



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

ALINE LINS DE LIMA

**INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA OCLUSAL E MATERIAL
RESTAURADOR NA CARGA PARA FRATURA E DISTRIBUIÇÃO
DE TENSÕES EM COROAS TOTAIS**

2014

ALINE LINS DE LIMA

**INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA OCLUSAL E MATERIAL RESTAURADOR NA
CARGA PARA FRATURA E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM COROAS
TOTAIS**

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 obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese dentária.

Orientador: Prof. Dr. 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.

Lima, Aline Lins de

Influência da geometria oclusal e material restaurador na carga
para fratura e distribuição de tensões em coroas totais / Aline
Lins de Lima. - São José dos Campos : [s.n.], 2014.
87 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.
Orientador: Alexandre Luiz Souto Borges.

1. Coroas dentárias . 2. Cúspide do dente. 3. Resistência de
materiais. 4. Análise em elementos finitos. I. Borges, Alexandre
Luiz Souto, orient. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São
José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade
Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho'. IV. UNESP - Univ
Estadual Paulista. V. 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, 04 de dezembro de 2014
E-mail: alineodontoufpb@yahoo.com.br

Assinatura: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Gilberto Antonio Borges

UNIUBE – Universidade de Uberaba
Campus Aeroporto

Prof. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 04 de dezembro de 2014.

DEDICATÓRIA

A Deus que sempre abençoou, iluminou e esteve comigo durante esta jornada.

Aos meus queridos pais, Renato e Marinalva, por todo o incentivo, amor e dedicação, que me ajudaram a superar todas as dificuldades, sempre me dando força, acalmando e fazendo seguir em frente para alcançar o meu sonho. Sou-lhes imensamente grata!

Ao meu amado filho, Luiz Fernando, por sua maturidade e compreensão em aceitar nossa distância física e por todo seu amor e carinho.

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. Estevão Tomomitsu Kimpara.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, em nome da coordenadora do programa Prof^a. Tit. Marcia Carneiro Valera e do coordenador da especialidade Prótese Dentária Prof. Tit. Marco Antônio Bottino.

Aos Docentes do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, pelo aprendizado.

Aos Colegas de Pós Graduação da Especialidade Prótese Dentária pela amizade e companheirismo nesta jornada, em especial a Gabriela, Vinícius, Nathália, Ronaldo, Lígia, Carolina, Júlio e Evelyn.

Às colegas do Grupo de Estudos de Bioengenharia Aplicada à odontologia, Anna Karina, Ana Carolina e Tabata.

Às colegas de república, Fernanda e Amanda pelo companheirismo.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pelo auxílio desta pesquisa.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológico e Prótese, Juliane, Marcos e Ailton.

Ao Professor Tarcísio José de Arruda Paes Júnior por sua disponibilidade em sempre ajudar.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador Prof. Alexandre Luiz Souto Borges pela orientação, por confiar e acreditar em mim para a realização desta pesquisa; por estar sempre disposto a ajudar em todos os momentos que precisei. Pela amizade, bom humor, disponibilidade, e por me receber tão bem no ICT- UNESP, bem como pelos ensinamentos clínicos e paciência comigo durante o curso.

Ao amigo Marcos Vestali pelos auxílios prestados durante o desenvolvimento desta pesquisa, e da minha permanência em São José dos Campos.

À Sarina Maciel e sua família por me acolherem em sua casa e em suas vidas. Vocês são minha família paraibana em São José dos Campos.

À Viviane Figueiredo por ter me acolhido tão bem em São José dos Campos, por nossos momentos divertidos e por sua amizade.

Ao Ronaldo Luís, meu melhor amigo! Aquele que esteve comigo em todos os momentos, fossem de tristeza ou de alegria. Que compartilhou os mais difíceis momentos nessa minha caminhada. Te agradeço por sua paciência, amizade e carinho. Não foi fácil chegar até aqui, mas sem você teria sido ainda mais difícil.

À Náthalia Ramos amiga e companheira dos dias de luta de nosso mestrado. Sempre prestativa e atenciosa e com cujo sorriso nos contagia sempre com boas energias.

À Gabriela Ramos por todos os momentos passados juntas e por sua meiguice que conquista a amizade de todos.

À Professora Vanessa Macedo por todos momentos de aprendizagem e também os momentos alegres que pudemos compartilhar. Você é uma pessoa muito especial.

À Professora Flávia Rodrigues por sua atenção, incentivo e paciência na construção do meu trabalho, o que acabou nos aproximando e me fez ter carinho e admiração por você.

Vovó Iracema e vovô Luiz por estarem sempre torcendo por mim.

À Laura Elia por sua amizade e carinho.

À Denise Esquerre por toda paciência e força me dada a cada passo alcançado.

À titia Jacinta que se fez presente nessa minha caminhada, me dando incentivo em todos os momentos.

Aos demais familiares que torceram por mim durante esta etapa de minha vida.

A Maria Helena e Fernando pelo incentivo me dado ao cuidar, amar, dar carinho e contribuir na educação de meu filho querido enquanto estive distante.

"Há um tempo em que é preciso abandonar as roupas usadas, que já tem a forma do nosso corpo, e esquecer os nossos caminhos, que nos levam sempre aos mesmos lugares. É o tempo da travessia: e, se não ousarmos fazê-la, teremos ficado, para sempre, à margem de nós mesmos."

Fernando Pessoa

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	11
RESUMO	13
ABSTRACT	15
1INTRODUÇÃO.....	16
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	20
2.1 Parâmetros oclusais e distribuição de cargas em dentes posteriores naturais e restaurados com coroa total	20
2.1.1 Dente anatômico x dente padrão	20
2.1.2 Cargas oclusais	22
2.2 Influência do material restaurador e dos testes de resistência à fratura na longevidade das restaurações metal free	25
2.2.1 Material restaurador	25
2.2.2 Longevidade de restaurações de coroas totais livres de metal.....	31
2.2.3 Testes para avaliação de carga de fratura.....	33
3 PROPOSIÇÃO.....	38
3.1 Hipóteses.....	38
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	39
4.1 Utilização da resina CAD-Waxx e cerâmica VITA MARK II.....	40
4.2 Divisão dos grupos.....	40
4.3 Preparo dos pilares	41
4.4 Inclusão dos pilares e simulação do ligamento periododontal ...	41
4.5 Escaneamento do pilar e confecção das coroas	43
4.6 Coroas confeccionadas.....	46
4.7 Preparo das superfícies e cimentação.....	46

4.8 Ensaio de carga para fratura.....	49
4.9 Padrões de fratura	51
4.10 Análise por elementos finitos.....	53
4.10.1 Préprocessamento.....	53
4.10.2 Geração de malhas.....	54
4.10.3 Condições de contorno e de carregamento.....	55
4.10.4 Propriedades mecânicas.....	55
4.10.5 Pós-processamento.....	56
4.11 Análise estatística dos dados de carga para fratura	57
5 RESULTADOS	59
5.1 Estatística descritiva	60
5.2 Estatística inferencial	64
5.3 Análise por método de elemento finito.....	67
6 DISCUSSÃO.....	71
7 CONCLUSÃO.....	81
8 REFERÊNCIAS	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Bio CAD	=Biological Computer Aided Desing
CAD	=Computer Aided Desing
CAD/CAM	=Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing
cm	=Centímetro
F	=Valor de F
g	=Grama
GL	=Grau de liberdade
GPa	=Giga Pascal
G10	= Tecido de fibra de vidro impregnado com resina epóxica sob vácuo substituto da dentina dentária em experimentos <i>in vitro</i>
H	= Hora
H ₀	=Hipótese nula
Kgf	= Quilograma-força
mm	=Milímetro
MEF	=Método de Elementos Finitos
MPa	= Mega Pascal
N	=Newton
nº	=Número
QM	= Quadrado médio
s	=Segundos
SQ	=Soma dos quadrados
STL	=Estereolitografia
P	= Valor de P

TvM	=Tensão de von Mises
μm	=Micrômetro
%	=Por cento
$^{\circ}\text{C}$	=Graus Celsius
3D	=Tridimensional

Lima AL. Influência da geometria oclusal e material restaurador na carga para fratura e distribuição de tensões em coroas totais [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia. UNESP – Univ Estadual Paulista; 2014.

RESUMO

Este estudo avaliou a influência de diferentes padrões de altura de cúspides de restaurações totais fornecidos pelo banco de dados do sistema CAD/CAM CEREC (Jovem, Asiático e Adulto) na carga para fratura de dois materiais restauradores (resina acrílica e cerâmica). Sessenta preparos para coroa total em G10 (tecido de fibra de vidro impregnado com resina epóxi substituto personalizado da dentina) foram digitalizados pelo CEREC e divididos em três grupos segundo os padrões oclusais fornecidos pelo banco de dados do CEREC de acordo com as diferentes alturas de cúspide: Jovem (J), Asiático (As) e Adulto (Ad). Cada padrão oclusal foi usinado com dois tipos de materiais diferentes: um com baixo módulo elástico ($6 \pm 0.5\text{GPa}$) resina acrílica CAD-Waxx(R) e outro com alto módulo elástico ($63 \pm 0.5\text{GPa}$) cerâmica feldspática VITA Mark II(C). Os preparos em G10 foram incluídos em resina de poliuretano e foram simulados alvéolos artificiais com poliéter de consistência leve. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso dual RelyX ARC[®] e armazenadas em água destilada por 24 h. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de carga para fratura utilizando uma máquina de ensaios universal (EMIC - DL1000MF) com célula de carga de 1000 kgf a uma velocidade de 1.0 mm/min. Diferentes tipos de fratura foram obtidos e então classificados em cinco padrões: 1 (envolvendo o sulco central), 2 (envolvendo cúspides disto-lingual e disto-vestibular), 3 (envolvendo a cúspide disto-lingual), 4 (envolvendo sulco central e sulco lingual) e 5 (fratura em diversas partes). As médias e valores de carga para fratura, dados em Newton (N), foram analisados estatisticamente por meio dos testes ANOVA e Tukey (5%). O teste ANOVA dois fatores mostrou diferença estatisticamente significativa para os fatores testados e o efeito interação ($p < 0.05$). As médias, desvios-padrões e resultados do teste de Tukey foram os seguintes: R/J- $2007.0 \text{ N} \pm 345.0^a$, R/As $742.6 \text{ N} \pm 142.0^b$, R/Ad $1139.0 \text{ N} \pm 132.0^c$, C/J- $454.2 \text{ N} \pm 77.5^d$, C/As $590.9 \text{ N} \pm 94.3^b$, C/Ad $1149.4 \text{ N} \pm 201.0^c$ (sendo que diferentes letras mostram diferença estatisticamente significantes). O padrão oclusal Adulto mostrou predominância de fratura do tipo 1 para resina CAD-Waxx e tipo 5 para

cerâmica VITA Mark II. O padrão oclusão Asiático apresentou o tipo de fratura 3 para ambos materiais e para o padrão Jovem houve uma mesma porcentagem para o tipo 1 e 2 para o CAD-Waxx, enquanto para a VITA Mark II, o tipo 3 foi predominante. A Tensão Máxima Principal e a Tensão de von Mises mostraram que houve diferença na distribuição de tensão para o padrão oclusal Adulto e Jovem independente do módulo elástico do material restaurador como visto pela superfície oclusal na face interna. O padrão oclusal e o tipo de material influenciaram nos valores de carga para fratura. Para VITA Mark II o padrão Adulto mostrou alto valor de carga para fratura já para o CAD-Waxx o padrão Jovem foi superior aos demais. Os valores mais baixos de tensão de tração foram para o grupo CAD-Waxx que possui menor módulo elástico configurando a este uma melhor absorção de tensão, o que pode resultar em um menor risco à fratura.

Palavras-chave: Coroas dentárias. Cúspide do dente. Resistência de Materiais. Análise em Elementos Finitos.

Lima AL. Influence occlusal geometry and restorative materials on load-to-fracture and stress distribution of total crowns [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2014.

ABSTRACT

This study assessed the influence of different cuspal patterns of total restorations provided by the database CEREC CAD/CAM system (Young, Asian and Adult shape) on load-to-fracture of two restorative materials (resin or ceramic). Sixty anatomic total crown preparations in G10 (customized Dentin Substitute) were scanned with CEREC and divided in three groups according to the occlusal pattern from CEREC database with different cusp heights: Young (Y), Asian (As) and Adult (Ad). Each occlusal pattern was machined with two different types of materials: one with a low-elastic modulus ($6 \pm 0.5\text{GPa}$) CAD-Waxx resin (R) and another with a high-elastic modulus ($63 \pm 0.5\text{GPa}$) VITA Mark II ceramic (C). The G10 specimens were embedded in polyurethane and artificial alveoli were simulated using a polyether. All crowns were cemented with resinous dual-cure cement and stored in distilled water for 24 h. The specimens were load to fracture using a universal testing machine (EMIC- DL1000MF) with a load-cell of 1000 kgf at a crosshead speed of 1.0 mm/min. The fracture type was classified in five patterns: 1 (involving the central sulcus), 2 (involving distal-lingual and distal-buccal cusps), 3 (involving the lingual cusp), 4 (involving the central and lingual sulcus), and 5 (crown fractured in several parts). Load fracture means were analyzed with ANOVA and Tukey's tests (5%). ANOVA two-way showed significant differences for the tested factors and for their interaction ($p < 0.05$). The means $\pm$ SD and results of Tukey's test were: R/Y- 2007.0 ± 345.0^a , R/As 742.6 ± 142.0^b , R/Ad 1139.0 ± 132.0^c , C/Y- 454.2 ± 77.5^d , C/As 590.9 ± 94.3^b , C/Ad 1149.4 ± 201.0^c (different letters mean significant differences). The Adult pattern showed predominantly type 1 fractures for CAD-Waxx and type 5 for VITA Mark II. For the Asian pattern, type 3 was predominant for both materials. For the Young pattern, similar percentage for type 1 and 2 for

CAD-Waxx, while for VITA Mark II, type 3 was predominant. The Maximum Stress Principal and for von Mises Stress showed that have difference on stress distribution for Young and Adult pattern independes of elastic modulus of restorative material when viewed for occlusal and internal surface. The occlusal pattern and the type of material influenced the load-to-fracture values. For VITA Mark II the Adult occlusal pattern showed the high values of load-to-fracture and the young occlusion pattern in CAD-Waxx was higher of the others. The lowest values of tensile stress were to Cad-Waxx group, which has lower elastic modulus, due to better absorption of stresses, can result in a lower risk of fracture.

Keywords: Crowns. Cuspid. Material Resistance. Finite Element Analisis.

1 INTRODUÇÃO

A crescente procura e o estabelecimento das restaurações estéticas nos tratamentos odontológicos têm motivado o aperfeiçoamento quanto à resistência dos sistemas cerâmicos, no entanto, ainda são consideráveis os índices de fratura deste tipo de restauração. Um dos fatores que poderia estar fortemente ligado às fraturas desse material restaurador seria a anatomia da peça protética.

Há muitos anos os clínicos reconhecem a importância da convergência do ângulo dos preparos para retenção e resistência de restaurações de coroa total (Bowley *et al.*, 2013), porém não apenas essa variável física deve estar relacionada à resistência, mas também a inclinação das cúspides das restaurações. As cúspides podem ser descritas como saliências piramidais, de volume variável, que se localizam nas faces oclusais dos dentes pré-molares e molares. É uma formação que se assemelha à pirâmide de base quadrangular e possui quatro faces ou planos inclinados, bordas ou arestas, mais ou menos evidentes e ápice pontiagudo (Picossi, 1983). Das vertentes, duas estão nas faces livres (vertentes lisas), e duas na face oclusal (vertentes triturantes ou oclusais). As vertentes lisas estão separadas das triturantes por arestas longitudinais e são as bordas inclinadas que formam o ângulo da cúspide, numa vista vestibular ou lingual. As vertentes lisas e triturantes mesiais são separadas das homônimas distais, em uma mesma cúspide, por arestas transversais. As vertentes e as arestas encontram-se no vértice da cúspide (Madeira, Rizzolo, 2010).

As cúspides são responsáveis pelo engrenamento dentário em uma oclusão “normal”. O contato dos elementos dentários em máxima intercuspidação, ao se encaixar cúspide em fosseta dos dentes antagonistas, permite um direcionamento das forças da mastigação ao longo eixo dos elementos dentários, o que configura estabilidade aos dentes no arco inferior contra o arco dental superior (Madeira, Rizzolo, 2010).

As cerâmicas odontológicas possuem vários requisitos que as credenciam como um dos materiais de escolha para grande parte das restaurações dentárias na atualidade. No entanto, este material restaurador apresenta-se frágil e com baixa resistência mecânica ao ser submetida às tensões de tração, fato que compromete seu desempenho clínico em algumas situações. Aponta-se que há uma quantidade expressiva de falhas coesivas na porcelana de cobertura, mas que raras são as vezes em que a cerâmica de infraestrutura é exposta (Martins *et al.*, 2010).

Em virtude das diferentes composições os materiais apresentam resistências variáveis. Considerando que tensões de tração são desenvolvidas e que conforme o material essa resistência é baixa. As diferentes alturas de cúspides podem se comportar de maneira distinta dependendo do material em que foram confeccionadas. Em um estudo no qual a tecnologia *Computer-Aided-Design/Computer-Assisted-Manufactured* (CAD/CAM) foi utilizada, Beuer *et al.* (2008), destacaram que esse sistema possui a capacidade de controlar a espessura e anatomia das restaurações durante o processo de fabricação e também permite a padronização e ajuste interno da restauração, o que também preserva as propriedades mecânicas do materiais restauradores.

