o acúmulo de tensões se dá justamente na interface dente/cerâmica (Chaiyabutr et al., 2009)

Esses resultados vão de encontro com os achados de Magne e Douglas, 1999 que observaram que chanfros longos que se estendem para a concavidade palatina devem ser evitados uma vez que finas extensões da porcelana são geradoras de tensões de tração, enquanto a região vestibular apresenta uma concentração de forças menos nocivas à ocorrência de fraturas quando é aplicada uma carga na região palatina do dente. Castelnuovo et al., 2000 concluíram também que facetas com término em lâmina de faca e com 2,0 mm de recobrimento incisal são mais resistentes à fratura. Os resultados estão de acordo também com os achados de Bergoli et al., 2014, cuja análise de elementos finitos mostrou maior concentração de tensões de tração na faceta cerâmica para os grupos submetidos ao preparo com chanfro palatino.

No entanto, os trabalhos em MEF de Zarone et al., 2005; Chaiyabur et al., 2009 e Shimidt et al., 2011, encontraram situações desfavoráveis para os grupos de facetas com preparo mais conservador. As diferenças observadas entre o presente estudo e o estudo de Zarone et al., 2005 podem ser justificadas pelo fato desse último trabalho ter utilizado como critério de análise de tensões de von Mises, ao invés de Tensão Máxima Principal (o invariante de von Mises não diferencia tração e compressão e é recomendado para análises de materiais dúcteis e não

frágeis como as porcelanas), além do que a cerâmica utilizada (alumina) ter sido modelada com coeficiente elástico quase cinco vezes mais alto que o esmalte dentário. Adicionalmente, foram usadas angulações diferentes daqueles utilizados no nosso estudo. As conclusões do estudo de Chayabur et al. são baseadas em falha por fadiga e não podem ser diretamente comparadas com o presente estudo, em que foram estudadas cargas estáticas. Segundo o estudo experimental de Shimidt et al., 2011 a presença de chanfro palatino reduz as tensões de cisalhamento pelo aumento de contato do cimento/dente/peça, evitando dessa forma o deslocamento da cerâmica.

Li et al., 2014, concluíram que utilizar chanfro palatino também aumenta a longevidade do preparo. No entanto, em seu trabalho foi utilizada, apenas a porcelana feldspática, que possui módulo de elasticidade inferior ao esmalte dentário. Em relação ao nosso trabalho, concluiu-se que ao compararmos o mesmo tipo de preparo com duas cerâmicas distintas, o preparo palatino só foi eficiente quando a cerâmica é menos rígida que o esmalte (o que ocorre apenas no caso da porcelana feldspática).

A taxa de sobrevivência relatada no estudo de Granel-Ruiz et al., 2010 nos preparos mais conservadores foi de 94% e para os preparos com chanfro palatino foi de 84,7%, o que levou os autores a concluírem que ambos os preparos podem ser indicados para a realização de facetas cerâmica.

Com os dados sobre a distribuição de tensões de acordo com o tipo de preparo, fica evidente que a primeira hipótese nula (a distribuição de tensões em facetas cerâmicas será similar independente do tipo de preparo) foi rejeitada.

O critério de escolha das duas cerâmicas foi baseado na rigidez de ambos materiais. A porcelana feldspática possui módulo de

elasticidade inferior ao esmalte e a porcelana de dissilicato de lítio possui módulo de elasticidade superior ao esmalte dentário. Fatores geométricos aliados à variação de rigidez entre faceta e esmalte podem afetar o caminho de direção da energia distorcional de forma a levar regiões de grandes tensões para a proximidade das interfaces, e isso aumenta muito a chance de falha nesta região, como foi observado no preparo com chanfro palatino confeccionados com porcelana de dissilicato de lítio. Pode-se observar neste grupo tensões mais altas na interface palatina desta cerâmica com o esmalte (chanfro), pois a mesma apresenta rigidez maior que o esmalte o que torna evidente a interação entre a geometria da faceta e propriedades mecânicas das diferentes regiões. Já os preparos mais conservadores, apresentam o potencial de distribuir de forma bastante efetiva a passagem de carga da faceta ao dente, podendo aumentar assim, a vida útil do preparo, o que está de acordo com os achados de Magne e Douglas, 1999 que observaram que em dentes íntegros submetidos a diferentes preparos e restaurados com facetas cerâmicas, as concentrações de tensão ocorrem na região da interface dente/restauração.

Foi utilizado o deslocamento nodal e o critério de von Mises para verificar a coerência do modelo. O primeiro objetivou verificar se os deslocamentos apresentavam-se ao longo eixo do dente, de forma coerente à direção de aplicação da carga. Gráfico de tensões de von Mises foi usado para verificar a interação entre os diferentes corpos. A energia de distorção transmitida de um corpo para o outro, que é proporcional ao invariante von Mises, possibilita analisar o comportamento dos elementos e seus contatos na região de interface.

Nos grupos modelados com porcelana feldspática, (com rigidez inferior ao esmalte), a carga que entra pela faceta, migra ao dente de forma abrupta e apresenta uma distribuição de tensões pouco uniforme, uma vez que a carga flui do ponto de aplicação à estrutura de

apoio, distribuindo-se proporcionalmente à rigidez das estruturas encontradas no caminho. Dessa forma o caminho preferencial será diretamente através do esmalte. Se a carga é aplicada no esmalte, sendo esse mais rígido que a porcelana em questão, esta pouco influirá no caminho de carga, deixando o dente suportar a maior parte da carga. Quanto maior o módulo elástico do material restaurador, menor a deformação das estruturas dentais sob um mesmo esforço (Magne, Belser, 2003). Dessa maneira, a segunda hipótese do estudo é também rejeitada (a distribuição de tensões de facetas cerâmicas será similar independente do tipo de cerâmica).

O movimento protrusivo (contato terço incisal palatino) promove tensões mais altas que a oclusão em contato cêntrico (terço médio palatino) (Zarone et al., 2005), além disso, o ângulo de aplicação da força mastigatória e valores de carga aplicados são fatores responsáveis por aumentar o potencial de fratura dos dentes restaurados com facetas cerâmicas (Chander, Padmanabhan, 2009). A combinação de procedimentos restauradores extensos e altas cargas oclusais aumentam consideravelmente a chance de fraturas (Soares et al., 2008). Neste trabalho observou-se forte influencia da aplicação de carga na distribuição de tensões independente do tipo de preparo e cerâmica o que por fim, rejeita-se a terceira hipótese nula (a distribuição de tensões de facetas cerâmicas será similar independente do tipo de contato oclusal).

