

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Bruno Rodrigues Reis

**Influência da configuração cavitária e tipo de
material restaurador no comportamento
biomecânico de pré-molar superior.**

Análise por elementos finitos.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Uberlândia – MG

2010

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Bruno Rodrigues Reis

**Influência da configuração cavitária e tipo de
material restaurador no comportamento
biomecânico de pré-molar superior.**

Análise por elementos finitos.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Uberlândia – MG

2010

Bruno Rodrigues Reis

Influência da destruição parcial de estrutura dental e material restaurador no comportamento biomecânico de pré-molar superior análise por elementos finitos.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca examinadora:

Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares – Faculdade de Odontologia - UFU

Prof. Dr. Carlos José Soares – Faculdade de Odontologia - UFU

Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins – Universidade Estadual de Campinas

Uberlândia – MG

2010



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

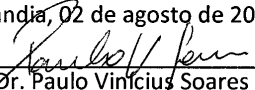
AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902

(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA DEFESA DE MESTRADO DO CD BRUNO RODRIGUES REIS DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.

Às quatorze horas do dia **02 de agosto** do ano de **dois mil e dez**, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo candidato **BRUNO RODRIGUES REIS** com o título: ***Influência da configuração cavitária e tipo de material restaurador no comportamento biomecânico de pré-molar superior análise por elementos finitos.*** O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Ressaltamos a presença do Convidado para participar da mesa Examinadora, o Magnífico Reitor da Universidade Federal de Uberlândia, Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, que teceu considerações importantes sobre o trabalho do aluno, o que muito contribuiu para enriquecimento da apresentação. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

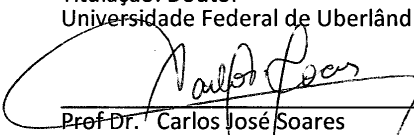
Uberlândia, 02 de agosto de 2010.


Prof. Dr. Paulo Vinicius Soares

Titulação: Doutor

Universidade Federal de Uberlândia – UFU

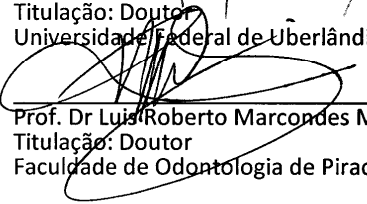

Aprovado/Reprovado


Prof. Dr. Carlos José Soares

Titulação: Doutor

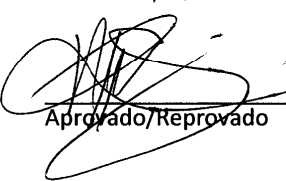
Universidade Federal de Uberlândia - UFU


Aprovado/Reprovado


Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins

Titulação: Doutor

Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP


Aprovado/Reprovado

Dedicatória

À Deus, obrigado Senhor por me amparar em todos os momentos da minha vida e iluminar meus caminhos e escolhas. Obrigado pela oportunidade de estar aqui e por todas as pessoas maravilhosas que o senhor colocou ao meu lado. Hoje realizo um sonho, sonho encorajado e abençoado por ti.

À minha família, ao meu pai **Agnaldo** e mamãe **Nílvia**, obrigado pelo apoio e incentivo que vocês me proporcionam. Obrigado pelos sacrifícios feitos por este sonho, que é nosso. Agradeço pelos princípios familiares e de conduta que vocês me ensinaram e que conduziram minhas decisões. À minha irmã, **Larinha** de quem tanto me orgulho e que torce por mim de maneira incondicional. Todas as minhas conquistas são dedicadas a vocês, pois vocês são a base destas conquistas. Espero retribuir todo incentivo e carinho com vitórias que são nossas. Vocês são o que de mais importante tenho em minha vida, amo muito vocês.

À Fabrícia, obrigado por demonstrações de carinho e dedicação demonstrada a mim nesse período. Obrigado pela ajuda e companherismo que foi fundamental neste trabalho. Diante todos os desafios encontrados, juntos nós vencemos! Essa etapa se torna ainda mais especial por ter você na minha vida.

Agradecimentos Especiais

Ao professor Dr. Paulo Vinícius Soares

Obrigado pela confiança depositada em mim. Agradeço muito por você ter se preocupado com cada etapa da minha formação profissional e colocado, na medida certa, barreiras que muito me ensinaram. Obrigado também por comemorar cada etapa vencida durante esse caminho. Você é um exemplo a ser seguido, o melhor amigo, companheiro e orientador que eu poderia ter. Todo o meu carinho a sua família, Cida, Paulo Vitor, João Vitor, Carol, Clara e Rita. Obrigado por tudo! Desejo trabalhar com você durante muito tempo.

Ao Professor Carlos,

Você foi meu professor, meu orientador, meu co-orientador, meu conselheiro, meu amigo. Você é um exemplo de líder. Exemplo de esforço, dedicação e agregação. Tenho muito orgulho de trabalhar junto a você, e assim poder espelhar meus atos nos seus. Obrigado pela oportunidade, pela preocupação e cuidado com a minha formação. Se hoje cheguei até aqui isso se deve, grande parte, aos seus conselhos. Conselhos estes, os quais segui com veemência e me orgulhei de ouvi-los já que eles eram baseados em princípios familiares semelhantes aos que eu tive em casa. Obrigado pelos momentos de convívio em seu ambiente familiar junto com a Pri, Bruna e Marcelo. Alegro-me de estar concluindo uma etapa na qual você foi a primeira pessoa a me dar uma oportunidade. Agradeço por confiar em mim. Que Deus continue iluminando, sua família e seus caminhos!

Ao Professor Alfredo, obrigado pela confiança e oportunidades. Uma pessoa que mesmo ocupando um lugar de destaque continua a ser humilde. Dedicado e atencioso com essa escola da qual muito me orgulho. Estarei sempre à disposição para trabalhar e poder retribuir a confiança depositada.

Aos professores e amigos Murilo Menezes e Paulo César, trabalhar junto com vocês foi um prazer, amigos de confiança e professores exemplares. Espero retribuir toda a disposição que vocês tiveram sempre que precisei. Podem contar sempre comigo. Obrigado.

Aos professores Hugo e Rodrigo, obrigado pela amizade e dedicação confiadas a mim durante a graduação. Vocês foram importantes na minha formação acadêmica. Desejo a vocês uma carreira de sucesso

Às professoras Veridiana Novaes, Gisele Silva, obrigado pelos ensinamentos e amizade. Vocês contribuíram efetivamente na minha formação.

À Priscilla Barbosa Soares, Pri, obrigado pelo carinho e amizade. Sempre fui muito bem recebido na sua casa. Deixo aqui meu abraço aos seus pais. Agradeço pela torcida e companherismo. Desejo a você muito sucesso e que Deus ilumine sempre você e sua família.

Ao Professor Paulo Simamoto, obrigado por ser sempre tão disponível e acessível. Agradeço pelas primeiras oportunidades que foram me concedidas por você. Obrigado pela contribuição na qualificação. Espero continuar a conviver e trabalhar ao seu lado.

Aos professores Roberto Elias e Paulo Quagliatto, aprendi muito com vocês e agradeço pelos ensinamentos tão valiosos.

Aos professores Ricardo Prado, Flávio Domingues Neves, Adérito Soares da Mota, Denildo de Magalhães, tenho orgulho de ter sido aluno de vocês e graduado de uma instituição que vocês trilharam e conquistaram juntos. É uma honra estar ao lado de vocês, estarei sempre à disposição para trabalhar e dar continuidade ao que vocês conquistaram. Obrigado.