Uma carga para provocar a fratura dependerá das propriedades mecânicas da estrutura e do ambiente em que ela se encontra, além da forma da estrutura que a receberá, da distância entre

arestas, do ângulo da força aplicada, do ângulo da borda e da tenacidade à fratura do material (Quinn, 2007). Tais aspectos motivam mais uma vez a realização de testes de resistência à fratura de um material com mesmo módulo Elástico a ser utilizado na confecção coroas protéticas com diferentes alturas de cúspides.

Quanto ao tipo de falha que pode ocorrer no material restaurador tem-se o *chipping*, fenômeno em que a fratura ocorre em uma das margens ou bordas do material e não no corpo da estrutura, o que causa apenas o efeito de lascar na margem ou borda atingida (Quinn, 2007). Há também a falha do tipo catastrófica, que impossibilita reparos determinando a substituição da peça, muitas vezes precocemente (Martins *et al.*, 2010).

A força mastigatória varia entre cada indivíduo e no geral é mais pronunciada nos homens que nas mulheres. Ela aumenta com a idade até a adolescência, no entanto o tipo de dieta poderá aumentar essa força quando se costuma ingerir alimentos mais duros. Uma força maior de mastigação também pode ser atribuída às relações esqueléticas faciais. É importante destacar que a força máxima aplicada na região de dente molar é bem maior que aquela conferida por um incisivo (Okeson, 1992). Pode-se supor que dependendo do potencial da força mastigatória, as cúspides, de acordo com sua inclinação, seriam mais ou menos vulneráveis à falha.

A interação entre a força de oclusão e a seção transversal dos músculos esta correlacionada positivamente e a força de mordida aumenta à medida que os pontos de contatos estão mais posteriores. Dessa forma, o primeiro molar pode imprimir em média uma força de 300 a 400 N, enquanto os incisivos apresentam força mastigatória de 100 a 150 N, em indivíduos sem parafunção (McNeill, 1997).

Na pesquisa odontológica tem-se encontrado diversas aplicações da análise de elementos finitos. Por meio desta, pode-se

simular geometria e forças em um modelo virtual, dispensando-se os modelos e corpos-de-prova físicos. Os princípios da análise em elementos finitos supõem que determinada estrutura pode ser modelada em computador constituída por uma série de pontos conectados por molas elásticas e que podem ser afetadas por um Módulo de Elasticidade e pelo coeficiente de Poisson. Quando adequadamente simuladas as aplicações de cargas padrões e deformações ao longo da estrutura analisada são dadas em resposta às cargas específicas (Chowdhary *et al.*, 2008).

Sabendo-se que as cúspides são estruturas de grande importância e que podem estar relacionadas, de acordo com suas configurações, a um maior fracasso das restaurações totais estéticas, o presente estudo tem o objetivo de contribuir com a diminuição dos episódios de fratura de coroas totais ao estudar as diferentes inclinações de cúspide fornecidas pelo banco de dados do sistema CEREC inLab MC XL(Sirona

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Parâmetros oclusais e distribuição de cargas em dentes posteriores naturais e restaurados com coroa total

2.1.1 Dente anatômico x dente padrão

A utilização da prótese dentária visa substituir de forma estética e funcional os dentes naturais, bem como seus tecidos adjacentes, devolvendo conforto e saúde ao indivíduo. Para estes fins, há necessidade de se conhecer a anatomia dentária de cada elemento (Telles, 2011).

Dentes posteriores se diferenciam por sua anatomia oclusal. Os dentes artificiais utilizados para reabilitações protéticas por exemplo, de cúspide com: 33°, 20° e 0° em relação ao plano oclusal, são classificados em anatômicos, semi-anatômicos e não anatômicos. Os anatômicos são conhecidos como sendo funcionalmente mais eficazes, mas por outro lado, há também o aumento da possibilidade de geração de tensões oblíquas por meio da função deste tipo de dente (Telles, 2011).

A face oclusal possibilita os dentes engrenar e a função mastigatória se dá pelo conjunto composto por diversas estruturas anatômicas. Esta face conta com os seguintes acidentes anatômicos: cúspides, sulcos, fóssulas e cristas marginais e arestas (Figura 1).

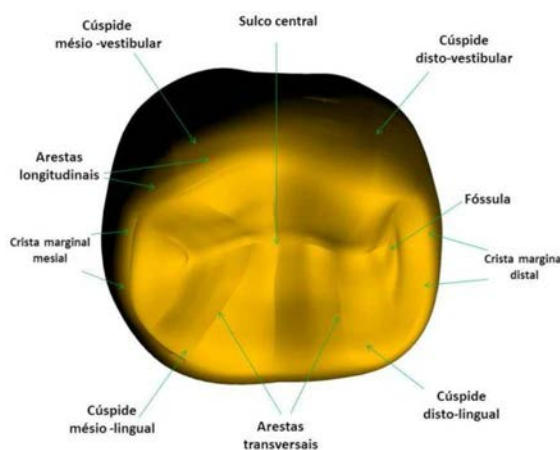


Figura 1 – Acidentes anatômicos da superfície oclusal de segundos molares (Adaptado de: Bath-Balogh, Fehrenbach, 2008).

Dentre os de maior destaque no ato da mastigação estão as cristas (estruturas que terão o primeiro contato com os alimentos) e os sulcos, cuja principal função é separar as cristas e, dependendo de sua profundidade, determinará a altura das cúspides, bem como a amplitude dos movimentos excursivos (Bath-Balogh, Fehrenbach, 2008). Tais estruturas citadas irão caracterizar o dente anatômico.

Oilo *et al.* 2013, em estudo *in vitro* abordou métodos de ensaios que se aproximassem da situação clínica e utilizaram dentes padrão (não anatômicos) que apresentavam coroas com ligeira concavidade, oclusal, sem fissuras ou sulcos e elemento semelhante a um dente molar com baixas cúspides, para analisar o comportamento de fratura de coroas submetidas a teste de compressão com carga axial.

Em síntese, as tensões geradas e distribuídas nas superfícies oclusais irão variar não somente de acordo com a geometria da superfície, mas mediante a superfície que ficará disponível para

contactar diferentes pontos das cúspides, que por sua vez, serão determinados pelos diferentes graus/inclinações das cúspides, segundo os padrões de dentes anatômicos e não anatômicos. (Magne, Oganessian, 2009)

O estudo de Dittmer *et al.* (2011), mostra que a distribuição dos pontos de contacto oclusal influencia significativamente nas tensões induzidas por forças oclusais sobre restauração protéticas de cerâmica pura e sugere fortemente que o número e posicionamento de contatos oclusais são importantes para minimizar os efeitos da fadiga causada pela carga mastigatória.

Além dos fatores geométricos observados, que irão influenciar na ruptura de elementos dentários naturais ou artificiais, tem ainda que se considerar o direcionamento das forças impressas pelos músculos mastigatórios, que nem sempre irão coincidir tanto em intensidade quanto em direcionamento nos diferentes indivíduos (Raadsheerl *et al.*, 1999; Van Eijden, 1991).

2.1.2 Cargas oclusais

A aplicação e suporte de cargas sobre uma restauração irá depender de como a superfície de mastigação foi planejada, ou seja, da quantidade e localização dos contatos antagônicos. Para tanto, diferentes conceitos de reconstrução oclusal têm sido relatados (Dittmer *et al.*, 2011) (Figura 2).

Payne* desenvolveu o conceito de *tooth-to-two-tooth* no qual estão envolvidos 29 contatos antagonistas (Payne, 1961 citado por Dittmer *et al.*, 2011). Thomas** modificou o conceito de Payne e apresentou a concepção de 42 contatos antagonistas que foi propagada como oclusão orgânica (Tomas 1967, citado por Dittmer *et al.*, 2011). Ramfjord e Ash (1983) elaboraram o conceito de liberdade cêntrica no qual o número de contatos oclusais é secundário, sendo bastante reduzidos com apenas 15 contatos antagônicos.

Ainda há o conceito de Lückrath*** (citado por Dittmer *et al.*, 2011) que desenvolve o conceito de oclusão protetora com um contato de três pontos central nos molares e um contato na crista marginal em pré-molares, totalizando 16 contatos antagonistas desde primeiro pré-molar até segundo molar.

*Payne E. Reproduction of tooth form. New Tech Bull.1961;30:36–45 *apud* Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Schuestka-Polly R, Stiesch M. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. J Oral Rehabil. 2011;38:278–85.

**Thomas PK. Syllabus on full mouth waxing technique for rehabilitation. Tooth-to-tooth, cusp-fossa concept of organic occlusion. 3rd ed. San Francisco: School of Dentistry, Postgraduate Education, University of California; 1967 *apud* Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Schuestka-Polly R, Stiesch M. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. J Oral Rehabil. 2011;38:278–85.

***Lückerath W. Das okklusale Konzept. In: Koeck B, ed. Kronen- und Brückenprothetik. München: Urban und Fischer Verlag; 1999 *apud* Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Schuestka-Polly R, Stiesch M. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. J Oral Rehabil. 2011;38:278–85.

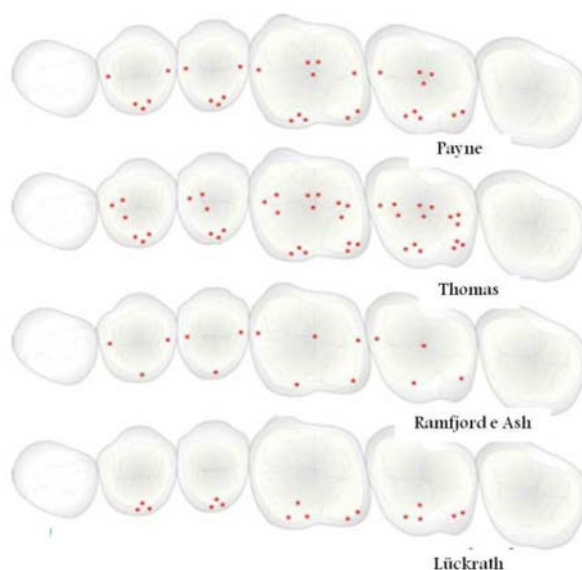


Figura 2 – Pontos oclusais segundo as teorias clássicas (Adaptado de Dittmer *et al.*, 2011).

As teorias oclusais abordadas foram utilizadas para reconstrução da superfície mastigatória, e estudos clínicos mostram que o conceito oclusal exerce influência significativa sobre a incidência de insucesso com restaurações totais fixas (Pjetursson *et al.*, 2004). A fim de se aproximar das condições clinicamente observadas, Dietshci *et al.* (1990) e Soares *et al.* (2004) constataram que uma carga para fratura para estudos, como por exemplo em ensaios de compressão, simulando a força mastigatória, deve ser impressa nas cúspides funcionais e não-funcionais de dentes molares naturais.

Há destaque sobre a influência da carga mastigatória quanto à importância não só do efeito oclusal propriamente dito, mas também do direcionamento das forças promotoras deste e da intensidade como a oclusão pode ser promovida por meio dos músculos da mastigação (Van Eijden, 1991).

Estudo sobre simulação de cargas por meio de análises em elementos finitos estuda diferentes teorias de oclusão e ressalta que não somente a carga axial deve ser considerada para a análise do comportamento de fratura oclusal, mas também a componente lateral da força mastigatória como na situação clínica da cúspide quando em função mastigatória (Dittmer *et al.*, 2011).

2.2 Influência do material restaurador e dos testes de resistência à fratura na longevidade das restaurações metal free

2.2.1 Material restaurador

O módulo de elasticidade (E) é a propriedade dos materiais que confere a rigidez ao objeto, materiais com módulos de elasticidade diferentes poderão produzir padrões de fratura diferentes e característicos:

- Fratura frágil quando o material possui uma baixa deformação plástica antes de fraturar (Quinn, 2007; Anusavice, 2005); materiais com módulos de elasticidade altos como materiais cerâmicos e alguns materiais compósitos (resinas compostas de maior módulo de elasticidade como as resinas para dentes posteriores) apresentam este tipo de fratura com bastante frequência, uma vez que, diante de uma carga aplicada axialmente, esses materiais se rompem abruptamente ou catastroficamente (Martins *et al.*, 2010). Materiais que apresentam esse tipo de comportamento são muitas vezes de difícil comparação, pois a mínima deformação plástica na maioria das vezes não é evidente.

- Fratura dúctil quando o material sofre alta deformação plástica e acumula energia antes da fratura; alguns metais não tratados termicamente e também alguns polímeros apresentam esse comportamento que acompanha propriedades como alta resiliência e alta tenacidade (Anusavice, 2005). Materiais com esse tipo de comportamento podem ser favoráveis na indicação de coroas protéticas e podem apresentar propriedades indesejáveis quanto à alteração dimensional frente às cargas mastigatórias.

No quadro 1 a seguir, temos o módulo de elasticidade dos tecidos dentais e de um material que é comumente eleito para substituição destes tecidos. A estrutura dentinária é composta por uma matriz mineralizada e pelos túbulos dentinários (ao redor dos quais está a matriz orgânica) que atravessam toda sua espessura. Por meio da sua composição química e estrutura histológica a dentina apresenta propriedades físicas essenciais tais como a dureza e a elasticidade as quais são imprescindíveis para exercer sua função mecânica e fisiológica. A dentina com seu grau de elasticidade, protege o esmalte duro e rígido dos diferentes impactos (Ferrariz, Muñoz, 2006) e em caso de reabilitação protética irá proteger também a restauração, uma vez que a grande maioria dos materiais estéticos da atualidade são de natureza frágil.

Podemos verificar que a dificuldade em substituir os tecidos dentais se inicia na tentativa de se padronizar essas propriedades, além de fatores associados à geometria da superfície oclusal e homogeneidade desses tecidos com relação às interfaces desses materiais que teriam que substituir a forte interação da junção amelodentinária.

A junção amelodentinária relaciona a dentina com o esmalte dentário de maneira a apresentar propriedades intermediárias (Ferrariz, Muñoz, 2006), que dificilmente são reconstituídas por sistemas restauradores como as resinas compostas e as cerâmicas.

Quadro 1 – Módulos de elasticidade de tecidos dentários e do G10

Materiais	E (GPa)	Referências
Dente (junção amelodentinária)	55,0	Ferrariz, Munôz, 2006
Dente (Dentina peritubular)	18,6	Ferrariz, Munôz, 2006
G10	14,9	Yi, Kelly, 2008
Esmalte	84,1	Sano <i>et al.</i> , 1994
Ligamento Periodontal	0,0689	Holmes <i>et al.</i> , 1996

Dentre as tentativas mais recentes de substituição de dentina para padronizar preparos dentários ou outras superfícies a serem estudadas, um tecido de fibra de vidro impregnado com resina epóxica (grau G10 –*National Electrical Manufacturers Association - NEMA*) comumente conhecido como G10 tem sido atualmente empregado na odontologia por apresentar propriedades semelhantes à dentina, tais como módulo de elasticidade e propriedades adesivas em comparação à dentina hidratada (Kelly *et al.*, 2010).

Em um estudo piloto no qual discos de cerâmica, que recobriam discos de uma liga de níquel-cromo e discos de G10, foram submetidos à uma carga de compressão pontual com variação de 5 a 500 Newton(N) e observada as curvas de tensão-deformação para cada substrato. As curvas obtidas foram comparadas à curva de tensão/deformação da dentina hidratada evidenciando comportamento semelhante entre a dentina e o G10. Também foi testada a resistência de união do G10 ao cimento resinoso que quando comparada à resistência de união da dentina demonstrou suficiente compatibilidade entre esses dois substratos. Dessa maneira, ficou evidenciado que G10 e dentina serviam satisfatoriamente como apoio de espécimes de cerâmica em demais testes, em virtude tanto quanto do comportamento elástico e quanto do comportamento da adesividade (Kelly *et al.*, 2010).

Há necessidade de se testar os diferentes tipos de materiais que podem ser empregados em restaurações e que estão disponíveis no mercado em virtude de seus diferentes módulos de elasticidade, fator que influenciará na resistência à fratura das restaurações.

É evidente que um material restaurador a ser utilizado em restaurações submetidas a elevadas cargas mastigatórias deve ter uma resistência suficiente ao desgaste e à fratura (Hamburger *et al.*, 2014a; Dittmer *et al.*, 2011).

As restaurações cerâmicas têm se tornado uma boa alternativa para tratamentos protéticos por fornecer os quesitos estéticos, mecânicos, biológicos e funcionais (Scaffa, 2009), porém estudos têm revelado que o principal fator de fracasso das restaurações de cerâmica pura têm sido as falhas devido à fratura do material restaurador (Blazt, 2002; Reiss, 2001; Pjetursson *et al.*, 2007).

Sabe-se que quanto maior módulo de elasticidade, maior será a resistência à fratura por tração, no entanto alguns estudos ainda são contraditórios a respeito desses achados. Magne e Douglas (1999), em seus estudos afirmou que a resistência à fratura está mais ligada à interação entre material restaurador, material de cimentação e à dentina (ou substrato) que propriamente a resistência intrínseca de cada material ou do substrato isoladamente.