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados desse estudo podemos concluir que:

a) Incisivos centrais superiores submetidos ao preparo com chanfro palatino (estendido) confeccionados em dissilicato de lítio mostram maior concentração de tensões de tração na restauração cerâmica em comparação aos dentes submetidos aos preparos mais conservadores;

b) A cerâmica de dissilicato de lítio promoveu melhor distribuição de tensão que a faceta feldspática com exceção do preparo estendido, no qual foi observado maior acúmulo de tensão entre o dente e faceta com a presença de chanfro palatino;

c) O contato incisal promoveu um maior acúmulo de tensão nas facetas confeccionadas em ambos materiais, exceto o preparo estendido com chanfro palatino, confeccionado com porcelana de dissilicato de lítio.

8 REFERÊNCIAS *

Akoğlu B, Gemalmaz D. Fracture Resistance of Ceramic Veneers with Different Preparation Designs. J Prosthodont. 2011;20(5):380-4.

Alghazzawi TF, Lemons J, Liu PR, Essing ME, Janowski GM. The failure load of CAD/CAM generated and glass-ceramic laminate venners with different preparation designs. J Prothet Dent. 2012;108(6):386-93.

Atsu SS, Aka PS, Kucukesmen HC, Kilicarslan MA, Atakan C. Age-related changes in tooth enamel as measured by electron microscopy: implications for porcelain laminate veneers. J Prosthet Dent. 2005;94(4):336-41.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. J Biomech. 2001;34(10):1269-77.

Baratieri LN, Monteiro Jr S, Andrada MAC,Vieira LCC, Ritter, AV, Cardoso AC. Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades. São Paulo: Santos; 2001.

Beier US, Kapferer I, Burtscher D, Dumfahrt H. Clinical performance of porcelain laminate veneers for up to 20 years. Int J Prosthodont. 2012;25(4):395-402.

Belser UC, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. J Esthet Dent. 1997;9(4):197-207.

Baseado em:
International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.htm

Bergoli C, Meira J, Valandro L, Bottino M. Survival rate, load to fracture, and finite element analysis of incisors and canines restored with ceramic veneers having varied preparation design. Oper Dent. 2014; 39(5):530-40.

Bottino MA, Valandro LF, Faria R. Perception. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Borba M, de Araújo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. Dent Mater. 2011;27(12):1259-66.

Callister Jr. WD. Materials science and engineering. 7. ed. New York: John Wiley & Sons, Inc; 2007.

Castelnuovo J, Anthony HLT, Phillips K, Nicholls JT, Kois JC. Fracture load an mode of failure of ceramic veneers with different preparation. J Prosthet Dent. 2000;83(2):171-80.

Chaiyabutr Y, Phillips KM, Ma PS, Chitswe K. Comparison of load-fatigue testing of ceramic veneers with two different preparation designs. Int J Prosthodont. 2009;22(6):573-75.

Chander NG, Padmanabhan TV. Finite element stress analysis of diastema closure with ceramic laminate veneers. J Prosthdont. 2009;18(7):577-81.

Cherukara GP, Davis GR, Seymour KG, Zou L, Samarawickrama DY. Dentin exposure in tooth preparations for porcelain veneers: a pilot study. J Prosthet Dent. 2005;94(5):414-20.

Chun YP, Raffelt C, Pfeiffer H, Bizhang M, Saul G, Blunck U, et al. Restoring strength of incisors with veneers and full ceramic crowns. J Adhes Dent. 2010;12(1):45-54.

Clyde JS, Gilmour A. Porcelain veneers: a preliminar review. Br Dent J. 1988;164(1):9-14.

Costa A K, Borges A L, Fleming GJ, Addison O. The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. J Dent. 2014;42(10):1269-76.

Cocert HS, Dundar M, Ozturk B. The effect of various preparations designs on the survival of porcelain laminate veneers. J Adhes Dent. 2009; 11(5):405-11.

Craig, RG, Powers, JM. Propriedades Mecânicas: materiais dentários restauradores. São Paulo:Santos; 2004.

Craig RG; Peyton FA, Johnson DW. Compressive properties of enamel, dental cements and gold. J Dent. 1961;40:936-45.

D'arcangelo C, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M. Clinical evaluation on porcelain laminate veneers bonded with light-cured composite: results up to 7 years. Clin Oral Invest. 2012;16(4):1071-9.

Dejak B, Mlotkowski A, Romanowics M. Strengh estimation of different designs of ceramics inlays and onlays in molar based on the Tsai-Wu fracture criterion. J Prothet Dent. 2007;98(2):89-100.

Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res. 1995;74(9):1591-6.

Della Bona A. Adesão às cerâmicas evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Dumfahrt H, Schaffer H. Porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: part II - Clinical results. Int J Prosthodont. 2000;13(1):9-18.

Edelhoff D, Soresen JA. Tooth structure removal associate with various preparation designs for anterior teeth. J Prosthet Dent. 2002;87(5):503-9.

Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite elemente analysis of three and four unit bridges. J Oral Rehabil 1989;16(6):603-11.

Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. Oper Dent. 1981;6(1):15-9.

Fradeani M, RedemagniI M, Corrado M. Porcelain laminate veneers: 6-to 12-year clinical evoluation – A retrospective study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2005;25(1):9-17.

Friedman M. Multiple potential of etched porcelain laminate veneers. J Am Dent Assoc.1987 Dec;Spec No:83E-87E.

Garber DA, Goldstein RE, Feinman RA. Porcelain laminate veneers. Chicago: Quintessence; 1988.

Goodacre CJ. Desining tooth preparations for optimal success. Dent Clin North Am. 2004;48(2):359-85.

Granel-Ruiz M, Fons-Font A, Labaig-Rueda C, Martinez-Gonzalez A, Roman-Rodriguez JL, Solá-Ruiz MF. A clinical longitudinal study 323 porcelain laminate veneers. Period of study from 3 to 11 years. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2010;15(3):531-7.

Gresnigt MM, Kalk W, Ozcan M. Randomized clinical trial of indirect resin composite and ceramic veneers up to 3 years follow-up. J Adhes Dent. 2012;15(2):181-90.

Guess PC, Stappert CFJ. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. Dent Mater. 2008 Jun;24(6):804-13.

Hibbeler RC. Resistência dos materiais. São Paulo: Pearson Prentice Hall; 2008.

Hui KK, Williams B, Davis EH, Holt RD. A comparative assessment of the strengths ofporcelain veneers for incisor teeth dependenton their design characteristics. Br Dent J.1991;171(2):51-5.

Ko CC, Chu, KH, Chung, MC, Lee MC. Effects of post on dentin stress distribution in pulpless teeth. J Prosthet Dent. 1992;68(3):421-7.

Li Z, Yang Z, Zuo L, Meng Y. A three-dimensional finite element study on anterior laminate veneers with different incisal preparations. J Prosthet Dent. 2014;112(2):325-33.

Lin TM, Liu PR, Ramp, LC, Essig MR, Givan DA, Pan YH. Fracture resistance and marginal discrepancy of porcelain laminate veneers influenced by preparation design and restorative material in vitro. J Dent. 2012;40(3):202-9.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85(1):61-6.