Aos professores Marcio Teixeira, Célio, Marlete, Biffi, Luis Carlos, João Edson, Andréa, Sergio Vitorino, Marcio Magno. Obrigado pelos ensinamentos e pela convivência.

Ao professor Luis Roberto Marcondes Martins, obrigado por participar e contribuir de maneira tão efetiva como membro da banca na defesa da dissertação.

Aos meus grandes amigos George, Luis Raposo, João Paulo Lyra, João Paulo Gabiru, Lucas, Bruno Barreto, obrigado aos meus amigos do dia-a-dia, amigos leais com quem dividi todos os momentos deste período. Obrigado pelo companherismo, parceria e oportunidade de crescimento junto a vocês.

As amigas Marininha, Andréa, Carol Castro e Fernanda, a companhia de vocês foi muito importante em vários momentos. Obrigado por serem amigas féis e com quem pude contar. Vai ser sempre um prazer trabalhar junto a vocês.

Aos amigos Crisnicaw, Rodrigo Jaíba, Aline, Euridsse, Talita, Lucas Zago, Germana, Michelle Mundim, Lorraine, obrigado pela amizade, parceria e convívio saudável.

As alunos(as) da IC; Geovana, Lívia, Juliana, Camila, Bruna, Laís, Anaísa, Rogério Cossa (Moçambique), Paula, obrigado pela ajuda e pela oportunidade de crescimento com a co-orientação de vocês. Vencemos juntos os desafios do dia-a-dia.

Aos meus amigos da graduação: Igor, Alexandre, Daniel, Silas, Bárbara, Renato, Rafael Máximo. Obrigado por torcerem por mim e por me ajudarem sempre que precisei. Contem sempre comigo.

Aos funcionários, Abigail, Zélia, Graça, Dagma, Advaldo, Adriana, Selma, Angêla, Auxiliadora, Suzy, Ilton, Nelson, Lilian. Obrigado pela ajuda, atenção e carinho que foram importantes nesta etapa da minha vida.

Aos amigos do CTI: Pedro Noritomi, Taka, Jorge, César (Grilo), Mineiro, Coragem, Viviane. Trabalhar junto a vocês foi um prazer. Obrigado pela paciência e tenham certeza da minha torcida pelo sucesso de vocês.

A Mara (3M- ESPE) e Patrícia (Angelus), obrigado pela confiança e por saber que posso contar com vocês.

À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Odontologia, e ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, por me proporcionar a concretização deste sonho. Tenho orgulho de ter me formado nesta escola e levarei sempre o nome desta instituição.

Às empresas Angelus, 3M-Espe, KGSorensen, pela doação de materiais. Agradeço a confiança e disponibilidade.

À CAPES e FAPEMIG, pelo estímulo a pós-graduação que são importantes na formação de muitas pessoas.

Ao CTI, pela disponibilidade e disposição para com o meu trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	- 1 -
RESUMO	- 3 -
ABSTRACT	- 5 -
1. Introdução	- 7 -
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	- 12 -
2.1Preparo cavitário e material restaurador	- 12 -
2.2Elementos Finitos.....	- 15 -
2.3 Avaliações clínicas e morfologia de pré-molares	- 27 -
3. PROPOSIÇÃO	- 31 -
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	- 34 -
4.1 Geração de modelo tridimensional	- 34 -
4.2 Simulação das formas de tratamento.....	- 37 -
4.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições do carregamento e geração de resultado	- 37 -
5. Resultados	- 51 -
5.1 Preparos Inlay	- 51 -
5.2 Preparos Onlay	- 52 -
6. Discussão.....	- 60 -
7. Conclusões	- 68 -
8.Referências	- 70 -

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MEV – Microscopia eletrônica de varredura

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

mm^2 – Unidade de área (milímetro quadrado)

R – Unidade de raio

° - Unidade de angulação (grau)

°C - Unidade de temperatura (graus Celsius)

h – Unidade de tempo (hora)

min – Unidade de tempo (minuto)

s – unidade de tempo (segundo)

mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

% - Porcentagem

N - Unidade de força - carga aplicada (Newton)

MPa – força / área (MegaPascal)

GPa – força / área (GigaPascal)

E – módulo de elasticidade / módulo de Young

γ – coeficiente de Poisson

3D - tridimensional

Fig. – Figura

K_t - fator concentrador de tensões

CAD - Computer Aided Design

CAE - Computer Aided Engineering

RESUMO

RESUMO

A necessidade de recobrimento de cúspide e a relação do preparo cavitário e material restaurador são fatores de importância na prática clínica e em estudos laboratoriais. O objetivo deste trabalho foi, por meio do método de elementos finitos 3D, analisar o comportamento biomecânico de pré-molares superiores variando o tipo de preparo e material restaurador. Por meio de scaneamento de um pré-molar de anatomia média, foi gerado modelo simulando um pré-molar superior. Posteriormente foram simulados preparos inlay e onlay e estes restaurados com materiais de propriedades semelhantes a resina composta (16.6 Gpa); resina laboratorial (18.8 Gpa); cerâmica reforçada com dissilicato de lítio (102 Gpa); cerâmica reforçada com leucita (65 Gpa). Foi simulado carregamento de 50 N em cada vertente triturante das cúspides vestibular e palatina. Concluiu-se que, quanto maior o módulo de elasticidade menor tensão é transferida a estrutura dental. Entretanto, materiais de módulo de elasticidade muito maior que os da estrutura dental em cavidades inlays, não apresentam adequada concentração de tensão. Os modelos que utilizaram cerâmica reforçada com leucita demonstram um comportamento biomecânico mais próximo ao dente hígido.

Palavras chave: Recobrimento de cúspide; Onlay; Inlay; Cerâmica; Resina Composta; Método de elementos finitos.

ABSTRACT

ABSTRACT

The need for coating cusp and ratio of cavity preparation and restorative material are important factors in clinical practice and laboratory studies . The aim of this study was, through the finite element 3D method , to analyze biomechanical behavior of maxillary premolars ranging the type of preparation and restorative material. Through scanning of a premolar with anatomy average model was generated simulating a premolar, Were subsequently simulated inlay and onlay preparations and restored with these material properties similar to composite resin (16.6 GPa); resin laboratory (18.8 GPa) reinforced ceramic with lithium disilicate (102 GPa); reinforced ceramics with leucite (65 GPa). Was simulated load of 50 N in each side grinding of buccal and palatal cusp. It was concluded that, materials with higher modulus of elasticity transfer less stress for tooth structure. However, materials with modulus of elasticity much larger than dental structure in cavities inlays, not present adequate stress concentration. The models that used reinforced ceramics with leucite show a behavior biomechanical closest to healthy teeth.

Key-words: Coating cusp; Onlay, Inlay, Ceramics, Composite Resin, Finite Elements Method.

INTRODUÇÃO

1. Introdução

Para que o dente possa receber cargas fisiológicas e executar sua função em plenitude, um complexo integrado atua na distribuição de tensões e deformações em seu interior e deve funcionar de maneira adequada (Abo-Hamar et al., 2005). Este complexo é constituído pelo esmalte e pela dentina, estruturas de característica mecânicas diferentes, mas que atuam protegendo-se mutuamente, unidos pela junção amelo-dentinária (Giannini et al., 2004). Diante da perda de estrutura dental em decorrência da cárie, trauma ou preparo cavitário, este estado de tensões e deformações é modificado (Soares et al., 2009). O procedimento restaurador deve atuar no sentido de devolver o comportamento biomecânico de maneira similar ao dente hígido (Soares et al., 2008b).