Mesmo com os reforços das infraestruturas das restaurações em cerâmica pura, ainda é preocupante a taxa de insucesso destas devido à certa fragilidade. O potencial de fratura das restaurações cerâmicas pode ser justificado pelo material de cobertura utilizado, pela composição e resistência da infraestrutura e pelas características oclusais das coroas protéticas. Como os estudos clínicos realizados não explicam o “porquê” nem “como as restaurações fraturam”, ensaios em laboratório e algumas análises em elementos finitos têm sido feitas para explicar o

mecanismo de fratura que não estão totalmente elucidados, o que destaca a necessidade de se realizar novos estudos laboratoriais que simulem os mecanismos clínicos de fraturas (Kelly, 1999; Kelly *et al.*, 2012).

O sistema CAD/CAM CEREC foi desenvolvido em 1985 e, por sua praticidade, tem sido difundido no mercado odontológico com sucesso (Sato, 2002), apesar de que a aquisição do equipamento por dentista para uso em consultório ainda não é uma ampla realidade. O sistema CEREC inLab MC XL (Sirona, Alemanha) possui em seu acervo padrões de restaurações com anatomias diferentes destacando a superfície oclusal com suas diferentes alturas de cúspides de acordo com características de genótipo pré-estabelecidos, tais como os genótipos adulto, asiático e jovem.

O sistema CEREC fornece restaurações que podem ser efetuadas sem o recurso de terceiros mediante a utilização da tecnologia CAD/CAM. Poucos estudos já foram desenvolvidos quanto a testar a resistência de restaurações posteriores confeccionadas por este sistema (Bindl *et al.*, 2006; Tsitrou *et al.*, 2010; Skouridou *et al.*, 2013).

Motivado pela pouca frequência de estudos na literatura acerca de resistência à fadiga e longevidade de materiais estético para restaurações conservadoras, Magne *et al.* (2010) utilizaram uma resina composta indireta e dois tipos de cerâmica (uma reforçada por leucita e outra de dissilicato de lítio), que foram fresadas no sistema CEREC, com padronização das alturas de cúspides de 1,8 mm de altura e espessura de 1,2 mm, de um dos arquivos da base de dados do sistema CEREC. Todas as restaurações foram submetidas a aproximadamente de 185.000 ciclos e a diferentes cargas. Os resultados revelaram que há maior resistência à fratura pela resina composta, seguida pela cerâmica de dissilicato de lítio e por último pela cerâmica reforçada por leucita. O CEREC permite padronizar tamanho da restauração, sulcos e cúspides, o

que favorece o controle de parâmetros geométricos como, por exemplo, a espessura, o que é difícil quando se confecciona uma peça protética manualmente.

Seguindo a mesma metodologia que Magne *et al.* (2010), Schlichting *et al.* (2011) testaram duas resinas usinadas pelo CEREC e duas cerâmicas e também indicou que as restaurações de resina para dentes sob altas cargas mastigatórias e com fina espessura também estão indicadas e desempenham melhor resistência à fratura que as cerâmicas, segundo seu estudo.

As coroas metalo-cerâmicas têm sido substituídas com grande frequência, nos últimos tempos, pelas restaurações puramente cerâmicas em virtude da estética melhorada e da biocompatibilidade (Kohorst *et al.*, 2007) bem como melhora na resistência mecânica destas (Schmitt *et al.*, 2009).

As restaurações puramente cerâmicas podem ser monolíticas, confeccionadas em uma só camada, empregando geralmente as cerâmicas de dissilicato de lítio e leucita ou podem ser confeccionadas em camadas compostas pela infraestrutura e pela cerâmica de cobertura. Na atualidade, o mercado odontológico conta com diferentes sistemas cerâmicos tais como: cerâmica à base de sílica que são as porcelanas e vitrocerâmicas (à base de leucita e de dissilicato de lítio) e à base de óxidos, como a de alumina, espinélio e zircônia estabilizada por ítria (Martins *et al.*, 2010).

Nos últimos tempos, uma vasta opção de cerâmica está disponível para distintas situações, no entanto, um sistema totalmente cerâmico, passível de ser empregado nas mesmas situações clínicas, ainda não está disponível. Em busca de uma melhor estética e resistência destas restaurações, o aumento da tenacidade permitiu que novas infraestruturas fossem desenvolvidas podendo inclusive serem indicadas para reabilitação em dentes molares (Martins *et al.*, 2010).

Inicialmente, para se evitar o uso de restaurações metalocerâmica, a resina composta foi muitas vezes uma opção. Hamburger *et al.* (2014b) em um estudo clínico, encontrou que em relação à resistência, a resina composta resistiu mais eficazmente que os materiais indiretos (resina e cerâmica), considerando o baixo módulo elástico como o melhor preditor da resistência à fratura de materiais restauradores.

Um estudo com intuito de verificar a técnica e o método de produção de restauração (direta ou por meio da técnica CAD/CAM) submetidas a teste de fadiga, a fim de observar susceptibilidade à falha, encontrou que tanto as restaurações de resina confeccionadas pela técnica direta ou pelo método CAD/CAM produziram resultados promissores ao se simular fadiga em extensas restaurações méso-ocluso-distal e que fossem submetidas a alta carga mastigatória (Batalha-Silva *et al.*, 2013).

A incorporação da zircônia ao sistema das próteses livre de metal aumenta sua resistência, sendo dessa maneira uma indicação para restaurações posteriores que estão submetidas a maiores cargas oclusais, oferecendo uma vida clínica satisfatória (Schmitt *et al.*, 2009).

2.2.2 Longevidade de restaurações de coroas totais livres de metal

A perda dos tecidos dentários com relação a sua superfície oclusal pode estar relacionada a diversos motivos, tais como, lesões ocasionadas por erosão, por parafunção como o bruxismo e apertamento ou forças oclusais excessivas, como já citado anteriormente.

Com as diversas opções de materiais restauradores ofertados pela indústria, cabe ao profissional identificar clínica e laboratorialmente quais destes materiais estarão melhor empregados a fim de se estabelecer uma significativa longevidade das restaurações (Martins et al., 2010).

A longevidade das restaurações protéticas pode estar relacionada a três principais fatores: o biológico, o mecânico e o relacionado ao paciente ou operador. Dentre os fatores biológicos que são os menos frequentes estão à perda da vitalidade pulpar, fratura do pilar ou recidiva de cárie. Dentre os fatores mecânicos que são os mais expressivos se deve em suma à fragilidade das cerâmicas. E quanto ao fator relacionado ao paciente cita-se qualquer tipo de parafunção e ao operador quando da falha em alguma das etapas de confecção da restauração (Martins et al., 2010).

A literatura relata que existe uma possível diminuição da longevidade das restaurações de cerâmicas puras devido sua relativa fragilidade, contrastando com o comportamento das coroas cerâmicas sobre metal nas quais em virtude de uma maior deformação plástica e há uma consequente maior resistência à fratura (Dittmer et al., 2011), no entanto, outros estudos mostram que as restaurações de cerâmica pura também possuem uma longevidade satisfatória em restaurações de dentes posteriores (Pjertusson et al., 2004; Dittmer et al., 2011; Aboushelib, 2013; Haselton et al., 2000).

Em uma revisão sistemática acerca da avaliação de acompanhamento de restaurações por 5 anos, alguns autores observaram que dentre os insucessos encontrados, apenas 14 % estavam relacionados à fratura da cerâmica de cobertura ou à sua infraestrutura quando usadas sobre implante (Pjertusson et al., 2004).

Motivados pela ausência de estudos prévios que abordaram a distribuição de tensões, por meio da análise em elementos

finitos, em prótese de cerâmica pura, outros autores evidenciaram que o número e distribuição dos contatos oclusais estão diretamente relacionados para equilíbrio da carga mastigatória (Dittmer *et al.*, 2011), e assim, aumentando a longevidade deste tipo de restauração.

Aboushelib *et al.* (2013), objetivaram simular falhas (da cerâmica de cobertura) observadas na situação clínica de restaurações de cerâmica, isentas de erros de confecção, e conseguiram obter em seu estudo uma simulação de 7 anos de sobrevivência das restaurações sem fratura.

Haselton *et al.* (2000), em um estudo clínico, verificaram ao avaliar um sistema de coroas cerâmicas livres de metal com 3 anos de observação, as restaurações teriam no mínimo uma sobrevida de 4 anos.

Especula-se que ajustes oclusais podem promover danos estruturais em coroas feldspáticas confeccionadas pelo sistema CAD/CAM, o que pode as tornar ainda mais frágeis na situação clínica quando do efeito das cargas mastigatórias sobre essas cerâmicas (May *et al.*, 2012).

Dados clínicos encontrados na literatura que envolvem os diversos materiais para restaurações com cerâmicas têm sido cada vez mais divulgados, fato que pode ajudar na escolha do material para se obter sucesso clínico (Kelly, 2004)

2.2.3 Testes para avaliação de carga de fratura

Ensaio de compressão:

A submissão de elementos dentários (restaurados ou não) às cargas estáticas não parece ser o ideal em virtude do espécime falhar

em circunstâncias drásticas, ou seja, a coroa é submetida a uma carga em apenas uma direção (axial), o que confere a esse tipo de teste uma limitação clínica. Porém, ficam também limitadas as possibilidades de reprodução, em laboratório, destes testes considerando cargas multiaxiais e métodos mais dinâmicos. Por isso, as utilizações dos testes de compressão com aplicação de carga axial ainda têm sido bastante utilizados para avaliação de carga de fratura da estrutura dentária íntegra, da estrutura dentária restaurada e de materiais dentários, respeitadas as devidas limitações dos testes na interpretação dos resultados obtidos (Schlichting et al., 2011).

Na tentativa de encontrar melhor forma de se obter resistência de elementos dentários enfraquecidos a serem restaurados com e sem recobrimento de cúspide, Torabzadeh *et al.* (2013) utilizaram o teste de compressão axial sobre os elementos dentários restaurados com resinas diretas e indiretas com cobertura total ou parcial de cúspides e encontraram que a resistência à fratura das coroas, nesses casos, é semelhante à do dente hígido.

Com utilização do mesmo teste, outros autores (Hamburger *et al.*, 2014a) estudaram a capacidade de resistência de resinas com diferentes propriedades físicas (em virtude do tamanho de partículas e tipo de cargas) e encontraram que a resistência à fratura está diretamente relacionada à espessura e característica mecânica do material restaurador. No mesmo ano, os mesmos autores (Hamburger *et al.*, 2014b) compararam a resistência de cerâmicas, resinas indiretas e resinas diretas por meio do mesmo ensaio mecânico e revelaram que quanto mais espessa a camada de cobertura das restaurações, maior seria a resistência à fratura com relação a apenas uma das cerâmicas (de dissilicato de lítio) e às demais resinas.

Estudos têm mostrado a simulação de ligamento periodontal em testes que realizam ensaios de compressão para

avaliação de carga de fratura, envolvendo ou não ciclagem mecânica. Sugere-se que essa simulação de inclusão de raiz em alvéolo possa promover uma maior aproximação de teste *in vitro* da condição observada na clínica quanto à movimentação da estrutura dentária ou seu análogo na cavidade inserida (Costa *et al.*, 2014; Corazza *et al.*, 2013; Aboushelib, 2013; Soares *et al.*, 2010; Soares *et al.*, 2005; Soares *et al.*, 2004; Holmes *et al.*, 1996).

Diferentes possibilidades de simulação de ligamento periodontal foram testadas e se constatou que tal simulação promoveu significativo efeito na resistência à fratura e no padrão de fratura após impressão de uma carga (Soares *et al.*, 2005).

A avaliação de diferentes materiais para simulação do ligamento periodontal constatou que o emprego do material elastomérico é a melhor opção uma vez que este sofre uma deformação elástica e reproduz o mais fiel possível o alojamento da raiz no alvéolo, fato que permite a dissipação da tensão na região cervical dentária (Soares *et al.*, 2005). Dessa maneira, Soares *et al.* (2004, 2010) utilizaram um poliéter para reprodução da metodologia como material adequado para testes de resistência à fratura por permitir, à raiz artificial, a mobilidade fisiológica no alvéolo.

Ensaio por elementos finitos:

A análise de elementos finitos é uma ferramenta útil que permite o estudo de dados esclarecendo efeitos de parâmetros, clinicamente relevantes. Obtendo-se um modelo estrutural em 3D e conhecendo-se a carga que será aplicada em um dado experimento, por meio de equações matemáticas, poder-se-á prever a tensão induzida em determinado corpo-de-prova (Sahin *et al.*, 2002).

O método de análise em elementos finitos pode ser visto como uma forma de avaliação que dispensa menos tempo de que as análises experimentais. Em algumas situações a análise em elementos finitos se processa mais rapidamente que aquelas vistas em laboratório como no caso de análises paramétricas, as quais são mais fáceis de reversibilidade que em experimentos. No entanto, no caso de bioengenharia há necessidade de que essa técnica esteja aliada às análises experimentais, uma vez que a modelagem da forma e contorno das estruturas se faz complexa e por vezes um tanto demorada (Soares *et al.*, 2012).

A análise em elementos finitos deve ser executada em conjunto com os experimentos relacionados, não os substituindo. A análise em elementos finitos permite obter informações que seriam de difícil interpretação apenas com os ensaios experimentais, no entanto há a necessidade de haver uma validação experimento para que as informações seja interpretadas em conjunto (Soares *et al.*, 2012).

Apesar da criação de modelos tridimensionais ser mais dispendiosa no sentido de maior necessitar de maior trabalho e de uma tecnologia adicional, para obtenção de dados geométricos na geração dos modelos a ser estudados, essa forma de análise é mais realista quanto às geometrias complexa tais como as estruturas biológicas (Soares *et al.*, 2012).

Na atualidade, análises em elementos finitos têm sido bastante utilizadas para se avaliar, por simulação, carga de fratura sejam isoladas (Dittmer *et al.*, 2011) ou conjuntamente com testes de compressão (Lu *et al.*, 2013; May *et al.*, 2012; Bowler *et al.*, 2013).

Avaliando-se diferentes conceitos de oclusão e diferentes pontos de contato sobre prótese fixa por meio da análise em elementos finitos verificou-se que a distribuição do número de contatos oclusais

influenciou na minimização do efeito da carga mastigatória (Dittmer *et al.*, 2011).

Mediante o exposto este estudo avaliou, por meio de ensaio monotônico de compressão e simulação por análise por elementos finitos, a influência da anatomia oclusal com diferentes alturas de cúspides ou profundidade de sulcos de coroas totais fornecidas por um sistema CAD/CAM no valor de carga para fratura e distribuição de tensão em molares inferiores.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar se diferentes inclinações de cúspides (anatomia oclusal) fornecidas pelo banco de dados do sistema CEREC de restaurações totais, combinadas com materiais com diferente rigidez (cerâmica feldspática e resina acrílica), influenciam no valor de carga para fratura e distribuição de tensões em molares inferiores, por meio de teste de compressão e análise por elementos finitos.

3.1 Hipóteses

H₀₁ – A altura das cúspides não influencia na carga para fratura de coroas de molares inferiores;

H₀₂ – O material de cobertura não influencia na carga para fratura e padrão de fratura de coroas de molares inferiores;

H₀₃ – A altura das cúspides não influencia na distribuição de tensão de coroas de molares inferiores;

H₀₄ – O material de cobertura não influencia distribuição de tensão de coroas de molares inferiores.

4 MATERIAL E MÉTODOS

A seguir estão os materiais utilizados no estudo (Quadro 2).

Quadro -2 Marcas comerciais, fabricantes, descrição dos materiais e lotes

Marcas comerciais	Fabricante	Composição dos materiais	Lotes
VITA CAD-Waxx for inLab	Vita Zahnfabrik,	Polímero acrílico	22890
VITABLOCS for CEREC/inLab MarkII 2M3C114	Vita Zahnfabrik,	Cristais de feldspato e matriz vítrea	21401
Condicionador de Porcelana	Dentsply,	Ác. Fluorídrico a 10%	922525F
Single Bond Universal	3M ESPE	(BisGMA), metacrilato, copolímero de acrílico, ácido itacônico e água	1316100849
RelyX ARC	3M ESPE	(BisGMA) e (TEGDMA)	N481534
KG Brush	KG Sorensen,	Pontas aplicadoras de nylon	002188
Filme de Poliéster	Quimidrol,	Filme de poliéster	2467
Monobond S	Ivoclar Vivadent,	Methacrilóiloxipropil-trimethoxissilano	P70737
NEMA grade G10	International Paper	Fibra de vidro e matriz epóxica	-----

4.1 Utilização da resina acrílica CAD-Waxx e cerâmica VITA MARK II

O CAD-Waxx permite modelagem assistida por computador que facilita e acelera o processo de fabricação de restaurações. Possibilita fresar e fundir modelos para fabricação de coroas e de pontes de metal sem deixar resíduos e permitem a fabricação de estruturas para serem verificadas no modelo e testadas em boca antes da restauração definitiva. A cerâmica VITA MARK II é empregada na confecção da camada de recobrimento de coroas e nos sistemas CAD/CAM há a possibilidade de recobrimento de pontes posteriores de até quatro elementos.

4.2 Divisão dos grupos

Os grupos do estudo foram divididos de acordo com os materiais e perfis oclusais (Figura 3).



Figura 3 – Divisão dos grupos do estudo.