Magne P, Douglas WH. Design optimization and evolution of bonded ceramics for the anterior dentition: a finite-element analysis. Quintessence Int. 1999;30(10):661-72.

Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisal shape: experimental numerical analysis. J Prosthet Dent. 1999a;81(3):345-55.

Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers.J Prosthet Dent. 1999b;81(3):335-44.

Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. Int J Periodontics Restorative Dent. 2000;20(5):441-57.

Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. Int J Periodontics Restorative Dent. 2003;23(6):543-55.

Mendes WP, Bonfante G, Janssen WC. Facetas laminadas - cerâmica e resina: aspectos clínicos. São Paulo: Artes Médicas; 2004.(Coleção Livro do Ano da Clínica Odontológica Brasileira).

Mesquita A, Assunção e Souza R, Miyashita E. Restaurações cerâmicas metal free. Atualização Odontológica Clínica do dia-a-dia: Artes Médicas-Divisão Odontológica; 2008.

Morrel R. Measuring elastic properties of advanced technical ceramics - a review. UK National Physical Laboratory Report. 42; 1996.

Nikzad S, Azari A, Dehgan S. Ceramic (Feldspathic & IPS Empress II) vs laboratory composite (Grandia) veneers; a comparison between their shear bond strength to enamel; an in vitro study. J Oral Rehabil. 2010; 37(7):569-74.

Noritomi PY, Xavier TA, Silva JVL (2012). A comparison between BioCAD and some know methods for finite element model generation. In: da PJ Silva da Bártolo (ed) Innovative Developments and Physical Prototyping.Londres:Taylor & Francis Group;2012. p 685-90.

Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. Dent Mater. 2007;23(1):2-8.

Pagani C. Preparos dentários: ciência e arte. São Paulo: Nova Odessa: Napoleão; 2014.

Peumans M, De Munck J, Fieuws S, Lambrechts P, Vanherle G, Van Meerbeek B. A prospective ten-year clinical trial of porcelain veneers. J Adhes Dent. 2004;6(1):65-76.

Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate E Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. Comput Methods Programs Biomed. 2011;104(2):292-9.

Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. J Oral Rehabil. 2001;28(5):425-32.

Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. The mechanical behaviour of cantilever fixed partial dentures in shortened dental arch therapy: a 2-D finite element analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2004;12(1):21-7.

Sano H, CiucchiB, Mattews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralied and desmineralized human and bovine dentin. J Dent Res 1994;73(6):1205-11.

Seydler B, Shimiter M. Esthetic restoration of maxillary incisors using CAD/CAM chairsade technology - a case report. Quintessence Int. 2011; 42(7):533-7.

Shi L, Fok As, Qualtrough A. A two-stage shape optimization process for cavity preparation. Dent Mater. 2008;24(11):1444-53.

Shimidt KK, Chiayabutr Y, Philips KM, Koia JC. Influence of preparation design and existing condition of tooth structure on load to failure of ceramic laminate veneers. J Prosthet Dent. 2011;105(6):374-82.

Smales RJ, Etemadi.S. Long-term survival of porcelain laminate veneers using two preparation designs: A retrospective study. Int J Prosthodont. 2004;17(3):323-6.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes-Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2006; 95(6):421–9.

Soares JC, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PCF, Soares V, Qianb F et al. Finite elemento analysis and bond strenght of a glass port to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. Dent Mater. 2008;24(10):1405-11.

Soares CJ, Verluis A, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BCF, et al. Finite element analysis in dentistry: improving the quality of oral health care. In: Moratal D, editor. Finite element analysis: from biomedical applications to industrial developmments [e-book]. Publisher: InTech, Chapters. Publisher: published March 30, 2012 under CC by 3.0 license. 2012. Cap 2. Doi:10.5772/37353.

Sorensen JA, Cruz M, Mito WT, Raffeiner O, Meredith HR, Foser HP. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1999; 11(1):95-106.

Sorrentino R, Apicella D, Riccio C, Gherlone E, Zarone F, Aversa R, et al. Nonlinear visco-elastic finite element analysis of different porcelain veneers configuration. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2009;91(2):727-36.

Stappert CFJ, Ozden U, Gerds T, Strub JR. Longevity and failure load of ceramic veneers with different preparation designs after exposure to masticatory simulation. J Prosthet Dent. 2005;94(2):132-9.

Taskonak B, Anusavice KJ, Mecholski JR. Role of investment interaction layer on strength and thoughness of ceramic laminates. Dent Mater. 2004; 20(8):701-8.

Tinchert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reability of alumina-, fedspatic-leucite, and zircônia based ceramics. J Dent. 2000;28(7):529-35.

Versluis A, Tantbirojn D. Relationship between shrinkage and stress. In: Daskalaki A, editor. Dental computing and applications: advanced techniques for clinical dentistry. Hershey, PA**:** IGI Global/Medical Information Science Reference; 2009. 45-64.

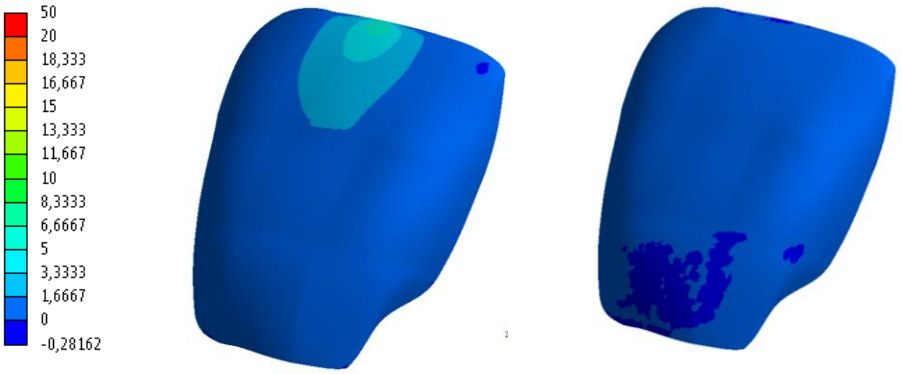
Yamamoto ETC. Estudo de preparos e da forma da infra-estrutura na distribuição de tensões em prótese parcial fixa [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.

Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restores by means of alumina porcelain veneers: A 3D-finite element analysis. Dent Mat. 2005;21(12):1178-88.

Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang XP, Swain MV. Influence of veneers application on fracture behavior of lithium-disilicate based ceramic crowns. Dent Mater. 2012;28(6):653-60.

