

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA**

MIGUEL ANGEL MUÑOZ PÉREZ

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DIFERENTES
TOPOGRAFIAS RESIDUAIS DE MOLARES RESTAURADOS COM
“ENDOCROWN”**

**PONTA GROSSA
2010**

MIGUEL ANGEL MUÑOZ PÉREZ

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DIFERENTES
TOPOGRAFIAS RESIDUAIS DE MOLARES RESTAURADOS COM
“ENDOCROWN”**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Integrada.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Nara Hellen Campanha.
Co-orientadora: Prof^a. Dr^a. Mildred Ballin Hecke.

**PONTA GROSSA
2010**

Ficha catalográfica elaborada pelo Setor de Processos Técnicos BICEN/UEPG

M967a Munõz Pérez, Miguel
Avaliação da distribuição de tensões em diferentes topografias
residuais de molares restaurados com “endocrown”. / Miguel Munõz
Pérez. Ponta Grossa, 2010.
85f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de Concentração :
Clínica Ingrada)- Universidade Estadual de Ponta Grossa.
Orientadora: Profa. Dra. Nara Hellen Campanha
Co-orientadora : Profa. Dra. Mildred Ballin Hecke

1.Endocrown. 2. Preparo cavitario. 3. Dente molar. 4. Método
de elemento fino. I. Campanha, Nara Hellen. II. Hecke, Mildred
Ballin. III. T.

CDD : 617.67

MIGUEL ANGEL MUÑOZ PÉREZ

AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DIFERENTES
TOPOGRAFIAS RESIDUAIS DE MOLARES RESTAURADOS COM
"ENDOCROWN"

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 25 de fevereiro de 2010.



Prof^ª. Dr^ª. Nara Hellen Campanha Bombarda - Orientador
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG



Prof^ª. Dr^ª. Karin Hermanna Neppelembroek
Universidade de São Paulo - USP



Prof^ª. Dr^ª. Janaina Habib Jorge
Universidade Estadual de Ponta Grossa- UEPG

Dedico

A meus pais Amanda Pérez e Miguel Muñoz,
pela paciência na realização de meus sonhos,
por serem meu exemplo de vida baseado
em princípios, esforço e respeito pelos outros. Com
vocês aprendi a enfrentar os problemas e os
desafios com coragem, dignidade e sabedoria.

A minha irmã Sandra, *pelo carinho, paciência e*
companheirismo nas horas difíceis e a cumplicidade
nas horas felizes

A meus amigos, *por serem parte da minha vida,*
viva a amizade!!

A Deus

AGRADECIMENTOS ESPECIAS

A minha orientadora Profa. Dra. Nara Hellen Campanha Bombarda por me acolher como orientado, pela compreensão, e as inúmeras vezes que tive que incomodá-la estando ela num momento maravilhoso da sua vida, à espera de seu primeiro filho. Muito obrigado pela confiança depositada.

Ao Prof. Dr. João Carlos Gomes, pela oportunidade de participar no curso de mestrado, além de seu apoio incondicional em tudo o de que eu necessitei.

A Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes, pela amizade, ajuda, paciência e exemplo de competência e profissionalismo.

AGRADECIMENTOS

À **Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG**, na pessoa de seu Reitor Prof. Dr. João Carlos Gomes pela oportunidade a mim outorgada.

A **Profa. Dra. Mildred Ballin Hecke**, pela oportunidade de me permitir participar no seu grupo de trabalho e toda a dedicação brindada a minha dissertação.

Ao **CESEC – UFPR** pelo apoio computacional e de pessoal qualificado.

Ao **Marco Vasco**, pelo auxílio na execução do trabalho, pelas sugestões concedidas e ajuda nos momentos cruciais do desenvolvimento da pesquisa.

Ao **Marquinho**. Obrigado pelo apoio, amizade e os fundamentais ensinamentos no programa computacional de elemento finito que permitiram compreender um pouco este novo mundo de tecnologia e conhecimento.

A **Ana Paula**, pela colaboração nas correções, tempo dedicado e as intenções de sempre ajudar.

Aos **professores Alessandro Loguercio e Alessandra Reis**. Obrigado pelos conhecimentos, simpatia e incentivo que sempre me brindaram.

A todos **os professores do mestrado**, que transmitiram seus conhecimentos durante o curso.

A **meu amigo Luis Alfonso**, por ser um grande parceiro neste caminho e ter se transformado num irmão.

Aos **meus amigos Rafael Baggio e Flavia**, muito obrigado por sua amizade e disposição para oferecer ajuda sempre que eu precisei.

Aos **meus prezados amigos Alexandra, Eugenio, Yileng e Daniel**, por terem se transformado na minha família no Brasil. Obrigado pelo apoio, suporte e carinho. Sinceramente, é uma grande sorte tê-los conhecido.

Aos **meus amigos brasileiros do mestrado Eliana, Juliana, Yasmine, Stella, Sindianara, Tati, Giovanna, João, Carlos**, por nos receberem e por terem sempre disposição a ajudar.

A **Andrea e Milko**, por sua amizade e inesquecível apoio, hospedando-me em sua casa em Curitiba e quando precisei falar com alguém.

Ao **meu amigo Claudio Jorquera**, por ter-me sempre presente, como colaborador em seus projetos.

Ao **meu amigo Andres Gaete**, que acreditou em mim e abriu o caminho para meu crescimento Profissional e pessoal.

Aos **funcionários do Mestrado**, especialmente à Morgana, pela competência e amizade.

Ao **Fabricio e seu laboratório protético**, por sua importante ajuda na confecção dos corpos-de-prova e o bom humor que sempre acompanhou às horas de trabalho.

DADOS CURRICULARES

Miguel Angel Muñoz Pérez

NASCIMENTO 17.04.77	Arica – Chile
FILIAÇÃO	Amanda Doris Pérez Delgado Miguel Angel Muñoz Ibarra
1997 – 2003	Curso de Graduação em Odontologia Universidade de Valparaíso (UV) Valparaíso– Chile
2004	Curso de Aperfeiçoamento em Odontologia Restauradora Estética Direta. Universidad de Valparaíso. Valparaíso- Chile
2004	Curso de Aperfeiçoamento em Odontologia Restauradora Estética indireta. Universidade de Valparaíso. Valparaíso- Chile
2006-2007	Curso de Especialização em Odontologia Restauradora Universidade de Valparaíso. Valparaíso- Chile
2008	Curso de Pós-Graduação em Odontologia. Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), nível de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Integrada. Ponta Grossa – Paraná

RESUMO

Muñoz MA. Avaliação da distribuição de tensões em diferentes topografias residuais de molares restaurados com “Endocrown”. [Dissertação Mestrado em Clínica Integrada – Faculdade de Odontologia], Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2010.

O objetivo deste trabalho foi analisar pelo método de elementos finitos (MEF) a distribuição de tensões em diferentes preparos cavitários que utilizaram a câmara pulpar disponível de um dente molar desvitalizado para a estabilidade e retenção de restauração “Endocrown”, submetida à simulação de forças oclusais funcionais. A tomografia computadorizada de uma mandíbula foi digitalmente reconstruída resultando num modelo 3D. Deste modelo foi extraída apenas a parte correspondente ao dente 37. Neste dente digital 3D, diferentes preparos cavitários sem e com envolvimento das cúspides foram modelados e editados, bem como uma restauração e camada de cimento. Todos os modelos com envolvimento das cúspides tiveram uma extensão mesio-ocluso-distal (MOD). Para a obtenção do coeficiente de Poisson e módulo de elasticidade do material restaurador utilizados no MEF, uma cerâmica foi submetida a teste de resistência à flexão. Foram obtidos os seguintes grupos: DH, dente hígido (controle); dois grupos sem envolvimento das cúspides, SeOD (extensão ocluso-distal) e SeMOD (extensão mesio-ocluso-distal); três grupos com envolvimento das cúspides, CeV (envolvimento das cúspides vestibulares), CeL (envolvimento das cúspides linguais) e CeT (envolvimento de todas as cúspides); e RM, remanescente de 2 mm acima do limite esmalte-cimento (LEC). Todos os grupos foram submetidos à simulação de uma carga de 200 N, no software Ansys Workbench v12, avaliando a distribuição de tensões principais de Rankine geradas nos preparos. As simulações demonstraram que os melhores resultados foram obtidos no grupo SeOD. Os resultados dos outros grupos apresentaram leve diferença, sendo muito próximos os resultados obtidos entre preparos cavitários sem e com envolvimento de cúspides, de extensão MOD. Com base nos resultados obtidos, pôde-se concluir que a presença de uma parede proximal é importante fator para beneficiar a biomecânica do remanescente dental, e que o envolvimento cuspidéio não forneceu um melhor prognóstico da situação quando comparando a preparos cavitários mais conservadores.

Palavras-chave: Dente não Vital. Cavidade Pulpar. Preparo da Cavidade Dentária. Dente Molar. Análise de Elemento Finito

ABSTRACT

Muñoz MA. Analysis of the stress distribution in different residual topographic of a molar tooth restored with endocrowns. [Dissertação Mestrado em Clínica Integrada – Faculdade de Odontologia], Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2010.

The aim of this study was to evaluate with the finite element method (MEF), the stress distribution under simulated functional loading in different cavity preparations using the pulp chamber of an endodontically-treated second mandible left molar to observe the stability and retention of the Endocrown. Computer tomography data of the tooth was obtained to generate a 3D volumetric model. In this 3D digital tooth, different cavity preparations without (Wo) and with (W) cusp coverage were modeled and edited, as well as a restoration and luting layer. All cavity preparations with cusp coverage had a mesio-occlusal-distal extension. To obtain the Poisson ratio and the elastic modulus of the restorative material used in the MEF, ceramic specimens were subjected to flexural tests. The following groups were obtained according to the cavity preparation: intact tooth (control) [IT]; occlusal-distal extension [WoOD], mesio-occlusal-distal extension [WoMOD]; with buccal cusp coverage [WB], with lingual cusps coverage [WL]; with coverage of all cusps [WT]; and remnant of 2 mm above of the cement-enamel junction [Rm]. All groups were subjected to a 200 N loading in the Ansys Workbench v12 software and the stress distribution was analyzed by Rankine principal stresses criteria. "None" experimental group simulated stress distribution as the "IT". "WoOD" showed lowest stress levels at the internal angles. Stress levels were higher at internal angles for "W" and "WoMOD". No difference was observed between the other groups when compared to "Wo" and "W" with "MOD" extension. Within the limits of this in vitro study, it was concluded that the presence of a proximal wall was an important biomechanical factor for the remaining dental tissue and that the cusps coverage did not show any advantages for the stress distribution when compared to the more conservative cavity preparations.

Keywords: Tooth, Nonvital. Dental Pulp Cavity. Dental Cavity Preparation. Molar. Finite Element Analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Reconstrução digital de mandíbula a partir de tomografia sem qualquer edição	46
Figura 2	- Reconstrução digital do dente 37 a partir de tomografia após remoção de características individuais do modelo.....	47
Figura 3	- Dente com dentina (em marrom) e esmalte (em amarelo) editado para diferenciação dos tecidos.....	48
Figura 4	- Modelo criado para simulação do dente 37 e estruturas adjacentes. À esquerda, vista de perfil do modelo; ao centro, mesmo modelo, mas com estruturas semitransparentes; e à direita, vista em corte do modelo. Esmalte em amarelo, dentina em marrom, gutapercha em vermelho; ligamento periodontal em verde, osso cortical em cinza e osso medular em rosa.....	48
Figura 5	- Tecidos translúcidos para permitir observar a projeção da restauração (vermelho) só na câmara pulpar, característica da técnica Endocrown.....	49
Figura 6	- A. limite cervical das caixas proximais; B. inclinação das paredes no sentido cervico-oclusal; C, ângulos arredondados, condutos visíveis, ângulo cavo superficial sem bisel	50
Figura 7	- A,B características do envolvimento cuspídeo; C. remanescente mínimo.....	50
Figura 8	- Malha de um modelo. Observe a maior densidade da malha em áreas de maior importância (esmalte, dentina restauração) e menor densidade nas áreas de menor importância (osso).....	53
Figura 9	- Em vermelho os pontos de contato oclusais simulados no teste de MEF.....	54
Figura 10	- Simulação de carga antagonista de 200 N	55
Figura 11	- A, matriz metálica retangular; B,C, cilindro de silicone e base com os padrões de cera; D,E, vazamento do revestimento.....	56
Figura 12	- A, aquecimento, técnica da cera perdida; B, cilindro de revestimento com a pastilha e a haste de embolo AlOx; C,D,forno EP600 para injeção das pastilhas de cerâmica.....	58
Figura 13	- A,B, ensaio de resistência flexural de três pontos.....	59

Figura 14	- F, Força; L, comprimento do corpo-de –prova; B , deslocamento, b ,largura; h altura.....	60
Figura 15	- Esquema do teste de flexão especificando os dados necessários para as formulas; a, vista frotal; b, seção transversal do corpo-de-prova.....	61
Figura 16	- A, B, C, D Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa no esmalte dos grupos sem envolvimento das cúspides; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul, o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão.....	63
Figura 17	- A, B, C, D Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa no esmalte dos grupos com envolvimento das cúspides; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul, o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão.....	64
Figura 18	- A, B, C, D Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa no esmalte do remanescente mínimo; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul, o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão.....	65
Figura 19	- A, B, C, D Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina dos grupos sem envolvimento das cúspides E, a cor vermelho indica o maximo de tensão e azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão.....	66
Figura 20	- A, B, C, D Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina dos grupos com envolvimento das cúspides; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão.....	67
Figura 21	- A, B, C, D Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina do remanescente mínimo; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão.....	68
Figura 22	- A, B, C, D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina e esmalte do dente controle; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão.....	69
Quadro 1	- Composição, porcentagem relativa de carga e fabricantes dos materiais utilizados no estudo	49
Quadro 2	- Resumo esquemático dos grupos de estudo.....	51
Quadro 3	- Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.....	52

LISTA DE TABELAS E GRAFICOS

Tabela 1	- Dados das malhas.....	53
Tabela 2	- Dados de tensão e deslocamento de cada corpo-de-prova	85
Grafico 1	- Gráfico tensão/deslocamento dos corpos submetidos ao teste de flexão.....	60

RELAÇÃO DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANSYS	Aides engineering technology and engineering design analysis software
CAD-CAM	Computer-aided design and computer-aided manufacturing
Dicom	Digital imaging and communications in medicine standard
%	Porcentagem
±	Mais ou menos
=	Igual
®	Registrado
™	Marca registrada
C°	Grau Celsius
cm	Centímetro
GB	Gigabyte
GPa	Gigapascal
h	Hora
ISO	International Organization for Standardization
KHz	Kilohertz
MEF	Método de elementos finitos
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
mm/min	Milímetro por minuto
mW/cm ²	Miliwatt por centímetro quadrado
MO	Mesio-Ocluso
MOD	Mesio-Ocluso-Distal
MPa	Megapascal

N	Número amostral
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
RAM	Random Access Memory
S	Segundo
3D	Três dimensões
μm	Micrometro
Hz	Hertz
UEPG	Universidade Estadual de Ponta Grossa

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	19
3	PROPOSIÇÃO.....	44
3.1	OBJETIVO GERAL.....	44
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	44
4	MATERIAL E MÉTODO.....	46
4.1	RECONSTRUÇÃO VIRTUAL DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA....	46
4.2	EDIÇÕES DOS MODELOS.....	47
4.3	SIMULAÇÃO.....	51
4.4	ENSAIO DE RESISTÊNCIA FLEXURAL PARA O MODELO NUMÉRICO DE ELEMENTOS FINITOS.....	55
4.4.1	CÁLCULO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE A FLEXÃO DA CERÂMICA IPS E.MAX.....	60
5	RESULTADOS.....	62
6	DISSCUSÃO.....	72
7	CONCLUSÕES.....	78
8	REFERÊNCIAS.....	79
Anexo	Dados do teste de flexão. F, indica força aplicada; E, deslocamento	

1 INTRODUÇÃO

Com base na aplicação de princípios biomecânicos, a resistência estrutural de um dente depende da quantidade dos tecidos duros e da integridade da forma anatômica. Sua integridade pode ser significativamente alterada por cárie ou procedimentos como preparo cavitário, abertura coronária e preparo químico-mecânico dos condutos (Reeh et al.¹ 1989, Saleh, Ettman² 1999, Cobankara et al.³ 2008). Foi demonstrado in vitro que, quando se eliminou estrategicamente estruturas dentárias, tais como cristas marginais e dentina acima da câmara pulpar, aumentou-se dramaticamente a deflexão das cúspides (Gonzalez-Lopez et al.⁴ 2006). Têm-se assumido historicamente que a remoção do tecido pulpar afeta a resistência dos tecidos dentais, presumivelmente pela perda de umidade (Helfer et al.⁵ 1972), mas essa hipótese não pôde ser confirmada cientificamente (Huang et al.⁶ 1992, Papa et al.⁷ 1994).

Técnicas restauradoras convencionais promovem a reconstrução utilizando núcleos fundidos (metálicos e cerâmicos), pinos pré-fabricados ou núcleos de preenchimento associados a coroas parciais ou totais, segundo os remanescentes de tecido (Dietschi et al.⁸ 2007). A finalidade destes é estabilizar a estrutura dentária remanescente coronal, substituir a falta coronal de tecido e permitir a retenção da futura restauração (Morgano et al.⁹ 2004, Dietschi et al.¹⁰ 2008).

Um grande avanço na restauração de dentes tratados endodonticamente foi a introdução da adesão e o desenvolvimento dos sistemas adesivos. A principal vantagem dos sistemas adesivos é o elevado nível de sucesso clínico previsível (Van Meerbeek et al.¹¹ 1998), por isso, pinos pré-fabricados com propriedades similares ao dente e cimentados adesivamente aumentaram sua indicação. Assim, restaurações macro-retentivas já não são sempre obrigatórias enquanto houver suficiente superfície disponível para adesão (Mannocci et al.¹² 2002, Bindl et al.¹³ 2005). Dessa forma, a presença de restaurações adesivas tem demonstrado melhorar a resistência à fratura dos dentes posteriores tratados endodonticamente, quando comparados a dentes não restaurados (Magne¹⁴ 2007). Com base nessas informações, espera-se que a inserção de pinos intra-canal apresente alternativas novas baseadas nos avanços das pesquisas em adesão, compreensão do

comportamento dos dentes tratados endodonticamente, além de preparos minimamente invasivos, com máxima conservação de tecido (Dietschi et al.¹⁰ 2008).

Atualmente, vêm-se discutindo as alternativas de tratamentos restauradores adesivos e a quantidade de desgastes no momento dos preparos cavitários, tanto para dentes vitais como não vitais, sendo muito importante um protocolo (De Jager et al.¹⁵ 2005). Tem-se postulado que extensos preparos cavitários precisariam de cobertura das cúspides para impedir sua possível fratura, mesmo com uma restauração adesiva (Burke¹⁶ 1992, Burke et al.¹⁷ 1993). Mas acessos endodônticos conservadores têm demonstrado não alterar a resistência à fratura dos dentes posteriores (Reeh et al.¹ 1989). Fonseca et al.¹⁸ (2007), em um estudo in vitro, concluíram que as diferentes extensões (vestíbulo- lingual) de preparos cavitários MOD (inlay e onlay) avaliados em molares não promoveram efeito sobre a resistência de dentes restaurados com resinas de laboratório, mas dentes intactos sempre foram mais resistentes à fratura que os dentes preparados.

Estudos adicionais in vivo e in vitro, com maior tamanho amostral, e duração superior são necessários para verificar a interação de todas as variáveis e, assim, elucidarem a indicação de se envolver ou não as cúspides no preparo cavitário e auxiliar na seleção do material restaurador (Cobankara et al.³ 2008).

Na busca pela redução de riscos, custos e tempo de trabalho, bem como pela simplificação dos procedimentos envolvidos em outras técnicas restauradoras, vêm surgindo diferentes inovações, entre elas, a técnica “Endocrown”, que propõe uma alternativa terapêutica para dentes tratados com endodontia, pela qual a coroa artificial ocupa o espaço da câmara pulpar para obter retenção sem se intervir nos condutos radiculares (Bindl, Mörmann¹⁹ 1999). Os estudos de Endocrown feitos por Bindl e Morman²³ 1999 e Bindl et al. 2005, utilizaram esta técnica em pacientes que apresentavam molares e pré-molares com perda total dos tecidos coronais, mas Lander e Dietschi²⁰ (2008), num relato de caso clínico, aplicaram a técnica em molares tratados endodoticamente que ainda apresentavam grande parte das cúspides, e mesmo assim, realizaram o envolvimento total das mesmas no preparo. O envolvimento total de cúspides para essa técnica tem sido sugerido por outros autores (Dietschi et al.¹⁰ 2008).

Entretanto, a implementação de novos tratamentos restauradores precisa ser avaliada cuidadosamente, considerando-se variáveis como diferentes estruturas, preparos cavitários, materiais e incidências de forças. O método de elementos finitos (MEF) é um teste não destrutivo que permite a avaliação de diferentes condições e variáveis. Baseia-se na simulação e análise biomecânica do comportamento de estruturas mediante o desenvolvimento de modelos matemáticos computacionais. Um modelo e suas estruturas são divididos em um número finito de pequenos elementos, cada um com um comportamento físico específico. O total de elementos determina uma malha, a qual vai responder a diferentes cargas em determinadas condições, podendo-se observar a distribuição de tensões nas diferentes estruturas (Wakabayashi et al.²¹ 2008). O MEF auxilia no desenvolvimento e aperfeiçoamento de protótipos, predizendo seu comportamento mecânico, térmico e elétrico, reduzindo custo e tempo de desenvolvimento (Magne¹⁴ 2007, Wakabayashi et al.²¹ 2008).

Com base nestas informações, pode-se verificar que o comprometimento do órgão pulpar é um desafio na Odontologia restauradora e que a restauração de dentes não vitais é tema controverso. Além disso, grande parte dos procedimentos e técnicas baseia-se em práticas empíricas devido à fraca concordância com os dados científicos disponíveis ou estudos clínicos não conclusivos (Dietschi et al.¹⁰ 2008), deixando dúvidas sobre o melhor procedimento a ser realizado nos diferentes casos clínicos e materiais disponíveis.