4.3 Preparo dos pilares

Para simulação do preparo de coroa total, foi utilizado o G10, em virtude de suas propriedades mecânicas e de adesão ao cimento resinoso semelhantes à dentina humana (Kelly *et al.*, 1995), para isso, esse material foi usinado seguindo as delimitações previamente determinadas no software CAD Rhinoceros 4.0 e exportadas em formato .stl para um centro de usinagem de 5 eixos. Para este estudo foram usinadas a porção coronária e a radicular com objetivo de simular a influência do ligamento periodontal na distribuição de tensão (Figura 3).

Para definição do tamanho da amostra foi realizado um estudo piloto com $n = 5$ de espécimes para cada um dos grupos e calculado o valor de n adequado para uma semi-amplitude de 10 %.

4.4 Inclusão dos pilares e simulação do ligamento periododontal

Para reproduzir a movimentação do pilar em G10 no alvéolo, foi simulado o ligamento periodontal, empregando material elastomérico (Soares *et al.*, 2010). Dessa maneira, o pilar foi incluído em resina de poliuretano F 16 (Axon do Brasil, São Paulo, São Paulo, Brasil) e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter, Impregum-F de consistência leve (3M-ESPE, St. Paul, Minnesota, EUA). Para desenvolvimento do processo de inclusão, o pilar foi demarcado com lapiseira grafite distando 2 mm apicalmente da junção amelocementária e a porção radicular recoberta com cera plástica para escultura com espessura de 300 μm (Figura 4).

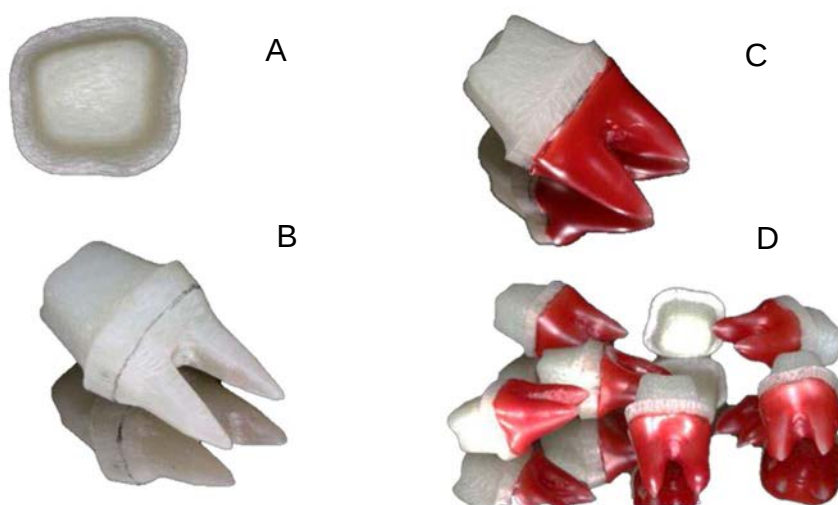


Figura 4 – Preparo para simulação do ligamento periodontal. A) Porção coronária do preparo; B) Delimitação apical de 2 mm após junção ameloceamentária; C) cera plástica recobrimdo porção radicular do pilar; D) Conjunto de pilares envoltos por cera em sua porção radicular.

Com auxílio de um dispositivo metálico e uma matriz da infraestrutura, previamente usinada no CEREC in Lab MC XL (Sirona, Alemanha), fixada com cera pegajosa, foram inseridos na haste vertical de um delineador (Figura 4). Uma matriz de tubo de PVC (15 mm de altura por 20 mm de diâmetro, vaselinada em sua parte interna, foi posicionada sobre uma placa de vidro e então, preenchida com resina de poliuretano quimicamente ativada (F 16, AXON), na qual foram incluídos os pilares pela sua porção radicular até a marca onde se iniciava o recobrimento com a cera. Decorridos 10 min da inclusão, o conjunto era removido da matriz de PVC.

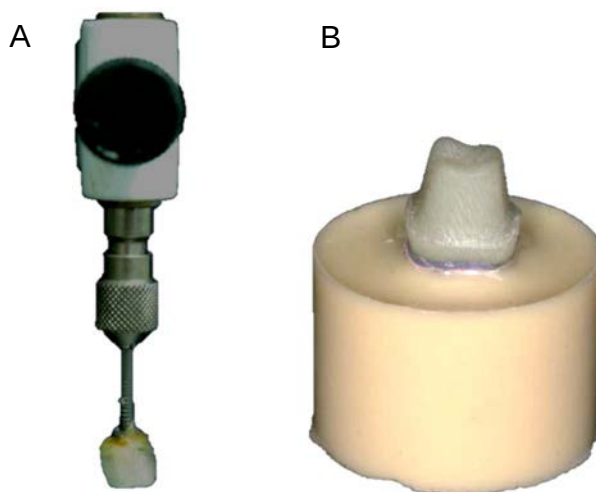


Figura 5 – A) Dispositivo metálico e matriz de infra-estrutura posicionados na haste vertical de um delineador; B) Corpo-de-prova.

Os pilares foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água quente utilizando-se uma plastificadora de godiva e gaze para remoção da cera. O material de moldagem Impregum F de consistência média.(3M ESPE, St Paul, Minnessota, EUA) foi manipulado e inserido no alvéolo e o pilar introduzido sob pressão digital até que a marcação de 2,0 mm do limite amelocementário coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliuretano e, em sequência, sobre o conjunto, foi aplicada carga de uma placa de vidro (270 g) até total polimerização do material, tendo-se em seguida os excessos sido removidos com lâmina de bisturi nº 11 e as amostras armazenadas em água destilada em estufa bacteriológica a 37 °C.

4.5 Escaneamento do pilar e confecção das coroas

Com o pilar montado em alvéolo artificial de poliuretano, por meio do escaner Scanner Ceramill Map 100 (Amann Girrbach America

Inc - Áustria) do CEREC in Lab MC XL (Figura 5) fez-se a captura da imagem da estrutura do preparo (Figura 5) para se determinar as dimensões da futuras coroas e por meio das informações do banco de dados do sistema CEREC in Lab MC XL estas foram fresadas (Figura 5).

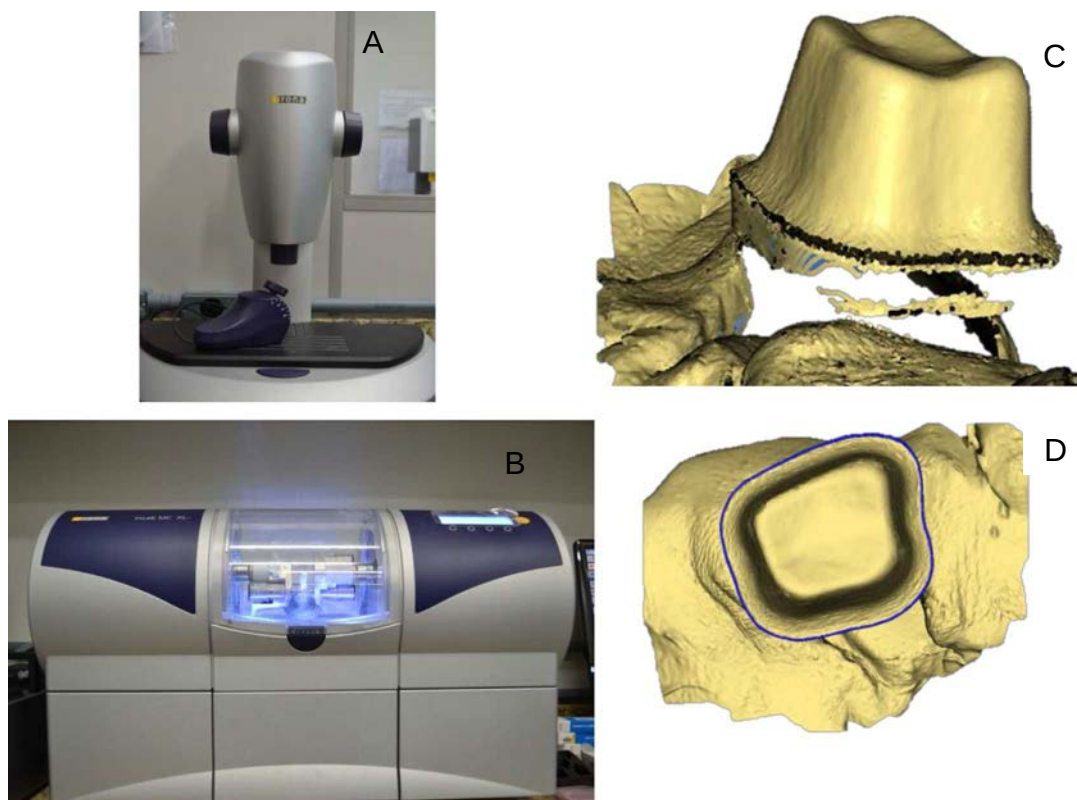


Figura 6 – A) – Escaner do CEREC in Lab MC XL; B) Componente fresadora do sistema CEREC in LabMC XL; C) Preparo coronário escaneado; D) Término do preparo delimitado.

O sistema CAD/CAM CEREC possui em seu banco de dados padrões de coroas predefinidas que, além de outras características, diferem entre si especialmente por sua plataforma oclusal com diferentes inclinações ou alturas de cúspides.

No presente trabalho dentre os padrões encontrados no banco de dados do sistema CEREC foram selecionadas as coroas do

padrão adulto, padrão asiático e padrão jovem, por estas apresentarem as maiores diferenças de alturas e inclinações dentre elas.

A coroa coroa com padrão oclusal adulto apresenta quatro cúspides e suas faces mais planificadas em virtude de menores inclinações de suas cúspides. A coroa com o padrão asiático, além de possuir uma quinta cúspide tem a altura dessas cúspides um pouco mais acentuada e a coroa do tipo jovem com cúspides bem acentuadas.

As coroas confeccionadas seguiram as simulações abaixo (Figura 7).

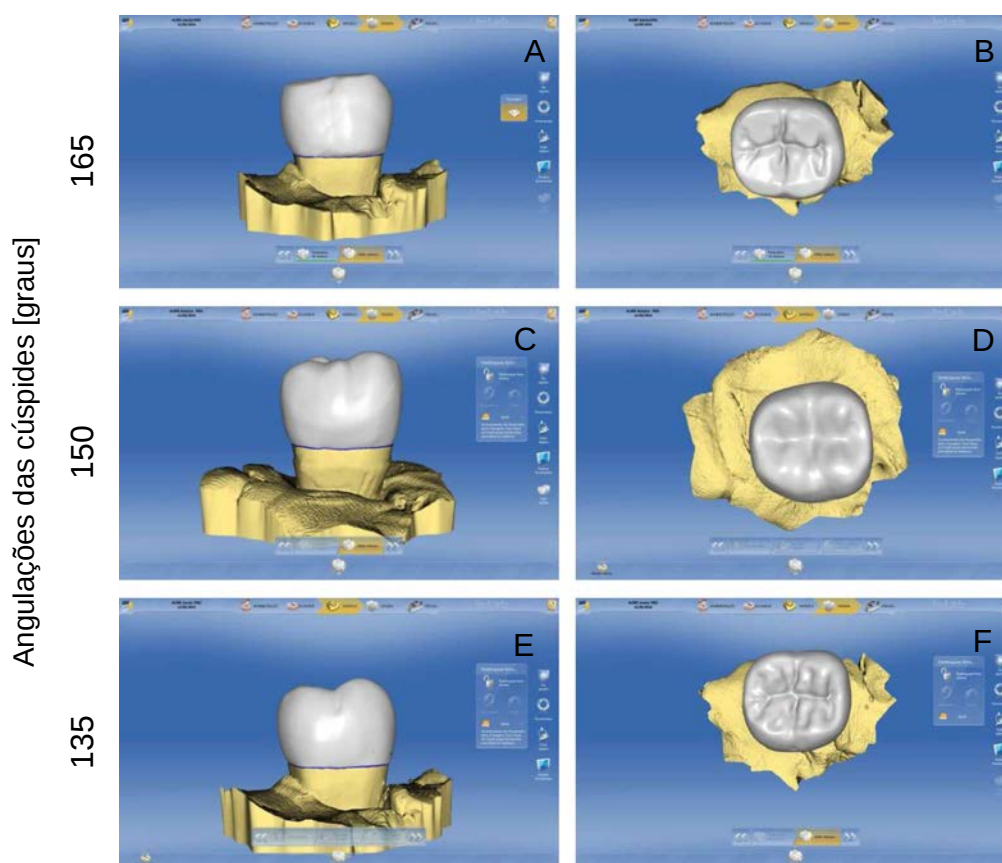


Figura 7 – Simulação das coroas que foram fresadas: A e B) Coroa padrão **Adulto** cujas cúspides são planificadas. A) Vista vestibular; B) Vista oclusal. C e D) Coroa padrão **Asiático** com cúspides maiores que as encontradas no padrão Adulto. C) Vista vestibular; D) Vista oclusal. E e F) Coroa padrão **Jovem** que apresenta altura de cúspide acentuada. E) Vista vestibular; F) Vista oclusal.

4.6 Coroas confeccionadas

Abaixo estão os três tipos de coroas confeccionadas em VITA MARK II e CAD-Waxx (Figura 8).

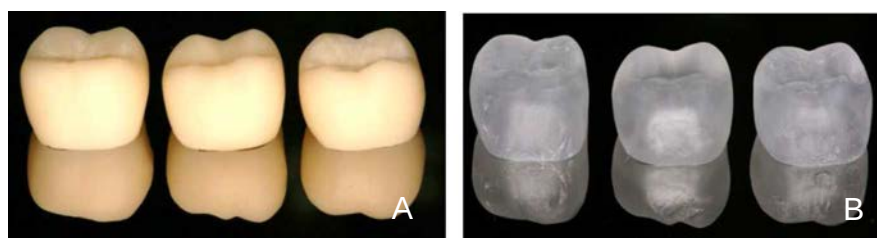


Figura 8 – Três tipos de coroa. A) Coroas em VITA MARK II, da esquerda para direita, perfis adulto, asiático e jovem; B) Coroas em CAD-Waxx, da esquerda para direita, perfis adulto, asiático e jovem.

4.7 Preparo das superfícies e cimentação

O G10, por ser uma resina infiltrada por vidro, foi tratado com ácido fluorídrico a 10 % (Dentsply®) durante 1 min (Figura 7), e com auxílio de seringa tríplice foi lavado com água por 10 s, levado para banho ultrassônico por 5 min, secos por jato de ar durante 5 s e em seguida foi aplicada uma camada do adesivo Single Bond Universal (3M ESPE, St Paul, Minnessota, EUA) vigorosamente por 1 min atuando como o agente silano, que é uma das propriedades deste adesivo segundo as especificações do fabricante.

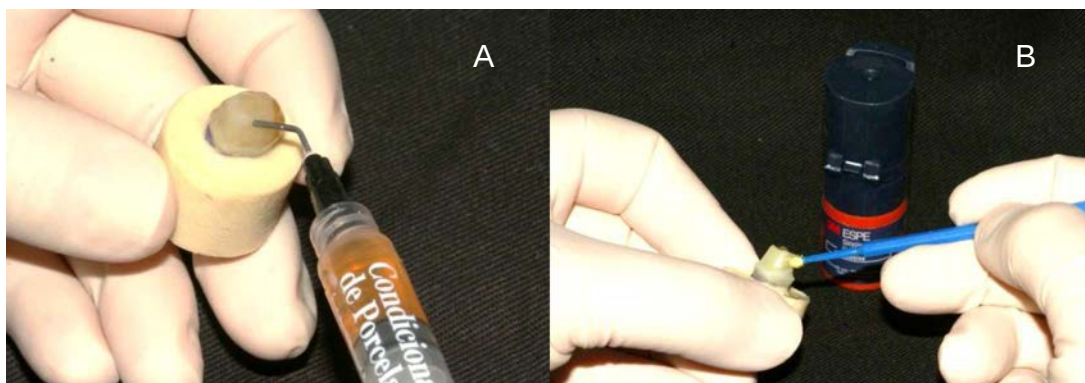


Figura 9- Tratamento de superfície do G10. A) Condicionamento ácido da superfície do G10; B) Aplicação do adesivo na superfície do G10.

Após sua confecção pelo CEREC, a resina de *CAD-Waxx*, foi tratada em sua face interna com jateamento de óxido de alumínio (Al_2O_3) utilizando-se partículas de tamanho de 50 μm , a uma pressão de 2,0 bar e distância de 10 mm de cada face interna. Em sequência, as coroas foram levadas para banho ultrassônico durante 5 min e, após secas, foi efetuada a aplicação de uma camada do adesivo Single Bond Universal (3M, ESPE), vigorosamente por 1 min e essa camada foi levemente secada com jato de ar. A aplicação do adesivo se deu a fim de tornar a superfície interna das coroas em *CAD-Waxx* mais reativa com relação ao cimento resinoso.

A cerâmica VITA MARK II, que possui composição vítrea, foi condicionada com ácido fluorídrico a 10 % (Dentsply®) durante 1 min (Figura 8) e em seguida lavada com água por 15 s e levada a banho ultrassônico por 5 min. Após o banho, as coroas foram secas com jato de ar. Aplicou-se por 1 min vigorosamente o silano Monobond-S (Ivoclar®) e realizou-se uma secagem com forte jato de ar, segundo as recomendações do fabricante.