Baseado neste fato, os procedimentos restauradores tornam-se necessários para garantir função, estética, aliviar sensibilidade, prevenir patologias pulpares e garantir a permanência de dentes estruturalmente comprometidos em adequada função na cavidade bucal. Um fato controverso diante da reabilitação de dentes posteriores, é o limite definido entre a indicação de técnica direta e o emprego de técnicas restauradoras indiretas, envolvendo fatores estéticos, biomecânicos, anatômicos e financeiros (Soares et al., 2006).

Se tratando da reabilitação de pré-molares superiores, um adequado planejamento da reabilitação deve ser realizado e deve ter como base a quantidade de estrutura perdida, já que estes dentes são os dentes posteriores com o maior índice de fraturas na cavidade bucal (Tamse et al., 1999; Cohen et

al., 2006). A razão disto, provavelmente, é devido a sua localização na cavidade oral em região de intensas cargas mastigatórias, além da menor quantidade de estrutura quando comparado aos molares, desproporção coroa raiz e constricção cervical. Isto justifica o fato de serem estes responsáveis pela maiorias das fraturas verticais em dentes posteriores(Tamse et al., 1999; Cohen et al., 2006). A técnica restauradora para tais dentes deve combinar o equilíbrio entre a minimização do risco de fratura do dente e maximização/reabilitação da função dos mesmos(Lin et al., 2001; Fennis et al., 2004).

O material restaurador deve mimetizar as estruturas dentais perdidas, esmalte e dentina. Para isto, o módulo de elasticidade do material semelhante à estrutura que se reabilita, apresenta-se como uma propriedade importante, pois esta característica reflete na longevidade do procedimento reabilitador por resultar em distribuição de tensão mais uniforme. Para substituir esmalte e dentina perdidos o ideal seria que dois materiais diferentes fossem utilizados, mas na maioria dos casos, apenas um deles é escolhido (Abe et al., 2001; Chung et al., 2004).

As resinas compostas apresentam-se como materiais restauradores adequados, devido, principalmente à capacidade de adesão às estruturas dentais (Soares et al., 2008d) e princípios de conservação máxima de estrutura para confecção de preparos (Soares et al., 2008c). Contudo, apresentam desvantagens como: altos valores de contração de polimerização (Suliman et al., 1993), profundidade de polimerização limitada(de Camargo et al., 2009),

dificuldades na definição dos contatos proximais, reprodução anatômica e acabamento e polimento adequados (van Dijken, 2000). De forma a suprir essas desvantagens, as restaurações indiretas livres de metal, como resinas processadas em laboratório, têm sido amplamente utilizadas. Uma polimerização mais efetiva, realizada em ambiente laboratorial por meio de luz, calor e pressão conferem melhores propriedades físicas e mecânicas a estas restaurações (Burke & Qualtrough, 1994). Em contrapartida, apresentam baixa estabilidade de cor e a sua capacidade de se deformar e transmitir tensões ao dente pode levar a fraturas mais desfavoráveis quando comparado a um dente restaurado com restauração cerâmica (Soares et al., 2008c).

As cerâmicas dentais são consideradas materiais restauradores com características estéticas desejáveis, tais como translucidez e fluorescência (Kelly et al., 1996). Elas também são biocompatíveis, têm alta resistência a compressão e seu coeficiente de expansão térmica é similar ao esmalte (Soares et al., 2006). Entretanto, são frágeis sob tração, tornando-os suscetíveis a fraturas durante os procedimentos de cimentação e/ou ajuste oclusal (Soares et al., 2006). Quando realizadas reabilitações com restaurações cerâmicas, diante cargas compressivas, o material por apresentar alto módulo de elasticidade e alta dureza (Magne & Belser, 2003), concentra as tensões no seu interior e na maioria dos casos falha coesivamente, não envolvendo a estrutura dental (Soares et al., 2008c). Recentemente, as cerâmicas têm evoluído no sentido de reforçar sua estrutura e assim ampliar seu uso. O sistema IPS Empress 2 foi introduzido como sendo

indicado para coroas unitárias, fixas de 3 elementos inlays, onlays e facetas (Yamanel et al., 2009). Este sistema possui como constituinte principal dissilicato de lítio como reforço a matriz vítrea (Ozen et al., 2007).

Para o estudo de estruturas dentais e materiais restauradores diretos e indiretos, os ensaios mecânicos destrutivos apresentam-se como importantes meios de análise dental em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade (Soares et al., 2006; Soares et al., 2008c). Entretanto, este método apresenta limitações sobre o comportamento ultra-estrutural do complexo dente-restauração no momento da aplicação de carga, e em razão destas cargas, são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, podendo ultrapassar o regime elástico e atingir a ruptura da estrutura, pela formação e propagação de trincas (Soares et al., 2008b). Sendo assim, para análise da interferência de pequenos fatores no processo restaurador é necessário a associação de ensaios destrutivos e metodologias não-destrutivas (Reeh et al., 1989) ou computacionais (Ausiello et al., 2001; Magne, 2007). O método de elementos finitos tem sido amplamente empregado, com efetividade, em muitas pesquisas para investigar os efeitos da distribuição de tensão em diversas situações reabilitadoras (Raposo et al.; Santos et al.; Coelho et al., 2009; Silva et al., 2009; Soares et al., 2009), bem como o mecanismo pelo qual ocorre o início de uma falha.

Diante deste contexto, gera-se a hipótese que o tipo de material restaurador e o recobrimento ou não de cúspide funcional influencie no comportamento biomecânico de pré-molares superiores.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Preparo cavitário e material restaurador

Gonzalez-Lopez et al., 2006, realizaram estudo para avaliar a deflexão de cúspides de pré-molares com redução seqüencial de estrutura e a relação desta com a magnitude da força oclusal. Para cada redução de estrutura era aplicada as cargas de 50,100 e 150 N e mensurada a deflexão de cúspide. Os autores concluíram que deflexão de cúspide foi observada para o dente hígido só quando a carga de 150 N. A medida em que houve maior redução de estrutura menor foi o valor de carga necessário para promover deflexão das cúspides.

Soares et al., 2006, realizaram estudo no qual foi avaliado a relação de diferentes preparos cavitários com restauração cerâmica reforçada com leucita. Para isto o autor executou diferentes níveis de preparo envolvendo inlays e onlays com caixas oclusais amplas ou estreitas, envolvendo o recobrimento de 1, 2 ou todas as cúspides. Foi realizado carregamento oclusal compressivo com esfera de 6 mm de diâmetro até a fratura. Posteriormente o padrão de fratura foi analisado. O autor encontrou que os dentes hígidos obtiveram maiores valores de resistência a fratura. Não foi encontrada relação entre o recobrimento de cúspide e aumento de resistência a fratura e os padrões de fratura envolveram somente a restauração.

Fonseca et al., 2007, estudaram a influência da remoção de estrutura dental na resistência a fratura e padrão de fratura de terceiros molares restaurados com resina laboratorial. Foram realizados preparos inlay e onlay com recobrimento de 1,2 ou todas as cúspides e variado a amplitude da caixa oclusal com sendo estreita ou ampla, para todos os preparos. Os autores não encontraram diferença nos valores de resistência a fratura entre os grupos restaurados, estes se diferenciaram apenas dos hígidos. Em relação ao padrão de fratura 85% do total das fraturas envolveram dente/restauração e somente 15% envolveram apenas a restauração. Ainda, 27,5% tiveram falhas envolvendo a raiz. Os autores concluem que o recobrimento de cúspide quando da restauração envolvendo resinas laboratoriais não é indicado.