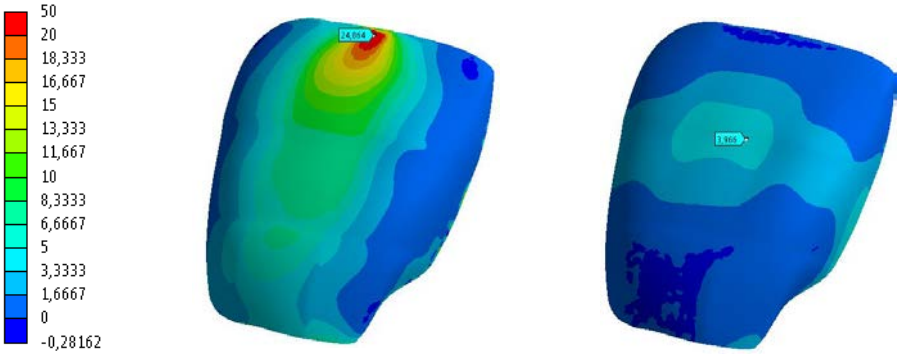
APÊNDICE A

Vista ampliada dos preparos e suas respectivas cerâmicas e cargas oclusais (TMáxP e TMínP)



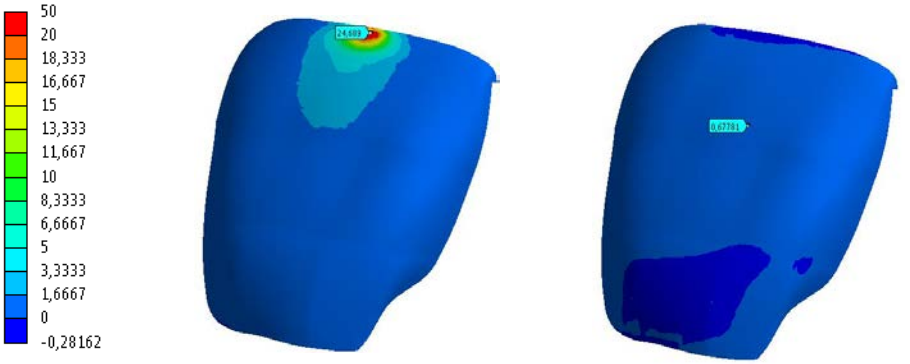
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
6,79MPa	-0,28 MPa	1,933MPa	-0,12 MPa

Figura 6 – Porcelana feldspática/preparo vestibular – vista vestibular.



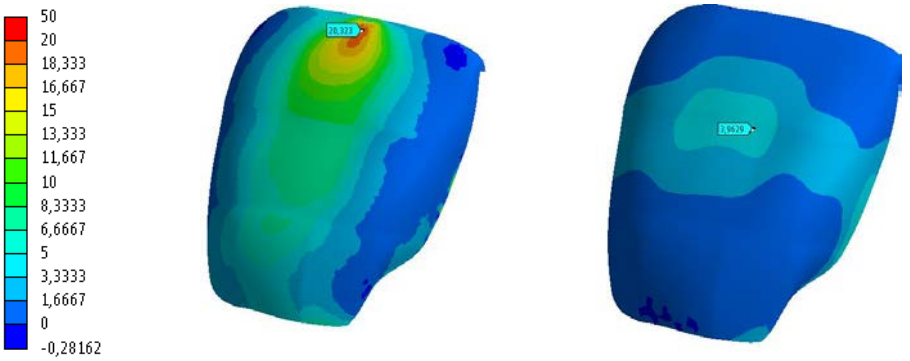
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
32,15MPa	-2,90 MPa	16,29 MPa	-1,40 MPa

Figura 7 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo vestibular – vista vestibular.



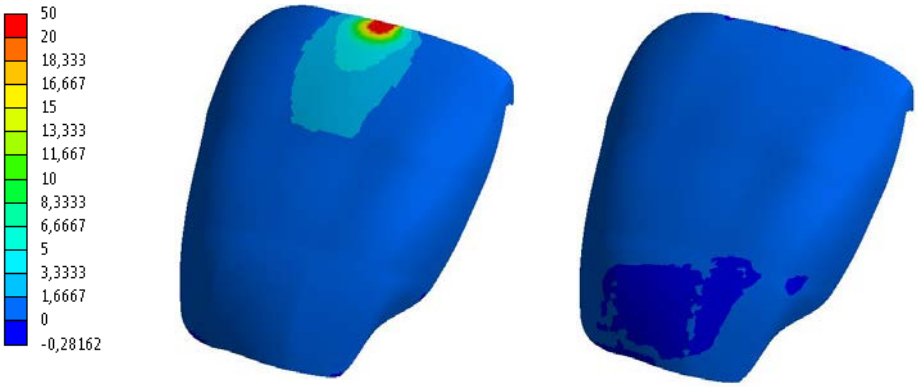
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
52,82MPa	-266,65 MPa	1,96 MPa	-0,14 MPa

Figura 7 – Porcelana feldspática/preparo redução incisal – vista vestibular.



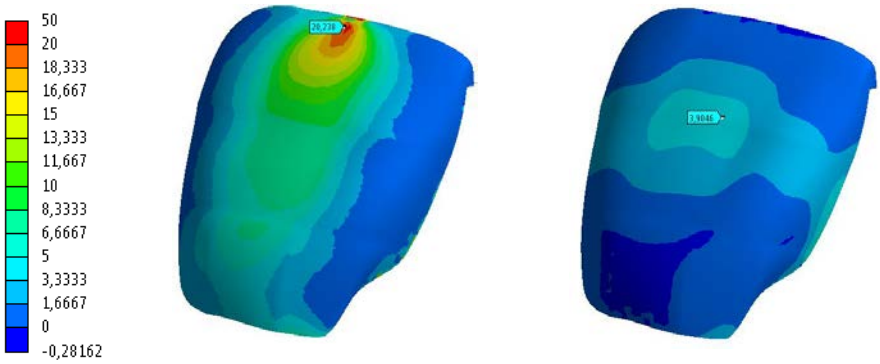
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
46,27MPa	-264,77 MPa	17,77 MPa	-0,52 MPa

Figura 8 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo redução incisal – vista vestibular.



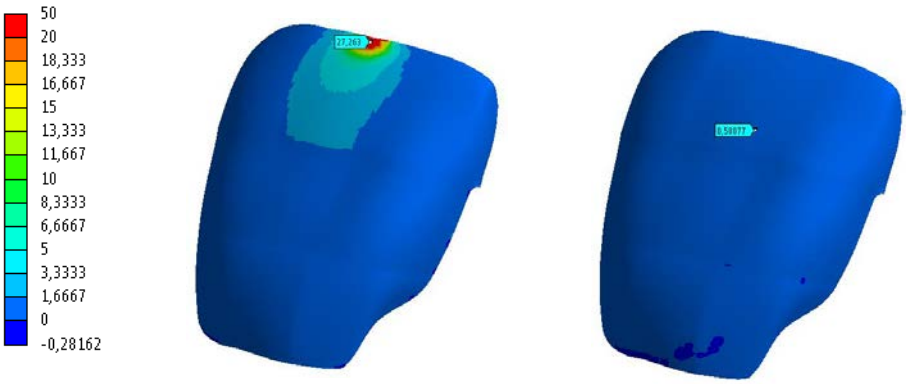
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
62,20MPa	-228,19 MPa	1,95 MPa	-0,14 MPa

Figura 9 – Porcelana feldspática/preparo cobertura incisal – vista vestibular.