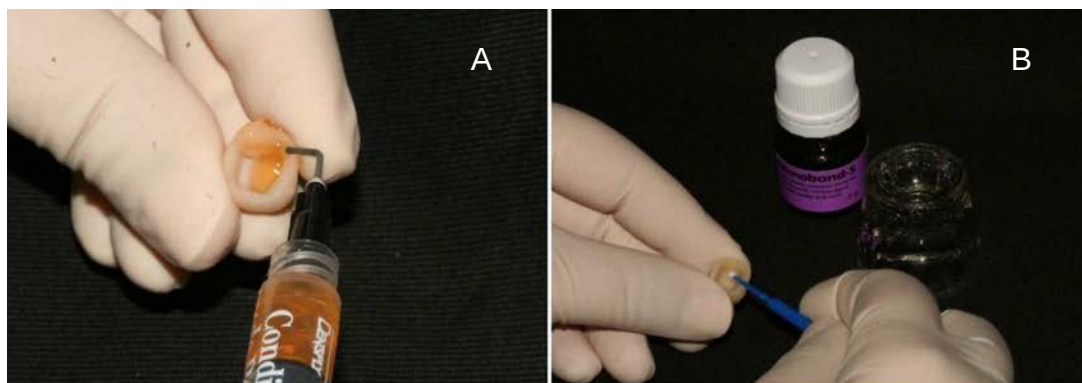


Figura 10 – Tratamento de superfície da cerâmica. A) Condicionamento da superfície da cerâmica com ácido fluorídrico; B) Aplicação do silano sobre a superfície interna da coroa cerâmica.

O processo de cimentação foi realizado com o cimento RelyX ARC (cor A2) (3M ESPE St Paul, Minnessota, EUA). A espatulação se deu durante 10 s (Figura 9), então o cimento foi inserido nas bordas internas da coroa e sobre uma superfície rígida e plana realizou-se uma pressão digital até escoamento do cimento (Figura 10) e em sequência o corpo-de-prova foi submetido a uma carga axial de 750 g (Figura 13A), por meio de um delineador modificado durante 5 min, que é o tempo de presa inicial (segundo o fabricante). Os excessos foram removidos (Figura 13B) e após presa inicial, todas as faces da coroa foram fotoativadas durante 40 s (Figura 13C).

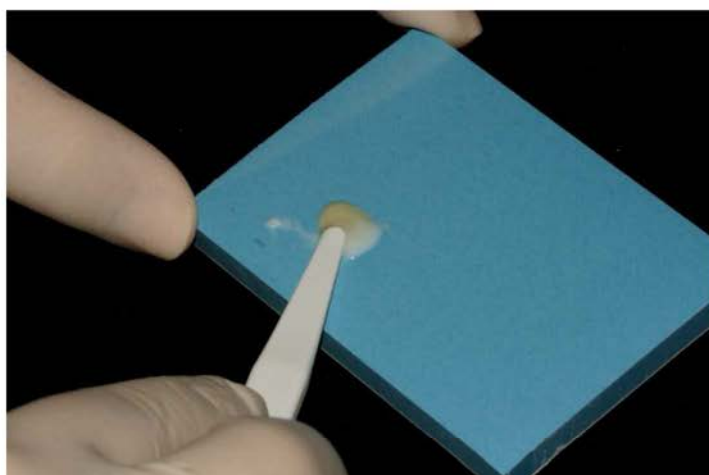


Figura 11 – Espatulação do cimento resinoso.

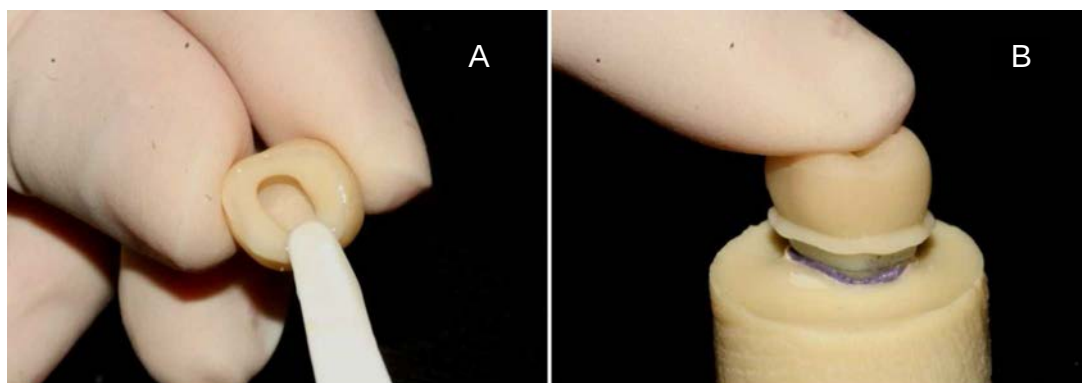


Figura 12 – A) Inserção do cimento nas bordas da restauração; B) Assentamento e pressão digital da coroa por 10 s.

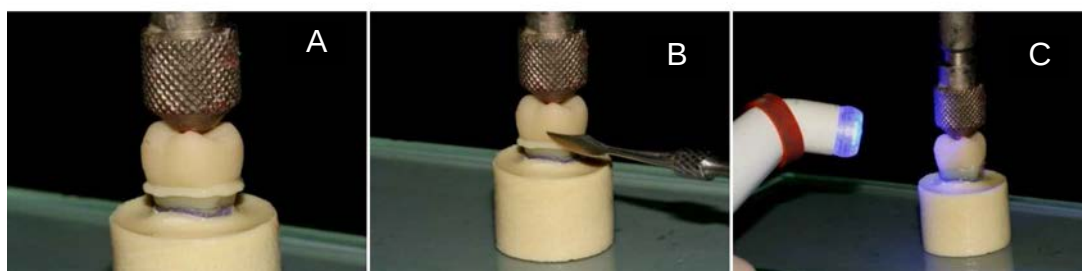


Figura 13 - A) Aposição do corpo-de-prova à carga axial de 750 g; B) Remoção do excesso de cimento após presa de 5 min; C) Fotopolimerização por 40 s de cada uma das faces da coroa.

Após a fotoativação os corpos-de-prova foram acondicionados em água destilada e em estufa a 37 °C durante 24 h e então foram submetidos a ensaio de fratura.

4.8 Ensaio de carga para fratura

Previamente ao ensaio de resistência à fratura foram demarcados os pontos de contato que seriam impostos à coroa pela ponta compressora (Figura 12).

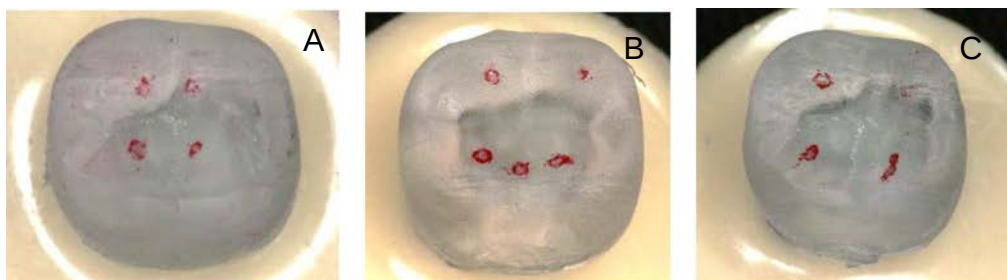


Figura 14 – A) Pontos de contato nas coroas em CAD-Waxx perfil adulto - razão = 1; B) Pontos de contato na coroa perfil asiático - razão = 1,37; C) Pontos de contato na coroa perfil jovem - razão = 1,03.

Os corpos-de-prova foram posicionados na máquina de ensaio universal (EMIC, DL1000MF-EMIC, Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) e uma força foi aplicada no centro da coroa com um carregamento axial de compressão utilizando-se uma célula de carga de 1000 Kgf a 1,0 mm/min até que se ocorresse a fratura do espécime. Uma fita de poliéster foi interposta entre a esfera que iria imprimir a carga e a coroa (Figura 15). Os valores foram obtidos em (N).

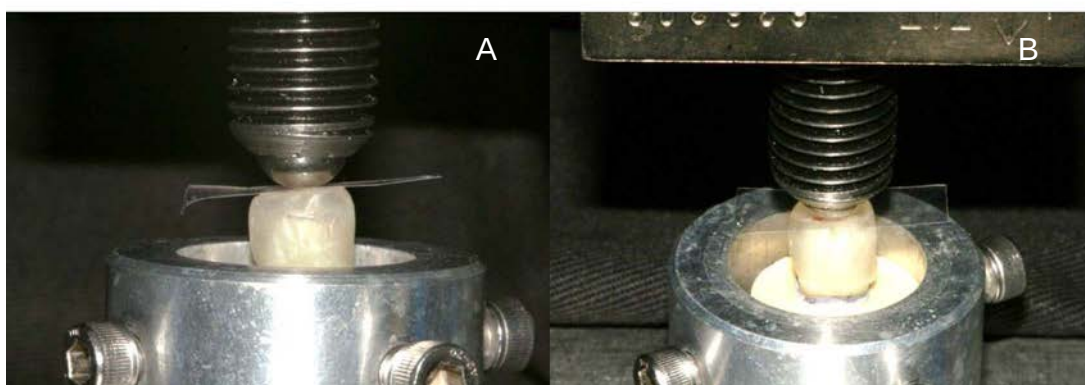


Figura 15 - A) Vista horizontal do posicionamento da coroa sob a carga axial; B) Vista superior do posicionamento da coroa sob a carga axial.

Uma fita adesiva transparente envolveu as coroas para que no momento da fratura nenhuma parte fraturada fosse perdida (Figura 16).

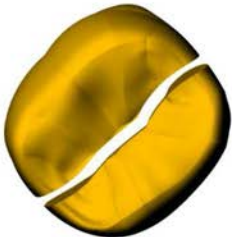
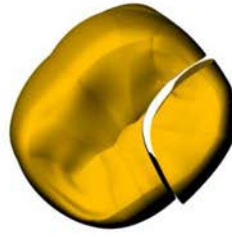


Figura 16 – Fita adesiva envolvendo coroa.

4.9 Padrões de fratura

Após a observação de cada uma das coroas fraturadas, mediante o teste de compressão, foi visto que as fraturas apresentavam padrões semelhantes entre si. Dessa forma foi possível de classificar as fraturas ocasionadas nas coroas mediante os padrões descritos no quadro 3.

Quadro 3 – Classificação dos padrões de fratura

DEFINIÇÃO DOS PADRÕES DE FRATURA	
	PADRÃO 1 Quando houve fratura no sulco central dividindo a coroa em duas partes (vestíbulo-lingual)
	PADRÃO 2 A fratura dissipou a coroa em três partes, envolvendo as cúspides disto-lingual e disto-vestibular
	PADRÃO 3 A fratura separou a coroa em duas partes, uma delas envolvendo a cúspide disto-lingual
	PADRÃO 4 Houve fratura envolvendo o sulco central e o sulco lingual, dividindo a coroa em três partes
	PADRÃO 5 A fratura foi generalizada, dividindo a coroa e várias partes

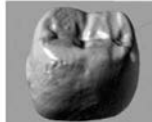
4.10 Análise por elementos finitos

4.10.1 Pré-processamento

Para a obtenção dos modelos 3D, foram confeccionadas dois padrões de coroa em CAD-Waxx: adulto e jovem. Essas coroas foram escaneadas (em suas porções externas e internas) em formato de Estereolitografia (STL) e transferidas para um *software* CAD (*Computer Aided Design*), Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, EUA), no qual os modelos foram produzidos dentro do protocolo BioCAD, que consiste nas seguintes etapas: criação de curvas de referência, construção das superfícies sobre essas curvas e no fechamento destas, resultando em um volume para geração de sólidos que caracterizam cada instância ou entidade geométrica (Noritomi *et al.*, 2012).

O modelo em stl enviado para a usinagem do retentor em G10 para realizar o ensaio *in vitro*, foi usado para o modelamento das demais estruturas (Quadro 4).

Quadro 4 – Modelamento de estruturas usando o software Rhinoceros 4.0 seguindo o método BIOCAD

Dente escaneado	Sequência de modelamento das superfícies					
		JOVEM				
JOVEM .stl						
ADULTO .stl						
Superfície externa	Conjunto	Coroa	Cimento	G10	Ligamento	Base

4.10.2 Geração das malhas

Para a geração de malhas, de elementos finitos em geometrias biológicas tridimensionais, foi utilizado o Software Ansys 14.0 (ANSYS, Inc. Southpointe , Canonsburg, USA). Devido à relevante complexidade geométrica, fez-se necessário obter boa discretização destes modelos (divisão da estrutura em quantidade finita de elementos), a fim de que a qualidade dos resultados não fosse comprometida em função de malhas pouco representativas. Assim, utilizaram-se malhas de elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento (Yamamoto, 2011). O número total de entidades do modelo base foi de 331538 nós e 223955 elementos para haver 10% de convergência resultando em tamanho de elementos de 0,5 mm, com alta suavização e baixa transição nos contatos (Figura 17).



Figura 17 - Características da malha.

4.10.3 Condições de contorno e de carregamento

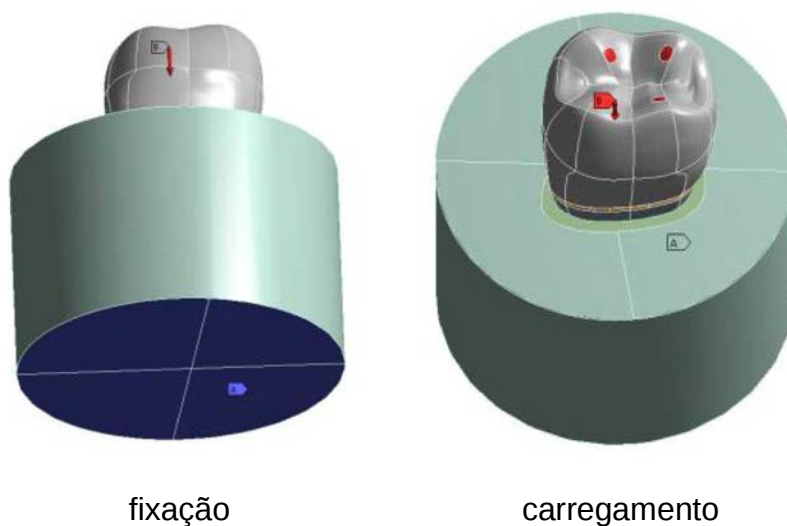


Figura 18 – Simulação do ensaio de resistência à fratura.

Para a simulação do ensaio de resistência à fratura, nos dois modelos, a superfície inferior da base foi fixada nos três eixos e um carregamento normal à superfície foi aplicado com uma força de 300 N divididas nos quatro pontos de contato oclusal (Figura 16), simulando o ajuste experimental na máquina de ensaios universal.

4.10.4 Propriedades mecânicas

Com a finalidade de reduzir a complexidade dos modelos e subsequente análise, todos os materiais foram considerados:

- a) Isotrópicos (possuem as mesmas propriedades mecânicas em qualquer direção);

- b) Homogêneos (mesmas propriedades mecânicas em qualquer ponto do elemento estrutural);
- c) Lineares (apresenta módulo de elasticidade constante).

Para o software entender o comportamento mecânico das estruturas do estudo, foi necessário informá-lo sobre as propriedades pertinentes a cada um dos materiais (Quadro 4) à cada tipo de análise.

4.10.5 Pós-processamento

Para comparação dos grupos foi realizada uma análise do tipo estática estrutural, 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 13.0 Mechanical® (Ansys Inc Headquarter, Pennsylvania, EUA.) por meio do qual se verificou, após observação da coerência dos resultados, a distribuição de tensão pelo critério de tensão máxima principal e von Mises quando necessário.

Quadro 5 – Quadro contendo as informações sobre as propriedades de cada um dos materiais utilizados

(Continua)

Material	Módulo Elástico (GPa)	Poisson(ν)	Referências
VITA Mark II	63	0,3	Catálogo do fabricante
Poliuretano	3,6	0,3	Caracterização realizada no laboratório da FOSJC *
Poliéter	0,05	0,45	Fahar, 1981

Quadro 5 – Quadro contendo as informações sobre as propriedades de cada um dos materiais utilizados

(conclusão)

Material	Módulo Elástico (GPa)	Poisson(Y)	Referências
G10	14,9	0,32	Biblioteca do Ansys 14.0 [®]
Cimento RelyX ARC	5,5	0.3	Biblioteca do Ansys14.0 [®]
CAD -Waxx	6	0,3	Caracterização realizada no laboratório da FOSJC *

*As propriedades dos materiais foram retiradas da literatura e caracterizações realizadas no laboratório da FOSJC (para os materiais que não apresentava suas propriedades na literatura) foram feitas pela máquina Sonelastic[®] (Atcp Engenharia Física – São Carlos – Brasil) para a caracterização não destrutiva dos módulos elásticos e Poisson a partir das frequências (torcionais e flexionais) naturais de vibração obtidas pela técnica de excitação por impulso.

4.11 Análise estatística dos dados de carga para fratura

No delineamento do presente experimento, que segue um esquema fatorial tipo 2 x 3, foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, o tipo de Material (CAD-Waxx e VITA Mark II) e o perfil oclusal (Adulto, Asiático e Jovem). Sendo a variável resposta o valor de resistência (N) obtido no ensaio de fratura.