Magne & Knezevic, 2009, avaliaram a influencia do material restaurador e carregamento na resistência a fadiga de molares tratados endodonticamente e com preparos overlays. Trinta molares foram submetidos a tratamento endodôntico e preapros padronizados e restaurações com resina composta e cerâmica foram realizadas. Os dentes foram submetidos a ciclagem mecânica. Os autores concluíram que as restaurações cerâmicas tenderam a falhar mais precocemente que os materiais resinosos.

Soares et al., em 2008, realizou trabalho que teve por objetivo avaliar o comportamento biomecânico de pré-molares superiores humanos por meio de análise da distribuição de tensões (elementos finitos), deformação da estrutura dental (extensometria), resistência à fratura e análise do padrão de fratura. O autor

analisou a relação entre perda de estrutura e morfologia radicular de pré-molares. Foram selecionados 40 pré-molares superiores, distribuídos em 4 grupos correspondentes a posição da furca radicular (n=10): Uni – unirradiculares; FA – birradiculares com furca localizada no terço apical da raiz; FM– birradiculares com furca no terço médio da raiz; FC – birradiculares com furca no terço cervical da raiz. Foi realizado em cada um dos dentes sete tipos seqüenciais de remoção de estrutura: H-hígido; O- preparo oclusal; OD- preparo disto-oclusal; MOD- preparo mésio-ocluso-distal; MODAc- MOD + Acesso endodôntico, TE- tratamento endodôntico e RC- restauração em resina composta. Observou-se que a remoção de estrutura dental favoreceu maior acúmulo de tensões e deformação. A morfologia da raiz influenciou no padrão de deformação das cúspides e região proximal. As amostras que apresentavam furca localizada na região cervical demonstraram os maiores valores de deformação e o padrão de fratura foi mais desfavorável, envolvendo na maioria das vezes (80%) a porção radicular.

Mehl et al., 2004, verificaram a influência do material restaurador(cerâmica ou resina composta) em cavidades MOD após fadiga térmica e mecânica e resistência a fratura. Os autores concluíram que valores de gap marginal foram maiores após a ciclagem sendo maior para os grupos de resina composta. Os valores de resistência a fratura foram maiores para o grupo das cerâmicas. A maioria das falhas para os dois materiais envolveram fratura do dente e material restaurador. O autor ainda afirma que o risco de fratura do remanescente dental é altamente dependente do módulo de elasticidade e as

resinas compostas por possuir menor módulo de elasticidade se deformam e carregam a estrutura dental aumentando a chance de falha da mesma.

2.2 Elementos Finitos

Wright & Yettram, 1979, realizaram um estudo objetivando analisar a distribuição de tensões em dentes pilares de próteses unitárias e próteses parciais fixas. Modelos de elementos finitos foram utilizados de forma a verificar a influência da propriedade mecânica do ligamento periodontal quando da aplicação de carga nas direções: vertical, oblíqua e horizontal variando a quantidade de osso alveolar e união dos dentes. A splintage dos dentes induziu a uma maior dissipação das tensões, e a quantidade de osso alveolar também demonstrou ser fator de influência.

Toparli et al., 1999, realizaram estudo para analisar o comportamento biomecânico, por meio de elementos finitos, de um pré-molar superior restaurado. Foram simulados modelos restaurados com amálgama e resina confeccionados sobre ionômero de vidro e a distribuição das tensões foi avaliada a partir de cargas proveniente de forças mastigatórias e da expansão dos materiais restauradores utilizados neste estudo. Os autores demonstraram a importância da associação entre análise numérica de elementos finitos e ensaios mecânicos laboratoriais, utilizando para a geração e análise de modelos linguagem computacional FOURTRAN 77. Os autores demonstraram, ainda, neste estudo as

vantagens que adesão do material restaurador à estrutura dental apresenta para reforçar o dente.

Ausiello et al., 2001, confeccionaram um modelo de elementos finitos 3D de pré-molar superior hígido, adicionalmente foram simulados preparos cavitários e restaurações adesivas MOD. A validação dos modelos de elementos finitos foi executada baseada na comparação de cálculos teóricos e dados experimentais. Diferentes rigidez foram consideradas para o sistema adesivo e materiais restauradores. Foram consideradas duas condições de tensão: 1) tensões advindas da contração de polimerização e 2) tensões resultantes de tensões da contração combinadas com forças oclusais verticais. Três diferentes casos foram analisados: um dente com preparo MOD, um dente com preparo MOD restaurado com resina composta de alto valor de módulo de elasticidade (25GPa) e um dente com preparo MOD restaurado com uma resina composta de baixo valor de módulo de elasticidade (12,5GPa). O movimento de cúspides induzido pela contração de polimerização e forças oclusais funcionais foi analisado. O movimento das cúspides foi maior para a resina mais rígida advinda da contração de polimerização, a movimentação das cúspides tenderam a ser menor para a resina mais flexível nos casos das resinas com aplicação de força oclusal. Este estudo de elementos finitos 3D para analisar restaurações adesivas indicou que os valores de módulo de elasticidade para os materiais restauradores são pontos essenciais no sucesso da restauração. Falhas prematuras advindas das tensões

de contração de polimerização e forças oclusais podem ser prevenidas por meio de uma seleção criteriosa dos materiais restauradores.

Magne & Belser, 2003, realizaram um estudo utilizando o método de elementos finitos 2D, de forma a avaliar a flexão de cúspide e tensão na interface dente/restauração em molares superiores. Foram avaliados 3 materiais restauradores e o tipo do preparo. Os modelos receberam preparos inlay e onlay com desgastes conservadores e amplos e foram testado restaurações com resina composta de baixo (10 Gpa) e alto módulo de elasticidade(20 Gpa) e cerâmica feldspática convencional (78 Gpa). Foi aplicada um carregamento de compressão oblíquo de 25 Newtons em cada cúspide. Os autores encontraram um distribuição de tensão em um padrão semelhante para todos os modelos, entretanto os matérias de menor módulo de elasticidade demonstraram uma redução na tensão no material acompanhada de um aumento na tensão transferida ao dente e interface. Independente do material restaurador, os modelos de onlays apresentaram prioritariamente áreas de compressão enquanto as inlays áreas de tração. Os autores concluíram, ainda, que os modelos de dentes restaurados com materiais resinosos exibiram maior flexão de cúspide do que o cerâmico e que materiais de baixo módulo de elasticidade causam maior tração na interface.

Ausiello et al., 2004, analisaram por meio do método de elementos finitos em 3D a influência de procedimentos restauradores em pré-molares superiores com cavidades inlay. Os autores concluíram que materiais cerâmicos de alto módulo de elasticidade causam concentrações de energia severas em

dentes com preparos inlay e que materiais resinosos induzem a distribuição de tensão mais uniforme.

Fennis et al., 2005, realizaram um estudo com o objetivo de verificar o efeito de uma carga oclusal em dentes restaurados com resina composta com e sem recobrimento de cúspide, por meio de elementos finitos. Para isto foi gerado um modelo tridimensional de pré-molar de forma a reproduzir condições de teste *in vitro* para testes de resistência a fadiga. Os autores concluíram que o recobrimento de cúspide com resina composta demonstrou menor probabilidade de falha que os sem recobrimento e que a falha na interface é mais provável que a falha do material restaurador.