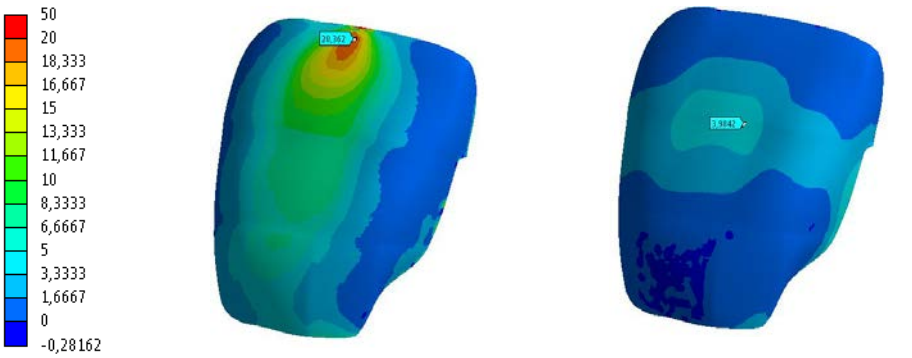
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
44,28MPa	-234,18 MPa	12,92 MPa	-1,49 MPa

Figura 10 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo cobertura incisal – vista vestibular.



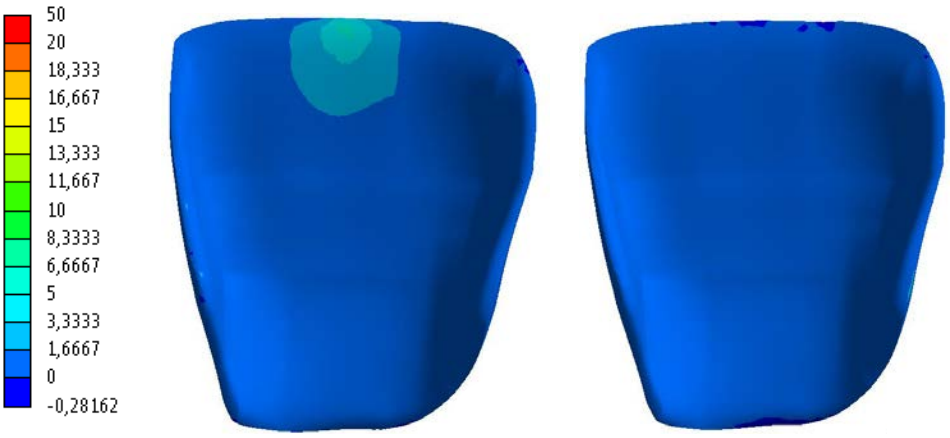
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
51,41MPa	**-231,16 MPa**	**3,31 MPa**	**-0,12 MPa**

Figura 11 – Porcelana feldspática/preparo estendido – vista vestibular.



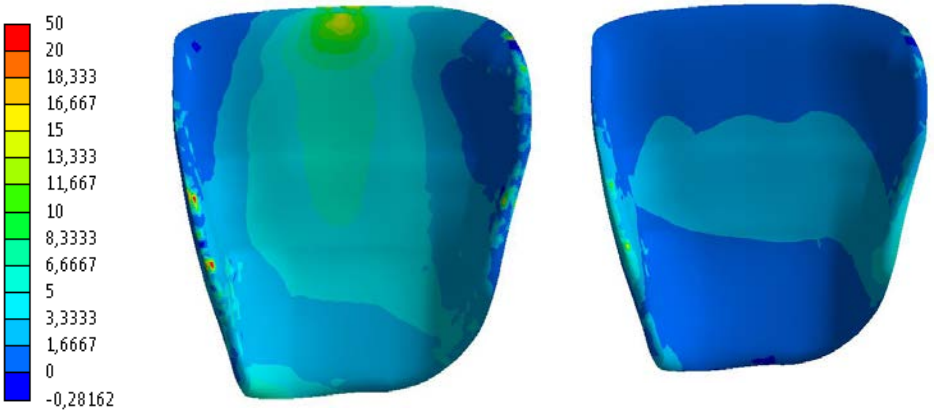
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
42,55MPa	**-236,91 MPa**	**26,76MPa**	**-1,00 MPa**

Figura 12 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo estendido – vista vestibular.



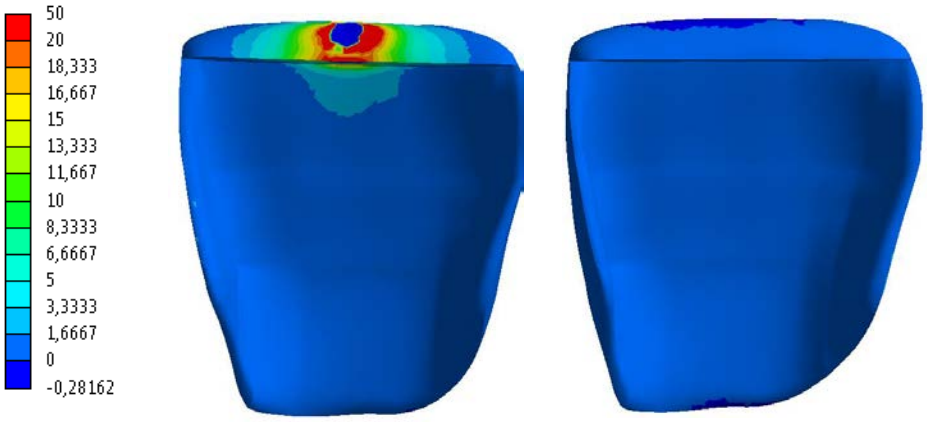
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
6,78MPa	-0,28 MPa	1,93MPa	-0,12 MPa

Figura 13 – Porcelana feldspática/preparo vestibular – vista palatina.



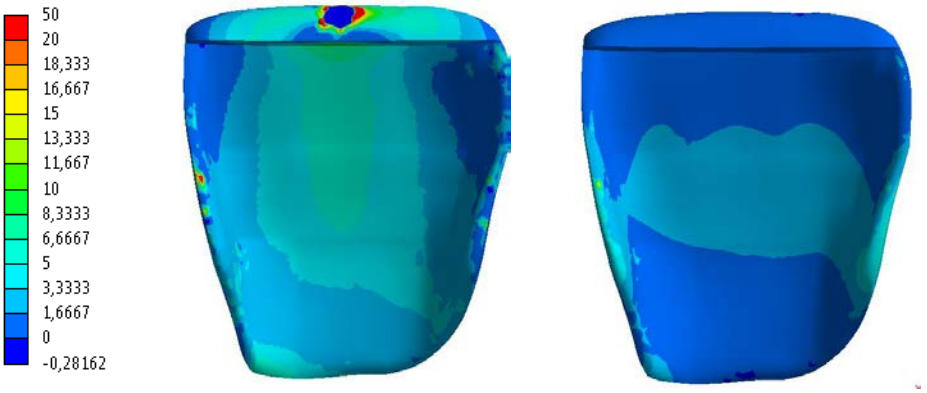
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
32,15MPa	-2,90 MPa	16,29MPa	-1,40 MPa

Figura 14 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo vestibular – vista palatina.