A unidade experimental foi o sistema formado por uma base cilíndrica em resina de poliuretano, pelo preparo e estrutura radicular em G10, pela coroa (em cerâmica ou em resina acrílica) e película de cimento, denominado corpo-de-prova (Figura 11).

Os corpos-de-prova foram designados, aleatoriamente, às seis condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis

experimentais: material (*CAD - Waxx* e *VITA Mark II*) e perfil oclusal (adulto, asiático e jovem).

Foram obtidos 60 dados, sendo 6 condições experimentais com dez repetições, os quais foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003).

A estatística descritiva se consistiu no cálculo de médias e desvios padrão, enquanto a estatística inferencial se consistiu no teste de análise de variância (ANOVA) dois fatores (material e perfil oclusal), efeito fixo.

O modelo estatístico da análise de variância, ANOVA (dois fatores), considerou três possíveis efeitos: a existência de diferença estatisticamente significativa entre os materiais; entre os perfis oclusais e a interação entre os dois fatores.

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

5 RESULTADOS

Os padrões de fratura para os diferentes perfis oclusais e diferentes materiais podem ser observados mediante o quadro 6.

Quadro 6 – Padrões de fratura observados

Classificação da Fratura	Material	Padrão				
		1 	2 	3 	4 	5 
Adulto	<i>Cad-Waxx</i>	10				
	<i>Vita Mark II</i>	1				9
Asiático	<i>Cad-Waxx</i>			8	2	
	<i>Vita Mark II</i>		3	7		
Jovem	<i>Cad-Waxx</i>	5	5			
	<i>Vita Mark II</i>		1	9		

A análise estatística permitiu a obtenção de dados que segue um delineamento fatorial (tipo 2 x 3), os quais foram analisados em duas partes: (5.1) estatística descritiva e (5.2) estatística inferencial.

5.1 Estatística descritiva

Os valores obtidos no ensaio de compressão são apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Carga de fratura (N) obtidas, dispostas em ordem crescente, obtida pelo ensaio de compressão, segundo o perfil oclusão de 10 corpos-de-prova para os dois materiais estudados (*CAD-Waxx* e *VITA Mark II*)

	CAD-Waxx			VITA Mark II		
	Adulto	Asiático	Jovem	Adulto	Asiático	Jovem
1	921,55	387,05	1413,97	848,52	382,53	371,05
2	1059,96	691,68	1582,63	975,80	540,06	388,44
3	1068,30	702,81	1665,40	1006,05	545,63	393,31
4	1070,39	733,07	1958,90	1043,26	577,27	403,40
5	1072,47	772,01	2119,91	1044,31	582,14	411,05
6	1142,72	789,40	2122,35	1189,67	590,87	415,57
7	1183,06	791,14	2145,99	1200,31	621,09	496,94
8	1188,62	792,88	2302,13	1303,73	658,30	536,59
9	1311,73	840,87	2305,26	1412,23	701,77	540,76
10	1373,28	924,68	2453,06	1470,31	709,07	584,58
Média	1139,2	742,6	2007,0	1149,4	590,9	454,2
Dp	132,0	142,0	345,0	201,0	94,3	77,5
Cv	11,59	19,12	17,19	17,49	15,96	17,05
	média±dp		cv(%)	média±dp		cv(%)
	1296,0±580,5		44,79	731,0±332,8		45,53

Verifica-se, com as informações anteriormente vistas, que as condições experimentais não apresentam mesma dispersão e valores de desvio-padrão aproximados. Além disso, nota-se que os valores médios de carga de fratura obtidos para o perfil Jovem são superiores aos outros dois perfis oclusais quando se trata da resina *CAD-Waxx*. Em relação à cerâmica *VITA Mark II* o perfil oclusal Adulto apresenta os maiores valores de carga de fratura quando comparados aos outros perfis.

Os valores obtidos no ensaio de resistência à compressão tiveram representação gráfica, por meio de figuras; gráficos de colunas e box-plot,

Pode-se observar, mediante a exposição das médias e desvios-padrões, em gráficos de colunas (média $\pm$ dp), e correspondente diagrama de caixa (*box-plot*), os valores de carga de fratura, segundo o perfil oclusal, dos dois materiais restauradores, *CAD-Waxx* e *VITA Mark II* (Figura 19).

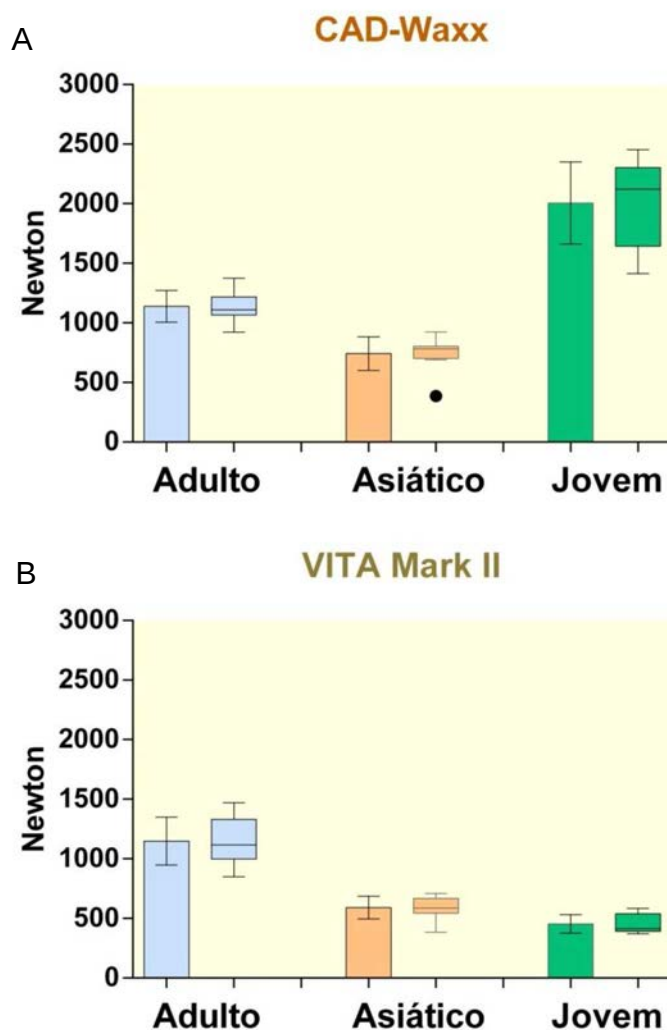


Figura 19 – A) Gráfico de colunas (média $\pm$ dp); B) Diagrama de caixa (*box-plot*) dos valores de resistência à compressão, segundo o perfil oclusal, dos dois materiais restauradores (CAD-Waax e Vita Mark II).

Pode-se observar no gráfico de coluna e no gráfico *box-plot* a interação dos valores de resistência à compressão entre os materiais CAD-Waxx e VITA Mark II, mediante cada um dos perfis oclusais (Figura 20).

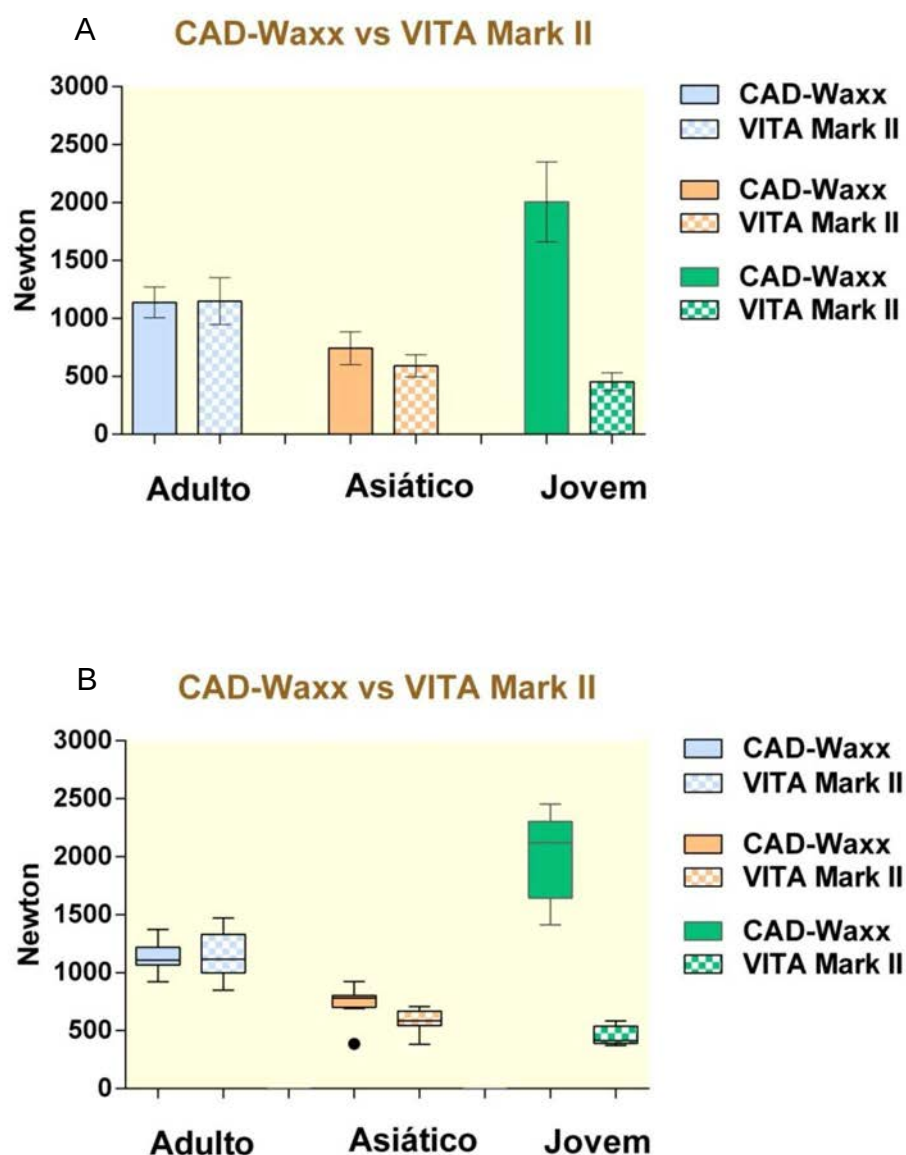


Figura 20 - CAD-Waax versus Vita Mark II. A) Gráfico de colunas (média $\pm$ dp); B) Diagrama de caixa (*box-plot*) dos valores de compressão, de acordo com o perfil oclusal.

Pode-se avaliar, a partir das informações apresentadas na Tabela 1 e Figuras 20 e 21, que as seis condições experimentais diferem em termos de variabilidade, ou seja, os valores de dispersão (indicados pelo desvio-padrão e pela faixa interquartil) e diferem estatisticamente (teste de *Bartlett*: p -valor = 0,001 < 0,05; teste de *Levene*: p -

valor = $0,007 < 0,05$). Assim, para atender as suposições do modelo ANOVA (2 fatores) os dados foram submetidos à transformação logarítmica.

5.2 Estatística inferencial

Para avaliar o relacionamento entre o Material e Perfil Oclusal, os dados obtidos no presente experimento foram submetidos ao modelo estatístico da análise de variância dois fatores, após serem avaliadas as suposições do modelo de análise de variância.

Os valores resíduos, decorrentes do ajuste do modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para válidas inferências estatísticas e foi determinado que, apenas após a transformação logarítmica, os dados originais propiciaram um adequado ajuste, porque os valores residuais se ajustaram a uma distribuição normal de probabilidade, e, ainda foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio de gráfico de valores resíduo em relação aos valores ajustados.

Os dados de resistência à compressão, quando submetidos ao modelo ANOVA indicam que o efeito interação é estatisticamente significativo, bem como os efeitos principais (Material e Perfil Oclusal – Tabela 2).

Tabela 2. ANOVA (2 fatores) para os dados obtidos após transformação $\log_{10}$

Efeito	gl	SQ	QM	F	p
Material	1	0,91131	0,91131	151,47	0,0001*
Perfil Oclusal	2	0,60081	0,30040	49,79	0,0001*
Interação	2	1,21124	0,60562	100,39	0,0001*
Resíduo	54	0,32577	0,00603		
Total	59	3,04912			

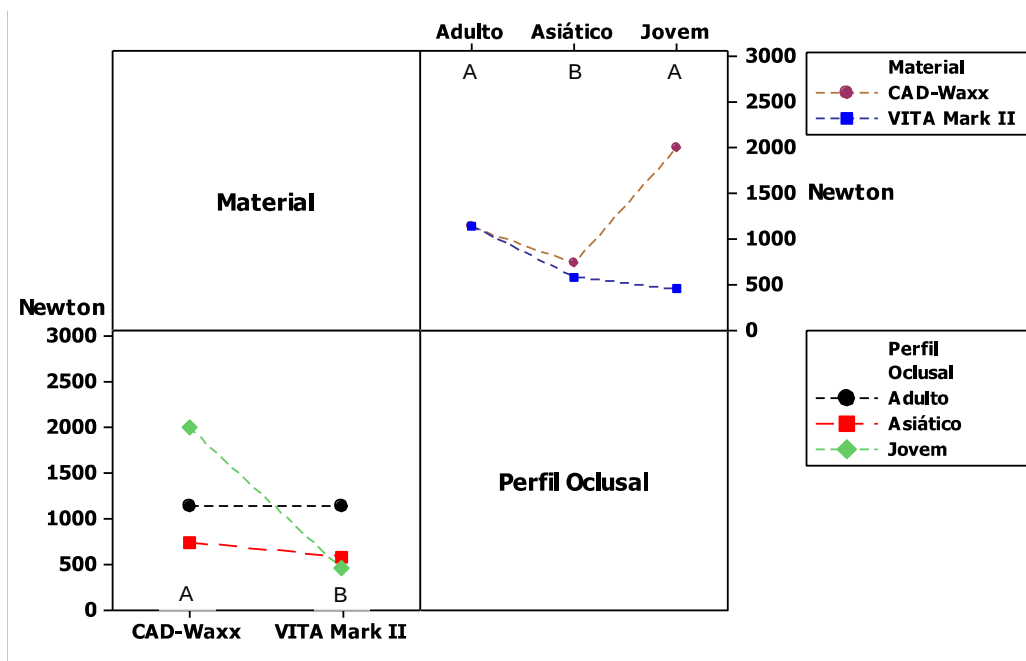
*p<0,05

Quando se aplica o teste de comparação múltipla de médias de *Tukey* (5%) das seis condições experimentais entre si, pode-se estabelecer que os materiais diferem apenas no perfil jovem (Tabela 3).

Tabela 3 - Resultado do teste de comparação múltipla de médias (Tukey, 5%)

Material	Perfil Oclusal	Média	$\log_{10}$ (média)	Grupos Homogêneos
CAD-Waxx	Adulto	1139,2	3,05	B
	Asiático	742,6	2,87	C
	Jovem	2007,0	3,30	A
VITA Mark II	Adulto	1149,4	3,06	B
	Asiático	590,9	2,77	C
	Jovem	454,2	2,65	D

O efeito Material indicado como significativo no modelo ANOVA (Tabela 3) e também, o efeito Perfil Oclusal não puderam ser avaliados de forma independente tendo em vista o padrão do gráfico de médias apresentados a seguir (Figura 21).



*Letras maiúsculas iguais significam semelhança estatística entre os grupos após teste Tukey (5%) para as variáveis independentes **Material** e **Perfil Oclusal**

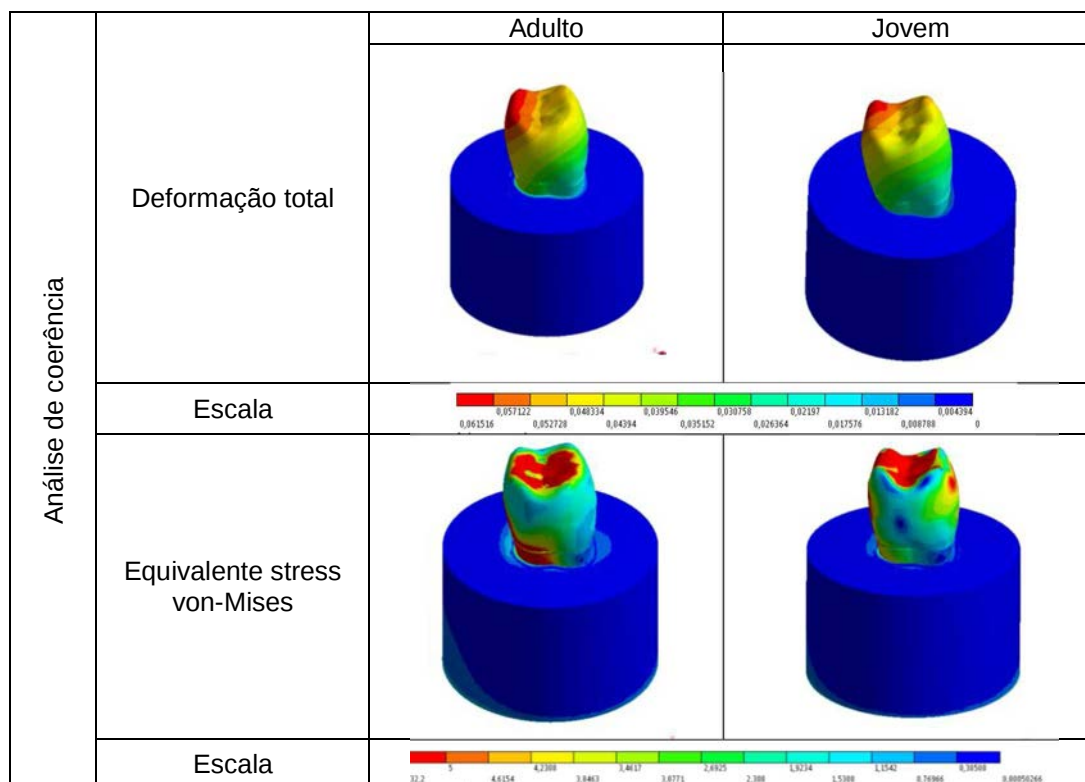
Figura 21 - Gráfico de médias ilustrando os efeitos Material e Perfil Oclusal.