Romeed et al., 2006, analisaram a diferença de comportamento biomecânico de um pré-molar superior restaurado com coroa total com condições de carregamento similares em análise bi e tridimensional de elementos finitos. Foi verificado que as diferenças nos resultados de deslocamento e distribuição das tensões principais dos modelos 2D e 3D foi representada pela diferença geométrica dos modelos. Assim, concluiu-se que a análise com modelos bi-dimensionais pode ser, prioritariamente utilizada, na investigação de aspectos-chave do comportamento de uma restauração em único elemento. Contudo, em certas situações a combinação de simulações bi e tri-dimensionais podem permitir melhor entendimento do comportamento biomecânico de estruturas dentais complexas, pois, modelos mais sofisticados são necessários para compreensão de unidades complexas.

Magne em 2007, descreveu um método rápido para geração de modelos de elementos finitos para estruturas dentais e restaurações por meio de escaneamento micro-CT de um molar hígido que foi digitalizado e os contornos de superfície do esmalte e dentina foram confeccionados após a segmentação do dente com base na densidade de pixels usando um sistema de controle interativo de imagens. Arquivos de estereolitografia (STL) de esmalte e dentina foram, então, remodelados para reduzir a densidade de malha e importados em um software de prototipagem rápida, onde as operações booleanas foram utilizadas para garantir a congruência de malha, interface (limite amelodentinário) e simular diferentes preparos cavitários (preparo MO / MOD, acesso endodôntico) e restaurações (em cerâmica feldspática (inlays) e resina composta). Os outros componentes da estrutura dental foram importados de um pacote de software de elementos finitos para criar modelos 3D sólidos. O potencial de uso do modelo foi demonstrado através da análise não-linear para simular o contato oclusal. A deformação de cúspide foi medida em diferentes etapas de reparação e correlacionadas com dados experimentais existentes para a validação e otimização do modelo. Cinco modelos diferentes foram validados por dados experimentais existentes. A abertura das cúspides (entre cúspides mesiais) com aplicação de carga de 100 N, variou de 0,4 microns para o dente restaurado, 9-12 microns para MO, cavidades MOD, com 12-21 microm para cavidades com acesso endodôntico. A cimentação de uma restauração adesiva MOD em cerâmica resultou em 100% de recuperação da rigidez das cúspides (0,4 micron de ampliação de cúspide a 100 N), enquanto

a restauração de resina composta permitiu uma recuperação parcial da cúspide de estabilização (1,3 microns de ampliação de cúspide a 100 N). O método descrito pode gerar detalhes tridimensionais válidos por meio de modelos de elementos finitos de um molar com cárie e diferentes materiais restauradores. Este método é rápido e pode ser facilmente utilizado para aplicações médicas (e odontológicas).

Dejak et al., 2007, realizaram um estudo para verificar a influência na distribuição de tensão de preparos inlays e onlays em modelos de elementos finitos restaurados com cerâmica. A obtenção do modelo em 2D foi obtido a partir da secção transversal de um dente e auxiliado por livros de anatomia e 8 modelos(4 inlay e 4 onlay) foram gerados com diferentes níveis de desgastes. As restaurações onlays parecem permitir uma melhor distribuição de tensão que as inlays.

Lin et al., 2008, realizaram uma estudo para investigar biomecanicamente utilizando o método de elementos finitos a interação entre material restaurador, preparo cavitário, espessura de cimento, e substituição de cúspide por material restaurador. As variáveis deste estudo foram: material restaurador (resina composta laboratorial, cerâmica reforçada, cerâmica vítrea), preparo cavitário(redução de 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm da altura da cúspide palatina), espessura da linha de cimento (50µ m, 100 µm, 150 µm). Foi utilizado o critério de tensão máxima para análise. Os resultados indicam que a tensão no material restaurador é primeiramente influenciada pelo próprio material restaurador. O preparo cavitário usado foi o principal fator que influenciou na

distribuição de tensão no remanescente dental. Concluiu-se que materiais de baixo módulo de elasticidade apresentam uma mais favorável performance biomecânica e deve ser pelo menos 1,5 mm para reduzir valores de tensão críticos quando o tratamento com cobertura de cúspide é considerado. A linha de espessura de cimento afeta ligeiramente o comportamento mecânico da restauração.

Dejak & Mlotkowski em 2008, realizaram um estudo comparando as tensões geradas em molares com preparos inlays restaurados com resina composta e cerâmica por meio de análise de elementos finitos (3D). Para isto foram gerados 7 modelos de primeiro molar inferior: IT- dente hígido; UT: cavidade MOD sem restauração; CRTI- cavidade inlay restaurada com resina composta de módulo de elasticidade 5.4 GPa; CRIH- cavidade inlay restaurada com resina composta de módulo de elasticidade 9.5 GPa; CRIC- cavidade inlay restaurada com resina composta de módulo de elasticidade 14.5 GPa; CRIZ- cavidade inlay restaurada com resina composta de módulo de elasticidade de 21 GPa; CI- cavidade inlay restaurada com cerâmica de módulo de elasticidade 65 GPa. Cada modelo foi submetido a uma força de compressão oclusal de 200 N. A tensão foi calculada na camada de cimento resinoso e tecidos dentários. Foi utilizado o critério de Mohr-Coulomb. Quanto menor os valores segundo esse critério, maior a resistência daquela estrutura a falha ou seja uma menor a chance de falhar. Também foram mensuradas as tensões de cisalhamento e tensão máxima para análise da interface. O autor demonstrou que para os dentes hígidos baixos

valores do critério de Mohr-Coulomb foram encontrados e o local de maior concentração de tensão é o sulco oclusal e que baixos valores são apresentados na dentina. A cerâmica por ser um material de maior módulo de elasticidade concentrou maiores valores do critério de Mohr-Coulomb do que as resinas compostas. Maiores valores de tensão de cisalhamento na interface foram encontradas para as resinas em especial as de menores módulos de elasticidade. Menores valores de critério de Mohr-Coulomb foram encontrados nas camadas de cimento adjacentes aos materiais cerâmicos.

Yamanel et al., 2009, estudaram a influência do material restaurador na distribuição de tensão em preparos inlays e onlays por meio de método de elementos finitos em 3D. Foram criados modelos inlay e onlay que foram restaurados com resinas compostas e cerâmicas. A análise foi realizada por meio de critérios de Von Mises, tensão de tração e compressão. Analisando a distribuição de tensão na estrutura dental e segundo Von Mises, os maiores valores foram observados para os dentes restaurados com a resina composta Filtek Supreme (módulo de elasticidade de 12,7 Gpa) para ambos preparos cavitários. Ainda para o esmalte as resinas compostas demonstraram maiores valores de tração e as cavidades inlay, de forma geral, demonstram ser mais tracionadas que os preparos onlay. Ao analisar os materiais restauradores os maiores valores de tensão, para todos os critérios de falha, foram observados para as cerâmicas. Quanto maior foi o módulo de elasticidade do material, maior foi a

tensão presente no mesmo e menor a tensão transferida a estrutura dental. O autor ainda conclui que os preparos onlay tendem a proteger a estrutura dental.

Soares PV, et al em 2008 realizou um trabalho que avaliou o comportamento biomecânico de pré-molares superiores humanos por meio de análise por elementos finitos, deformação da estrutura dental e resistência à fratura, variando a morfologia radicular e o preparo cavitário. Quarenta 40 pré-molares superiores com foram selecionados e distribuídos em 4 categorias de morfologia radicular diferentes (n=10): Uni – uniradiculares; FA – biradiculares com furca presente no terço apical da raiz; FM– biradiculares com furca presente no terço médio da raiz; FC – biradiculares com furca presente no terço cervical da raiz. Cada amostra recebeu sete tipos seqüenciais de remoção de estrutura: H- hígido (controle), O- oclusal; OD- disto-oclusal, MOD- mésio-ocluso-distal, MOD+A acesso endodôntico, TE- tratamento endodôntico e RC- restauração com resina composta. Observou-se que a remoção de estrutura dental favoreceu a um maior acúmulo de tensões e deformação. O tipo de morfologia radicular influenciou no padrão de deformação de cúspide e face proximal, sendo a furca cervical o fator mais importante no aumento dos valores de deformação. A furca presente no terço cervical e sulcos profundos das faces proximais promoveram maior incidência de fraturas severas.