Assim o objetivo deste trabalho foi analisar a distribuição de tensão de diferentes preparos cavitários com e sem envolvimento das cúspides de molares tratados endodonticamente e restaurados com cerâmica pela técnica “Endocrown”, os quais foram submetidos à simulação de forças oclusais funcionais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Craig e Peyton²² (1958) realizaram diferentes testes mecânicos re-avaliando as técnicas e procedimentos usados para obter o módulo de elasticidade, com especial ênfase nas propriedades de escoamento, com o objetivo de padronizar e estabelecer um melhor valor experimental para o módulo de elasticidade e outras propriedades físicas da dentina. O que motivou seu estudo foi a grande variabilidade encontrada na literatura de valores para o módulo de elasticidade da dentina, possivelmente pelas dificuldades envolvidas na manipulação de pequenas amostras de dentina e das dificuldades de correção das deformações utilizadas no cálculo desses valores. Os autores concluíram que o limite de proporcionalidade e a resistência à compressão de dentina apresentaram os valores médios de 24.200 e 43.100 psi, respectivamente. Assim o módulo de elasticidade obtido e corrigido da dentina não foi dependente da região dos dentes em que os espécimes foram retirados e da taxa de carregamento da amostra. O módulo elástico foi também independente da relação comprimento/diâmetro da amostra, dentro dos limites de 1/1 a 2,5/1. A deformação utilizada no cálculo foi determinada com um medidor de tensão abrangendo uma amostra de dentina contínua ou uma combinação de dentina e aço, quando foram feitas as correções adequadas. A deformação total em uma amostra de dentina abaixo do limite proporcional consistiu numa deformação elástica pura.

Burke¹⁶ (1992) realizou revisão sistemática da incidência, causas e métodos de investigação de fratura de dentes. Segundo as informações levantadas, este é um problema de crescente importância clínica, com muitos fatores predisponentes. Restaurações amplas e extensas lesões de cárie tenderiam a ser associadas com a maioria das fraturas, com maior incidência nos primeiros molares permanentes do que outros tipos de dentes, especialmente no maxilar inferior. Verificaram que a anatomia do dente e sua influência sobre como as forças funcionais são aplicadas às cúspides interferem na incidência de fraturas. Riscos de fraturas em dentes restaurados poderiam ser reduzidos com envoltórios de cúspide. De acordo com os autores, investigações tradicionais a respeito de fratura utilizando técnicas destrutivas fornecem informações valiosas, porém, réplicas com técnicas não destrutivas também são importantes.

Panitvisa et al.²³ (1995) avaliaram o efeito da extensão do preparo da cavidade e do acesso endodôntico no enfraquecimento das cúspides de molares. Foram utilizados 13 molares humanos inferiores hígidos para teste de flexão aplicando-se carga oclusal controlada de 100 N nas cúspides mesiais com esfera de aço adaptada à máquina de ensaios servo hidráulica de circuito fechado. O deslocamento lateral da cúspide foi gravado por meio de dispositivos de medição linear (extensômetro) com precisão de 1 μ m. As cavidades de extensão MO e MOD, tanto como o tamanho de acesso endodôntico foram aumentadas de tamanho gradualmente em cada um dos dentes testados encontrando-se como resultado que a deflexão da cúspide aumentou proporcionalmente ao tamanho da cavidade e do acesso endodôntico chegando-se a observar deflexões de cúspide de até 10 μ m. Estes resultados reforçam a importância da cobertura de cúspide para minimizar o risco de degradação de margens e fratura de cúspide em dentes tratados endodonticamente.

Studer et al.²⁴ (1996) realizaram um ensaio clínico utilizando restaurações tipo inlay e onlay que foram avaliadas com o critério de avaliação USPHS (United States Public Health Service). Foram feitas restaurações em 36 pacientes com um número total de 105 inlays e 25 onlays, fabricados por meio de técnica indireta. As restaurações foram cimentadas após condicionamento com ácido hidrofluorídrico, seguido da aplicação de silano e cimentação resinosa. Restaurações que não obtiveram critérios charlie ou delta (alfa e beta som os melhores) foram definidas como bem sucedidas, e sua taxa de sobrevivência foi calculada de acordo com a análise de Kaplan-Meier. Após a avaliação, os autores obtiveram como resultado que após dois anos de observação, 127 restaurações foram satisfatórias, com uma taxa de sobrevivência de 97,5%. Três restaurações fracassaram por motivo de fraturas, porém os resultados estéticos foram excelentes. No entanto, segundo os autores, devido a fenômenos de fadiga para todos os materiais de cerâmica, um período maior de observação é necessário para fornecer um prognóstico definitivo, em longo prazo, do comportamento clínico.

Van Meerbeek et al.¹¹ (1998), numa revisão da literatura dos sistemas adesivos disponíveis, categorizaram-nos de acordo com o seu processo de aplicação clínica e mecanismos de adesão. Concluíram que o desempenho clínico dos sistemas adesivos atuais melhorou consideravelmente, permitindo realizar

restaurações adesivas previsíveis com elevado nível de sucesso clínico. A maioria dos sistemas adesivos modernos foi considerada superior aos seus antecessores, especialmente em termos de retenção, deixando de ser a principal causa de falha clínica prematura. Adesivos recentes também pareceram ser menos sensíveis ao substrato e outras co-variáveis clínicas, no entanto, ainda incapazes de garantir restaurações hermeticamente fechadas, com margens livres de descoloração por um longo tempo.

Bindl e Mörmann¹⁹ (1999) realizaram um estudo clínico com o objetivo de avaliar a longevidade e a qualidade clínica de Endocrowns feitas com o sistema CAD/CAM após 2 anos. Dentes não vitais posteriores com tratamento endodôntico e perda completa dos tecidos duros coronais foram preparados com uma margem circular equigingival e uma cavidade de retenção central usando toda a câmara pulpar (Endo-preparo). Restaurações cerâmicas corono-radiculares (Cerec Endocrowns) foram unidas adesivamente a estes preparos. Dezenove Cerec Endocrowns (4 pré-molares e 15 molares) em 13 pacientes foram examinados através do critério modificado USPHS no início e após um tempo médio de 26 meses. As classificações dos dois exames foram comparadas. O tempo de funcionalidade das 19 Endocrowns foi de 14 a 35,5 meses. Uma Endocrown em molar falhou depois de 28 meses por causa de cárie recorrente. Os autores concluíram que a qualidade clínica global da Cerec Endocrowns foi muito boa, tornando viável este conceito clínico.

Baratieri et al.²⁵ (2000), em um estudo in vitro, avaliaram resistência à fratura de diferentes preparos mais ou menos conservadores (término em esmalte ou esmalte-dentina) em incisivos tratados endodonticamente e testaram a influência de facetas de resina composta direta, assim como o uso de pinos. Concluíram que preparos conservadores em esmalte e esmalte-dentina não tiveram diferença significativa no enfraquecimento dos dentes; que os preparos conservadores restaurados com faceta de resina composta não apresentaram diferenças com o controle (dentes sem preparos); que os preparos em esmalte restaurados com resina composta foram mais resistentes à fratura que aqueles terminados em dentina; e que o uso dos pinos não melhorou a resistência à fratura dos incisivos.

Cötert et al.²⁶ (2001) compararam as resistências à fratura das cúspides dos dentes posteriores restaurados com cinco diferentes restaurações adesivas. Oitenta e quatro molares humanos foram incluídos neste estudo, divididos em sete grupos. Os cinco primeiros grupos receberam preparos cavitários mésio-oclusal e foram restaurados com (1) amálgama combinado com cimento dimetacrilato de uretano; (2) resina composta posterior; (3) inlay de resina composta direta; (4) restauração metálica fundida; e (5) inlay completo de cerâmica. Os grupos seis e sete foram introduzidos no estudo como controles. Amostras do grupo 6 foram preparadas, mas foram testadas sem restauração (controle positivo). Amostras do grupo 7 consistiram de dentes intactos e (testados sem preparos - controle negativo). Todas as amostras foram submetidas a cargas axiais até a fratura. Enquanto os dentes sem preparo tiveram resistência significativamente maior do que todos os outros grupos, os dentes somente com preparos foram os mais fracos. Não foram encontradas diferenças significativas na resistência à fratura de cúspides entre os grupos com restauração. A diferença entre a média de resistência à fratura da cúspide do grupo sem preparo e preparado foi a única estatisticamente significativa. Os grupos restaurados foram mais resistentes apenas do que o grupo com preparo.

Mannocci et al.¹² (2002) avaliaram durante 3 anos o comportamento clínico de premolares restaurados com pino de fibra de vidro e reconstrução coronária com resina composta e outro similar com a utilização de coroa total metalocerâmica. Os pacientes foram examinados segundo critérios de inclusão e exclusão. Foram incluídos dentes sem tratamento endodôntico prévio; com lesão de cárie Classe II e com preservação das cúspides. Os dentes deveriam ficar em oclusão depois de restaurados e não serem pilares de próteses removíveis ou fixas. Além disso, tiveram considerações periodontais e todos os pacientes receberam instrução de higienização oral. Um total de 117 pacientes dentre 35 a 55 anos foram selecionados, todos com bom nível educacional ou universitário, os dentes foram distribuídos de forma aleatória. Todos os dentes receberam tratamento de endodontia e após uma semana a cimentação de um pino de fibra de carbono. O grupo 1 recebeu técnica adesiva mais restauração de resina composta sem envolvimento cuspidé; o grupo 2 recebeu técnica adesiva e coroa total metalocerâmica. O critério de insucesso foi categorizado como fratura radicular; fratura de pino; decimentação de pino; evidência clínica e/ou radiográfica de

interface dente-restauração; e evidência de lesão de cárie secundária em continuidade com a margem da restauração. Não tiveram casos de falhas após de 1 ano. O único tipo de falha percebida após 2 e 3 anos foram a decimentação dos pinos e evidência clínica e radiográfica de interface marginais entre o dente e a restauração. Não houve diferencia na frequência de falha entre os dois grupos. Não houve diferencia entre os dois grupos quando comparado o número de falhas provocadas por decimentação de pinos e a presença de interface marginal. Considerando as limitações do estudo os autores concluíram que as coroas metalocerâmicas não aumentaram o desempenho quando comparadas com a colocação de restauração de resina composta direta.

Akkayan e Gülmez²⁷ (2002) analisaram resistência e padrões de fratura em pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia, devido à pouca informação existente sobre estas propriedades nos novos sistemas estéticos do mercado. Todos os pinos foram cimentados adesivamente em caninos, reconstruídos os núcleos com resina composta e restaurados com coroas totais de metal. Os corpos-de-prova assim obtidos foram submetidos a forças compressivas até a fratura. Os resultados demonstraram que os pinos de titânio e zircônia tiveram o maior número de fraturas consideradas irreparáveis. A melhor resistência à fratura foi verificada nos dentes restaurados com pinos de fibra de quartzo, seguidos dos pinos de fibra de vidro tendo, esses dois últimos sistemas, apresentado padrões de fratura com possibilidade de serem reparados.

Edelhoff e Sorensen²⁸ (2002) quantificaram a estrutura dentária removida para diversos preparos cavitários inovadores e convencionais para prótese fixa. Quatro dentes artificiais de resina, representando molares e pré-molares superiores e inferiores, foram utilizados para a realização dos seguintes preparos cavitários: adesivo e caixa (A2); adesivo, aleta e sulco (A3); inlay mésio-oclusal ou disto-oclusal (I2)); inlay mésio-ocluso-distal (I3); onlay mésio-ocluso-distal; coroa parcial; metade da coroa (somente em molares); coroa total, com 0,8 mm de chanfro circunferencial cônico (F1); coroa total com 1,0 mm de ombro circunferencial arredondado (F2); e coroa total para metalocerâmica com 1,4 mm de ombro vestibular e 0,7 mm de chanfro lingual (F3). Após os preparos dos dentes (10 por grupo), a raiz foi separada da coroa anatômica na união cimento - esmalte. A remoção de estrutura dental foi medida por análise gravimétrica em uma balança de alta precisão. Os preparos A3 e

F3 foram designados como retentores para restaurações com metal, enquanto todos os outros preparos foram utilizados para restaurações em cerâmica. Quando a remoção de estrutura média de todos os dentes testados foi comparada, verificou-se que os adesivos e inlays foram os preparos menos invasivos, variando de cerca de 5,5% (A2) para 27,2% (I3) em remoção de estrutura dentária. As coroas totais precisaram de preparos mais invasivos variando entre 67,5% (F1) a 75,6% (F3) em remoção de estrutura dentária. A remoção de estrutura dentária necessária para F3 foi quase 14 vezes maior do que para o preparo A2. A remoção de estrutura dentária também foi influenciada pela morfologia do dente. O sistema de medição utilizado no presente estudo forneceu um método preciso para quantificar a remoção de estrutura dentária para preparos de prótese fixa. Segundo os autores, a análise dos preparos inovadores estudados conservou quantidades significativas de estrutura do dente, resultando em um melhor prognóstico para o dente restaurado.

Pierrisnard et al.²⁹ (2002), pelo fato de que a maioria das fraturas dos dentes com tratamento de endodontia ocorre na região cervical e que o remanescente dental e tipo de restauração influenciam nisso, desenharam e simularam através do MEF, diferentes métodos de reconstrução corono-radicular e a distribuição das tensões nos tecidos dentais. Sete modelos tridimensionais foram criados simulando a porção radicular imersa em osso, estudando os seguintes parâmetros: dois níveis de destruição coronal, materiais de reconstrução e utilização ou não de pinos. Os dois níveis de perda coronária foram: perda total e parcial de dentina coronária (2 mm de paredes dentinárias remanescentes). Estes dois níveis de remanescente foram reconstruídos com quatro tipos de técnicas: núcleo metálico fundido de Ni-Cr; pino de Ni-Cr combinado com resina composta; pinos de fibra de carbono combinados com resina composta; e restauração de resina composta sem pino. Uma coroa envolveu todos os modelos e recebeu uma carga oclusal a 30° de inclinação a uma intensidade de constante de 100 N. O software de elemento finito registrou a tensão (tracional local, induzindo cracks e tensão compressiva) para cada um dos modelos, comparando a máxima intensidade observada, sua localização e concentração. Independente de qual tenha sido a tensão gerada (tração ou compressão), a maior foi observada na região cervical independentemente do modelo. Só as tensões de tração com potencial para gerar fraturas foram comparadas. As tensões tracionais cervicais excederam os 230 Pa em ausência de

férulas e foram menores que 140 Pa na sua presença. Em ausência de férula a combinação de pino de Ni-Cr e resina composta gerou maiores tensões cervicais (254 Pa) que o núcleo fundido (235 Pa). Os resultados com férula mostraram 92 Pa para combinação pino de Ni-Cr e resina composta e 90,5 Pa para núcleo fundido. Em presença de férula, a intensidade das tensões de tração geradas pela restauração de resina composta sem intervenção do canal radicular (139 Pa) foi 51% maior que aquela gerada pela combinação Ni-Cr/resina composta e aproximadamente 26% maior que a gerada pela combinação pino de fibra de carbono/resina composta. Os autores concluíram que todos os dentes reconstruídos e simulados estavam mais sujeitos a tensões na região cervical. A ausência de uma férula cervical foi considerada um fator negativo determinante gerando níveis de maior tensão. Em ausência da férula, a combinação pino de Ni-Cr/resina composta, gerou a maior tensão cervical em comparação com as outras combinações de pinos e núcleos. Porém, a férula periférica parece cancelar o efeito mecânico dos materiais de reconstrução sobre a intensidade da tensão cervical. O pino radicular que tem como propósito a proteção da região cervical mostrou benefícios inclusive quando suficiente dentina residual coronal estava presente. Em ausência de um pino, os níveis de tensões cervicais foram maiores, especialmente quando maior o módulo de elasticidade.

Göhring e Peters³⁰ (2003) relataram a reabilitação clínica de um paciente com severo comprometimento dos dentes antero-superiores. Ausência dos incisivos laterais e cáries extensas comprometiam a maioria dos dentes a serem utilizados como pilares, o que guiou a realização de tratamento endodôntico. Após o tratamento de canal e cirurgias pré protéticas iniciou-se o tratamento protético fixo com resina de laboratório reforçada com fibra de vidro. Os dentes pilares foram preparados segundo a técnica Endocrown, dando retenção no espaço da câmara pulpar sem intervir nos condutos radiculares. Deste modo, segundo os autores, o tratamento conseguiu estética e função aceitável, além de ser conservador evitando o desgaste feito nos condutos radiculares quando se utilizam pinos.

Uma vez que o preparo do dente debilita a estrutura dental remanescente, St-Georges et al.³¹ (2003) avaliaram e compararam a resistência de pré molares humanos intactos, com preparos cavitários e restaurados. Foram selecionados para o estudo 50 pré-molares humanos intactos, livres de cárie e suas raízes foram

incluídas em acrílico autopolimerizável. A seguir, os dentes foram divididos em cinco grupos (n=10). No primeiro grupo os dentes permaneceram intactos. Nos quatro grupos restantes, preparos Classe II foram feitos com caneta de alta rotação sob refrigeração com água. Em um dos 4 grupos restantes foram cimentadas restaurações tipo inlay em cerâmica (Vitablocs Mark II; Vita Zahnfabrik) fabricadas pelo sistema CAD/CAM (CEREC 2; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha); em outros 2 grupos, foram cimentadas restaurações tipo inlay em resina composta (Paradigm MZ100 Block; 3M ESPE Dental Products, St. Paul, Minnesota) para CAD/CAM (condicionadas com ácido ou abrasão por jato de ar); no último grupo os dentes foram preparados mas não restaurados. Todos os corpos-de-prova foram testados individualmente em máquina de ensaios universal onde uma esfera de aço de 4,82 mm de diâmetro foi montada para fazer uma carga a 0,5 mm/min. A esfera fazia contato com as cúspides vestibular e lingual, porém, fora das margens da restauração. O ponto máximo de fratura (N) foi mensurado para cada um dos espécimes. As médias foram calculadas e analisadas por análise de variância. Os resultados obtidos demonstraram que os preparos MOD enfraqueceram o dente em aproximadamente 59%. Quando o dente foi restaurado com inlays em cerâmica ou resina composta não houve diferença significativa. Entre os dentes restaurados, os compósitos indiretos que foram cimentados seguindo as recomendações do fabricante tiveram a maior resistência à fratura. Os autores concluíram dentro das limitações do seu estudo, e sob o teste estático de carga à compressão que as restaurações tipo inlays não fortaleceram os pré-molares com preparos cavitários MOD amplos.

Morgano et al.⁹ (2004), após realizarem uma revisão da literatura pertinente, concluíram que pelo fato de os dentes tratados endodonticamente possuírem perda estrutural por restaurações, cáries, ou mesmo pelo acesso à câmara pulpar para a terapia de endodôntica, o dente desvitalizado necessita de restaurações que conservem e protejam o remanescente dental. Assim, recomendaram nos dentes posteriores a utilização de coroas totais ou onlays de envolvimento cuspidéio completo.

Akkayan³² (2004) comparou a resistência e tipo de fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente testando 3 diferentes férulas ou remanescentes dentais de 1 mm, 1,5 mm, e 2 mm, além de 4 tipos de pinos

estéticos: fibra de quartzo; fibra de vidro; fibra de vidro mais zircônia; e zircônia. Cento e vinte e três caninos humanos foram preparados e distribuídos em 12 grupos. Os dentes foram limpos, tratados endodonticamente e preparados, tomando como referência o limite cemento-esmalte no sentido cervico-incisal, sendo medidas as dimensões vestibulo-lingual e disto-mesial com ajuda de paquímetro e obtendo ombros de 1,2 mm. Os dentes foram incluídos em resina acrílica e silicone simulando o periodonto. A seguir, foram divididos em 4 subgrupos segundo os diferentes pinos testados. Todos os pinos foram cortados a 15 mm de comprimento, os condutos radiculares desobturados permanecendo 4 mm de gutapercha apical e finalizados com a utilização das brocas dos diferentes sistemas de pinos. Os pinos foram cimentados utilizando sistema adesivo Single Bond e cimento de resina RelyX ARC segundo as indicações dos fabricantes. As porções coronais foram reconstruídas utilizando um sistema de matriz pré-formada preenchida com resina composta, a qual foi polimerizada por 40 s em cada face. Depois disso foram fabricadas coroas em Ni-Cr de anatomia padronizada e cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os corpos-de-prova assim confeccionados foram submetidos a teste de compressão até a fratura utilizando-se máquina de ensaios universais. A carga foi registrada no momento da fratura, que foi classificada segundo sua localização na raiz (dividida em terços). Os autores concluíram que: a férula de 2 mm promoveu significativo aumento na resistência quando comparadas com as de 1,5 mm e 1,0 mm, independentemente do pino utilizado; o pino de quartzo registrou os maiores valores, independente do tipo de férula; e não houve diferenças significantes das cargas de fratura entre os grupos com pinos de fibra de quartzo com férulas de 1,5 mm e 1,0 mm, quando comparado com pinos de fibra de vidro com férulas de 1,5 mm e 1,0 mm.

Kükre et al.³³ (2004) avaliaram o comportamento clínico de inlays de cerômeros indiretos do sistema Targis em cavidades de Classe II posteriores cimentadas com duas diferentes resinas compostas. Sob a hipótese de que os novos sistemas de resinas composta indireta podem ser uma alternativa de tratamento estético nos dentes posteriores com adequada resistência à fratura, foram realizados 99 inlays (37 pré-molares e 62 molares) em 51 pacientes, sem doença periodontal e bom nível de higiene bucal. Vinte e nove por cento das restaurações foram cimentadas em pacientes com hábitos parafuncionais como

bruxismo e apertamento. Todas as restaurações foram colocadas em oclusão e 43 delas foram cimentadas com Variolink Ultra e 56 com Variolink II de alta viscosidade em combinação com o sistema adesivo Syntac Classic sob isolamento absoluto. As restaurações foram avaliadas sob o critério USPHS uma semana após a cimentação e por períodos de 6 meses até completar 53 meses. Os inlays foram avaliados por dois profissionais previamente calibrados. Houve duas falhas clinicamente inaceitáveis, no total. Uma fratura foi registrada em um molar aos 38 meses, e necessidade de tratamento endodôntico num molar aos 7 meses após a cimentação. Baseado em análise estatística Kaplan-Meier, a taxa estimada de sobrevivência de inlays foi 97,9% (97,7% para Variolink Ultra e 98,2% para o Variolink II de alta viscosidade). Os autores concluíram que, embora alguma deterioração da textura da superfície e da adaptação marginal tenha sido registrada, um alto nível de aceitação pelos pacientes foi observado para Targis (inlay/onlay) cimentados com os dois agentes de cimentação de resina, ao longo de um período de avaliação média de 27,6 meses. Ademais, resinas compostas de laboratório de segunda geração utilizadas para inlay apresentaram longevidade clínica promissora, com taxa de fratura baixas e de incidência de cárie secundária.