Foi observado mediante o cruzamento das linhas médias que o perfil asiático e o adulto independem do tipo de material; enquanto o perfil jovem não é o mesmo, ou seja, na resina *CAD-Waxx* supera o valor médio de resistência da cerâmica *VITA Mark II*.

5.3 Análise por método de elemento finito (MEF)

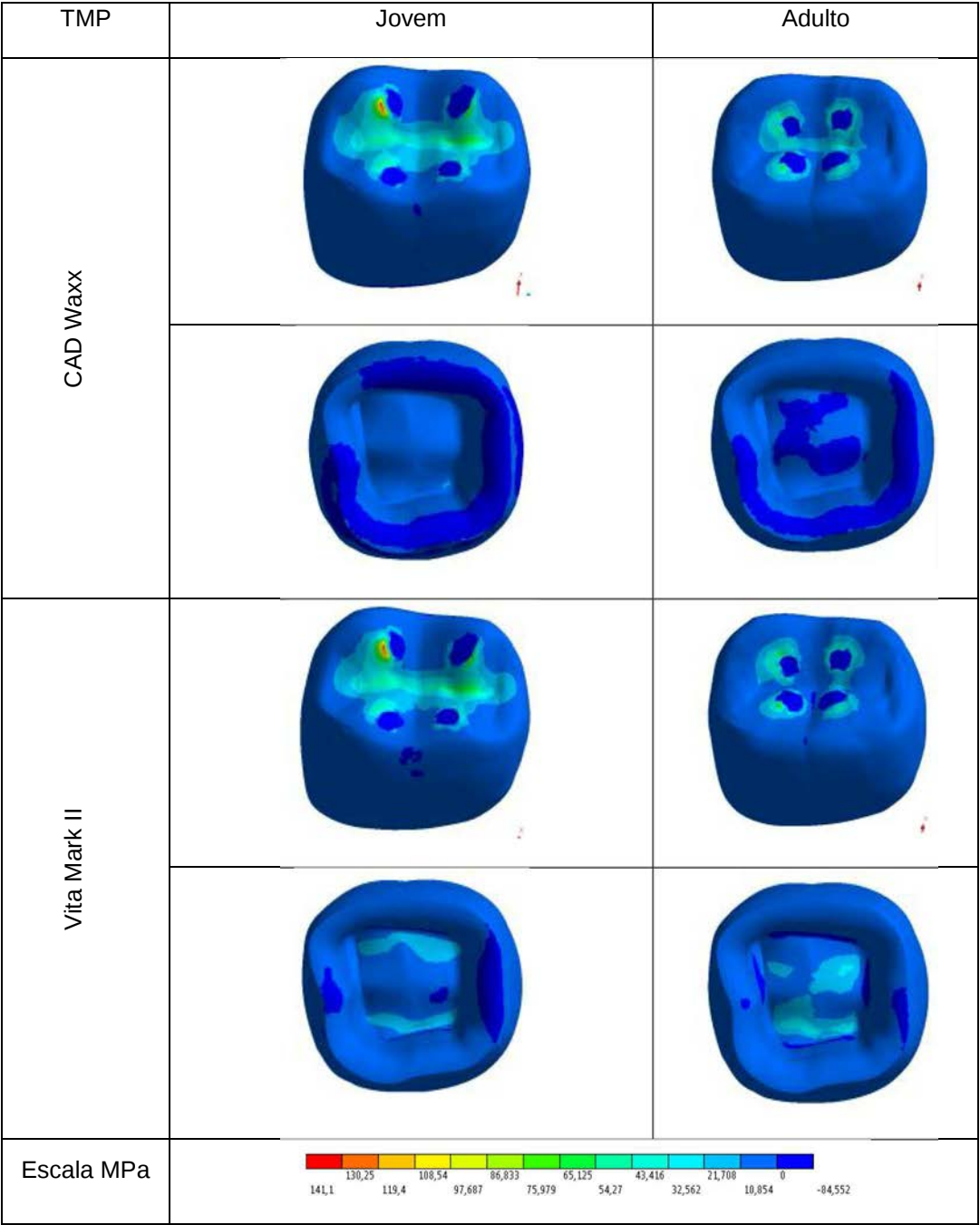
A forma de avaliação dos resultados nessa etapa foi por meio de representação gráfica com faixas de cores acompanhadas de uma escala na qual cada tonalidade de cor representa uma faixa de tensões ou deformações geradas nas estruturas avaliadas (Quadro 6).

Quadro 7 - Análise da coerência da simulação por MEF



A simulação foi considerada coerente, pois o deslocamento resultante do carregamento foi realizado no sentido vertical, de oclusal para lingual, coincidindo com a força resultante em relação ao apoio do conjunto. Foi possível ainda observar que o campo de tensão foi transferido de uma geometria para a outra resultante de uma efetividade das conexões (contatos colados) estabelecidas no pré-processamento.

Quadro 8 - Tensão Máxima Principal para as coroas com padrão jovem e adulto nos dois materiais estudados



A análise de tensão máxima principal mostrou diferença na distribuição de tensão entre os padrões oclusais, jovem e adulto, independente do módulo elástico do material restaurador, quando visto pela superfície oclusal e na superfície interna da coroa (Quadro 8).

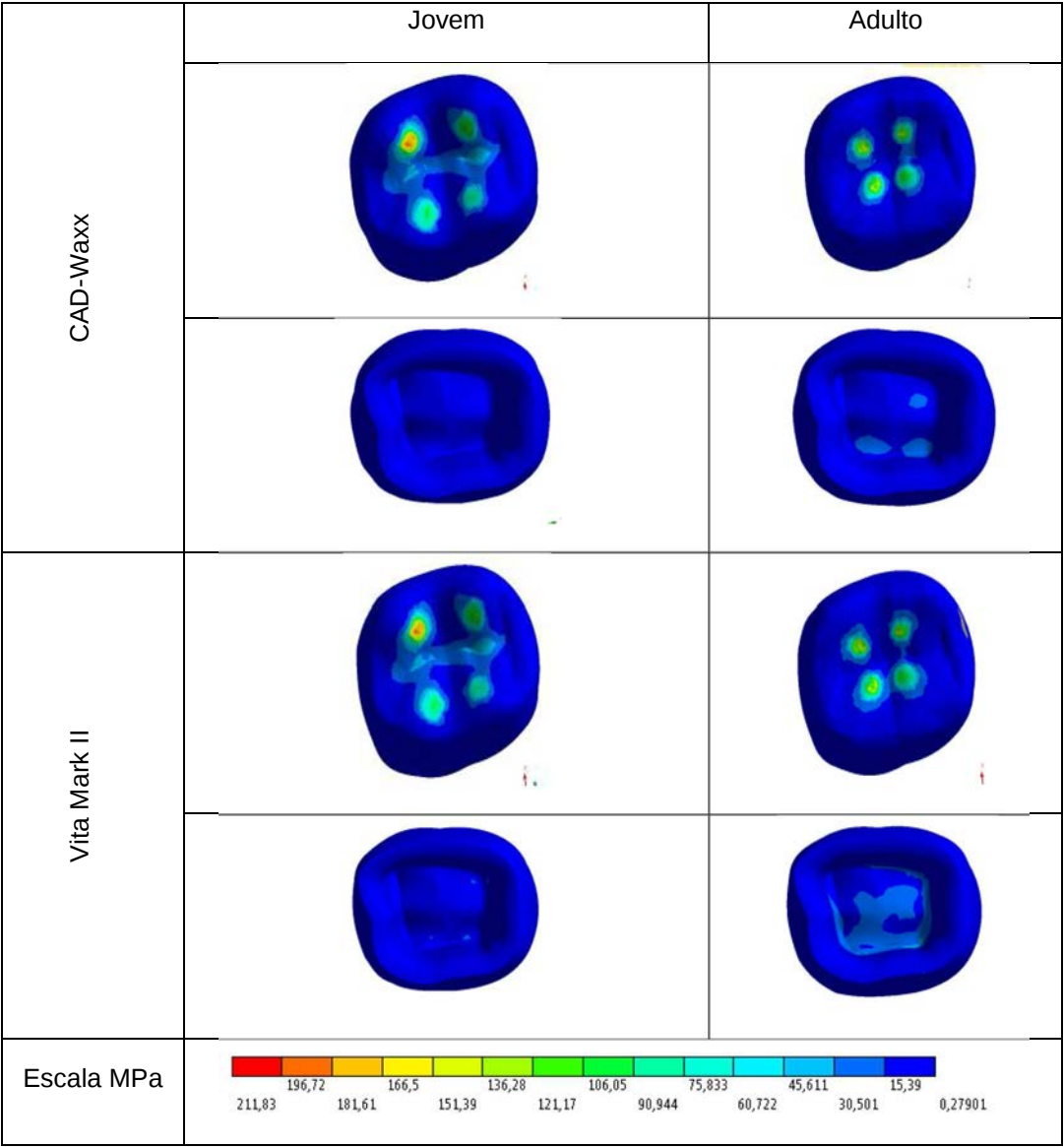
Ao se comparar a superfície interna das coroas, verifica-se que o material influenciou no padrão de distribuição de tensão, e o que apresentou a menor concentração de tensão de tração e compressão foi o grupo Cad-Waxx Jovem (Quadro 7).

Os menores valores de tensão de tração foram para o grupo Cad-Waxx, que apresenta menor módulo elástico, devido a melhor absorção das tensões, podem resultar em um risco menor de fratura.

As superfícies oclusais mostram um padrão de distribuição diferentes para cada tipo oclusal e o padrão jovem mostra um gradiente de tensão na superfície interna da coroa menor, tanto em valor quanto em área, sendo que o material com menor módulo elástico, CAD - Waxx, foi o detentor dos menores valores de tensão de von Mises (Quadro 9).

Ao se comparar a superfície interna das coroas, verifica-se que o material influenciou no padrão de distribuição da energia distorcional. Apresentaram-se energias com valor e distribuição diferentes para cada tipo de material, tendo sido aquele que apresentou a menor concentração de tensão de von Mises o grupo CAD -Waxx/Jovem (Quadro 9).

Quadro 9 - Tensão de Von Mises para as coroas com padrão jovem e adulto nos dois materiais estudados



6 DISCUSSÃO

O ensaio de carga axial foi escolhido, apesar de também não ser a melhor maneira de se caracterizar uma situação clínica, por possuir a vantagem de simplicidade metodológica, alto controle das variáveis, principalmente nas geometrias oclusais complexas (Schlinchting *et al.*, 2011).

Os ensaios laboratoriais têm limitações quanto ao real significado para o desempenho clínico (Kelly, 1999). O ensaio uniaxial monotônico tem a prerrogativa e a facilidade em comparar os comportamentos extremos, assim possui uma validade importante mesmo com significância clínica questionável como todas as outras metodologias *in vitro*.

Apenas o teste de compressão até a fratura, no qual se utiliza uma carga monotônica axial foi imposto às coroas, ressaltando a limitação deste com a realidade clínica na qual se deve lembrar de que além dos fatores geométricos, os direcionamentos das forças, como por exemplo, dos músculos da mastigação sobre a superfície oclusal devem ser considerados ao se estudar a fratura do elemento dentário ou insucesso das restaurações (Raadsheerl *et al.*, 1999; Van Eijden, 1991).

Estudo em análise de elementos finitos considera que no comportamento de fraturas, a componente lateral da força mastigatória é determinante quando da situação clínica, ou seja, quando a cúspide desempenha seu papel na função mastigatória (Dittmer *et al.*, 2011).

No presente estudo houve a aplicação de carga nas cúspides funcionais e não funcionais como indicam estudos de compressão para que esses se aproximem das piores condições clínicas, com essa metodologia se submete as cúspides a forças de tração que não são sempre bem dissipadas por materiais friáveis como esmalte, dentina e cerâmica (Soares *et al.*, 2004; Dietschi *et al.*, 1990).

Os materiais escolhidos obedeceram aos critérios de possibilidade de usinagem, ou seja padronização da forma e anatomia e ainda módulos elásticos diferentes, um maior (63 GPa) e outro menor (6 GPa) que o G10, assim a a cerâmica VITA Mark II e a resina Cad-Waxx foram escolhidas pois preenchiam estes requisitos

A H_{01} , a altura das cúspides não influencia na carga para fratura de coroas de molares inferiores, foi rejeitada, uma vez que os três diferentes tipos de altura de cúspide apresentaram cargas de fraturas significativamente diferentes (Tabela 2).

As diferentes inclinações de cúspides influenciaram nas cargas para fratura mesmo estudando-se um mesmo material. Ao se observar a cerâmica, quanto maior a profundidade do sulco, maior a componente horizontal na cúspide, o que pode ter resultado em uma concentração excessiva de tensão de tração na estrutura e de cisalhamento na interface, que proporcionou uma menor resistência do conjunto. Ao se analisar os resultados obtidos para a resina verifica-se um comportamento inverso, pois seu módulo sugere uma absorção e distribuição das tensões com condições mais favoráveis, conferindo maior valor de resistência do conjunto (Quadro 8). Os padrões de anatomia oclusal adulto e asiático não diferiram estatisticamente com relação aos dois tipos de materiais como visto na Tabela 3.

A H_{02} , o material de cobertura não influenciará na carga para fratura e padrão de fratura de coroas de molares inferiores, foi parcialmente aceita uma vez que o material de cobertura influenciou na

resistência apenas para o perfil jovem e para um mesmo perfil oclusal os padrões de fratura não foram característicos para as coroas de molares inferiores.

O padrão de anatomia oclusal jovem promoveu maior influência sobre o material, sendo os valores de carga para fratura estatisticamente menores para as coroas confeccionadas em VITA MARK II com relação às coroas confeccionadas com CAD-Waxx como pôde ser observado (Tabela 3). Ainda na tabela 3, foi evidenciado que os valores de carga para fratura foram menores para o padrão asiático quando comparado ao adulto, podendo ser justificado pela quantidade de contatos oclusais que receberam a carga (Figura 14) O que pode ser justificado pelo estudo de Liu *et al.* (2014) ao defender que ao se impor uma carga no meio da vertente ou no fundo sulco e diminuindo-se a inclinação destas, a concentração de tensão local é reduzida. Como observado no presente estudo o perfil oclusal adulto resistiu mais que os outros, pois apresentou maior carga de fratura quando comparado tanto ao asiático quanto ao jovem, quando se trata do material cerâmico. (Tabela 3)

Mediante os valores de resistência à fratura, como observado na Tabela 1, percebe-se que no perfil oclusal jovem quanto maior foi a rigidez do material menor foi a resistência

Para as coroas jovens, o material de maior módulo elástico apresentou menor carga para fratura fato que pode ser justificado pelo estudo de Magne e Douglas (1999) quando é afirmado que a resistência à fratura está mais ligada à interação entre o material restaurador, material de cimentação e ao substrato, e não exatamente às propriedades intrínsecas dos materiais.

Neste estudo foi observado que a média de carga para fratura para a resina (CAD-Waxx) foi 1296 N ($\pm$ 580,5) e para cerâmica (VITA MARK II) foi 731 N ($\pm$ 332,8) fato que está em concordância com o

estudo de Magne *et al.* (2010) e Schlichting *et al.* (2011) que ao avaliarem resistência à fratura entre resinas compostas e cerâmicas observaram um melhor desempenho mecânico para as resinas compostas.

Magne *et al.* (2010) em um teste de resistência comparando duas cerâmicas e uma resina calculou por meio de fadiga a taxa de sobrevivência (185,000 ciclo de carga) observaram que apenas uma das cerâmica apresentou sobrevida de 30% e a resina composta de 100%. Os autores encontraram no estudo que apesar das cerâmicas apresentarem uma maior resistência flexural quando comparadas ao material resinoso, isto não correspondeu positivamente para as taxas de sobrevida destes materiais e especulam que os resultados se deem em virtude da interação material, cimento e substrato e dos módulos de elasticidade da resina serem relativamente similar.

Schlichting *et al.* (2011) obtiveram uma média de 650 N de carga de fratura para as cerâmicas e ao fim de 185,000 ciclos de carga 0% de sobrevida para estas enquanto para as resinas compostas estudadas houve uma taxa de 60% a 100% de sobrevida. Os autores sustentam que uma das possibilidades do melhor desempenho da resina pode estar ligada ao fato deste material possuir módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, como já citado em outros estudos, e que restaurações de resina confeccionadas com mínima espessura e modeladas em CAD/CAM estão indicadas para restaurações em dentes posteriores, mesmo sob alta carga mastigatória.