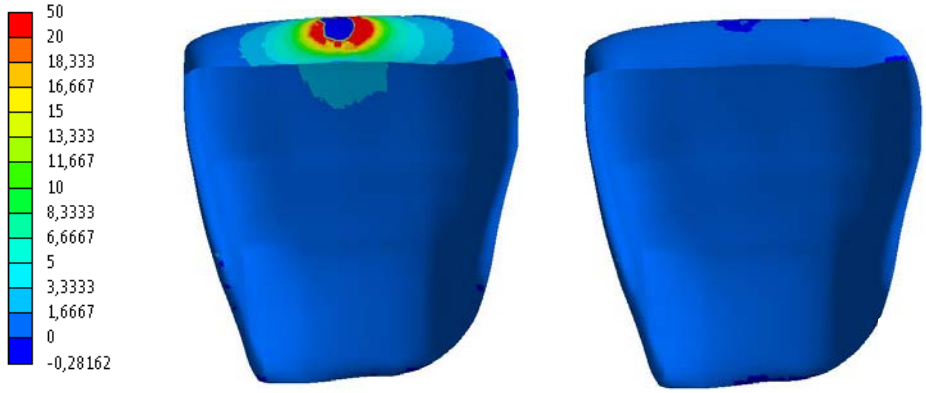
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
53,82MPa	-266,65 MPa	1,96MPa	-0,14 MPa

Figura 15 – Porcelana feldspática/preparo redução incisal – vista palatina.



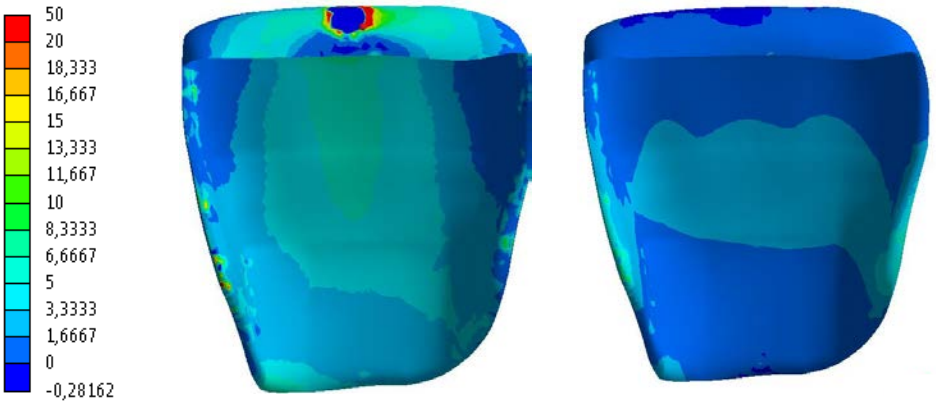
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
46,27MPa	-264,77 MPa	17,77MPa	-0,52 MPa

Figura 16 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo redução incisal – vista palatina.



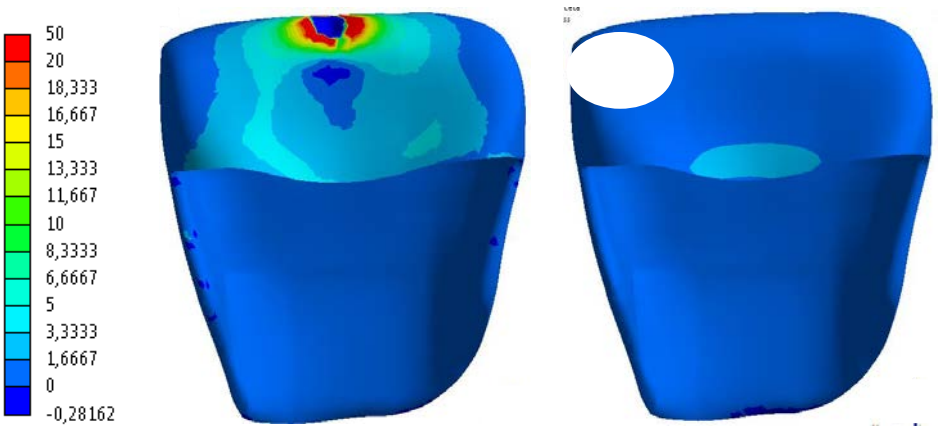
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
123,06MPa	-228,19 MPa	1,95MPa	-0,14 MPa

Figura 17 – Porcelana feldspática/preparo cobertura incisal – vista palatina.



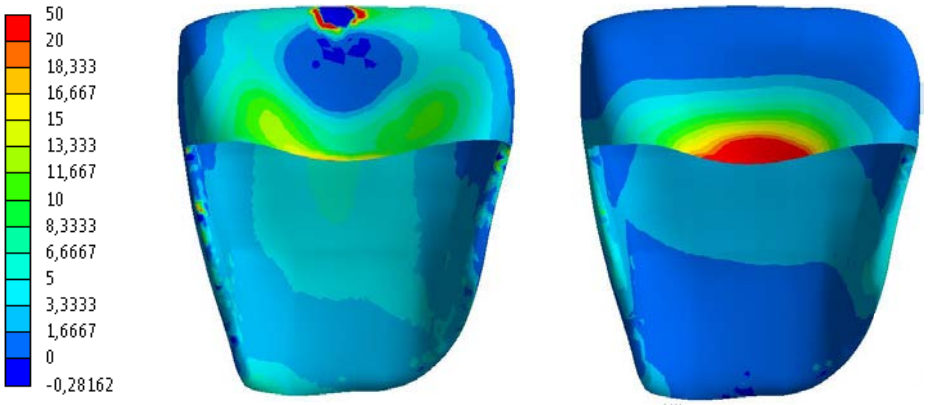
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
44,28MPa	-234,18 MPa	12,92MPa	-1,49 MPa

Figura 18 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo cobertura incisal – vista palatina.