Nagasiri e Chitmongkolsuk³⁴ (2005) avaliaram a longevidade de molares tratados endodonticamente e restaurados sem envolvimento cuspídeo, identificando os fatores relacionados. Fizeram o acompanhamento de 203 molares permanentes, por meio de exames clínicos e radiográficos, desconsiderando pacientes com coroas provisórias, restaurações com envolvimento cuspídeo ou restaurações sobre núcleos ou coroas, bem como os dentes perdidos por problemas periodontais. Foram consideradas como falha, as exposições negativas que precisaram de restauração, reparação ou extração do dente. As variáveis independentes avaliadas foram a idade do paciente, gênero, localização (mandíbula ou maxila), presença de dentes antagonistas e adjacentes, estrutura dental remanescente e tipo de material restaurador. Os dentes com maior remanescente dentário aumentaram a probabilidade de longevidade; as restaurações com resinas compostas diretas tiveram maior longevidade que as de amálgama e de óxido de zinco eugenol reforçadas com polimetacrilato. Considerando as limitações do estudo, os autores concluíram que a quantidade de remanescente e tipo de material restaurador tem

associação significativa com a longevidade dos dentes molares tratados endodonticamente e sem envolvimento cuspídeo.

Bindl et al.¹³ (2005) estudaram a longevidade clínica de restaurações cerâmicas feitas por sistema CAD/CAM e cimentadas adesivamente em molares e pré-molares com preparos que apresentaram macroretenção reduzida, para pesquisar a compensação desta redução de retenção geométrica pela adesão. Foram selecionados 136 pacientes sem desordens temporo-mandibulares e com higiene adequada e oclusão estável. Duzentas e oito coroas cerâmicas foram cimentadas adesivamente para: remanescentes maiores de 3 mm e preparo convencional; remanescentes irregulares ou menores de 3 mm; e perda completa da coroa e retenção na câmara pulpar (técnica Endocrown). Foi realizado um acompanhamento de 55 ± 15 meses, após o qual os autores concluíram que os dois primeiros tipos de remanescentes têm comportamento e longevidade adequada em molares e pré-molares, mas que a técnica Endocrown só foi aceitável para molares e não para pré-molares, possivelmente por área de adesão menor, maior força de alavanca além de menor adesão em tecidos esclerosados.

Krämer e Frankenberger³⁵ (2005), devido à pouca existência na literatura de estudos clínicos longitudinais, especialmente em restaurações cerâmicas inlays e onlays com comprometimento das margens proximais em dentina, fizeram um estudo clínico controlado prospectivo de oito anos para avaliar o desempenho da cerâmica IPS Empress em restaurações inlays e onlays que tiveram recobrimento das cúspides e margens proximais abaixo da linha cimento-esmalte. Após feita a seleção dos pacientes, segundo os critérios de inclusão, foram confeccionadas noventa e seis restaurações em 34 pacientes (11 mulheres e 23 homens) por seis diferentes operadores. As restaurações foram cimentadas tanto em esmalte como na dentina com sistema adesivo (Syntac Classic) e quatro diferentes sistemas de cimentos resinosos. Imediatamente após as cimentações, as restaurações foram avaliadas por dois pesquisadores calibrados baseando-se no código USPHS. Essas avaliações foram repetidas após 1, 2, 3, 4, 6 e 8 anos da cimentação. Imediatamente após a cimentação, 8 das 96 restaurações tiveram que ser substituídas por fratura ou necessidade de tratamento endodôntico (taxa de reprovação 8%, Kaplan–Meier). Ao término do período total de avaliação (8 anos), encontrou-se deterioração significativa na adaptação das margens em 98% das restaurações restantes,

independente do cimento utilizado. Os autores concluíram que as restaurações inlay e onlay de cerâmica IPS Empress demonstraram ter bom comportamento mesmo em presença de grandes defeitos. Nem a ausência de margens de esmalte, nem a substituição de cúspide afetaram significativamente na qualidade das restaurações.

Federlin et al.³⁶ (2005) estudaram os efeitos de três preparos cavitários e diferentes agentes de cimentação na integridade marginal de coroas parciais cerâmicas. Cento e quarenta e quatro molares humanos extraídos foram preparados das maneiras a seguir: A, envolvimento das cúspides funcionais, B, redução horizontal das cúspides funcionais; e C, redução completa das cúspides funcionais. Coroas parciais cerâmicas (Vita Mark II, Cerec 3 System) foram cimentadas nestas cavidades com: Variolink II/Excite, Panavia F/ED primer, Dyract/ Prime and Bond NT, e Fuji Plus/GC cavity conditioner. Os corpos-de-prova foram submetidos a ciclagens térmica e mecânica. A adaptação marginal foi verificada em réplicas, utilizando análise quantitativa das margens no sistema de microscopia eletrônica de varredura. Diferenças significantes foram observadas entre os desenhos cavitários em geral. O envolvimento das cúspides funcionais com preparo de ombro e o uso de Variolink II como material de cimentação demonstraram tendência a menores valores de comprometimento de sua adesão, especialmente em dentina. Também houve diferenças significantes entre os diferentes sistemas de cimentação: o cimento de ionômero modificado com resina promoveu fraturas das restaurações e mostrou maiores valores, em relação aos outros cimentos, de comprometimento da adesão em relação às interfaces cerâmicas-cimento e dente-cimento. A interface dentina-cimento, em geral, mostrou maiores porcentagens de adesão comprometida (38–100%) que as interfaces de esmalte e cerâmica-cimento (0–30%). Em conclusão, os dados de MEV indicaram que quando são cimentadas adesivamente coroas parciais cerâmicas, o preparo em ombro não está contra-indicado, sendo a seleção do material de cimentação mais importante que o desenho cavitário. As margens que ficaram sob a união cimento-esmalte mostraram perdas significantes de adesão apesar das técnicas adesivas de cimentação. O cimento ionômero de vidro modificado com resina não pode ser recomendado como material de cimentação para coroas parciais cerâmicas feldspáticas.

De Jager et al.¹⁵ (2005) avaliaram, através do MEF, a influência da forma do preparo e da camada de cimentação adesiva na distribuição das tensões de coroas

totalmente cerâmicas fabricadas pelo sistema CAD/CAM. Os modelos CAD de multicamada de coroas de cerâmica para molar (dente 46) de três pacientes produzidos com tecnologia CAD-CAM foram importados para um programa de MEF. A distribuição de tensões, devido à influência combinada das forças de mordida, tensões residuais, causadas pela diferença no coeficiente de expansão das duas camadas de cerâmica e a influência da contração do cimento foi investigada. A primeira coroa tinha preparo das margens em chanfro como terminação em lâmina de faca e uma camada de cimento com uma espessura uniforme de 0,140 mm, exceto no contorno, onde ficou em 0,025 mm de espessura. A segunda coroa teve término em chanfro com colar e as mesmas espessuras da camada de cimento. A terceira coroa tinha um chanfro com colar e uma camada de cimento, que variou de 0,025 mm-0,140 mm. No programa CAD os modelos das coroas foram separados por estratos (cerâmica interna, interface e cerâmica superficial) as quais ficaram com aspecto de malhas formadas por elementos (linhas) horizontais e verticais, que em algumas áreas não conseguiram a continuidade correta. Por esse motivo, foram modificadas, em duas etapas, para obter o formato correto de MEF. Assumiram-se os seguintes critérios para facilitar os cálculos: o material das camadas de cerâmica, a dentina e o cimento adesivo, após ajuste, foram considerados homogêneos, linearmente elásticos e isotrópicos; a anisotropia da coroa e da dentina não foi levada em conta, embora os autores tenham admitido que as propriedades mecânicas da estrutura da dentina variam de acordo com a orientação e a localização; o tempo equivalente ao processo de cimentação foi imitado, independentemente das propriedades elástico-plásticas do material; embora este modelo tenha definido as propriedades para uma camada de cimento com espessura uniforme, a espessura da camada de cimento para os diferentes modelos variou entre 0,025mm - 0,140 mm; a influência do ligamento periodontal sobre as tensões na coroa foi considerada insignificante, embora alguns autores citados concluíssem que o ligamento e osso alveolar são de grande importância para a distribuição de tensões; a influência da câmara pulpar no preparo e sobre as tensões na coroa foi considerada insignificante; a distribuição da temperatura durante o processamento da coroa foi designada como uniforme; o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram considerados constantes durante o processamento da coroa; todos os nós dos eixos x e y da porção radicular foram assumidos como fixos, e sem translação e rotação em todas as direções; as três saídas de tensão do estudo

(tensões devido às forças de oclusão, tensões residuais devido à diferença de coeficiente de expansão das duas camadas cerâmicas que formam a coroa e a influência da retração do cimento) foram calculadas separadamente e recombinaadas utilizando a possibilidade de combinação linear do FEMAP software (FEMAP 8.10, ESP, Maryland Height, MO,EUA), que recalcula as tensões combinadas com base nos vetores de saída dos componentes linearmente combinados; no pós-processamento, as opções de “contour options average elemental”, sem o uso do ‘Corner Data’ foram usadas para a visualização dos resultados de tensão principal máxima e a tensão de cisalhamento máxima; este estudo assumiu uma força de mordida nos molares de 665 N, distribuída uniformemente sobre os pontos em contato da coroa em oclusão perpendicular à superfície, tendo um componente resultante vertical 665 N. Os autores concluíram que, com a melhoria na resistência dos materiais contemporâneos de núcleo, as tensões geradas no material de núcleo não devem ter muita influência na longevidade da restauração. Em muitas configurações, as áreas mais críticas foram na cerâmica de revestimento, perto da interface com o núcleo e sítios disto-linguais da superfície cervical. A incompatibilidade térmica dos dois materiais cerâmicos pode aumentar o desenvolvimento de tensões de tração na cerâmica de revestimento, portanto, é aconselhável que a diferença de expansão térmica para as duas cerâmicas seja a menor possível. O contorno dos preparos foi critico para a cerâmica de revestimento, especialmente quando se termina em “lâmina de faca”, portanto, um chanfro com colar é aconselhável. A camada não uniforme de cimento não diminuiu as tensões de tração na cerâmica de revestimento na interface entre a cerâmica de revestimento e o núcleo, mas aumentou as tensões máximas de cisalhamento com valores que excederam a resistência de união ao cisalhamento da camada de cimento à restauração e preparo, devendo a espessura da camada de cimento ser tão uniforme e fina quanto possível. Este estudo indicou ainda que, seguindo estas regras específicas para coroas de cerâmica, pode-se aumentar a longevidade dessas restaurações.

González-López et al.⁴ (2006) examinaram a extensão da flexão das cúspides de pré-molares ocorrida em preparos cavitários progressivamente maiores, incluindo o acesso endodôntico. A aplicação progressiva de carga oclusal com 50 N, 100 N e 150 N, em teste não-destrutivo, permitiu que cada dente fosse usado como sua

própria baseline. Dez pré-molares superiores extraídos intactos foram incluídos em resina acrílica, e duas pequenas esferas de vidro foram coladas 0,5 mm abaixo de cada ponta de cúspide como um ponto de referência para as medições de distância inter-cuspídea. Cada dente foi montado na parte inferior de uma máquina de ensaio universal e submetido a uma carga oclusal, por meio de um cilindro de aço (17 mm de comprimento e 4,5 mm de diâmetro). Os dentes foram submetidos seqüencialmente aos seguintes procedimentos: preparo cavitário conservador MO, preparo cavitário extenso MO, abertura coronária para acesso endodôntico e preparo cavitário MOD. Após cada procedimento de preparação da cavidade, as amostras foram submetidas a cargas crescentes, e a distância inter-cuspídea foi gravada por meio de um paquímetro digital. A extensão do preparo cavitário e a magnitude da carga oclusal influenciou significativamente a deflexão de cúspide. Após 50 N e 100 N, os preparos MO conservador e extenso, com ou sem acesso endodôntico, apresentaram deformação semelhante das cúspides. Com 150 N de carga, os preparos com acesso endodôntico foram relacionados a uma deformação das cúspides estatisticamente maior quando comparados com a deformação registrada para os preparos MO conservador e extenso. Os autores concluíram que, quando a eliminação estratégica de estruturas dentárias aconteceu, tais como cristas marginais e dentina acima da câmara pulpar, a flexão das cúspides, frente a cargas mais elevadas, foi maior. A remoção de ambas as cristas marginais no preparo MOD com acesso endodôntico produziu um aumento dramático na deflexão das cúspides para as três cargas testadas.

Stappert et al.³⁷ (2006) desenvolveram um estudo para avaliar a influência do desenho e tipo de preparo sobre a confiabilidade e a resistência à fratura de restaurações posteriores em cerâmicas prensadas (IPSe.max press) de envolvimento parcial (RPC) submetidas à fadiga. Compararam os resultados destas restaurações cerâmicas de envolvimento parcial com os resultados para inlayS cerâmicos e molares não preparados. Eles dividiram aleatoriamente 96 molares humanos em 6 grupos. Dois grupos foram designados como controles: NP, não preparados e IN, que receberam preparos de inlay MOD. Os 4 grupos experimentais receberam RPC com preparos baseados em desenhos de inlay com redução adicional das cúspides de 2 mm em 45° em relação ao plano oclusal, com aumentos sucessivos a cada grupo. Fabricaram 16 inlays cerâmicos e 64 coroas parciais, as

quais foram cimentadas adesivamente. Todos os corpos-de-prova foram submetidos a ciclagem mecânica e térmica de 5.300 ciclos térmicos e observação dos padrões de fratura. A seguir, todos os corpos-de-prova resistentes foram submetidos a cargas até a fratura. Nenhuma fratura foi produzida durante a ciclagem mecânica e esta não promoveu diferenças significativas na resistência à fratura dos corpos-de-prova. Os diferentes desenhos de preparos para RPC não demonstraram influenciar significativamente na resistência à fratura da restauração. Concluíram os autores que as próteses parciais em cerâmicas para molares mostraram ter resistência à fratura comparável com dos dentes não preparados.

Soares et al.³⁸ (2006) avaliaram a resistência à fratura de restaurações cerâmicas reforçadas com leucita em molares com diferentes preparos cavitários, já que havia controvérsias a respeito do desenho do preparo cavitário em dentes posteriores que recebem restauração cerâmica. A metodologia incluiu 90 molares divididos em nove grupos: DI, dente intacto; ICn, inlay conservador; IEx, inlay extenso; OCn/ MV, onlay conservador com cobertura cuspídea mesio-vestibular; OEx/MV, onlay extenso com cobertura mesio-vestibular; OCn/V, onlay conservador com cobertura cuspídea vestibular; OEx/V, onlay extenso com cobertura cuspídea vestibular; OCn/T, onlay conservador com cobertura cuspídea total; OEx/T, onlay extenso com cobertura cuspídea total. Os preparos conservadores tinham 2,5 mm de distância vestibulo-lingual e os extensos, 5 mm. A parede pulpar ficou a 2,5 mm do ângulo cavo superficial, as caixas proximais tinham a mesma extensão vestibulo-lingual dos preparos oclusais com uma parede cervical de 1,5 mm de largura e uma parede axial de 2,0 mm de comprimento. Os dentes foram restaurados com uma cerâmica feldspática reforçada com leucita e submetidas a carga compressiva axial em máquina de ensaios universais, utilizando-se esfera de 6 mm de diâmetro até produzir fratura. Os modos de fratura foram registrados segundo o nível de estrutura dental e comprometimento da restauração. Os resultados mostraram que o dente hígido apresentou os maiores valores de resistência do que os com istmos, conservador e extenso, os quais não mostraram diferenças significativas entre si. Porém, foram verificadas diferenças no desenho do preparo, com tendência de fraturas produzidas nas restaurações. Os autores concluíram, com base no seu estudo, que a cobertura cuspídea não melhorou a resistência à fratura em dentes posteriores restaurados com cerâmicas reforçadas com leucita.

Magne¹⁴ (2007) descreveu um método para a geração de modelos de elementos finitos de estruturas dentais e restaurações. Um molar inferior intacto foi digitalizado com um scanner micro-CT. Contornos de superfície do esmalte e dentina do dente foram determinados após a segmentação com base na densidade de pixels utilizando um sistema de controle interativo de imagens médicas (MIMICS 9.0, Materialise, Leuven, Bélgica). Estes foram transformados em arquivos de Estereolitografia (STL) onde as superfícies de esmalte e dentina foram, então, malhadas com ferramenta 'remeshed' para reduzir a densidade de malha e, a seguir, foram importadas para um software de manipulação estereolitográfica (MAGICS 9.9, Materialise, Leuven, Bélgica) para restabelecer a congruência da malha interfacial entre esmalte e dentina, usando as operações booleanas (adição, intersecção ou subtração de volumes). Estas congruências se perderam durante o processo anterior de construção da malha (remesh). Depois de obtida uma malha congruente entre esmalte e dentina, operações booleanas adicionais com objetos CAD foram usados para simular uma base cilíndrica de fixação (raiz embebida em torno de 2 milímetros da junção esmalte-cimento) bem como os diferentes preparos cavitários (cavidades MO e MOD, cavidades com acesso endodôntico) e tendo o dente natural como controle para as restaurações. Estas situações sucessivas de restaurações foram escolhidas porque reproduzem experiências existentes em outras pesquisas que utilizadas no processo de validação do modelo FEA. Duas condições experimentais adicionais foram geradas mediante a atribuição de propriedades diferentes do material: uma incrustação de resina composta e uma de cerâmica feldspática. Assim os arquivos STL otimizados do esmalte e de dentina foram importados para um software de análise de elemento finito para a geração de uma malha volumétrica e atribuição de propriedades dos materiais. Os arquivos triangulados STL foram usados para a geração automática de malha tetraédrica (elemento tetraedro com forma de pirâmide e 4 pontos nodais). A base de suporte foi fixada em deslocamento zero nas três dimensões espaciais. O dente e o material restaurador foram assumidos como unidos por meio de cimentação adesiva. A carga foi aplicada de maneira uniforme na cúspide mesial através de um corpo rígido, com anatomia de esfera de 9,5 mm de diâmetro, em posição de fechamento. O dente foi definido como deformável. O contato entre o dente e o antagonista foi determinado automaticamente por simulação de MEF durante carga mecânico-estática (sem efeitos de inércia) com um procedimento uniforme de 10 etapas. A esfera rígida ao

longo do eixo Z se movimenta com uma velocidade negativa de 0,02 milímetros por passo. O movimento continuou para as etapas e até se conseguir uma força total de 100-200N (dependendo do modelo). A distribuição de tensão e deformação foram resolvidas através do MSC.Marc solver. Depois de obtidos os resultados foram comparados com as pesquisas de referência para comprovar a validade do MEF. Segundo o autor a investigação descreveu um método rápido para a geração de modelos de elementos finitos de estruturas dentais e restaurações com detalhes específicos e tridimensionais; o uso potencial do modelo foi demonstrado por meio de análise não-linear de contato para simular a carga oclusal que depois foi correlacionada com os dados experimentais existentes de modelo validados; o método poderia ser utilizado para outras aplicações médico-paciente para criar modelos específicos de qualquer outra parte do corpo usando dados de ressonância magnética ou tomografia computadorizada; e esta metodologia poderia facilitar o entendimento e a otimização de dispositivos biomédicos antes dos ensaios em animais e humanos.

Federlin et al.³⁹ (2007) testaram o efeito de duas diferentes espessuras de cerâmicas, dois desenhos de preparo e dois diferentes sistemas de cimentação na integridade marginal e na fratura de coroas parciais cerâmicas. Oitenta molares humanos extraídos foram preparados com as seguintes indicações: coberturas de cúspides funcionais e ombro (n=40) e redução horizontal de cúspides funcionais (n=40). Coroas parciais cerâmicas (sistema Vita Mark II, sistema Cerec 3) foram fabricadas e a espessura das cerâmicas nas cúspides funcionais foi ajustada a: 0,5-1,00 mm e 1,5-2,00 mm. Estas coroas foram cimentadas de forma adesiva às cavidades com os sistemas Excite/Variolink II (VL) e RelyX Unicem (RX). Os corpos-de-prova foram submetidos a termociclagem e cargas mecânicas centrais (5000 x 5 níveis C-55 níveis C; 30 s/ciclo; 50.000 x 72,5 N, 1,6 Hz). A integridade marginal foi avaliada por meio da penetração de fucsina em múltiplas áreas ou secções. As interfaces entre restauração/agente de cimentação, e dente/agente de cimentação foram avaliadas separadamente. Na infiltração do pigmento, os dados mostraram que a espessura da cerâmica e o agente de cimentação influenciou significativamente sobre a integridade marginal em geral independentemente dos outros parâmetros. RelyX Unicem mostrou infiltração significativamente menor na interface restauração/agente cimentante que o Variolink II, o qual mostrou menor infiltração na

interface dente/agente de cimentação. As cerâmicas fabricadas com maior espessura mostraram menor fratura depois dos testes mecânicos, sendo então indicados nas áreas de maior tensão numa espessura de 1,5 a 2 mm.

Fonseca et al.¹⁸ (2007) avaliaram a influência de diferentes preparos cavitários no modo de e na resistência à fratura de dentes com restaurações de resina composta processada em laboratório. Noventa terceiros molares inferiores humanos anatomicamente semelhantes a primeiros molares inferiores foram selecionados sendo que o volume das coroas diferiu em menos de 10% da média de todos os dentes recolhidos. Dois fatores experimentais foram selecionados: largura do istmo oclusal (estreitas, 2,5 mm versus amplas, 5,0 mm) e diferentes envoltórios cuspídeos (inlay; onlay 1 cúspide; onlay 2 cúspides; onlay todas as cúspides; e controle, dentes sem tratamento), totalizando 9 grupos. Restaurações indiretas de resina composta (SR Adoro) foram confeccionadas e cimentadas de forma adesiva com Adper Single Bond 2 e Rely-X ARC. Um teste de carga de compressão (0,5 mm/min) foi realizado. Os modos de fratura foram classificados de acordo com 4 categorias: tipo I, a fratura da restauração propriamente dita; tipo II, fratura da restauração envolvendo uma pequena porção do dente; tipo III, fratura envolvendo mais de metade do dente, sem envolvimento da raiz; e tipo IV, mesmas características do tipo III, com a participação de fratura de raiz, o que tornaria impossível fazer uma restauração. A análise estatística não mostrou diferenças significativas entre os grupos restaurados, mas mostrou diferenças entre estes grupos e o controle. Além disso, não mostrou diferença quando se considerou isoladamente a largura do istmo oclusal, a cobertura cuspídea, ou a interação entre esses fatores. Os autores concluíram, nesse estudo in vitro, que os dentes restaurados mostraram semelhante resistência à fratura e modos de fratura, sugerindo que, de acordo com os preparos testados, não há vantagem de fazer o envolvimento cuspídeo para proteger de fraturas dentes restaurados com resina composta processada em laboratório.