Com relação aos valores de carga para fratura observa-se para o CAD-Waxx pode-se perceber que o tipo de coroa asiático apresentou menor resistência, fato que pode ser justificado por um maior número de pontos de contato, e portanto maior área de compressão, desse perfil oclusal, como pode ser visto na figura 14 e também devido à localização nas cúspides de onde a carga é aplicada nesta coroa como sugerido no estudo de (Liu *et al.*, 2014).

Por meio do programa gráfico ImageJ® (Wayne Rasband, National Institute of Health, USA) mensurou-se a área total de contato oclusal de cada grupo estudado permitiu constatar que considerando a razão entre as áreas de contato e levando-se em consideração o menor valor para o denominador, temos um aumento de 3% da área no grupo jovem, com a mesma quantidade de contato que no adulto, e 37% para o grupo asiático e ainda com um contato a mais. Como o ensaio é de deslocamento axial, temos um valor diferente aplicado a cada geometria oclusal, e isto pode implicar em valores de tensão diferentes (Figura 14).

Em estudos laboratoriais, as resinas compostas diretas ou indiretas respondem mais eficazmente quanto à resistência à fratura que os materiais cerâmicos (Hamburger *et al.*, 2014b; Batalha-Silva *et al.*, 2013; Schlichting *et al.*, 2011; Magne *et al.*, 2010). Hamburger *et al.* (2014b) e Batalha-Silva *et al.* (2013), sugerindo a proximidade no valor do módulo elástico entre a dentina e as resinas compostas como justificativa para seus achados.

O melhor desempenho das restaurações de CAD-Waxx com relação à cerâmica utilizada pode ser explicado pela maior tenacidade do material, como sugerido por Martins *et al.* (2010), tendo-se os resultados do presente estudo corroborando os achados de Hamburger *et al.* (2014a), os quais justificam o melhor desempenho das restaurações de resina composta supondo o baixo módulo elástico como melhor preditor da resistência à fratura de materiais restauradores.

Os três perfis oclusais diferiram estatisticamente entre si quanto à carga para fratura independente do material, achado que pode ser justificado pela diferente distribuição de tensão sobre a coroa em virtude da localização dos pontos de contato em cada uma delas como pôde ser observado na tabela dos resultados de comparação múltipla de médias (Tukey 5%) e na figura 14.

A decomposição da carga axial em diferentes vetores de força puderam ser obtidos em virtude das distintas localizações dos contatos oclusais podendo assim justificar os diferentes valores observados de carga de fratura para os três tipos de coroa.

No presente trabalho, tentou-se reproduzir uma superfície oclusal na qual as tensões e distribuições das cargas se dissipassem por determinados pontos das cúspides, fato que pode ser observado mediante diferentes inclinações ou graus das cúspides segundo o que é sustentado no estudo de Magne, Oganessian em 2009.

No estudo de Dittmer *et al.* (2011), os autores observaram que a distribuição dos pontos de contato oclusal influenciam significativamente nas tensões sobre a superfície em restaurações protéticas de cerâmica pura e sugere que o número e posicionamento dos contatos minimizam o efeito da fadiga (Figura 14). Esse achado poderia justificar os diferentes resultados entre as coroas de cerâmica do tipo adulto, asiático e jovem, principalmente esta última que apresentou a menor resistência à fratura em material cerâmico quando comparado aos outros dois tipos de coroa.

Os diferentes módulos de elasticidade podem produzir padrões característicos e diferentes de fratura (Quinn, 2007; Anusavice, 2005), e no presente estudo, um mesmo perfil oclusal não obteve padrão de fratura semelhante, assim como não houve predominância do padrão de fratura de acordo com um mesmo material, como pode ser observados no quadro 5, fato que é importante no processo de reabilitação no qual iremos ter a possibilidade de escolher o padrão oclusal mais adequado combinando eficiência mastigatória, plataforma oclusal e longevidade da restauração.

Hamburger *et al.* (2014a, 2014b) justificam ser a espessura e características mecânicas do material restaurador as variáveis relacionadas à fratura do material, fato que difere dos achados

no presente estudo , no qual para uma mesmo material e espessura padronizada houve diferença de valores de carga para fratura, o que confirmaria que as diferentes alturas de cúspides (ou seja, os diferentes pontos de contato oclusal) estariam influenciando a resistência à fratura de coroas de um mesmo material, corroborando Dittmer *et al.* (2011) ao afirmar que a distribuição dos contatos oclusais influenciou na intensidade da carga mastigatória.

Mesmo com os resultados do presente estudo e de outros trabalhos, nos quais há destaque do melhor comportamento das restaurações de resina em relação às restaurações de cerâmica (sobre metal ou livres de metal), relatos na literatura, (Pjertusson *et al.*, 2004; Dittmer *et al.*, 2011; Aboushelib, 2013; Halselton *et al.*, 2000), indicam uma longevidade satisfatória quanto ao uso das restaurações cerâmicas utilizadas em elementos dentários posteriores mostrando que não se pode afirmar que o uso das cerâmicas deva ser sempre substituídos por restaurações de resina composta. Deve-se considerar, ainda, que na presença de umidade pode haver uma maior deterioração influenciando no efeito de manchar da resina e diminuição de sua resistência.

O desenvolvimento de novos trabalhos poderiam sugerir que o futuro das cerâmicas esteja pautado em uma composição híbrida devido a uma satisfatória opção nos tratamentos reabilitadores protéticos, um vez que se alia a dissipação de energia (resultando em uma maior carga para a fratura das resinas) às propriedades da cerâmica, principalmente estética e de estabilidade química, e essa é uma opção que vem sendo desenvolvida e explorada na indústria e mercado das cerâmicas

Os testes nesse processo devem levar em consideração o efeito da fadiga térmico-mecânica e imersão em água na diminuição das propriedades da resina composta pelos processos de sorção de água e lixiviação, necessitando-se assim que mais estudos com metodologias

pertinentes possam ser idealizados para conseguir-se melhorar e aliar os preceitos mecânicos com os biológicos.

A capacidade de modificação de estruturas e propriedades dos materiais sob condições controladas é uma vantagem da Análise em Elementos Finitos (Sakaguchi *et al.*, 1991). O desenvolvimento de softwares de Análise de Elementos Finitos permite analisar a magnitude e distribuição de tensão em geometrias complexas tais como dentes restaurados (Dauvillier *et al.*, 2001).

Após tratamento reabilitador a redistribuição de tensões no elemento envolvido não pode ser medida apenas experimentalmente, um estudo piloto por meio do método de elementos finitos pode colaborar com as dimensões e definições de padrão da estrutura que irá substituir os tecidos dentários perdidos permitindo um melhor desempenho das restaurações (Soares *et al.*, 2012).

Neste estudo, foram traçadas comparações e simulações dos perfis oclusais extremos: perfil jovem e perfil adulto (com maiores alturas de cúspides e menores alturas de cúspides respectivamente). No ensaio *in vitro* o perfil oclusal asiático apresentou valores de carga de fratura intermediários e por contar com um ponto de contato a mais, em sua superfície oclusal (Figura 14B), que os outros dois perfis, optou-se por não analisá-lo pois se obteriam resultados bastante dispersos em relação aos outros dois estudados.

A terceira hipótese nula de nosso estudo ao afirmar que a altura das cúspides não influencia na distribuição de tensão de coroas de molares inferiores foi rejeitada, uma vez que a Tensão Máxima Principal e a Tensão de von Mises mostraram-se diferentes para os dois padrões de alturas de cúspides estudados.

A quarta hipótese nula ao afirmar que o material de cobertura não influencia na distribuição de tensão de coroas de molares

inferiores foi parcialmente rejeitada, pois como visto nos Quadros 8 e 9 as concentrações de tensão, por vista oclusal a distribuição de tensão foi semelhante para um mesmo perfil, no entanto essa distribuição é nitidamente diferente ao se comparar as faces internas tanto na coroa jovem e quanto na coroa adulto, observando-se os dois tipos de materiais.

Como se pode observar no Quadro 8, no qual estão dispostos os resultados de Tensão Máxima Principal, foi observado que na face oclusal da coroa do perfil jovem houve um gradiente de distribuição de tensão semelhante, com predomínio de tensão de tração, já na vista interna da interface adesiva para o CAD-Waxx predominou tensão de compressão, e na cerâmica houve um aumento da tensão de tração.

O perfil adulto em relação ao perfil jovem, como observado no Quadro 8, apresenta maior gradiente de compressão próximo à área de aplicação da força na face oclusal, estabelecendo essa mesma característica na cerâmica. Internamente há um aumento de áreas de força de tração em relação ao CAD-Waxx e à cerâmica VITA MARK II.

Analisando-se os resultados pela Tensão de von Mises, por meio do Quadro 9, pode-se depreender que o perfil jovem apresentou gradientes de tensão semelhantes por oclusal quando comparados os dois materiais, no entanto na superfície interna dessas coroas predominou a tensão de compressão no material cerâmico. Na face interna da coroa de CAD-Waxx estabeleceram-se forças totais de compressão.

Para o CAD – Waxx adulto, suas faces internas apresentaram maiores áreas de força de tensão de tração que se intensificaram mais nas coroas em cerâmica.

Em nosso estudo os dados experimentais não corresponderam 100% aos mesmos vistos para o Método de Elemento Finitos, assim como defende Versluis *et al.* (1997). quando explica que não se pode esperar que os resultados exatos observados no modelo experimental sejam exatamente aqueles obtidos no Método de Elementos Finitos, pois devem ser levadas em conta as variações naturais e experimentais de cada estudo, fatos que irão permitir talvez uma similaridade de observações. O regime experimental trata de uma análise no limite elástico e a fratura, mesmo em material friável, possui comportamento de crescimento de trinca que não foi possível simular.

7 CONCLUSÃO

Diante das limitações deste estudo, da metodologia aplicada e dos resultados obtidos é possível concluir que:

O padrão oclusal (adulto, asiático e jovem) e o tipo de material (CAD-Waxx e VITA MARK II) influenciaram nos valores de carga para fratura.

Para VITA Mark II o padrão Adulto mostrou alto valor de carga para fratura, já para o CAD-Waxx o padrão Jovem foi superior aos demais.

Os valores mais baixos de tensão de tração foram para o grupo CAD-Waxx que possui menor módulo elástico configurando a este uma melhor absorção de tensão, o que pode resultar em um menor risco à fratura.

7 REFERÊNCIAS*

Aboushelib MN. Simulation of cumulative damage associated with long termcyclic loading using a multi-level strain accommodating loading protocol. *Dent Mater.* 2013;29(2):252–8.

Anusavice KJ. Phillips – Materiais Dentários. 11. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.

Batalha-Silva S, Andrada MAIC , Maia HP, Magne P. Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays *Dent Mater.* 2013;29(3):324–31.

Bath-Balogh M, Fehrenbach MJ. Anatomia, histologia e embriologia dos dentes e das estruturas orofaciais. São Paulo:Manole; 2008.

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008;204(9):505-11.

Bindl A, Lüthy H, Mörmann W. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater.* 2006;22(1):29–36.

Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int.* 2002;33(6):415–26.

Bowley JF, Ichim IP, Kieser JA, Swain MV. FEA Evaluation of the resistance form of a premolar crown. *J Prosthodont.* 2013;22(4):304-12.

Chowdhary R, Lekha K, Patil NP. Two-dimensional finite element analysis of stresses developed in the supporting tissues under complete dentures using teeth with different cusp angulations. *Gerontology.* 2008;25(3):155-61.

* 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

Corazza PH, Feitosa SA, Borges ALS, Della Bona, A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of YTZ-P-based all ceramic restorations. *Dental Mater.* 2013;29(3):330-47.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro SA, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont.* 2005;18(4):328-32.

Costa AKF, Xavier TA, Noritomi PY, Saavedra G, Borges ALS. The influence of elastic modulus of inlay materials on stress distribution and fracture of premolars. *Oper Dent.* 2014;39(4):E160-70. doi: 10.2341/13-092-L

Dauvillier BS, Hubsch PF, Aarnants MP, Feilzer AJ. Modeling of viscoelastic behavior of dental chemically activated resin composites during curing. *J Biomed Mater Res.* 2001;58(1):16–26.

Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int.* 1990;21(10):823-31.

Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Schuestka-Polly R, Stiesch M. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. *J Oral Rehabil.* 2011;38(4):278–85.

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

Ferrariz MEG, Muñoz AC. *Histologia e embriologia bucodental.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2006.

Hamburger JT, Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JJ, Huysmans MC. Effect of thickness of bonded composite resin on compressive strength. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014a;37:42-7.

Hamburger JT, Opdam NJM, Bronkhorst EM, Huysmans MC. Indirect restorations for severe tooth wear: fracture risk and layer thickness. *J Dent.* 2014b;42(4):413–8.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2000 Apr;83(4):396-401.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):140-7.

Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Della Bona A. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater.* 2012;28(1):41–51.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(6):652–61.

Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am.* 2004 Apr;48(2):VIII,513-30.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):228-38

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res.* 1995 Jun;74(6):1253-8.

Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci.* 2007 Apr;115(2):161-6.

Liu S, Liu Y, Xu J, Rong Q, Pan S. Influence of occlusal contact and cusp inclination on the biomechanical character of a maxillary premolar: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014 May 16. pii: S0022-3913(14)00209-1.

Lu C, Wang R, Mao S, Arola D, Zhang D. Reduction of load-bearing capacity of all-ceramic crowns due to cement aging. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;17:56–65

Madeira MC, Rizzolo RJC. *Anatomia do Dente.* 6. ed. São Paulo: SAVIER; 2010.

Magne P, Douglas WH. Optimization of resilience and stress distribution in porcelain veneers for the treatment of crown-fractured incisors. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1999;19(6):543-53.

Magne P, Oganessian T. Premolar cuspal flexure as a function of restorative material and occlusal. *Quintessence Int.* 2009;40(3):263-70.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN . In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. *J Prosthet Dent.* 2010;104(3):149–57.

Martins LM, Lorenzoni FC, Farias BC, Lopes LDS, Bonfante G, Rubo JH. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica*. 2010;56:148-55.

May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA model ingmand monotonic testing. *Dent Mater*. 2012;28(8):e99–109.

McNeill C. Science and practice of occlusion. São Paulo: Quintessence;1997.

Noritomi PY, Xavier TA, Silva JVL. A comparison between BioCAD and some know methods for finite element model generation. In: Bartolo PJ, editor. *Innovative Developments in Virtual and Physical Prototyping*. London: Taylor & Francis Group; 2012. p.685-90.

Oilo M, Kvam K, Tibballs JE ,Gjerdet NR. Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns. *Dental Mater*. 2013;29(8):815–23.

Okeson JP. Fundamentos de Oclusão e desordens temporo-mandibulares. 2. ed. São Paulo: Artes Médicas;1992.

Picosse M. Anatomia dentária. 4. ed. São Paulo: SAVIER; 1983.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:73–85.

Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(6):667–76.

Quinn GD. Prattice Guide: fractography of ceramics and glasses. Washington: National Institute of Starndards and Technology; 2007.

Raadsheerl MC, van Eijden TMGJ, van Ginkell, FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res*. 1999;78(1):31-42.

Ramfjord SP, Ash MM. Occlusion. 3. ed. Philadelphia London Toronto Sydney: W B Saunders; 1983.

Reiss B. Long-term clinical performance of CEREC restorations and the variables affecting treatment success. *Compend Contin Educ Dent*. 2001;22(6 Suppl):14–8.

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent*. 2002;30(7-8):271-82.

Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusion during. *Dent Mater*. 1991;7(3):186-90.

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

Sato K, Matsumura H, Atsuta M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled ceramic restorative system. *J Oral Rehabil*. 2002;29(1):24-27.

Scaffa PMC. Efeitos de diferentes tratamentos de superfície na resistência de união de um cimento resinoso à zircônia [dissertacao] São Paulo (SP): Programa de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru, USP - Universidade de São Paulo; 2009.

Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *J Prosthet Dent*. 2011;105(4):217–26.

Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont*. 2009;22(6):597–603.

Skouridou N, Pollington S, Rosentritt M, Tsitrou E. Fracture strength of minimally prepared all-ceramic CEREC crowns after simulating 5 years of service. *Dent Mater*. 2013;29(6):70–7.

Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int*. 2004;35(4):281-6.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*. 2005;19(1):11-6.

Soares CJ, Raposo LH, Soares PV, Santos-Filho PC, Menezes MS, Soares PB, *et al.* Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores-in vitro and FEA analysis. *J Prosthodont*. 2010;19(2):130-7.

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.*

Telles DM. *Prótese total: convencional*. São Paulo:Santos;2011.

Torabzadeh H, Ghasemi A, Dabestani A, Razmavar S. Fracture resistance of teeth restored with direct and indirect composite restorations. *J Dent*. 2013;10(5):417-25.

Tsitrou EA, Helvatjoglu-Antoniades M, van Noort R. A preliminary evaluation of the structural integrity and fracture mode of minimally prepared resin bonded CAD/CAM crowns. *J Dent*. 2010;38(1):16–22.

Van EijdenTM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*. 1991;36(7):535-9.

Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res*.1997;76(6):1298-307.

Yamamoto ETC. *Estudo de preparos e da forma da infraestrutura na distribuição de tensões em prótese parcial fixa* [tese]. São José dos Campos (SP), UNESP – Univ Estadual Paulista; 2011.

Yi YJ, Kelly R. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. *Dent Mater*. 2008;24(3):403-9.