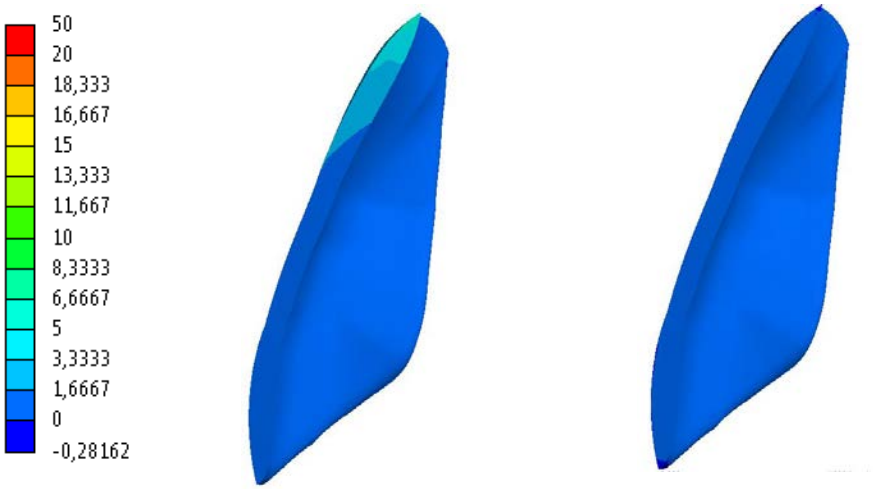
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
51,41MPa	-231,16 MPa	3,31MPa	-0,12 MPa

Figura 19 – Porcelana feldspática/preparo estendido – vista palatina.



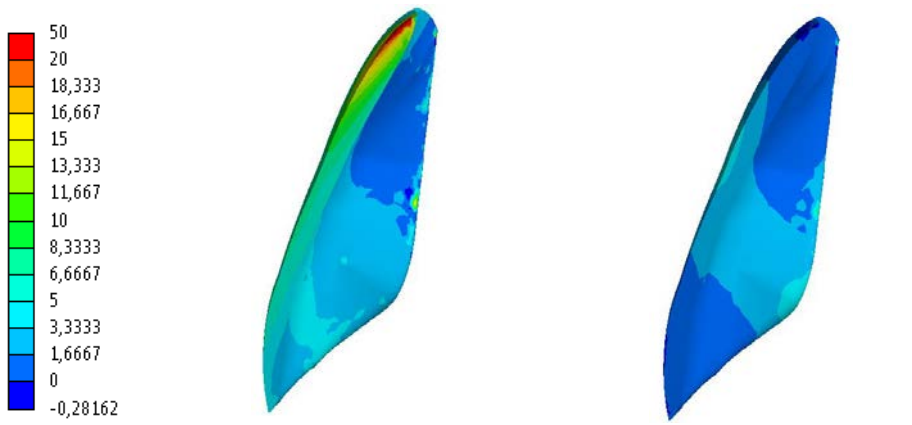
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
42,55MPa	-236,91 MPa	26,76MPa	-1,00 MPa

Figura 20 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo estendido – vista palatina.



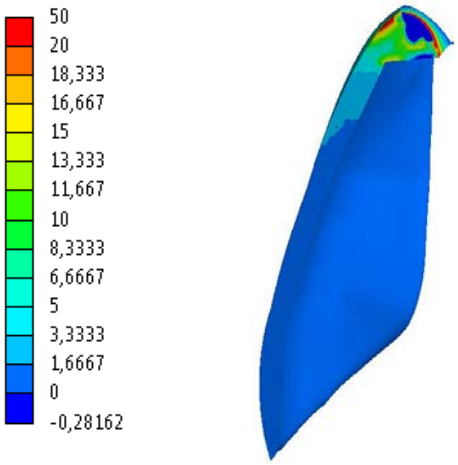
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
6,79MPa	-0,28 MPa	1,93MPa	-0,12 MPa

Figura 21 – Porcelana feldspática/preparo vestibular – vista lateral.



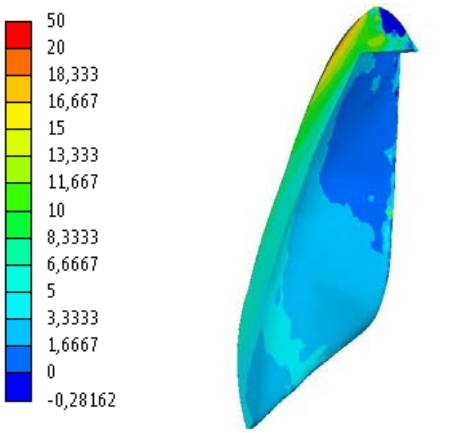
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
32,15MPa	-2,90 MPa	16,29MPa	-1,40 MPa

Figura 22 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo vestibular – vista lateral.



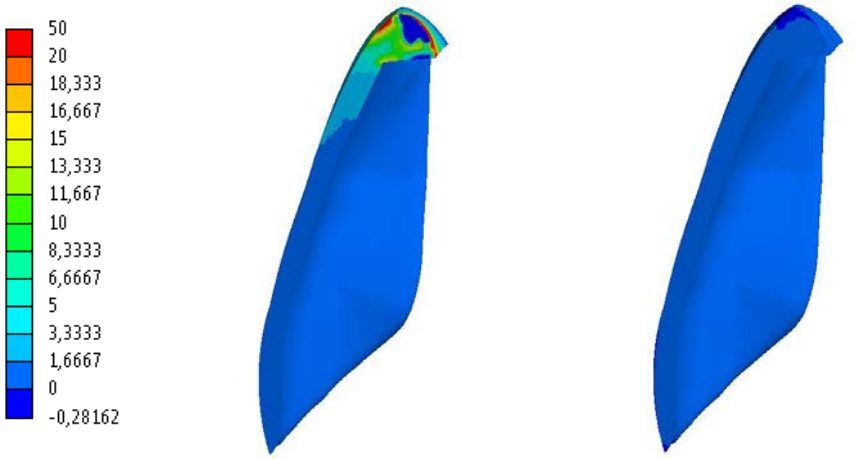
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
53,82MPa	-266,655 MPa	1,96MPa	-0,14 MPa

Figura 23 – Porcelana feldspática/preparo redução incisal – vista lateral



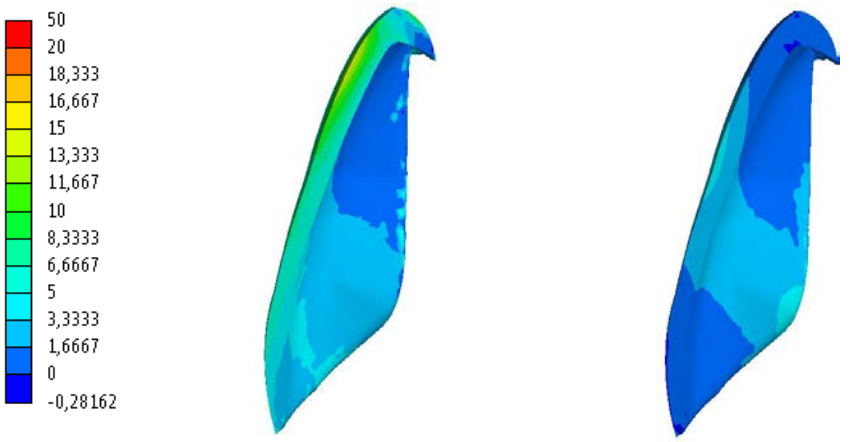
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
46,27MPa	-264,77 MPa	17,77MPa	-0,52 MPa