Magne & Oganessian em 2009(a), investigaram e propoaram um novo método para geração de modelos tridimensionais de dentes. Dados de tomografia computadorizada, estereolitográficos, e uma superfície de orientação de

malhagem automática foram usados para geração de modelos de elementos finitos de pré-molar com diferentes preparos ocluso-proximais e correspondentes a restaurações utilizando resina composta. Uma carga oclusal de 150 N foi aplicada e dados de modelos experimentais foram utilizados para validação do modelo. O modelo testado foi eficiente e validado para uso em geração de modelos de elementos finitos.

Magne & Oganessian, em 2009(b), realizaram um estudo objetivando mensurar a flexão de cúspide de pré-molares superiores com diferentes materiais restauradores e contatos oclusais pelo método de elementos finitos. Modelos de pré-molar foram desenvolvidos por meio de dados de tomografias computadorizadas. Foi confeccionada cavidade MOD e esta restaurada com cerâmica e resina composta. Foram simulados contatos como se fosse aplicada uma carga por uma esfera de 4,5 mm, 6,5 mm e 9,5 mm de diâmetro. Os autores concluíram que os dentes restaurados com cerâmica apresentaram comportamento biomecânico similar ao dente hígido e menor deflexão de cúspide, a flexão de cúspide foi maior para os modelos restaurados com resina composta. Sobre a influência do contato oclusal, as menores deformações foram encontradas quando o contato foi somente sobre a restauração e o pior estado de distribuição das tensões foi encontrado quando o contato foi sobre a interface dente/restauração, correspondente a esfera de 6,5 mm.

Magne em 2010, realizou um estudo com o objetivo de investigar e descrever um método eficiente de prototipagem virtual para análise de

restaurações onlays em molares tratados endodonticamente utilizando resina composta e cerâmica. Foi gerado um modelo de molar inferior por meio de tomografia computadorizada. Os contornos de superfície do esmalte e da dentina foram realizados após a segmentação do dente com base na densidade de pixels usando um software interativo de processamento de imagens médicas. Porção radicular, material de base e 3,0 mm de espessura foi criada fusão formas primitivas. Os modelos 3D obtidos em software de elementos finitos (Marc/Mentat) foram submetidos a análise não linear de 200 e 700 N. Utilizando o critério da máxima tensão principal foram encontrados valores 30% maiores na oclusal da restauração cerâmica do que nas restaurações em resina composta. Quando de cargas de 700 N tensões foram encontradas a nível radicular do modelo. Para os modelos restaurados com resina composta tensões foram encontradas a nível da junção cimento esmalte quando da carga de 700 N. Para a carga de 200N não foram encontradas diferenças para os 2 materiais restauradores na tensão máxima principal na sulcos oclusais. O autor conclui que em altas cargas as restaurações cerâmicas têm probabilidades mais altas de causar fraturas radiculares que as restaurações com resina composta e que o método usado apresenta-se de forma positiva para utilização na metodologia de elementos finitos.

Jiang et al., 2010, realizaram um estudo para verificar a relação o preparo cavitário e o tratamento endodôntico por meio do método de elementos finitos. Para isto foi gerado modelo de molar inferior com cavidades inlay e onlay e

simulado a presença ou ausência de tratamento endôntico. As cavidades foram restauradas com 3 materiais restauradores diferentes: resina composta, cerâmica feldspática e coroa metálica de liga de ouro, de módulos de elasticidade de 19 Gpa, 65 Gpa, 96.6 Gpa respectivamente. Os autores concluíram que os dentes desvitalizados apresentam maior sobrecarga observados pelo altos valores de tensão. E que as onlay de resina compostas apresentam tensões induzem a um padrão de distribuição favorável. Materiais de módulos de elasticidade mais baixo induzem a uma distribuição de tensão mais uniforme.

Chatvanitkul & Lertchirakarn em 2010, investigaram e compararam a distribuição de tensões em raízes dentárias com diferentes níveis de curvatura restaurados com diferentes retentores intra-radulares e materiais restauradores, por meio de uma análise de elementos finitos. Dezesseis modelos 3D foram confeccionados baseados na anatomia de um segundo pré-molar inferior: Modelo 1 – dente hígido; Modelo 2- Dente com tratamento endodôntico e restaurado com resina composta; Modelo 3 – Dente com tratamento endodôntico, núcleo de preenchimento em resina composta e coroa metalocerâmica; Modelo 4 – Dente com tratamento endodôntico, pino de fibra de vidro e núcleo de preenchimento em resina composta; Modelo 5 – Dente com tratamento endodôntico, núcleo metálico fundido e núcleo de preenchimento metálico. Para os quatro grupos com restaurações foram analisadas 3 tipos de curvatura radicular com 15°, 30° e 45°. Foi aplicada uma força de 50N em cada modelo. As tensões de compressão e tração foram analisadas. O padrão de distribuição de tensão em relação aos níveis

de curvatura radicular (15°, 30° e 45°) tiveram pouco efeito. Quando o módulo de elasticidade dos retentores intra-radiculars e dos materiais de preenchimento foram similares ao da dentina radicular, as tensões de tração foram menores e concentraram na superfície externa do canal radicular. Os materiais com alto valor de módulo de elasticidade tiveram as tensões de tração aumentadas e concentradas no retentor intra-radicular e no ápice deste. A adequada restauração de pré-molares inferiores tratados endodonticamente e com limites de perda de estrutura deve ser realizada com resina composta preenchendo o terço cervical do canal radicular. Mas, quando os retentores intra-radiculars são indicados, o pino de fibra de vidro e núcleo de preenchimento de resina composta devem ser os materiais de escolha para a restauração.

2.3 Avaliações clínicas e morfologia de pré-molares

van Dijken em 2000, avaliou a longevidade de restaurações em 11 anos. Foram observadas restaurações em preparos inlay e onlay com resina composta realizada direta e indiretamente. Foram confeccionadas com restaurações de resina composta indireta e 34 de resina direta em 40 pacientes. As restaurações foram avaliadas clinicamente, segundo os critérios modificados do USPHS, anualmente durante um período de 11 anos. Das 96 restaurações indiretas inlays / onlays e 33 restaurações diretas avaliadas em 11 anos, 17,7% das restaurações indiretas inlay / onlay grupo e 27,3% diretas foram classificadas como inaceitáveis. A diferença na longevidade não foi estatisticamente significativa. As principais

razões para o insucesso para as restaurações indiretas inlays / onlays e restaurações diretas foram fratura (8,3 e 12,1%, respectivamente), o desgaste oclusal em áreas de contato (4,2 e 6,1%, respectivamente) e cárie secundária (4,2 e 9,1%, respectivamente). Oito das restaurações não aceitáveis indiretas inlays / onlays e cinco das restaurações diretas foram substituídas, enquanto as outras foram reparadas com resina composta. Inaceitável desgaste foi observado em áreas de contato oclusal de seis restaurações, em pacientes bruxômeros grave. Para outras restaurações desgaste oclusal não foi encontrado. Não foi encontrada diferença entre as restaurações diretas e indiretas inlays / onlays. A adaptação marginal das restaurações indiretas continuavam satisfatórias até o fim do estudo. Foi observado para a resina composta direta inlay / onlay excelente adaptação marginal e baixa frequência de cárie secundária em pacientes com alto risco de cárie. Nenhuma melhoria aparente das propriedades mecânicas foram obtidas pela polimerização adicional. Além disso, a diferença na taxa de falha técnica entre a resina composta direta e indireta não foi grande, indicando que a técnica indireta é mais demorada e cara. As restaurações indiretas inlay e onlay são recomendadas em cavidades de classe II de pacientes de alto risco de cárie com margem cervical em dentina.