Lander e Dietschi²⁰ (2008), num relato de caso clínico, utilizaram a técnica Endocrown para o tratamento de dois molares inferiores, como alternativa ao uso de pinos intra-radiculares e posterior restauração. Os autores explicaram que a técnica se baseia na utilização de procedimentos adesivos para estabilizar e reter a restauração na câmara pulpar disponível. Para eles a estabilidade do complexo

dente-restauração depende das quantidades de tecido remanescente orientando a decisão de fazer ou não a técnica Endocrown. Defenderam que a técnica permite maior conservação de tecidos, evita problemas periodontais, por deixar margens supra-gengivais, e que se trata de boa integração biomecânica e estética, sendo uma alternativa a overlays e coroas totais, assim como dentes com pouca altura e boa quantidade de tecido para uma cimentação estável e duradora.

Dejak e Mlotkowski ⁴⁰ (2008) compararam a resistência de molares inferiores restaurados com inlay de resina composta e cerâmica de acordo com o critério de falha de Mohr-Coulomb, concentrando as análises na interface adesiva dente-cimento. Na pesquisa, utilizaram a análise de elemento finito 3D com elementos de contato, formando sete modelos de forma e tamanho iguais a primeiros molares, com o segue: DI, Dente intacto; DN, dente não restaurado com cavidade MOD; IRCT, dente restaurado com inlay de resina composta (True Vitality) com um módulo de elasticidade igual a 5,4 GPa; IRCH, dente restaurado com inlay de resina composta Herculite (9,5 GPa); dente restaurado com inlay de resina composta Charisma (14,5 GPa); dente restaurado com inlay de resina composta Z-100 (21 GPa); e IC, dente restaurado com inlay de cerâmica IPS Empress (65 GPa). Cada modelo foi submetido a uma força de 200 N dirigida para a superfície oclusal. As tensões ocorridas nos inlays testados, camada de cimento de resina composta e tecido dental, foram calculadas. As tensões na interface adesiva cimento-dente foram calculadas e comparadas com a resistência adesiva à tração e cisalhamento do material de cimentação ao esmalte e dentina. Os resultados mostraram que os dentes restaurados com inlay de resina composta e cerâmica, segundo os valores de critério de falha de Mohr-Coulomb, foram menores do que no dente não restaurado (DN), porém 2,5 vezes maior do que dente intacto. Para o inlay cerâmico (IC), os valores foram quase 3 vezes superiores que no inlay de resina composta. Para o agente cimentação nos inlays de cerâmica os valores foram de 2-4 vezes inferiores que do agente de cimentação nos inlays para resina composta. Na interface adesiva entre cimento-dente dos inlays cerâmicos, a tensão de tração e cisalhamento foi menor que da interface cimento-dente dos inlays de resina composta. No esmalte cervical envolvendo a superfície proximal dos inlays, as tensões ultrapassaram a resistência do tecido. Os autores concluíram: que as restaurações adesivas reforçaram as estruturas dos dentes preparados, mas não

conseguiram recuperar a resistência natural; que o esmalte proximal em torno das inlays é propenso ao fracasso, segundo o critério de falha Mohr-Coulomb; e para inlays cerâmicos foi superior que para o inlays de resina composta; que com um aumento no módulo elástico de materiais dos inlays, os valores de fracasso de Mohr-Coulomb diminuem no material de cimentação assim como a tensão de tração e cisalhamento; que os inlays cerâmicos demonstraram melhor integridade marginal do que inlays de resina composta; e que, por esta razão, inlays de resina composta devem ser fabricados com materiais com alto módulo de elasticidade.

Plotino et al.⁴¹ (2008), considerando a falta de evidência sobre a necessidade de cobertura de cúspide, e sobre as vantagens das restaurações indiretas de resina composta sobre as diretas, em termos de comportamento biomecânico, avaliaram a resistência à fratura em molares tratados endodonticamente com substituição de cúspides com resinas compostas direta e indireta. Quarenta e cinco molares humanos, com ápices completamente formados, sem cáries ou linhas de fratura visíveis, foram selecionados de um banco de dentes. A seleção das amostras foi baseada nos dentes com similares dimensões vestibulo-lingual (VL) e mésio-distal (MD), conforme determinado com um paquímetro digital. Cavidades Classe II MO foram preparadas com instrumento rotatório de alta velocidade, sob refrigeração (profundidade e largura). A parede pulpar foi preparada a uma profundidade de 4 mm do ângulo cavo-superficial oclusal, e as 2 cúspides mesiais foram reduzidas para permitir 2 mm de camada de resina composta. A caixa proximal foi localizada a 1 mm da união cimento-esmalte, sua largura correspondia a um terço da distância entre as superfícies vestibular e lingual e sua profundidade axial foi de 1,5 mm. A largura vestibulo-lingual da porção oclusal do preparo cavitário correspondia a dois terços da distância entre as 2 cúspides, enquanto a porção oclusal mésio-distal do preparo cavitário se ampliou para incluir a fossa oclusal distal preservando assim a crista marginal distal. O comprimento da parede axial foi de 1,5 mm. Os ângulos de divergência das paredes do preparo, foram cerca de 5-15°, e os ângulos internos foram arredondados. Os dentes foram divididos em 3 grupos (n=15): DIR, dentes restaurado com resina composta direta (Estelite Sigma); IND, dentes restaurado com resina composta indireta; e dente controle, que permaneceu intacto. Tratamento endodôntico foi realizado com instrumento rotatório ProTaper NiTi, e os dentes foram obturados com técnica de condensação lateral de guta-percha e cimento. Extensas

cavidades Classe II MO foram preparadas, e as 2 cúspides mesiais foram reduzidas, permitindo envolver com 2 mm de camada de resina composta. Todos os dentes foram preparados com as mesmas dimensões, considerando a existência de pequenas variações humanas. Os espécimes foram carregados até a falha e as cargas de fratura foram registradas. O modo de fratura foi determinado usando um microscópio estereoscópico e a falha foi classificada como favorável ou desfavorável. Diferenças significativas foram observadas entre o grupo controle e dois grupos DIR e IND. No entanto, não foi encontrada diferença significativa entre os grupos DIR e IND. Não foi verificada diferença significativa nas frequências de modos de falha favorável/desfavorável entre os 3 grupos. Os autores concluíram que não houve diferença significativa na resistência à fratura de molares tratados endodonticamente quando substituições com restauração direta ou indireta de resina composta de cúspides foram realizadas.

Heintze et al.⁴² (2008) realizaram uma revisão sistemática e testes de laboratório com os seguintes objetivos: revisar a literatura existente sobre a avaliação in vitro do desgaste do antagonista de materiais cerâmicos e avaliar sistematicamente os possíveis fatores que influenciam no material e o desgaste do antagonista de corpos de cerâmica. A base de dados Medline foi utilizada para a busca de arquivos com as palavras chaves “esmalte”, “desgaste “ e “antagonista”. Os estudos selecionados foram analisados em relação aos parâmetros desgaste, tipo de antagonista e resultado. No estudo de laboratório, três materiais cerâmicos foram selecionados com diferentes composições e propriedades físicas: IPS d.SIGN (baixa fusão de metais cerâmicos), IPS Empress (cerâmica reforçada com leucita), E.max Press (cerâmica de Dissilicato de Lítio). Estes materiais foram submetidos ao método de desgaste Ivoclar (simulador Willytec mastigação, 120.000 ciclos, 5 kg de peso) modificando sistematicamente as seguintes variáveis, o que resultou em 36 testes com 8 espécimes em cada grupo, de acordo com: (1) configuração (plana e anatomia de coroa), (2) tratamento de superfície da cerâmica (polida, glazeada) e (3) tipo de antagonista (cerâmica, dois tipos cerâmica stylus e esmalte stylus). O desgaste do material e do antagonista foi quantificado por scanner dos espécimes com um scanner a laser (etkon ES1) e a baseline e acompanhamento de dados com o software 3D Match (Willytec). Os dados foram transformados em escala logarítmica para estabilizar a variância e atingir a normalidade. Os resultados foram

inconsistentes, devido principalmente ao fato de que os parâmetros dos testes são bastante diferentes. A maioria dos estudos utilizou esmalte de molares extraídos como antagonista e espécimes de cerâmica lisa e polida. A câmara de ensaio foi preenchida com água e algum tipo de movimento de deslizamento foi integrado no processo de geração de desgaste. No entanto, houve uma grande variação em relação à força aplicada, o número de ciclos, e a frequência de ciclos por hora, bem como o número de espécimes. Os resultados dos testes laboratoriais sistemáticos revelaram que os seguintes fatores influenciaram fortemente o desgaste: configuração (mais desgaste de material do espécime plano versus espécime coroa), tratamento de superfície (mais desgaste antagonista com glazeados versus espécimes polidos), o sistema antagonista (mais desgaste do material e menos desgaste do antagonista com cerâmica versus esmalte), espessura e esmalte (menos desgaste para o esmalte mais grosso). O desgaste do material não foi muito diferente entre os materiais estudados. No entanto, emax.Press geralmente causou mais desgaste antagonista do que os outros dois materiais, que foram bastante semelhantes.

Wakabayashi et al.²¹ (2008), com o objetivo de discutir o desenvolvimento e estado atual da aplicação do método não linear de elemento finito em Odontologia, realizaram uma revisão sistemática da literatura procurando artigos originais de pesquisa, utilizando palavras-chave como “não-linear”, “análise de elemento de finito”, e “dente/dental/implante”. As referências foram selecionadas manualmente ou pesquisadas a partir de bases de dados MEDLINE e PUBMED até novembro de 2007. Os casos não-lineares de estudos pelo MEF foram analisados e classificados em: (A) simulação não-linear do ligamento periodontal (LP), (B) comportamentos plástico e viscoelástico de materiais dentários, (C) fenômenos de contato dente-dente, (D) os fenômenos de contato dentro de estruturas protéticas, e (E) interface mecânica entre o dente e a restauração. De acordo com os autores o MEF em Odontologia está recentemente focado na simulação realista das condições intra-bucais como a relação não-linear tensão-deformação nos tecidos periodontais e os fenômenos de contato entre dentes, que dificilmente poderia ser resolvido pelo modelo estático linear. Os autores também verificam que a definição de área de contato crítica afeta a confiabilidade das análises de contato, especialmente em implantes complexos. Para prever o risco de fracasso de uma interface de união

dente-restauração, verificaram ser essencial avaliar as tensões normais e de cisalhamento em relação a esta interface. Também foi verificado que inclusão de viscoelasticidade e deformação plástica no programa permite ter em conta a dependência do tempo, a sensibilidade térmica, e em grande parte a natureza deformável dos materiais odontológicos, o que melhoraria a sua aplicação. Ainda concluíram que a melhoria das soluções com o método não linear de elemento finito deve ser estimulada para aplicações nas ciências da saúde dental e bucal.

Cobankara et al.³ (2008) compararam a resistência à fratura de molares inferiores preparados endodonticamente que foram tratados com restaurações MOD por diferentes técnicas, diretas e indiretas. Foram preparadas cavidades MOD em 10 dentes para cada grupo experimental, envolvendo metade da distância intercuspídica. Os dentes do grupo controle negativo (Grupo 1) não receberam preparo; o Grupo 2 foi preparado porém não foi restaurado (controle positivo); o Grupo 3 foi restaurado com amálgama convencional; o Grupo 4, com sistema adesivo e resina composta direta; o Grupo 5, com inlay de resina de laboratório; e para o Grupo 6, foi utilizado sistema adesivo, seguido de resina composta fluida, à qual foi incorporada fibra de polietileno Ribbond, e restauração final com resina composta. Os grupos 3 a 6 foram submetidos a 60.000 ciclos de simulação de mastigação a 50 N e armazenados por 24 h. Todos os grupos do estudo foram submetidos a forças de compressão verticalmente sobre a superfície oclusal até a fratura, utilizando um dispositivo de ponta convexa de aço de 6 mm de diâmetro em máquina de ensaios universais. A força necessária para a fratura de cada dente foi registrada e foram realizadas análises dessas fraturas em lupa estereoscópica. Esses autores concluíram que cavidades MOD diminuíram a resistência à fratura de molares tratados endodonticamente e que nenhuma técnica restauradora conseguiu restabelecer a resistência do dente sadio. Porém, recomendaram, dentro das limitações do seu trabalho, a utilização de inlay de resina composta de laboratório por apresentar modos de fraturas mais favoráveis, além de maior resistência.

Magne e Knezevic⁴³ (2009) avaliaram in vitro a influência da seleção do material (cerâmica e resina composta, ambas para Cerec) em restaurações tipo overlay em primeiros molar inferiores tratados endodonticamente, além de analisarem resistência à fadiga e tipo de fratura. Preparos padronizados foram realizados, os quais envolviam todas as cúspides (overlay), a câmara pulpar era

preenchida com cimento de ionômero de vidro, e duas caixas proximais, uma com terminação a 1,5 mm acima do limite cimento-esmalte e outra sob 0,5 mm do limite cimento-esmalte. Todos os preparos foram escaneados, as restaurações desenhadas e confeccionadas com sistema CAD/CAM Cerec 3. A superfície oclusal de um primeiro molar inferior foi confeccionados para todos os dentes, ambos os tipos de restaurações obtidos foram cimentadas adesivamente, armazenados por 24 h e submetidas a cargas cíclicas. Uma esfera de aço de 7 mm de diâmetro foi utilizada para se conseguir contacto tripóide (MV, ML e DV) na superfície oclusal. Foram aplicadas cargas de 200 N, 400 N, 600 N, 800 N, 1000 N, 1200 N e 1400 N de 5000 ciclos cada. As amostras foram submetidas a 185.000 ciclos no máximo para se obter fratura. Os ciclos suportados foram registrados e foram realizadas análises com microscópio óptico da localização e tipo de fratura. Os autores concluíram, considerando as limitações e características do desenho experimental, que: as resinas compostas para Cerec testadas aumentaram a resistência à fratura quando comparadas com a cerâmica; nenhum dos molares restaurados com cerâmica resistiu aos 185.000 ciclos; 40% das fraturas localizaram-se sob o limite cimento-esmalte; a resina composta para Cerec teve 73% maior longevidade; a eficiência da técnica de condicionamento das restaurações para a cimentação adesiva foi comprovada pela ausência de falhas adesivas. Os autores consideraram prematuro dizer que a cerâmica testada seja contra-indicada em overlay já que todos resistiram a uma primeira etapa, realizada com cargas oclusais normais.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Analisar por meio do método dos elementos finitos (MEF) a distribuição de tensão em diferentes preparos cavitários em segundo molar inferior, para a técnica Endocrown, restaurado com cerâmica cimentada adesivamente e submetido à simulação de carga funcional.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Comparar a distribuição das tensões entre os diferentes preparos cavitários e um dente hígido;
2. Comparar a distribuição das tensões em preparos cavitários com ou sem a presença de uma crista marginal, dentro do grupo de preparos sem envolvimento cuspídeo;
3. Comparar a distribuição das tensões em preparos cavitários com diferentes extensões de envolvimento cuspídeo;
4. Comparar a distribuição de tensões no preparo com mínimo remanescente coronário com os outros preparos cavitários do estudo;
5. Comparar a diferença na distribuição de tensões entre todos os diferentes preparos do estudo.

Assim, este trabalho irá testar as seguintes hipóteses nulas:

H₀₁: Não haverá diferença na distribuição de tensões entre o dente hígido e os diferentes preparos cavitários avaliados;

H₀₂: Não haverá diferença na distribuição de tensões entre os preparos cavitários com ou sem a presença de crista marginal;

H₀₃: Não haverá diferença na distribuição de tensões entre os preparos cavitários com ou sem envolvimento cuspídeo;

H₀₄: Não haverá diferença na distribuição de tensões entre o preparo com mínimo remanescente coronário e os outros preparos do estudo;

H_05 : Não haverá diferença na distribuição de tensões entre todos os diferentes preparos do estudo.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 RECONSTRUÇÃO VIRTUAL DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Para a fase inicial do trabalho e obtenção do modelo digital foi utilizada uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) do banco de imagens da Universidade Federal de Paraná. O exame de tomografia foi realizado analisando-se o terço ântero-inferior da face com objetivo de obter a região da mandíbula, em cortes transversais de 0,25 mm de distância totalizando 212 cortes. Esses cortes foram gravados no formato Dicom (digital imaging and communications in medicine standart) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (software desenvolvido pelo curso de pós graduação em Métodos Numéricos e Engenharia da Universidade Federal do Paraná). O programa reconstruiu digitalmente a mandíbula resultando em um modelo 3D, como mostra a figura 1.

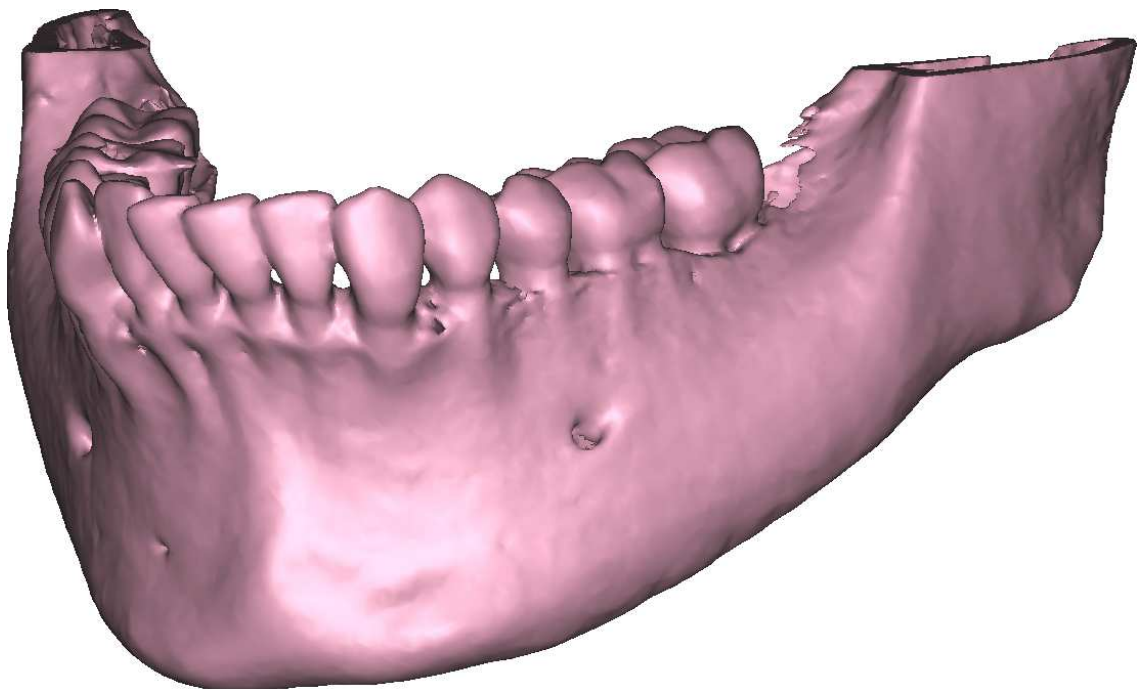


Figura 1 - Reconstrução digital de mandíbula a partir de tomografia sem qualquer edição

Deste modelo foram descartadas as estruturas que não eram de interesse para que o dente a ser considerado pudesse ser isolado e ter sua superfície tratada,

eliminando-se irregularidades (figura 2). Foi selecionado um molar pelo fato de a técnica Endocrown ser indicada para esses dentes (Bindl, Mörmann¹⁹ 1999). Foi considerado especificamente o dente 37 por apresentar melhor simetria da anatomia (cúspides e câmara pulpar), permitindo a realização de modelos com preparos cavitários simétricos e padronizados.



Figura 2 - Reconstrução digital do dente 37 a partir de tomografia após remoção de características individuais do modelo

4.2 EDIÇÕES DOS MODELOS

Com exceção das estruturas ósseas e do ligamento periodontal, todos os componentes foram baseados no dente proveniente da tomografia computadorizada, com dimensões de acordo com as especificações abaixo e conforme mostram as figuras 3 e 4:

- Ligamento periodontal ao redor das raízes dos dentes pilares com 0,25 mm de espessura (Lindhe, Karring⁴⁴ 1997);
- Osso cortical ao redor do ligamento periodontal de aproximadamente 0,7 mm de espessura e ao redor do osso medular com espessura de 1 mm, a fim de representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb⁴⁵ (1985). Vale salientar que não existem valores definidos para separar as diferentes espessuras ósseas, sendo considerada a descrição do autor de um osso tipo D3 ser de “cortical fina”;
- Osso medular preenchendo as porções internas ao osso cortical.