Figura 24 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo redução incisal – vista lateral



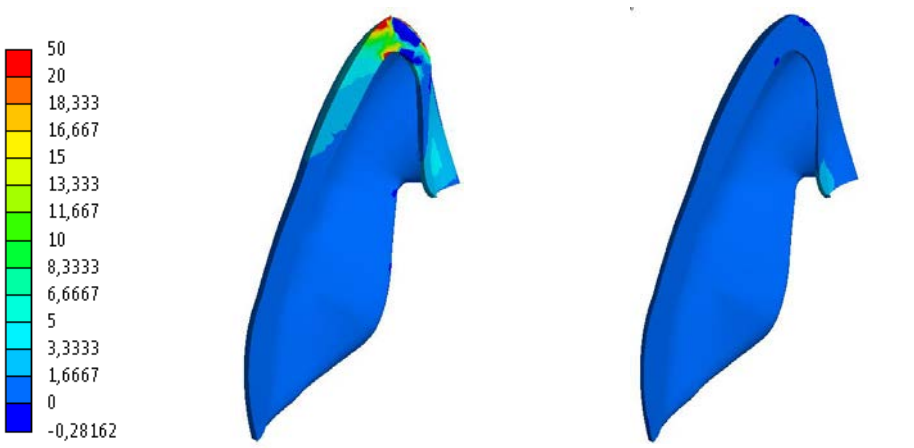
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
53,82MPa	- 266,65MPa	1,96MPa	-0,14MPa

Figura 25 – Porcelana feldspática/preparo cobertura incisal – vista lateral.



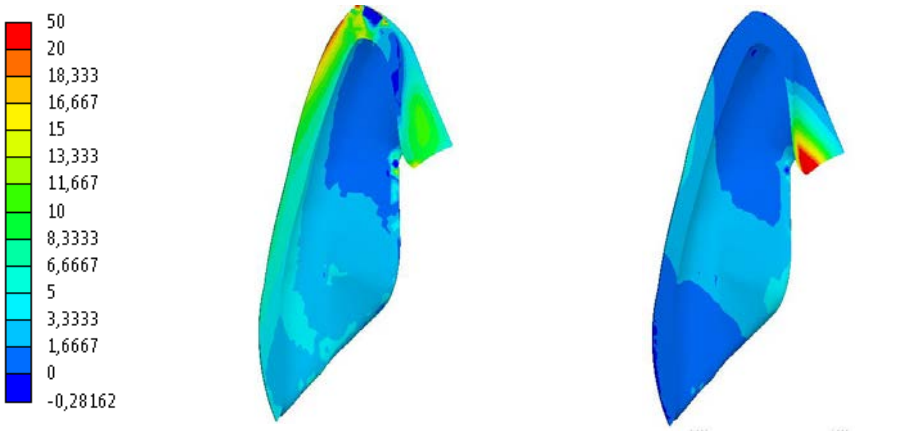
TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
44,28MPa	- 234,18MPa	12,92MPa	-1,49MPa

Figura 26 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo cobertura incisal – vista lateral.



TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
51,41MPa	**- 231,16MPa**	**3,31MPa**	**-0,12MPa**

Figura 27 – Porcelana feldspática/preparo estendido – vista lateral.



TmáxP	TmínP	TmáxP	TmínP
42,52MPa	**- 236,91MPa**	**26,76MPa**	**-1,00MPa**

Figura 28 – Porcelana dissilicato de lítio/preparo estendido – vista lateral.

ANEXO A - Parecer Comitê de Ética em Pesquisa

INSTITUTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA CAMPUS SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: O IMPACTO DO PREPARO, DA CERÂMICA E DO CONTATO OCLUSAL NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM FACETAS

Pesquisador: Laura Célia Fernandes Meirelles Elia

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 34240914.0.0000.0077

Instituição Proponente: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

Patrocinador Principal: Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 754.642

Data da Relatoria: 15/08/2014

Apresentação do Projeto:

O objetivo do estudo será verificar a distribuição de tensões nos dentes e nas facetas cerâmicas confeccionadas com dois tipos de porcelana: feldspática e dissilicato de lítio e diferentes tipos de preparos: preparo vestibular, preparo vestibular com cobertura incisal e preparo estendido, em diferentes situações oclusais, por meio do método matemático de elementos finitos. Os modelos tridimensionais serão realizados no software CAD Rhinoceros 4.0® (McNeel North America, Seattle, WA) e simulará um teste experimental de fratura em que o incisivo central superior composto por esmalte, dentina, polpa e poliéter (ligamento periodontal) será embutido em poliuretano. Os modelos serão submetidos a cargas de 100 N sob angulação de 45º em relação ao plano oclusal na região incisal e no terço médio da região palatina do dente As tensões serão analisadas e

processadas pelo programa de elementos finitos Ansys® (version 13.0; Ansys, Canonsburg, PA). Os resultados serão apresentados através de escalas de cores de tensão/deformação e seus respectivos valores numéricos.

Objetivo da Pesquisa:

As seguintes hipóteses nulas serão testadas: H01: A distribuição de tensões de facetas cerâmicas será similar independente do tipo preparo; H02: A distribuição de tensões de facetas cerâmicas será similar independente do tipo de cerâmica; H03: A distribuição de tensões de facetas

Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA CAMPUS SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP

cerâmicas será similar independente do tipo de contato oclusal.
Objetivo Primário:
Avaliar o impacto do preparo restaurador na distribuição de tensões em facetas.
Objetivo Secundário:
Avaliar o impacto da cerâmica e do contato oclusal na distribuição de tensões em facetas.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:
Riscos:Nenhum.

Benefícios:
Em função da divergência dos resultados encontrados na literatura sobre esse tema, entendemos ser relevante e engrandecedor para o meio científico e clínico avaliar a influência do preparo, da cerâmica e do contato oclusal na distribuição de tensões em facetas através da análise tridimensional por meio do método matemático de elementos finitos.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:
O presente estudo deverá verificar a distribuição de tensões nos dentes e nas facetas cerâmicas confeccionadas com dois tipos de porcelana: feldspática e dissilicato de lítio e diferentes tipos de preparos: preparo vestibular, preparo vestibular com cobertura incisal e preparo estendido, em diferentes situações oclusais, por meio do método matemático de elementos finitos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:
Os termos de apresentação obrigatória estão presentes no projeto apresentado.

Recomendações:
ND

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:
ND

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

Considerações Finais a critério do CEP:
O Colegiado concorda com o parecer emitido pela relatora.

Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

INSTITUTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA CAMPUS SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - UNESP

Continuação do Parecer: 754.642

SAO JOSE DOS CAMPOS, 18 de Agosto de 2014

Assinado por:
JANETE DIAS ALMEIDA
(Coordenador)

Endereço: Av.Engº Francisco José Longo 777
Bairro: Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000
UF: SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS
Telefone: (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br