Tamse et al., 1999, avaliaram clinicamente a presença de fraturas verticais em dentes tratados endodonticamente. Foram analisados noventa e dois dentes nessas condições, por meio de exame clínico e radiográfico, antes e após serem extraídos. Foi observado que segundos pré-molares superiores e as raízes

mesiais de molares inferiores foram as regiões mais comumente acometidas pelo tipo de fratura deste estudo. Somado a isto em 67,4% foi observado bolsa periodontal e em 34,8% presença de fistula foi observada. Esta era mais freqüentemente próxima à margem gengival do que na área apical. Concluiu-se que achados como radiolucência lateral, bolsa isolada e fistula localizada próxima à região coronal podem auxiliar os clínicos a obterem diagnósticos precisos na maioria dos casos.

Tamse et al., 2000, em estudo morfométrico avaliou o sulco presente na raiz vestibular dos primeiros pré-molares superiores. Os autores demonstraram que esse sulco era observado com sendo presente em 97% das amostras. As raízes vestibulares foram seccionadas em fatias de 1,0 mm de espessura para realização de medições morfométricas. Foi encontrado que a invaginação mais profunda do sulco estava em média a uma distância 1,18 mm da bifurcação. A distância média da invaginação mais profunda para as paredes do canal foi de 0,81 mm. Assim, os autores concluíram que a utilização de instrumentos rotatórios para alargamento desses canais com invaginações pode ser muito perigosa e que pinos com formato cilíndrico são contra-indicados nessa região.

Cohen et al., 2006, avaliaram dentes com presença de fraturas verticais no longo eixo do dente. Diferentes variáveis foram investigadas e a sua correlação avaliada estatisticamente com a presença de fraturas radiculares verticais. Os autores avaliaram gênero, localização do dente, idade, achados clínicos, radiográficos, bruxismo e condição pulpar. Os autores realizaram a coleta de

dados de três diferentes endodontistas em três regiões diferentes, compreendendo a um total de 277 dentes analisados. Os autores concluíram que as fraturas verticais de raiz são estatisticamente mais prevalentes nos molares inferiores e pré-molares superiores. Geralmente as fraturas nesses dentes estão associadas à perda óssea, dor à percussão, restaurações extensas e tendem a ocorrer mais em pacientes idosos do sexo feminino. Além disso, os autores observaram, também, que as fraturas verticais de raiz não estão necessariamente relacionadas com a perda óssea periapical, alargamento do ligamento periodontal, características pulpares particulares ou bruxismo.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

A proposta deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de pré-molares superiores por meio de análise pelo método de elementos finitos em 3D variando:

- Tipo de preparo cavitário:
 - o Inlay;
 - o Onlay com recobrimento de cúspide funcional
- Tipo de material restaurador:
 - o Resina composta;
 - o Resina processada laboratorialmente;
 - o Cerâmica reforçada com leucita
 - o Cerâmica Reforçada com Dissilicato de Lítio

MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho aplicou o método de elementos finitos 3D para análise do comportamento biomecânico mensurando o campo de tensões em modelos numéricos virtuais que simulam diversas condições restauradoras de pré-molares superiores com diferentes preparos cavitários. O método utilizado para geração do modelo teve como base a tese de doutorado:

- *Autor: Soares, P.V., Ano: 2008, Título: Análise do complexo tensão-deformação e mecanismo de falha de pré-molares superiores com diferentes morfologias radiculares e redução seqüencial de estrutura dental. Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP) – Unicamp.*

4.1 Geração de modelo tridimensional

Os dentes utilizados como base para geração dos modelos deste estudo foram extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com indicação de exodontia por problemas que nada tem haver com este estudo e a coleta foi executada com prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa desta mesma instituição (217/06). Os dentes foram visualizados em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha de aumento) e os que eram hígidos, livres de trincas ou desgastes e cárie, foram armazenados em solução de água destilada a 37°C. Após mensuração das medidas coronárias

com um paquímetro digital, no sentido vestibulo/lingual e mesio/distal e descartado os pré-molares que apresentavam dimensões que desviavam de 5% da média, foi selecionado um pré-molar de dimensões médias e anatomia coronária favorável que serviu como padrão para a construção do modelo hígido e posterior simulação das formas de tratamento (Figura 2). Posteriormente, o dente foi posicionado em Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil). Este aparelho gerou o contorno externo do dente, por meio de calibração em 0,2mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície dental (Figura 3). A geometria externa obtida foi arquivada em arquivos do tipo *.STL (Stereolitográficos) em computador ligado ao sistema do scanner (Figura 4).

Após a obtenção da geometria externa da coroa e raiz (Figura 4), a raiz do pré-molar foi protegida com cera utilidade e o esmalte mergulhado em solução de ácido clorídrico a concentração de 10% de maneira que apenas o esmalte da coroa permanecesse em contato com ácido clorídrico e este fosse totalmente removido. Assim após degradação em solução do ácido durante 10 minutos a remoção do esmalte foi confirmada por meio de análise em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha). Observou-se também a preservação de estrutura de dentina coronária e radicular e manutenção da rede de fibras colágenas e arcabouço dental. Novamente o scaneamento foi realizado, agora objetivando a obtenção da geometria externa na dentina coronária (Figura 4). Após isto, o dente

foi cortado no seu longo-eixo de forma a realizar o scaneamento também da porção pulpar.

Os arquivos armazenados sob formato *.STL do esmalte, dentina e polpa foram exportados para software de modelagem Bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional que serviu como padrão do dente hígido e sobre o qual foi simulado as diversas condições de tratamento restaurador. Para modelagem as principais regiões dentais são inicialmente traçadas (colo dental, equador protético, cristas marginais, etc). E com o objetivo de facilitar a geração do modelo foram geradas sobre o arquivo *.STL linhas denominadas superfícies NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline), próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagens. Sobre o arquivo *.STL foram selecionados alguns pontos de regiões estratégicas que serviram de referência para geração de linhas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas linhas, e levando em conta a referência dos principais marcos anatômicos, foram geradas as superfícies dos modelos (Figura 5). Posteriormente, foram gerados os volumes das estruturas internas e externas e o modelo da câmara pulpar do dente de referência (Figura 6). As diferentes formas de tratamento que definem as variáveis em estudo também foram geradas neste software, estas serão melhor detalhadas a seguir. Foi realizada a simulação do ligamento periodontal e inclusão em cilindro de resina de poliestireno, simulando condições realizadas geralmente em estudo laboratoriais. O ligamento periodontal foi simulado com espessura de 0,3mm. Todas as estruturas seguiram medidas pré estabelecidas do elemento padrão

(Figura 7 e 8). O dente foi embutido em resina de poliestireno com ligamento periodontal conforme descrito por (Soares et al., 2005). Posteriormente foi seccionado de forma a permitir a mensuração das medidas de espessura de esmalte para as diversas regiões (Figura 8).