Figura 3 - Dente com dentina (em marrom) e esmalte (em amarelo) editado para diferenciação dos tecidos

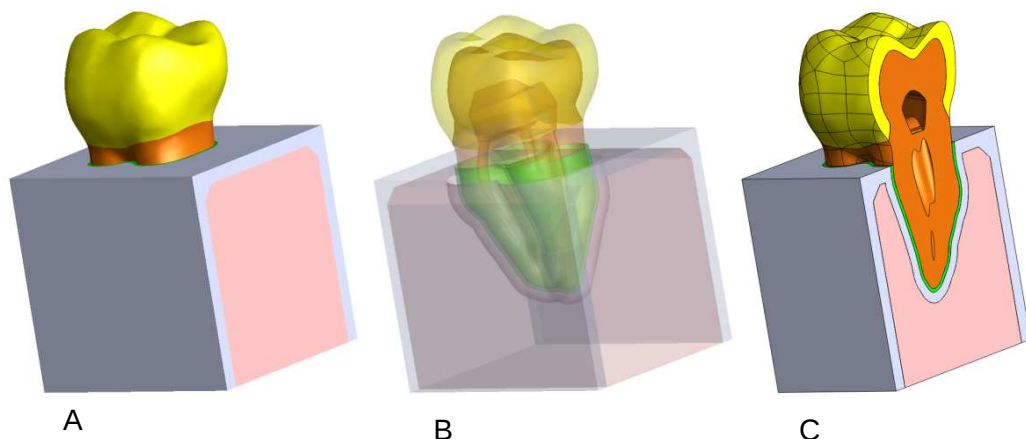


Figura 4 - Modelo criado para simulação do dente 37 e estruturas adjacentes. A, vista de perfil do modelo; B, ao centro, mesmo modelo, mas com estruturas semitransparentes; C, vista em corte do modelo. Esmalte em amarelo, dentina em marrom, gutapercha em vermelho; ligamento periodontal em verde, osso cortical em cinza e osso medular em rosa

Após a reconstrução virtual, o modelo 3D foi exportado para o software Solidworks 2007 SP 2.2 (Solidworks Corporation, Dassault Systemes, France) no formato de arquivo Binary STL (3D Systems, Valencia, Califórnia) para edição do modelo virtual.

Neste, diferentes topografias de remanescentes dentários sem e com envolvimento das cúspides foram modeladas obtendo-se sete modelos virtuais 3D, todos simulando restaurações de cerâmica IPS E.max Press Dentina, bem como uma camada de cimento de resina composta de 25 μ m (ANSI/ADA n° 96 ISO 9917-

1)⁴⁶ de Variolink II (quadro 1).

Material	Composição	Fabricação
IPS E.max Press	SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O, Na ₂ O, CaO, TiO ₂ , ZnO ₂ , ZrO, P ₂ O ₅	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein
Variolink II	10-14 % Bis-GMA, 5-7% Trietilen glicoldimetacrilato, 5-7 % Dimetacrilato de Uretano, 1% Peróxido de Benzoíla	Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein

Quadro 1 - Composição, porcentagem relativa de carga e fabricantes dos materiais utilizados no estudo

Todos os modelos de preparo, à exceção do grupo controle, tiveram retenção à câmara pulpar, conforme a técnica Endocrown e respeitando a anatomia da câmara pulpar (figura 5).

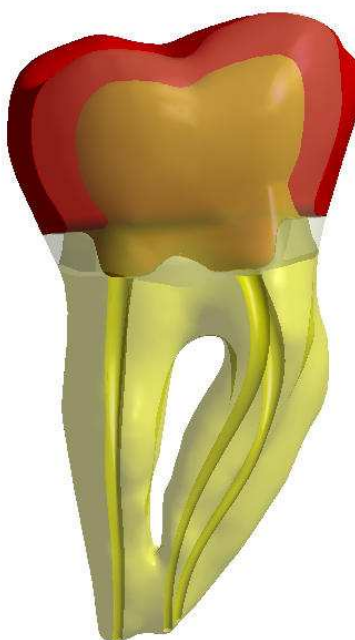


Figura 5 - Tecidos translúcidos para permitir observar a projeção da restauração (vermelho) só na câmara pulpar, característica da técnica Endocrown

A extensão em sentido vestibulo-lingual abrangeu o total da distância inter-cuspídea que permitiu a visualização direta dos condutos radiculares. As paredes internas dos preparos ficaram divergentes em 6° no sentido cervico-oclusal (Bindl et al.¹³ 2005), os ângulos cavo-superficiais foram modelados sem bisel, as paredes lisas, os ângulos internos arredondados (Soares et al.³⁸ 2006), e as paredes cervicais com 3,5 mm, todas as terminações cervicais das caixas proximais ficaram a 1 mm do limite amelo-cementário. (figura 6). Todos os preparos com envolvimento

das cúspides foram feitos em cima de uma configuração MOD. O envolvimento cuspídeo consistiu de um desgaste de 2 mm com inclinação de 45° em relação ao plano oclusal (figura 7).

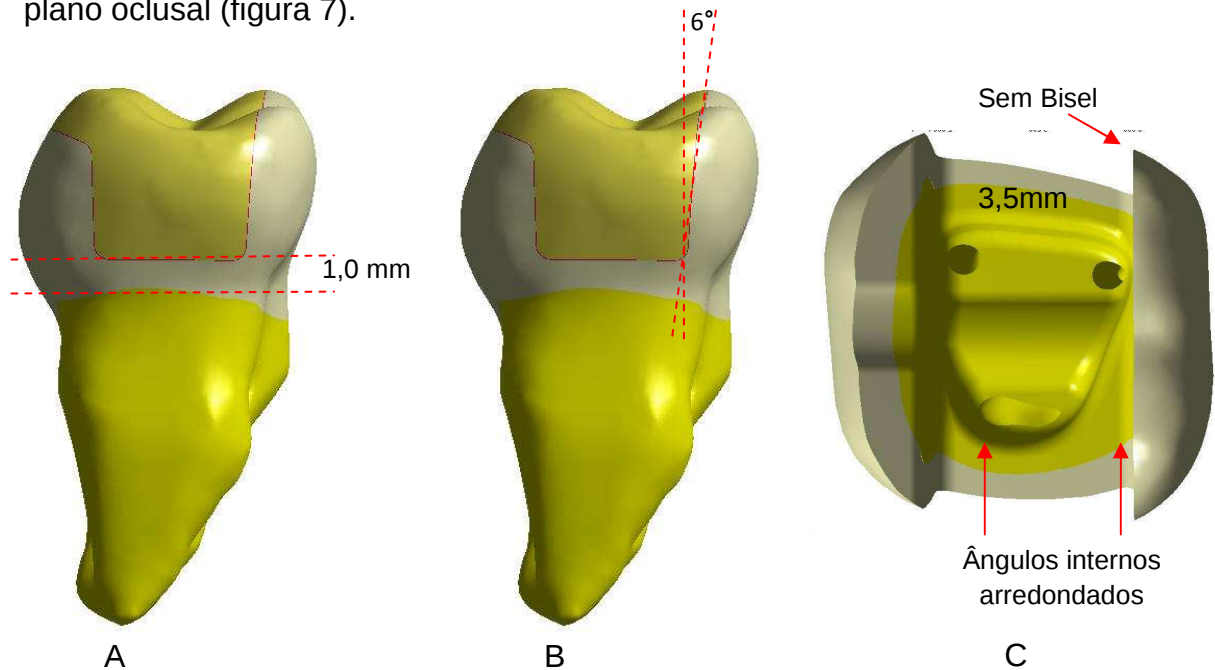


Figura 6 - A. limite cervical das caixas proximais; B. inclinação das paredes no sentido cervico-oclusal; C, ângulos arredondados, condutos visíveis, ângulo cavo superficial sem bisel

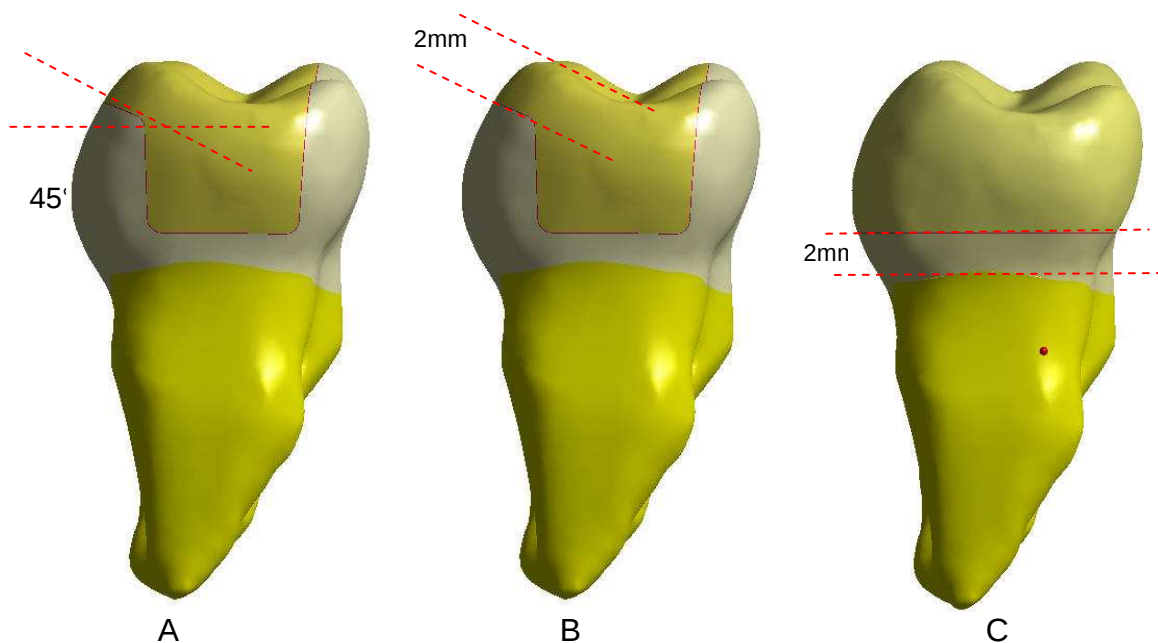
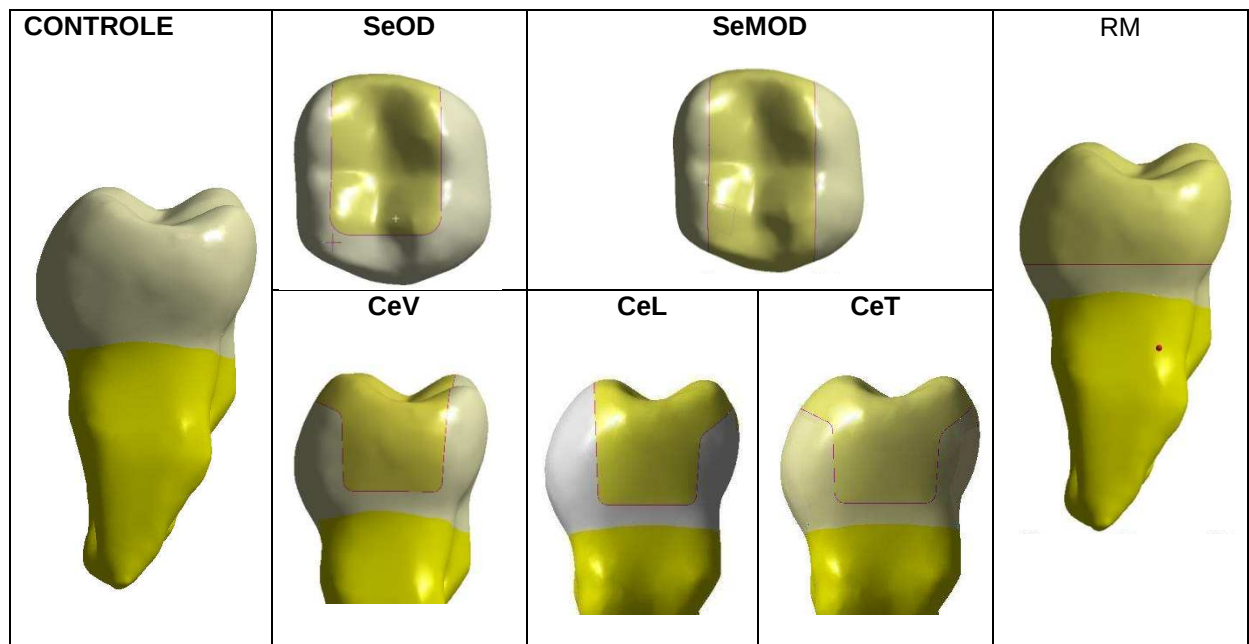


Figura 7 - A, B características do envolvimento cuspídeo; C. remanescente mínimo

Dessa forma, foram obtidos os seguintes grupos (quadro 2):

- DH, dente hígido (controle);
- SeOD, sem envolvimento das cúspides com extensão ocluso-distal;
- SeMOD, sem envolvimento das cúspides com extensão méso-ocluso-distal;

- CeV, com envolvimento das cúspides vestibulares com extensão méso-ocluso-distal
- CeL, com envolvimento das cúspides linguais com extensão méso-ocluso-distal
- CeT, com envolvimento de todas as cúspides com extensão méso-ocluso-distal
- RM, remanescente mínimo de 2 mm acima do limite esmalte–cimento (LEC).



Quadro 2- Resumo esquemático dos grupos de estudo

4.3 SIMULAÇÃO

Todos os modelos foram exportados do Programa Solidworks no formato Parasolid (UGS PLM Software, Plano, Texas, USA) para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V12. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA). À exceção do material restaurador, cada elemento dos modelos foi configurado com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura (quadro 3). As restaurações foram consideradas como feitas de cerâmica IPS E.max Press. Esse material restaurador foi selecionado por estar indicado para restaurações inlay, onlay ou overlay em bloco único e pelo fato de o sistema de injeção permitir manter a anatomia e as dimensões dos corpos-de-prova utilizados, evitando alterações de volume por contração de sinterização. Os valor de módulo de elasticidade (quadro 3)

foi calculado por meio de teste mecânico de resistência à flexão, o qual está descrito no item 4.4 deste capítulo.

Para todos os grupos de estudo, simulou-se tratamento endodôntico na raiz e antagonista em esmalte. Todas as estruturas estudadas (esmalte, dentina, ligamento periodontal, osso cortical e medular, cerâmica e cimento resinoso) foram consideradas “isotrópicas” (ou seja, considerou-se que cada material possuía as mesmas propriedades físicas em todas as direções), “homogêneas” (ou seja, considerou-se que cada material apresentava estrutura regular), “elásticas” (ou seja, considerou-se que quando uma tensão era imposta ao corpo, a deformação resultante poderia ser de tal magnitude que este retornaria à sua configuração original quando da remoção das cargas) e “lineares” (ou seja, quando analisada a curva tensão/deslocamento o comportamento seria proporcional, portanto linear). As áreas de contato entre todas as estruturas foram consideradas como união perfeita.

A análise realizada foi do tipo estático. As ações sobre as estruturas são em geral dinâmicas, devendo ser consideradas as forças de inércia associadas às acelerações a que cada um dos seus componentes fica sujeito. Por este motivo, seria de esperar que a análise de uma estrutura tivesse, obrigatoriamente, de ter em consideração os efeitos dinâmicos. Contudo, em muitas situações como a deste estudo é razoável considerar que as ações são aplicadas de um modo suficientemente lento, tornando desprezíveis as forças de inércia, por exemplo, do esmalte e dentina, entre outras. Nestes casos a análise designa-se estática. (Souza Mota⁴⁷ 2005)

Material	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson	Referência
Esmalte	72,7 (GPa)	0,33	Habelitz et al. ⁴⁸ 2001
Dentina	18,6(GPa)	0,31	Craig e Peyton ²² 1958
Periodonto	50 (MPa)	0,45	Rees e Jacobsen ⁴⁹ 1997
Osso cortical	11,500 (MPa)	0,33	Lettry et al. ⁵⁰ 2003
Osso Medular	431 (MPa)	0,30	Giesen et al. ⁵¹ 2001
Gutapercha	0,96 (MPa)	0,40	Joshi et al. ⁵² 2001
Cerâmica IPS E.max Press	104 (GPa)	0,24	Teste
Cimento de Resina Varilink II	8,3(GPa)	0,24	Dados do fabricante

Quadro 3 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados

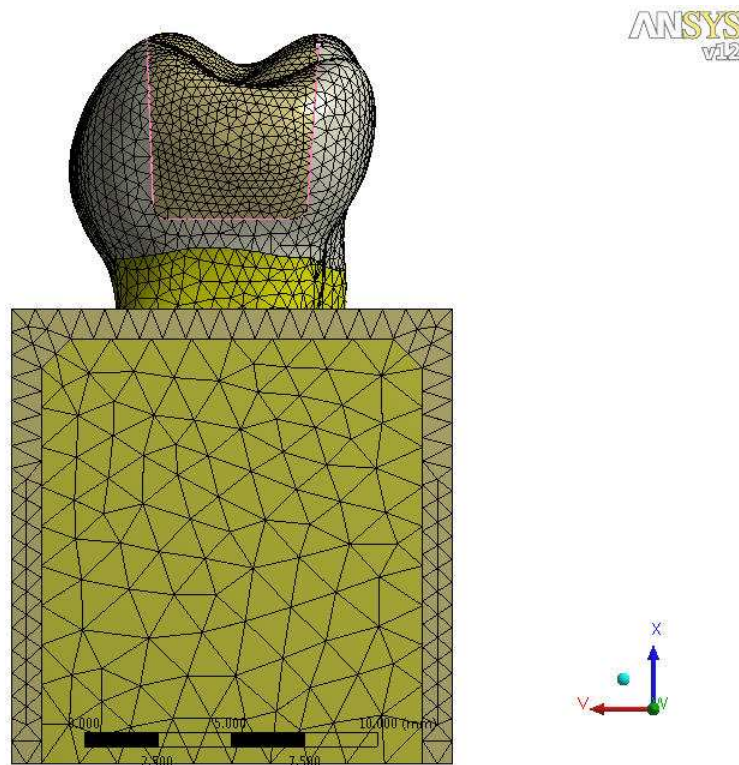


Figura 8 - Malha de um modelo. Observe a maior densidade da malha em áreas de maior importância (esmalte, dentina restauração) e menor densidade nas áreas de menor importância (osso)

As malhas foram validadas através de um processo de refinamento, verificando-se a convergência dos resultados. A malha foi gerada com elementos tetraédricos, que melhor se adaptam a anatomias irregulares (figura 8), resultando em malhas com número de nós e elementos conforme a Tabela 1.

Modelos	Nós	Elementos
Hígido	153318	90939
SeOD	214946	134446
SeMOD	226590	149748
CeVestibular	360943	195732
CeLingual	358829	195020
CeTotal	350920	191263
Remanescente Mínimo	186354	109260

Tabela 1 - Dados das malhas

A base onde se inseria o dente modelado (formada por osso cortical e medular) foi restringida nos seus movimentos nos eixos X, Y, Z, para todos os grupos de estudo. O antagonista simulou uma esfera de 6 mm de diâmetro

originando contatos na superfície oclusal (figuras 9 e 10) e exercendo uma carga de 200 N (Gibbs et al.⁵³. 1981, Ortug⁵⁴ 2002) no eixo Z, como mostra a figura 10. Todos os modelos foram então executados. A plotagem gráfica e numérica dos dados foi realizada segundo o critério de Rankine, devido ao fato de todas as estruturas de interesse (esmalte e dentina) serem consideradas frágeis (Garcia et al.⁵⁵ 2002). Foram analisadas as tensões principais. Os dados gráficos e numéricos foram registrados, avaliados e comparados entre os grupos de estudo.

A: Static Structural (ANSYS)
Static Structural
Time: 1, s
20-01-2010 16:22

ANSYS
v12

- A cusp linguomes: 50, N
- B Cusp vestmes: 50, N
- C cusp lingdistal: 50, N
- D cusp vestdistal: 50, N

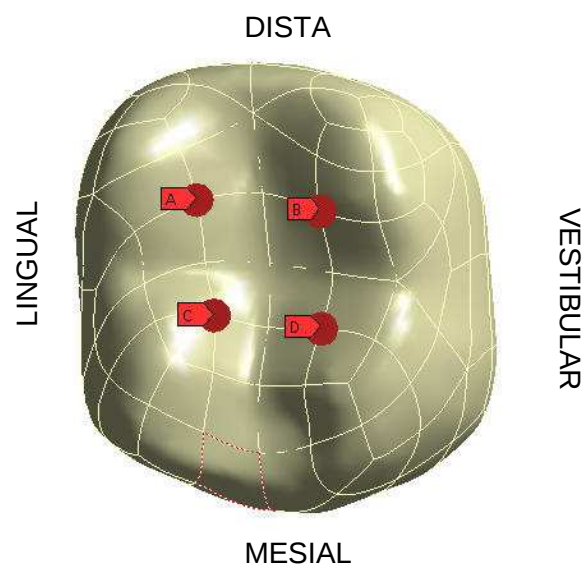


Figura 9 - Em vermelho os pontos de contato oclusais simulados no teste de MEF

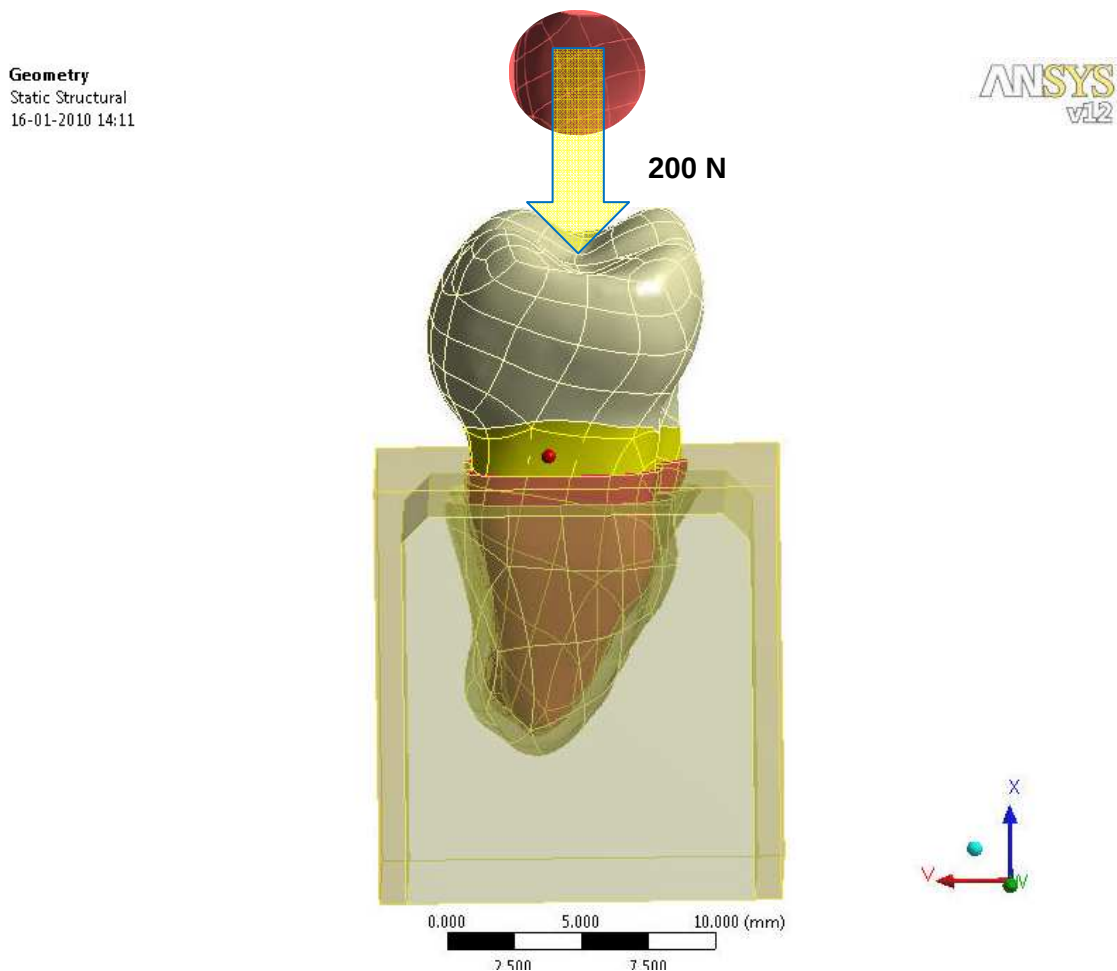


Figura 10 - Simulação de carga antagonista de 200 N

4.4 ENSAIO DE RESISTÊNCIA FLEXURAL PARA O MODELO NUMÉRICO DE ELEMENTOS FINITOS

Foram confeccionados quinze corpos-de-prova de cerâmica de dissilicato de lítio IPS E.max Press a partir de matrizes metálicas retangulares de dimensões 25 mm X 2 mm X 2 mm (Bottino et al.⁵⁶ 2009) (figura 11A). Para a confecção dos corpos-de-prova de cerâmica padrões em cera para escultura de próteses fixas (Kota, Kota Import's, São Paulo, Brasil) foram obtidos por meio da matriz metálica. (Figura 11B,C), os quais foram incluídos em um anel de silicone levemente isolado com vaselina, de acordo com a técnica da cera perdida (figura 11D). Foi proporcionado e manipulado o revestimento Gilvest HS (BK Giulini GmbH Ludwigshafen, Alemanha) com o tempo de passagem exato para se obter expansão e adaptação adequadas e dimensões corretas e realizado o vazamento do

revestimento no anel de silicone (figura 11E). Ao término do tempo de presa, foi retirado o anel de silicone, procedeu-se o pré-aquecimento do cilindro de revestimento e foi incluída a haste de êmbolo IPS piston AlOx (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) (figura 12 A,B), necessária para injetar as pastilhas de cerâmica em estado plástico.



A



B



C



D



E

Figura 11 -A, matriz metálica retangular; B,C, cilindro de silicone e base com os padrões de cera; D,E, vazamento do revestimento

Após completo o ciclo de pré-aquecimento, procedeu-se a remoção do cilindro de revestimento do forno e as pastilhas foram introduzidas no seu interior. Para isso, após o ajuste dos parâmetros do forno de injeção EP 600 posicionou-se o cilindro de revestimento com a pastilha e a haste de êmbolo AlOx no centro do forno e após o processo de injeção seguiu-se o processamento automático (figura 12C,D). Depois do resfriamento do anel (aproximadamente 60 min.), fez-se a separação do cilindro de revestimento, sendo que a remoção bruta do revestimento foi realizada como brocas de baixa rotação e jato abrasivo de óxido de alumínio de 50 µm. A seguir, foi realizada a regularização da superfície.

Para padronização das amostras todos os corpos-de-prova foram regularizados com o kit de brocas Shofu Dentomax (Shofu Dental Corporation, São Marcos-Califórnia, EUA) de laboratório para cerâmica, respeitando a sequência das pontas montadas, conforme o estabelecido pelo fabricante. Os componentes para baixa rotação utilizados foram: ponta Dura-White, três pontas Ceramisté (Padrão, ponta de borracha “Ultra” e ponta de borracha “Ultra II”), aplicados sobre a superfície durante 40 s, realizando-se movimentos circulares e multidirecionais e compressão uniforme. Estes procedimentos totalizaram um tempo de 2 min e 40 s. O tratamento superficial foi realizado sempre pelo mesmo operador. Após o término da sequência de procedimentos para cada cerâmica, os corpos-de-prova submetidos a tratamento de limpeza por vibração ultra-sônica a 40 KHz (Dabi Atlante Pres, Ribeirão Preto-SP-Brasil) em álcool etílico a 25% por 10 min e em água bidestilada por mais 10 min. Após secagem dos corpo-de-prova ao ar livre, foi realizado o processo de glaze utilizando IPS e.max Ceram Glaze (Ivoclar Vivandet Schaan, Lichtenstein) em forma de pasta. Todos os procedimentos de confecção dos corpos-de-prova, desde a inclusão até o polimento foram realizados segundo as recomendações do fabricante.

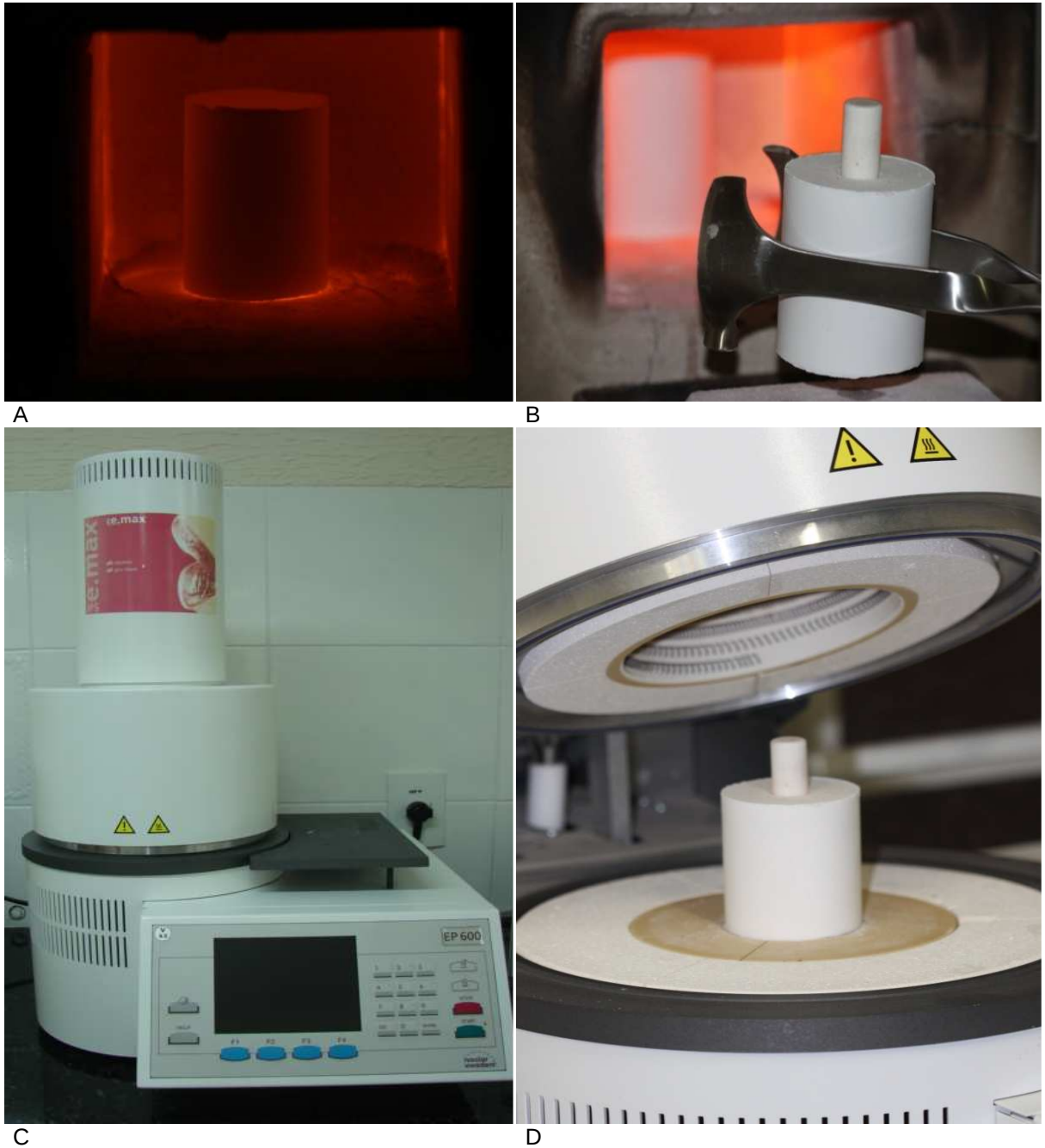


Figura 12 - A, aquecimento, técnica da cera perdida; B, cilindro de revestimento com a pastilha e a haste de embolo AlOx ; C,D,forno EP600 para injeção das pastilhas de cerâmica

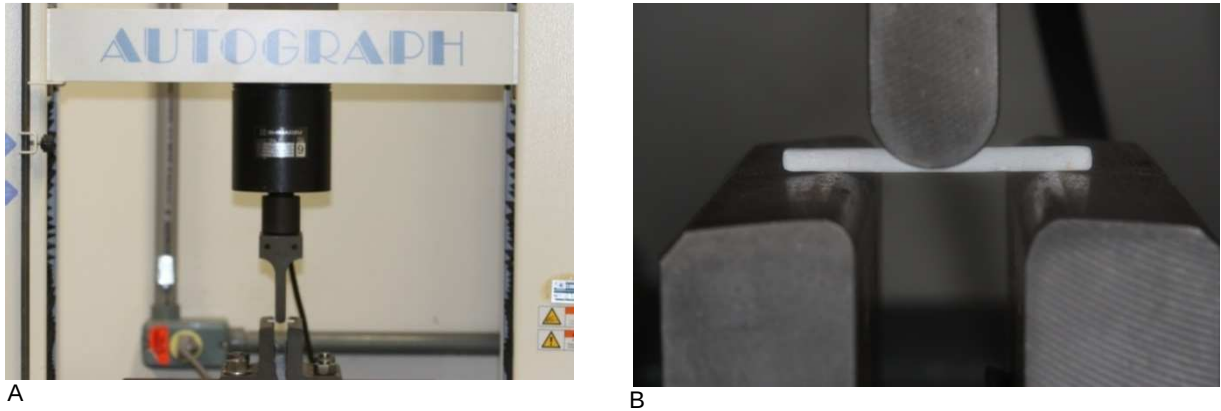


Figura 13 - A,B, ensaio de resistência flexural de três pontos

Todos os corpos-de-prova foram medidos com paquímetro digital e submetidos ao ensaio de resistência flexural. O ensaio foi realizado em Máquina de Ensaio Universal (AG-I Shimadzu - Modelo Autograph – Série nº 90416, frequência de 60 Hz (Shimadzu ,Murasakino, Kioto, Japao) a uma velocidade de 0,5 mm/min segundo a ISO 4049 (Figura 13 A,B).

Os dados das propriedades mecânicas do material foram plotados pelo software Origin 6.0 (OriginLab, Wellesley Hills, MA,EUA) e podem ser visualizados no gráfico 1. A partir desse gráfico foram obtidos os valores de força (F) e deslocamento (δ) de todos os corpos-de-prova, os quais podem ser visualizados na tabela 2 do anexo.

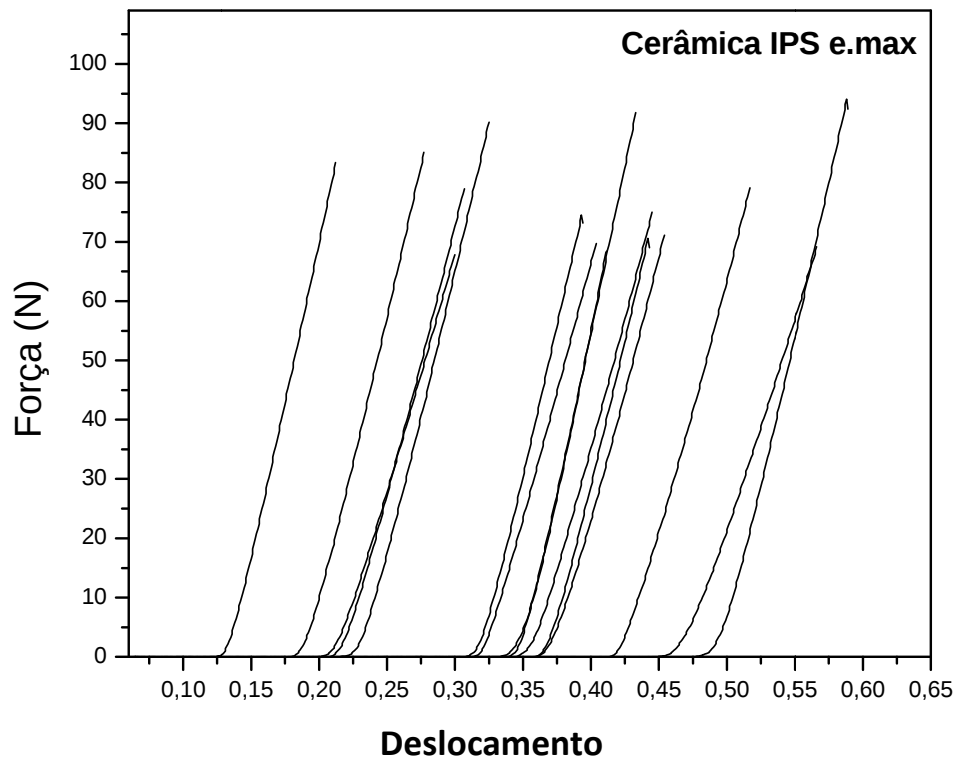


Gráfico 1 – Gráfico tensão/deslocamento dos corpos submetidos ao teste de flexão

4.4.1 CÁLCULO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE À FLEXÃO DA CERÂMICA IPS E.MAX

Foram calculados os módulos de elasticidade à flexão (E_{fl}) dos 15 corpos-de-prova aplicando-se as seguintes fórmulas:

$$I = \frac{bh^3}{12}$$

$$E_{fl} = \frac{F \times L^3}{48 \times I \times \delta}$$

Figura 14 – F, Força; L, comprimento do corpo-de-prova; δ , deslocamento, b, largura; h altura

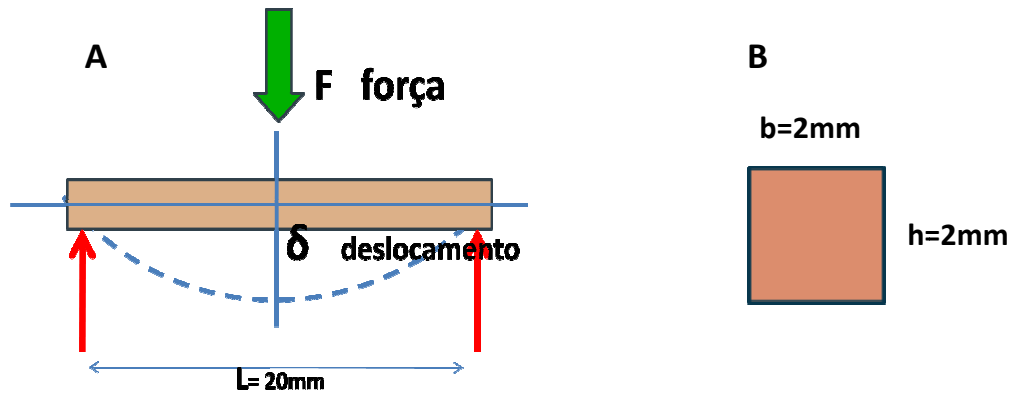


Figura 15 - Esquema do teste de flexão especificando os dados necessários para as fórmulas; A, vista frontal; B, seção transversal do corpo-de-prova

A partir dos resultados dos testes mecânicos descritos anteriormente, foi calculada a média do valor de módulo de elasticidade da cerâmica restauradora em 104 GPa.

5 RESULTADOS

Nas figuras de 16 a 22 podem ser observados os resultados da plotagem gráfica de distribuição de tensões principais, segundo o critério de Rankine, de todos os modelos agrupados em sem envolvimento de cúspides (figura 16, 19), com envolvimento de cúspides (figura 17, 20), com remanescente mínimo (figura 18, 21) e controle (figura 22).

Nestas figuras, visualiza-se separadamente o esmalte e a dentina da porção coronal. Imagens de diferentes perspectivas são fornecidas nas figuras para melhor visualização dos picos de tensão. As tensões de tração devem receber maior atenção por serem normalmente as responsáveis pela fratura da dentina uma vez que esta é muito mais resistente a forças de compressão do que de tração (Watts et al.⁵⁷1987) Os resultados dos picos de tensão estão na coluna “E” de cada figura. As áreas cervicais internas e externas receberam maior atenção, devido à maior concentração de tensões nessa região para todos os grupos.

5.1 TENSÕES PRINCIPAIS DE TRAÇÃO NO ESMALTE

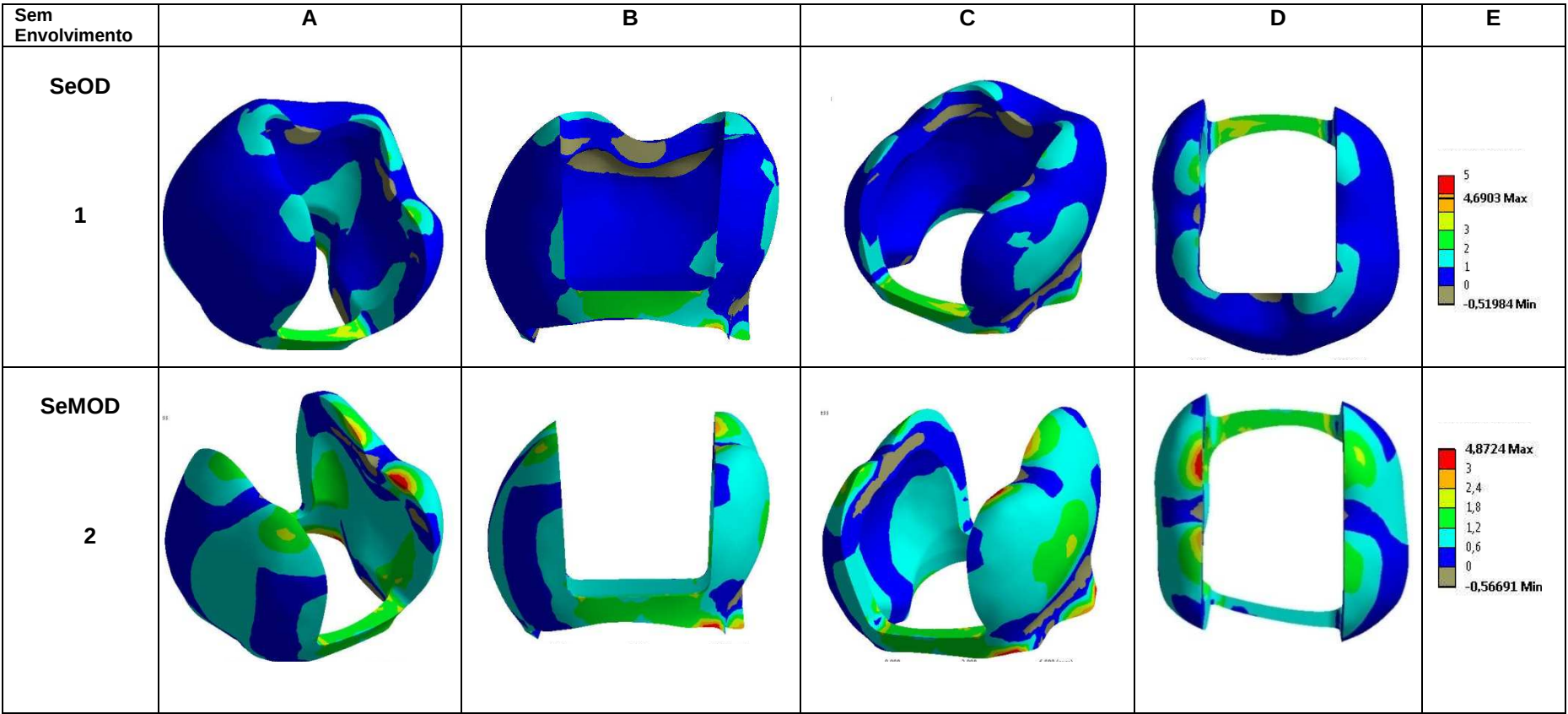


Figura 16 – A, B, C, D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa no esmalte dos grupos sem envolvimento das cúspides; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul, o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão

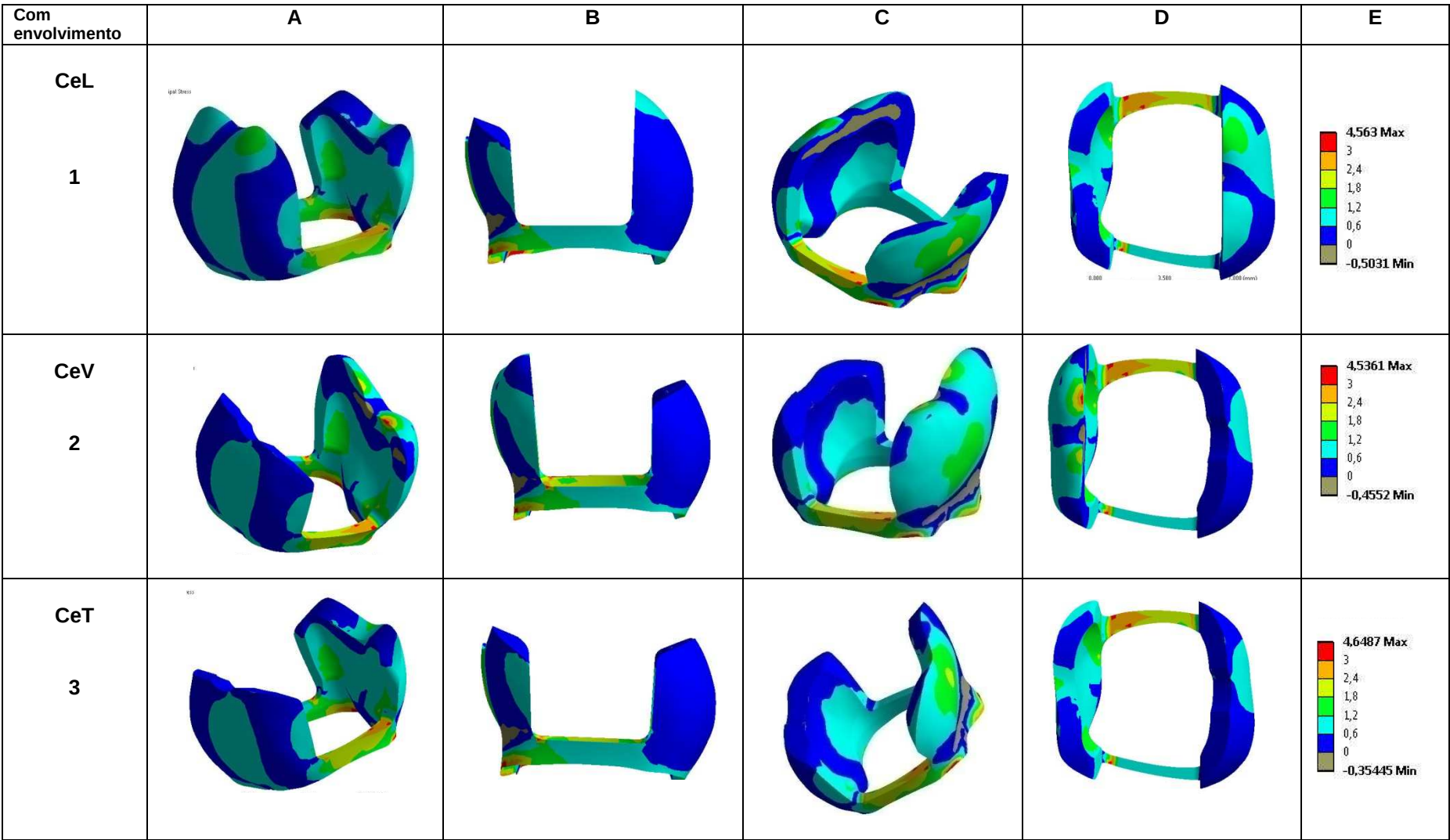


Figura 17 – A, B, C, D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa no esmalte dos grupos com envolvimento das cuspides; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul, o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão

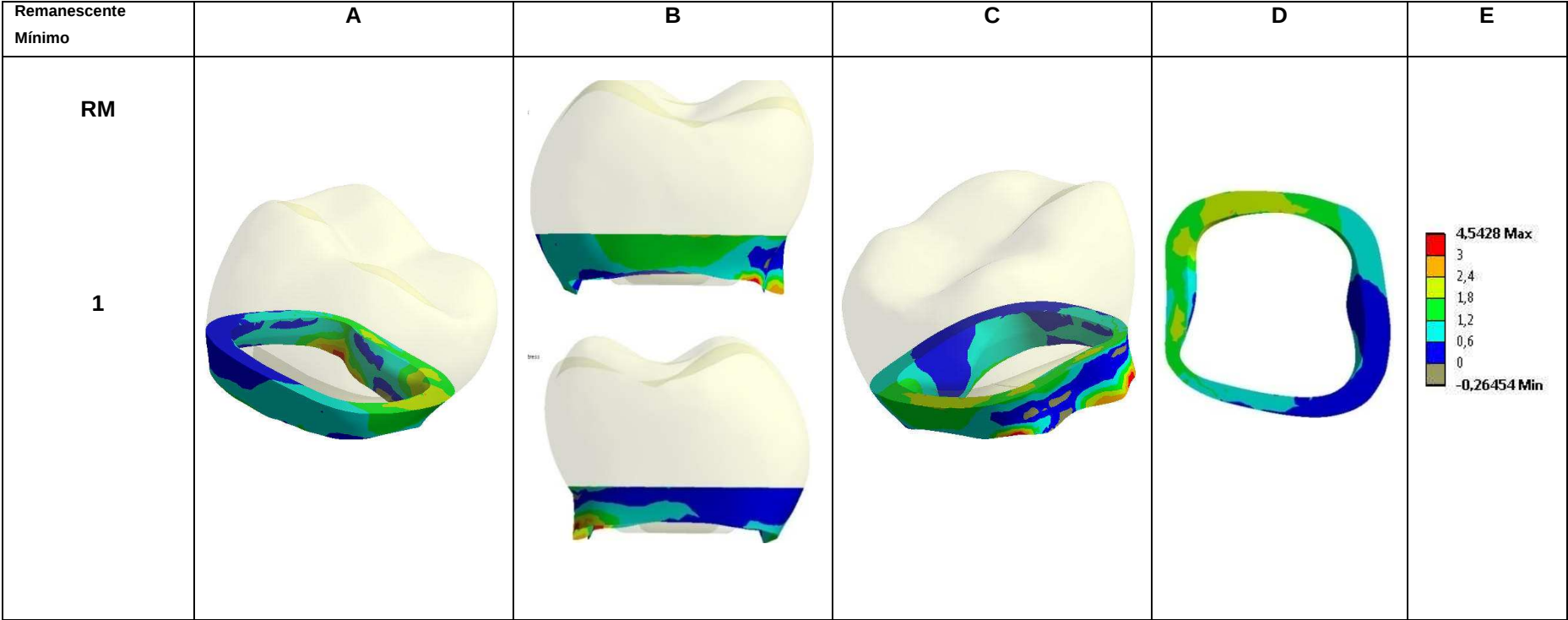


Figura 18 – A, B, C, D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa no esmalte do remanescente mínimo; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul, o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão

5.2 TENSÕES PRINCIPAIS DE TRAÇÃO NA DENTINA

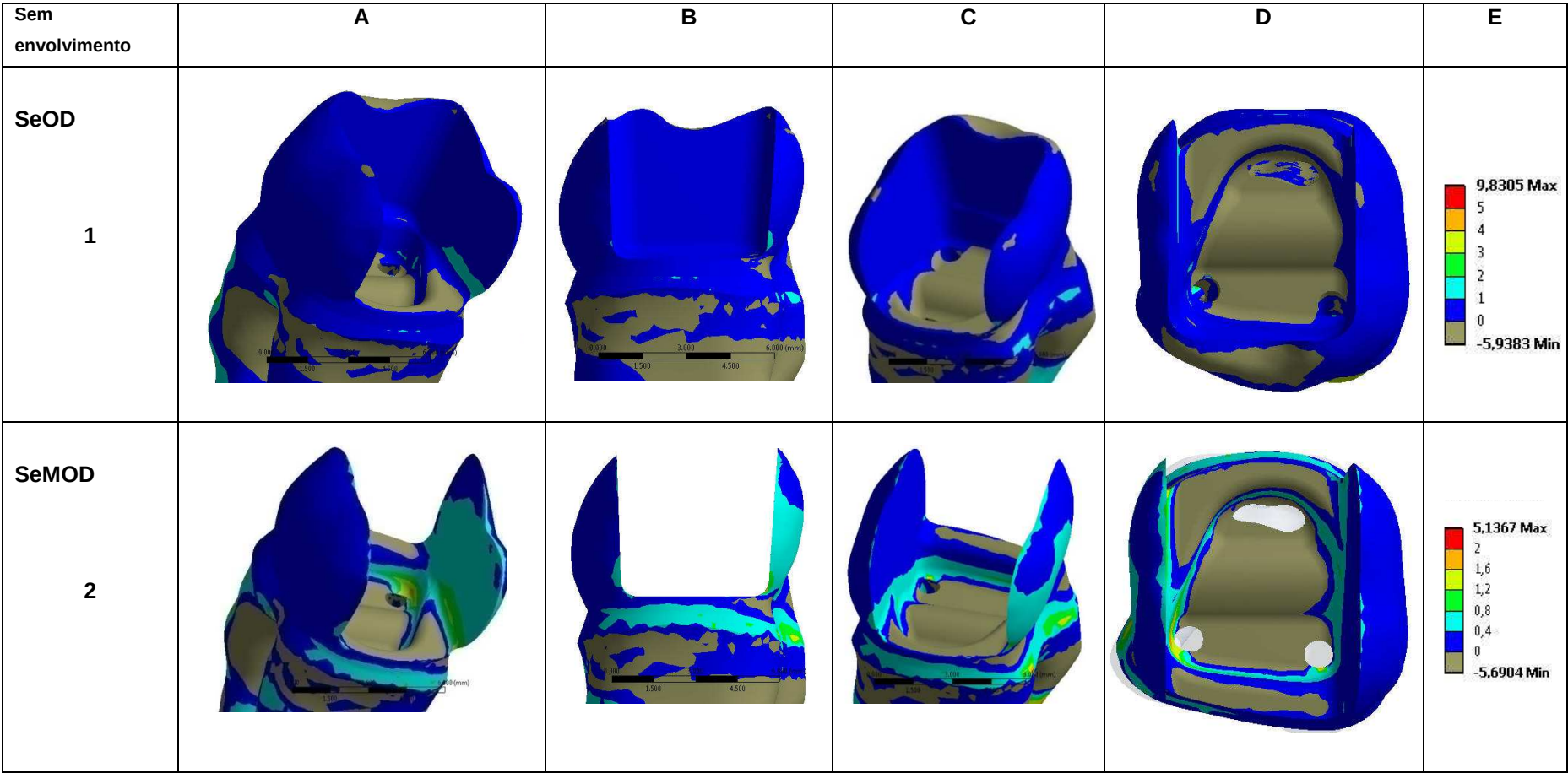


Figura 19 – A,B,C,D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina dos grupos sem envolvimento das cúspides E, a cor vermelho indica o maximo de tensão e azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão

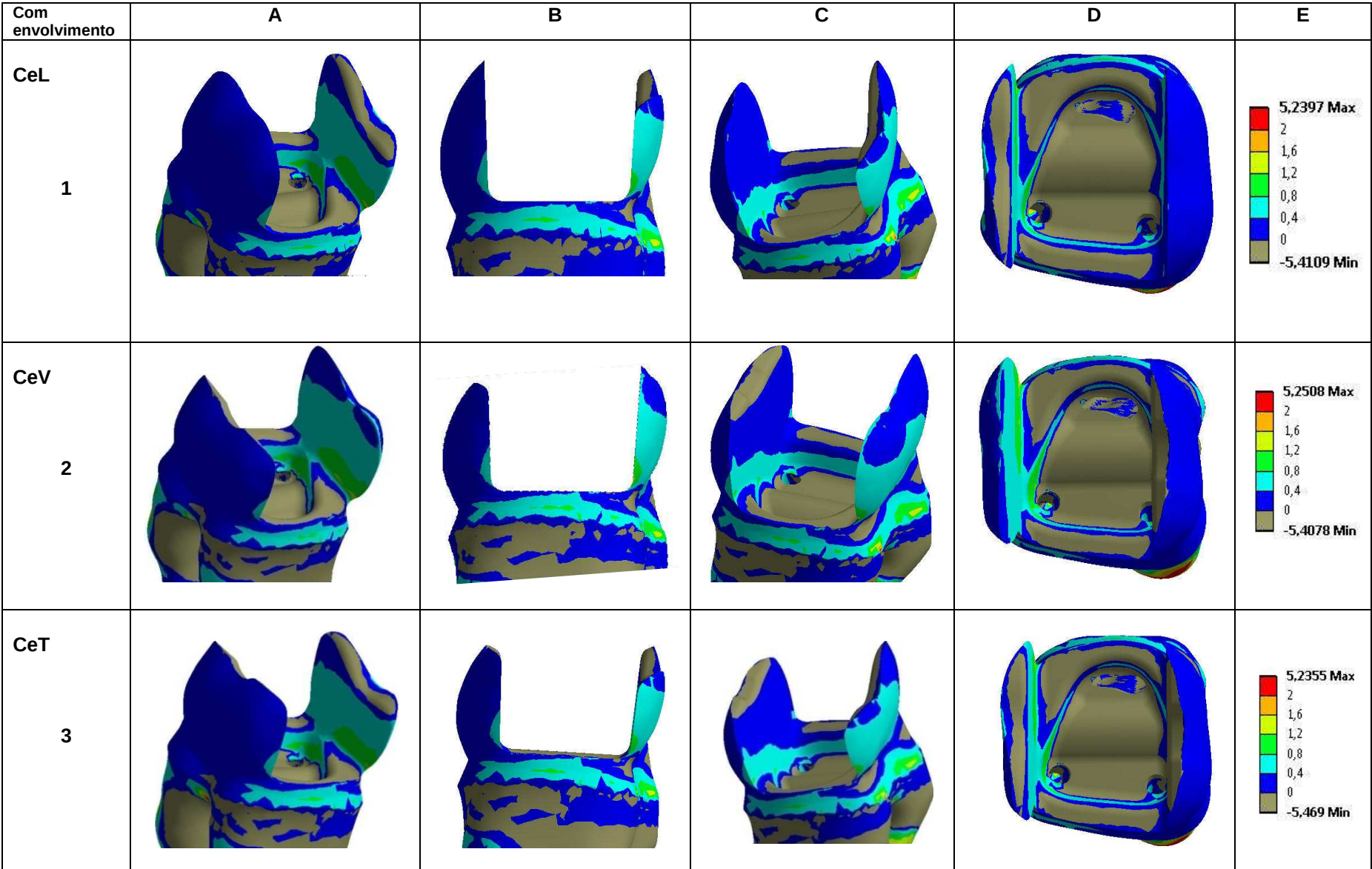


Figura 20 – A, B, C, D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina dos grupos com envolvimento das cúspides; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão

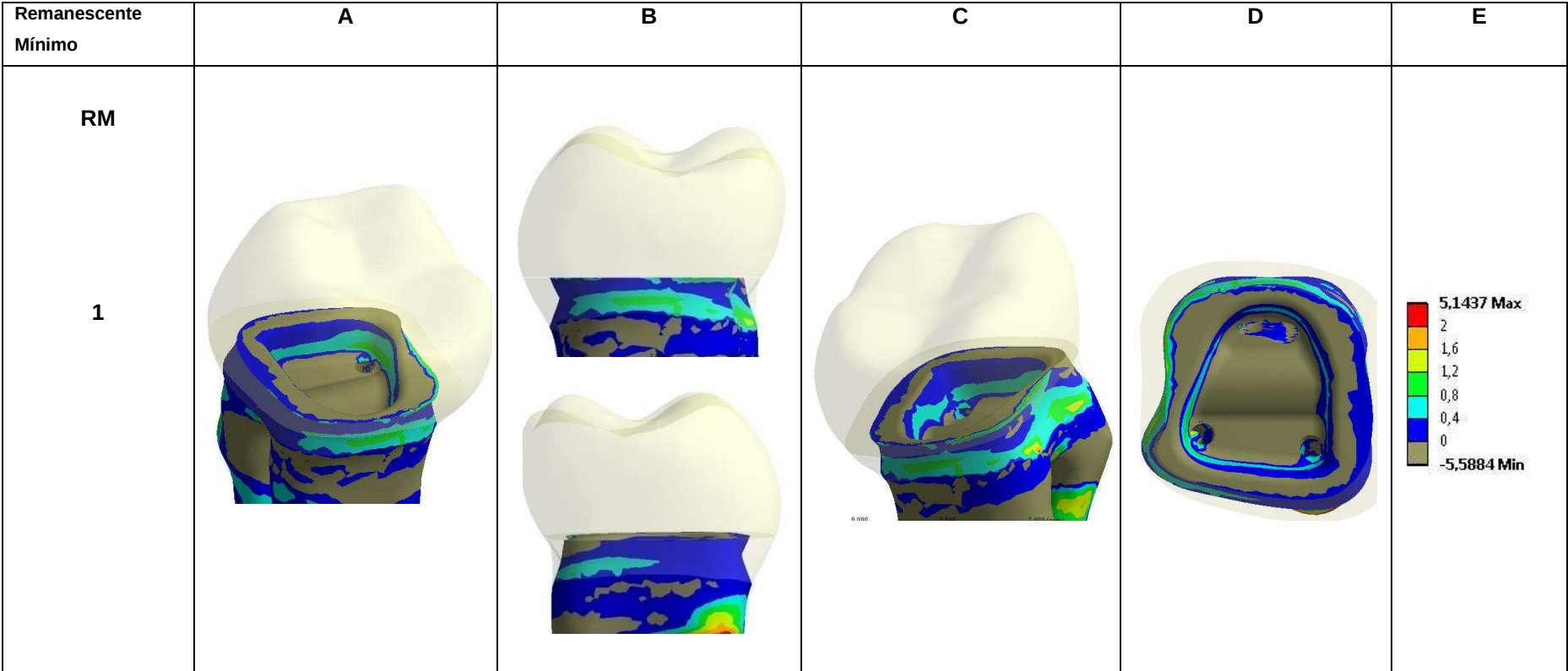


Figura 21 – A, B, C, D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina do remanescente mínimo; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão

5.3 TENSÕES PRINCIPAIS DE TRAÇÃO NA DENTINA E ESMALTE DO CONTROLE

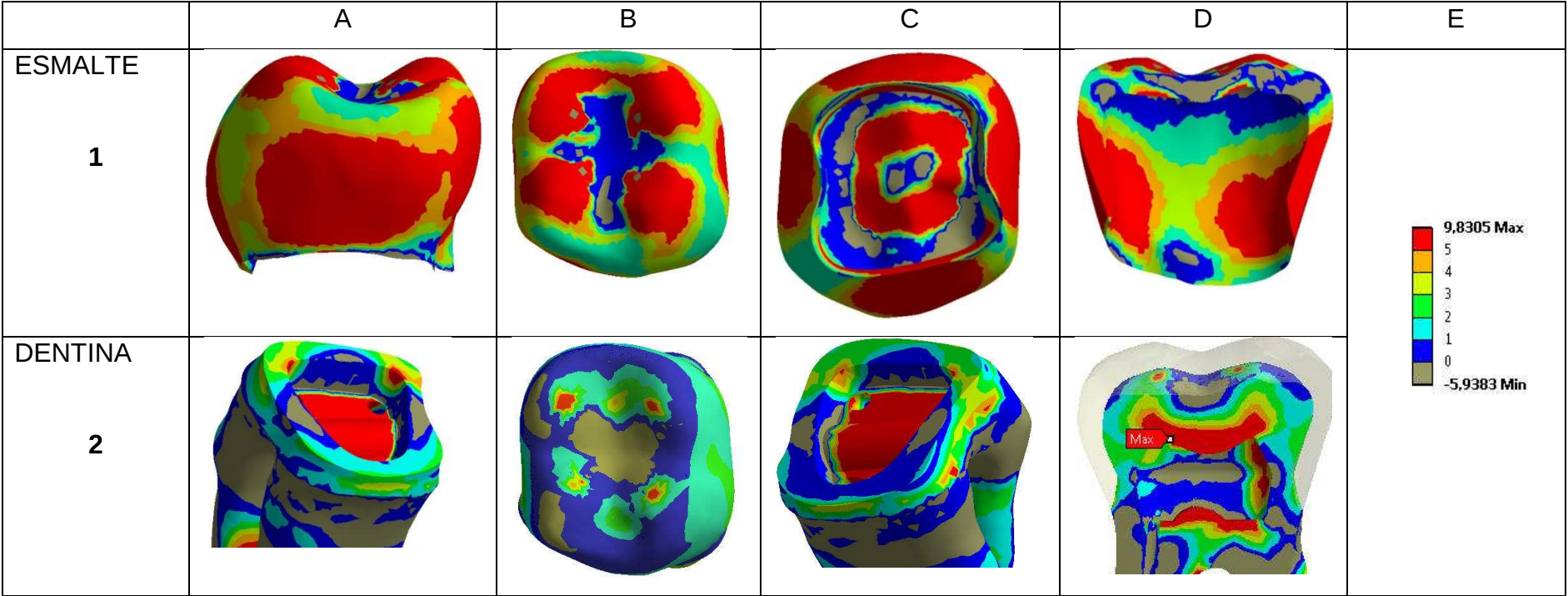


Figura 22 – A, B, C, D. Diferentes vistas da plotagem das tensões de tração em MPa na dentina e esmalte do dente controle; E, a cor vermelha indica o máximo de tensão e a azul o mínimo, o cinza (números negativos) indica tensão de compressão

Após análise comparativa entre a distribuição de tensões nos diferentes grupos experimentais, foram rejeitadas todas as hipóteses nulas do estudo. Essa análise permitiu observar-se que:

- O dente hígido apresentou distribuição de tensões diferente de todos os grupos restaurados com Endocrown. Houve áreas de concentração de tensões localizadas acima do teto da câmara pulpar, abaixo do assoalho dessa mesma câmara e nas áreas côncavas internas das paredes vestibular e lingual do dente hígido (figura 22.2D);

- Quando comparadas as distribuições de tensões entre os diferentes preparos sem envolvimento de cúspides, a presença da crista marginal promoveu diferença significativa na distribuição das tensões. O preparo SeOD (figura 16.1 e 19.1) na dentina, tem uma distribuição mais homogênea (azul e cinza) e com menos riscos para o remanescente. Observou-se concentração maior na área cervical interna (celeste) da parede lingual do preparo (figura 19.1A) coincidindo com a cúspide lingual, a mais debilitada pelas características do preparo cavitário. Além disso, observa-se concentração de tensões de compressão (cinza) na área cervical externa da parede lingual (figura 19.1B). Com relação ao esmalte, as concentrações das tensões foram maiores na parede cervical distal (figura 16.1A) e na parte mais alta das cúspides (figura 16.1D). O preparo SeMOD em dentina apresentou aumento das tensões em geral, e especificamente de toda a parede lingual do preparo e áreas cervicais internas (verde e vermelha) e externas (figura 19.2B e C). Em esmalte se intensificaram as tensões de todas as áreas descritas anteriormente para o SeOD e se adicionaram tensões na cervical do esmalte das cúspides vestibulares, menos afetadas pelo preparo (figura 16. 2A,C);

- Quando comparadas as distribuições das tensões nos preparos com diferentes extensões de envolvimento cuspidéio foram verificados semelhantes padrões. Em dentina, pôde-se observar concentração maior das tensões na área cervical da superfície interna da parede lingual (figura 20.A), além de tensões em toda a periferia da câmara pulpar, tendo no centro áreas de tensões de compressão (figura 20.D). Em esmalte, as partes mais altas das cúspides linguais (figura 17.2D) e a parede cervical distal apresentaram maior concentração de tensão de tração, e a superfície cervical externa da parede lingual, maior concentração de tensões de

compressão. Os diferentes tipos de envoltórios cuspidais anularam a concentração de tensões de tração das cúspides, mas não se evidenciou diminuição das tensões cervicais já descritas (figura 17.D). Todos os preparos com envolvimento em dentina mostram áreas de tensão de compressão na câmara pulpar;

- Quando comparada com as dos outros preparos a distribuição de tensões no preparo com mínimo remanescente coronário, em dentina, apresentou maior área de tensões de compressão distribuídas em todas as paredes cervicais e fundo da câmara pulpar (figura 21.1D), mas as tensões de tração se mantiveram em todas as paredes axiais internas da câmara pulpar (figura 21.1A e C) e a superfície externa do remanescente (figura 21.1B);

- Quando se comparou a distribuição de tensões entre todos os preparos do estudo, o preparo SeOD apresentou o menor risco de fratura devido a sua melhor distribuição de tensões. Quando comparados sem envolvimento e com envolvimento, o grupo SeMOD teve uma distribuição cervical similar a todos os com envolvimento. Nos com envolvimento as cúspides envolvidas anularam as tensões de tração nelas geradas ou alteraram para áreas de compressão.

6 DISCUSSÃO

O método de elementos finitos (MEF) baseia-se na simulação e análise do comportamento de estruturas mediante o desenvolvimento de modelos matemáticos computacionais. Um modelo e suas estruturas são divididos em um número finito de pequenos elementos, cada um com um comportamento físico específico. O total de elementos determina uma malha, a qual vai responder a diferentes cargas em determinadas condições, podendo-se observar a distribuição de tensões nas diferentes estruturas (Wakabayashi et al.²¹ 2008). O MEF auxilia no desenvolvimento e aperfeiçoamento de protótipos, predizendo seu comportamento mecânico, térmico e elétrico, reduzindo custo e tempo de desenvolvimento (Magne¹⁴ 2007; Wakabayashi et al.²¹ 2008). O presente trabalho foi feito a partir de simulações lineares onde o comportamento das estruturas é proporcional no sentido de causa-efeito, assim, por exemplo, se uma força aplicada for duplicada, tensões internas e deformações também o serão (Souza Mota⁴⁷ 2005). O comportamento linear acontece na maioria dos materiais quando forças de pequena amplitude são aplicadas, entretanto ao se aumentar as forças os materiais passam a ter um comportamento não linear requerendo-se alteração para se obter correspondência com a realidade clínica (Wakabayashi et al.²¹ 2008). Foram utilizadas malhas de alta resolução e fidelidade para que a precisão do trabalho fosse adequada. As tensões resultantes nas simulações demonstram as prováveis áreas em que a fratura se iniciará. A resistência da dentina a forças de tração é muito menor do que a forças de compressão, sendo, portanto de maior importância para a presente análise as forças de tração. (Watts et al.⁵⁷ 1987)

O comportamento dos tecidos dentais estudados (esmalte e dentina) tem sido analisado pelo MEF em várias pesquisas e com diferentes variáveis. Assim variadas situações e resultados de testes mecânicos em dentes posteriores foram replicados no MEF e comparados, tendo concordância nos resultados o que valida a confiabilidade do MEF (Magne¹⁴ 2007). A análise pelo MEF depende de informações físico-mecânicas dos tecidos e/ou materiais envolvidos no modelo experimental, além do critério para resolver e interpretar os resultados. Muitas das pesquisas utilizaram critérios como Von Misses ou Mhor Coulomb (Pierrisnard et al.²⁹ 2002, De Jager et al.¹⁵ 2005, Magne¹⁴ 2007, Dejak, Mlotkowski⁴⁰ 2008), critérios esses que

foram originados para a análise de estruturas dúcteis, ou seja, materiais que quando submetidos a cargas tracionais sofrem ampla deformação antes da ruptura (Anusavice⁵⁸ 2005). Quando analisado o comportamento na curva de tensão-deslocamento dos tecidos dentais eles têm uma deformação elástica, mas não a ponto de serem considerados dúcteis (Kinney et al.⁵⁹ 2003). Ou seja, não apresentam ampla deformação elástica quando forças de tração são a eles aplicadas (Anusavice⁵⁸ 2005). Com base nessas informações, nesta pesquisa o critério utilizado foi Rankine, que tem como princípio a solução do comportamento de estruturas frágeis, mais similar ao que pode acontecer no esmalte e a dentina. Neste trabalho realizou-se teste de flexão de três pontos para a obtenção do módulo de elasticidade da cerâmica. As dimensões e anatomia do corpo-de-prova para flexão foram favoráveis para se obter os módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson do material cerâmico, ao contrário das outras estruturas utilizadas no estudo, cujos dados foram retirados da literatura.

Foi simulada a aplicação de uma força de 200 N sobre os modelos experimentais do presente estudo, considerada dentro da faixa funcional (Gibbs et al.⁵³ 1981, Ortug⁵⁴ 2002;). Apesar disso, outras pesquisas utilizaram diferentes magnitudes de forças passíveis de acontecer num indivíduo (Magne, Knezevic⁴³ 2009). Estas magnitudes variam, por exemplo, de acima dos 1000 N em pacientes com bruxismo a inferiores a 200 N, durante o ciclo mastigatório. Não foi objetivo deste trabalho testar a aplicação de diferentes intensidades de forças. mesmo porque, o tipo de análise utilizada no presente estudo (de tipo linear) mostraria mudanças proporcionais às diferentes forças aplicadas, situação que não acontece na realidade, conforme explicado no anteriormente.

De Jager et al.¹⁵ (2005) verificaram, pelo MEF, que a espessura da camada de cimento deve ser tão uniforme e fina quanto possível, podendo-se aumentar a longevidade dessas restaurações. Por este motivo foi simulada cimentação adesiva perfeita nos modelos do presente trabalho com uma espessura fina e homogênea de 25 μm (ANSI/ADA N°6 ISO 9917-1)⁴⁶. Potencialmente, restaurações indiretas completamente aderidas aos tecidos incrementariam a resistência à fratura do dente. As cerâmicas dentais e resinas compostas são muito utilizadas para a restauração de dentes com destruição extensa. Cobankara et al.³ (2008) compararam a resistência à fratura de molares inferiores desvitalizados que foram tratados com

restaurações MOD e recomendaram a utilização de inlay de resina composta de laboratório por apresentar modos de fraturas mais favoráveis, além de maior resistência. Por outro lado, Dejak e Mlotkowski⁴⁰ (2008) utilizaram o MEF para simular inlays de resina composta e cerâmica e concluíram que as restaurações reforçaram a estrutura e que materiais restauradores com maior módulo de elasticidade, como a cerâmica, diminuíram as tensões de tração e cisalhamento na interface de cimento. Na presente pesquisa, foi utilizada uma cerâmica de dissilicato de lítio prensada (IPS e.max press) devido ao seu bom comportamento em relação às resinas compostas. Com respeito a este material restaurador, Stappert et al.³⁷ (2006) desenvolveram um estudo para avaliar a influência do desenho e tipo de preparo sobre a confiabilidade e a resistência à fratura de restaurações posteriores em cerâmicas IPSe.max press de envolvimento parcial submetidas à fadiga. Compararam os resultados destas restaurações cerâmicas de envolvimento parcial com os resultados para inlay cerâmicos e molares não preparados. Os 4 grupos experimentais receberam restaurações cerâmicas com preparos baseados em desenhos de inlay com redução adicional das cúspides de 2 mm em 45° em relação ao plano oclusal, com aumentos sucessivos a cada grupo. Nenhuma fratura foi produzida durante a ciclagem mecânica e esta não promoveu diferenças significativas na resistência à fratura dos corpos-de-prova. Concluíram os autores que as restaurações em cerâmicas para molares mostraram ter resistência à fratura comparável com a dos dentes não preparados. Estes antecedentes justificam a nossa decisão restauradora simulada.

Com relação às características dos preparos cavitários utilizados, tais como as angulações, arredondamentos, e ausência de bisel no ângulo cavo superficial e lisura das paredes, correspondem às sugeridas pelos fabricantes e utilizada em estudos anteriores (Soares et al.³⁸ 2006). A espessura dos envoltimentos modelados foi de 2 mm em 45° de angulação (Stappert et al.³⁷ 2006; Federiln et al.³⁹ 2007). Outras orientações foram obtidas de trabalhos laboratoriais e clínicos que descreveram as características do preparo do tipo Endocrown (Bindl et al.¹³ 2005; Lander, Dietschi²⁰ 2008). A técnica Endocrown propõe uma alternativa terapêutica para dentes tratados com endodontia em que a coroa artificial ocupa o espaço da câmara pulpar para obter retenção e não se intervém nos condutos radiculares para o uso de pino (Bindl, Mörmann¹⁹ 1999; Göhring, Peters³⁰ 2003). As alternativas de

tratamentos restauradores adesivos e a quantidade de desgastes no momento dos preparos cavitários, tanto para dentes vitais como não vitais, vêm sendo discutidas constantemente. Diferentes autores recomendaram que a remoção de estrutura dental desnecessariamente durante o preparo deve ser evitada (Sorensen, Martinoff²³ 1984, Akkayan, Gulmez²⁷ 2002; Akkayan³² 2004). Num estudo clínico longitudinal (Bindl et al.¹³ 2005), concluiu-se que restaurações cerâmicas feitas por sistema CAD/CAM e cimentadas adesivamente, segundo a técnica Endocrown, somente foram aceitáveis para molares e não para pré-molares. Por isso, no presente trabalho, optou-se por analisar diferentes preparos restaurados pela técnica Endocrown, simulados num molar inferior (dente 37), variando-se as extensões de preparos e de envolvimento cuspídeo entre os grupos do estudo, todos com retenção na câmara pulpar, o que é a característica primordial de Endocrown.

De acordo com os resultados obtidos, o dente hígido (controle) apresentou áreas de concentração de tensões localizadas na face interna ao redor da câmara pulpar (Figura 22). Essa localização de tensões parece ser bastante favorável, fornecendo um sistema de proteção natural baseado na informação rápida, direta e efetiva dos tecidos pulparem ao sistema nervoso central quando o dente se encontra submetido a carga. A configuração das diferentes restaurações do estudo, obviamente não tem como reproduzir esta distribuição de tensões nem comportamento pelas remoções de estruturas anatômicas acima da câmara pulpar. Nesse caso, os receptores para estímulos de pressão num dente desvitalizado passariam a ser periodontais. Sendo isto indiscutível, na prática clínica o principal ponto de preocupação é a proteção do remanescente dentário e a resistência que a integração dente–restauração conseguem quando este é submetido a função. Assim Stapert et al.³⁷ (2006) vieram que restaurações inlay e onlay com IPS emax tiveram comportamento semelhante ao dente hígido na resistência a cargas, o que não foi diferente deste trabalho, onde também não houve grandes diferenças entre preparos cavitários da mesma extensão, com e sem envolvimento.

Os preparos utilizados neste estudo propõem uma situação crítica, onde se utilizou a máxima distância intercuspídea, por meio da qual se consegue visualizar a entrada dos condutos radiculares no dente selecionado para este estudo (37) fato que aconteceria no momento do acesso e preparo convencional dum tratamento de

endodontia. Portanto, no momento da restauração a realização ou não do envolvimento cuspídeo poderia ser um procedimento conflitante e em tal situação, um clínico poderia ter dúvidas na decisão da extensão do preparo. Diversos autores afirmaram que a resistência estrutural de um dente depende da quantidade dos tecidos duros e da integridade da forma anatômica (Reeh et al.¹ 1989; Cobankara et al.³ 2008). Por outro lado, tem-se postulado que extensos preparos cavitários precisariam de cobertura das cúspides para impedir sua possível fratura, mesmo com uma restauração adesiva (Burke¹⁶ 1992; Burke et al.¹⁷ 1993). Gonzalez-Lopez et al.⁴ (2006) demonstraram in vitro que quando se eliminou estrategicamente estruturas dentárias, tais como cristas marginais e dentina acima da câmara pulpar, aumentou-se dramaticamente a deflexão das cúspides. Panitvisa e Messer²³ (1995), num estudo onde foram testadas cavidades de extensão MO e MOD tanto como o tamanho de acesso endodôntico aumentados gradualmente, verificaram que a deflexão da cúspide aumentou proporcionalmente ao tamanho da cavidade e do acesso endodôntico indicando como fundamental o envolvimento das cúspides em tais situações. Quando analisados os resultados desta pesquisa obtidos para os grupos sem envolvimento cuspídeo, a ausência das duas paredes proximais (InMOD) aumentou a concentração das tensões de tração nos tecidos remanescentes com maior concentração nas áreas cervicais das cúspides. Pelo contrário, o grupo onde se preservou a parede mesial (SeOD) não apresentou concentração de tensões em áreas críticas, apresentando distribuição de tensões mais segura. Isto concorda com os outros resultados indicando e afirmando a presença da crista marginal e, por conseguinte, da parede proximal como importantes fatores biomecânicos no preparo. Alguns autores mostraram que o extenso preparo MOD em dente tratado endodonticamente pôde causar fraturas cuspídeas se não foi restaurado e sugeriram o envolvimento das cúspides (Reeh et al.¹ 1989, Joynt et al.⁶⁰ 1987). Num relato de caso clínico de Endocrown, o envolvimento das cúspides foi recomendado (Lander, Dietschi²⁰ 2008). Entretanto, os primeiros relatos fizeram Endocrowns em dentes que já tinham uma grande perda da estrutura coronal, portanto, cabendo questionamentos sobre o envolvimento ou não das cúspides (Bindl, Mörmann¹⁹ 1999, Bindl et al.¹³ 2005). Esta pesquisa incluiu em seus grupos diferentes extensões e não foram confirmadas as vantagens do envolvimento das cúspides. Porém, o aumento observado das áreas de tensão de compressão (menos deletérias) acima das cúspides envolvidas dos Onlay é um fator

favorável. Foi também observada uma mínima diminuição da tensão de tração na área cervical interna da cúspide mais débil (palatina). No entanto, as diferenças não são significantes.

As principais limitações e sugestões que derivam de nosso trabalho para futuras variáveis e aprofundar em diferentes aspectos. Por tanto acreditamos importante a realização de novos testes mecânicos de tração e compressão para à obtenção dos módulos de elasticidade e coeficiente Poisson que ajudem a alimentar o MEF, procurando métodos para a obtenção de corpos-de-prova inalterados podendo obter os módulos de elasticidade e coeficiente Poisson corretos e representativos além de testar deferente materiais restauradores diretos e indiretos, os quais possuem módulos de elasticidade diferentes que poderiam ter uma influencia na distribuição das tensões nas diferentes estruturas dos modelos

Do ponto de vista funcional e clínico seria importante analisar diferentes variáveis como a localização dos pontos de contato, tentando simular contatos só na restauração, só no dente ou uma mistura de ambas, assim como os mesmos em movimento excêntricos com o intuito de testar situações oclusais diferentes como em pacientes com mordida cruzada u outras; no tipo ou desenho do envolvimento cuspídeo ,o utilizado foi de tipo plano mas na literatura podemos observar outros que ferulizam totalmente as cúspides procurando aumentar a estabilidade da restauração mas na sua execução temos uma maior perda de tecido.

Concentrar o analise de distribuição de tensões na camada de cimento adesivo torna-se interessante, já que preparos cavitarios pouco retentivos como para Endocrown precisariam da estabilidade de esta camada no tempo, e por ser um material frágil poderia ter se afetado por concentrações de tensões freqüentes e não necessariamente de elevada intensidade. Assim também compara restaurações tipo Endocrown com técnicas convecionais como a utilização de pinos e núcleos de preenchimento acima dos mesmos remanescentes dentários.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia proposta e com os resultados obtidos, dentro das limitações do presente estudo pôde-se concluir que:

1. A integridade das estruturas naturais do dente hígido, como assoalho da câmara pulpar e cristas marginais, demonstraram sua efetividade na distribuição de tensões favorável a qual não é recuperada pela utilização de restaurações;

2. A presença de reparos anatômicos como cristas marginais ou uma parede proximal foram importante fator para beneficiar a biomecânica do remanescente dental confirmando que a conservação das mesmas favoreceria os prognósticos da Endocrown;

3. O envolvimento cuspídeo não forneceu um melhor prognóstico da situação quando comparado a preparos cavitários mais conservadores.

REFERÊNCIAS*

1. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1989 Nov;15(11):512-6.
2. Saleh AA, Ettman WM. Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *J Dent*. 1999 Jan;27(1):43-6.
3. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Oper Dent*. 2008 Sep-Oct;33(5):526-33.
4. González-López S, De Haro-Gasquet F, Vílchez-Díaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. *Oper Dent*. 2006 Jan-Feb;31(1):33-8.
5. Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1972 Oct;34(4):661-70.
6. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod*. 1992 May;18(5):209-15.
7. Papa J, Cain C, Messer HH. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*. 1994 Apr;10(2):91-3.
8. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int*. 2007 Oct;38(9):733-43.
9. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):397-416..
10. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies. *Quintessence Int*. 2008 Feb;39(2):117-29.
11. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*. 1998 Jan;26(1):1-20.
12. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TR. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent*. 2002 Sep;88(3):297-301.

*De acordo com a norma do Programa de pós-graduação em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline

13. Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. *Int J Prosthodont*. 2005 May-Jun;18(3):219-24.
14. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007 May;23(5):539-48.
15. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater*. 2005 Mar;21(3):242-51.
16. Burke FJ. Tooth fracture in vivo and in vitro. *J Dent*. 1992 Jun;20(3):131-9.
17. Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent*. 1993 Nov-Dec;18(6):230-6.
18. Fonseca RB, Fernandes-Neto AJ, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *J Prosthet Dent*. 2007 Oct;98(4):277-84.
19. Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent*. 1999 Autumn;1(3):255-65.
20. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int*. 2008 Feb;39(2): 99-106.
21. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008 Jul;36(7):463-71.
22. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res*. 1958 Aug;37(4):710-8.
23. Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod*. 1995 Feb;21(2):57-61.
24. Studer S, Lehner C, Brodbeck U, Schärer P. Short-term results of IPS-Empress inlays and onlays. *J Prosthodont*. 1996 Dec;5(4):277-87.
25. Baratieri LN, Andrada MA, Arcari GM, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent*. 2000 Aug;84(2):180-4.
26. Cöttert HS, Sen BH, Balkan M. In vitro comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *Int J Prosthodont*. 2001 Jul-Aug;14(4):374-8.

27. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002 Apr;87(4):431-7.
28. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2002 Jun;22(3):241-9.
29. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002 Oct;88(4):442-8.
30. Göhring TN, Peters OA. Restoration of endodontically treated teeth without posts. *Am J Dent.* 2003 Oct;16(5):313-7.
31. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift EJ Jr, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *J Prosthet Dent.* 2003 Jun;89(6):551-7.
32. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004 Aug;92(2):155-62.
33. Kükrer D, Gemalmaz D, Kuybulu EO, Bozkurt FO. A prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months. *Int J Prosthodont.* 2004 Jan-Feb;17(1):17-23.
34. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005 Feb;93(2):164-70.
35. Krämer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005 Mar;21(3):262-71.
36. Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity- a scanning electron microscopic study. *Clin Oral Investig.* 2005 Mar;9(1):8-17.
37. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc.* 2006 Apr;137(4):514-22.
38. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2006 Jun;95(6):421-9.
39. Federlin M, Krifka S, Herpich M, Hiller KA, Schmalz G. Partial ceramic crowns: influence of ceramic thickness, preparation design and luting material on

- fracture resistance and marginal integrity in vitro. *Oper Dent.* 2007 May-Jun;32(3):251-60.
40. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent.* 2008 Feb;99(2):131-40.
 41. Plotino G, Buono L, Grande NM, Lamorgese V, Somma F. Fracture resistance of endodontically treated molars restored with extensive composite resin restorations. *J Prosthet Dent.* 2008 Mar;99(3):225-32.
 42. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):433-49.
 43. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int.* 2009 Feb;40(2):125-33.
 44. Lindhe J, Karring T. Anatomia do Periodonto. *Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral.* Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1997. p. 25.
 45. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Ed. Quintessence Publishing Company; 1985. p.199-209
 46. American Dental Association. Reports of councils and bureaus. Revised American National Standard Institute/American Dental Association Specification No. 96. For Dental Water-Based Cements; 1995.
 47. Souza Mota J L. Utilização do método dos elementos finitos para a análise do comportamento biomecânico do ligamento periodontal. (dissertação). Curitiba: Faculdade de Engenharia da UFPR; 2005.
 48. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW Jr, Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol.* 2001 Feb;46(2):173-83.
 49. Rees JS, Jacobsen PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials.* 1997 Jul;18(14):995-9.
 50. Lettry S, Seedhom BB, Berry E, Cuppone M. Quality assessment of the cortical bone of the human mandible. *Bone.* 2003 Jan;32(1):35-44.
 51. Giesen EB, Ding M, Dalstra M, van Eijden TM. Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. *J Biomech.* 2001 Jun;34(6):799-803.

52. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elem Anal Des*. 2001 Aug;37(8):587-601.
53. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443-9.
54. Ortug G. A new device for measuring mastication force. *Ann Anat* 2002; 184:393-6.
55. Garcia MR., Romero PM. Criterios de rotura y plastificación. In: Garcia MR et al. *Resistencia de Materiales*. Espanha. Ed. Universitat Jaume, 2002. P. 173-188.
56. Bottino MA, Salazar-Marcho SM, Leite FP, Vásquez VC, Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. *J Prosthodont*. 2009 Jul;18(5):417-20.
57. Watts DC, el Mowafy OM, Grant AA. Temperature-dependence of compressive properties of human dentin. *J Dent Res*. 1987 Jan;66(1):29-32.
58. Anusavice KJ. *Materiais dentários*. 11ed. Madrid. Ed Elsevier; 2005. parte III, p. 258.
59. Kinney JH, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. *J Dent Res*. 2003 Dec;82(12):957-61.
60. Joynt RB, Wieczkowski G Jr, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent*. 1987 Apr;57(4):431-5.

ANEXO

Tabela de dados de tensão/deslocamento do teste de flexão

Corpo-de-prova	Força F	Deslocamento Б
1	82,56	0,083
2	84,46	0,093
3	66,96	0,095
4	78,51	0,096
5	89,77	0,103
6	74,15	0,08
7	69,47	0,087
8	68,2	0,072
9	91,95	0,092
10	75,06	0,095
11	70,38	0,08
12	70,7	0,088
13	78,83	0,1
14	94,45	0,132
15	69,15	0,008

Tabela 2 – Dados do teste de flexão. F, indica força plicada;
Б, deslocamento