4.2 Simulação das características do tratamento

Foram gerados 9 modelos de opções restauradoras com diferentes materiais restauradores e tipos de preparos cavitários e um modelo hígido considerado como controle. As cavidades confeccionadas nos dentes foram do tipo inlay e onlay com recobrimento da cúspide funcional. As cavidades seguiram padrão de forma obtido através do preparo utilizando uma ponta diamantada 2131(KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). A inclinação das caixas oclusais e proximais foram, também, definidos pela configuração da ponta diamantada e portanto 6° graus de inclinação (Figura 9). As dimensões das cavidades estão descritas na Figura 09. A anatomia oclusal das restaurações, reproduziram a mesma forma da anatomia oclusal do dente hígido (Figura 10).

4.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições do carregamento e geração de resultado

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados para um software de pré-processamento (FEMAP, NoranEngineering, USA) e a malha de cada estrutura foi gerada empregando elemento sólido do tipo quadrático

tetraédricos com 10 nós (Figura 11). A malha foi controlada empregando-se ferramentas específicas do software de pré-processamento de forma a se obter malha homogênea e com adequada congruência e conectividade entre as estruturas geradas. A quantidade de elementos e nós dos modelos estão descritos na Tabela 2. A análise empregada foi do tipo estrutural, linear e elástica para tal todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas. Para isto, é ainda necessário a obtenção dos módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson que estão descritos na Tabela 1. Foram definidas as condições de contorno, simulação dos contatos entre estruturas como sendo perfeitamente unidas, restrição do modelo e aplicação de carga (Figura 12). Foi aplicado um carregamento de 50N em cada vertente triturante das cúspides vestibular e lingual, em regiões previamente demarcadas e padronizadas no modelo. O contato foi simulado de forma a reproduzir condições realizadas em ensaios laboratoriais de resistência a fratura, ou seja, como se uma esfera de 4,0mm de diâmetro fosse empurrada contra o dente (Figura 12). A restrição do modelo foi realizada na base e superfície lateral do cilindro. Os modelos foram exportados para o núcleo de processamento do software (NeiNastran, NoranEngineering, USA). Para análise dos resultados foi empregado critério de associação de tensões máximas principais e tensões equivalentes de Von Mises.

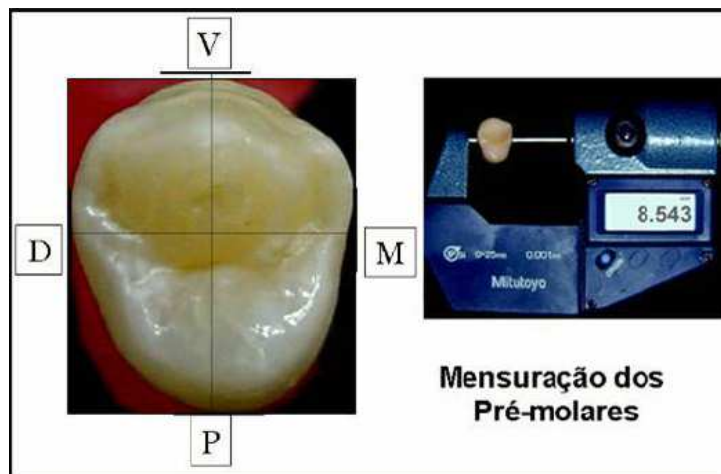


Figura 1. Cálculo das médias das distâncias vestíbulo-lingual (VL) e mésio-distal (MD) com paquímetro digital, para obtenção de pré-molar de dimensões medianas para servir como padrão para geração de modelo de CAD.

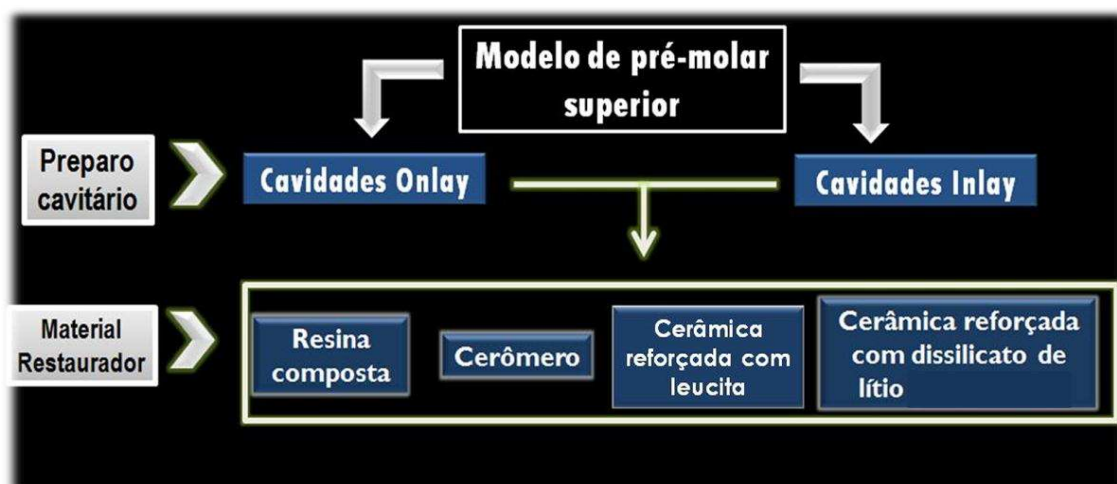


Figura 2. Esquema da divisão dos grupos experimentais, no qual foram variados o preparo cavitário em função de diferentes materiais restauradores.

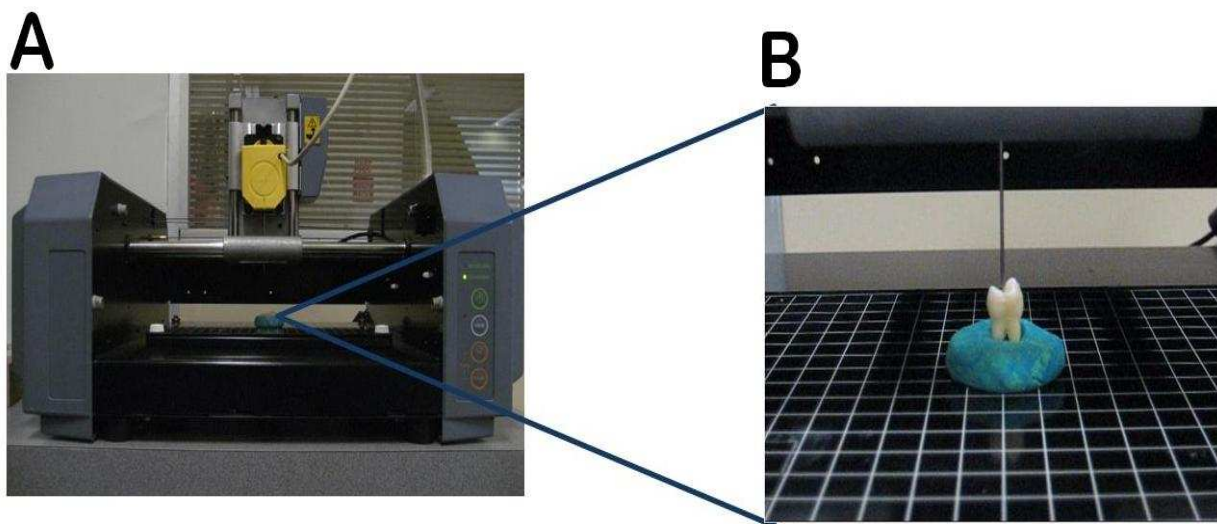


Figura 3. **A-** Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil); **B-** Escaneamento com ponta calibrada para mensurar detalhes de 0,2 mm.

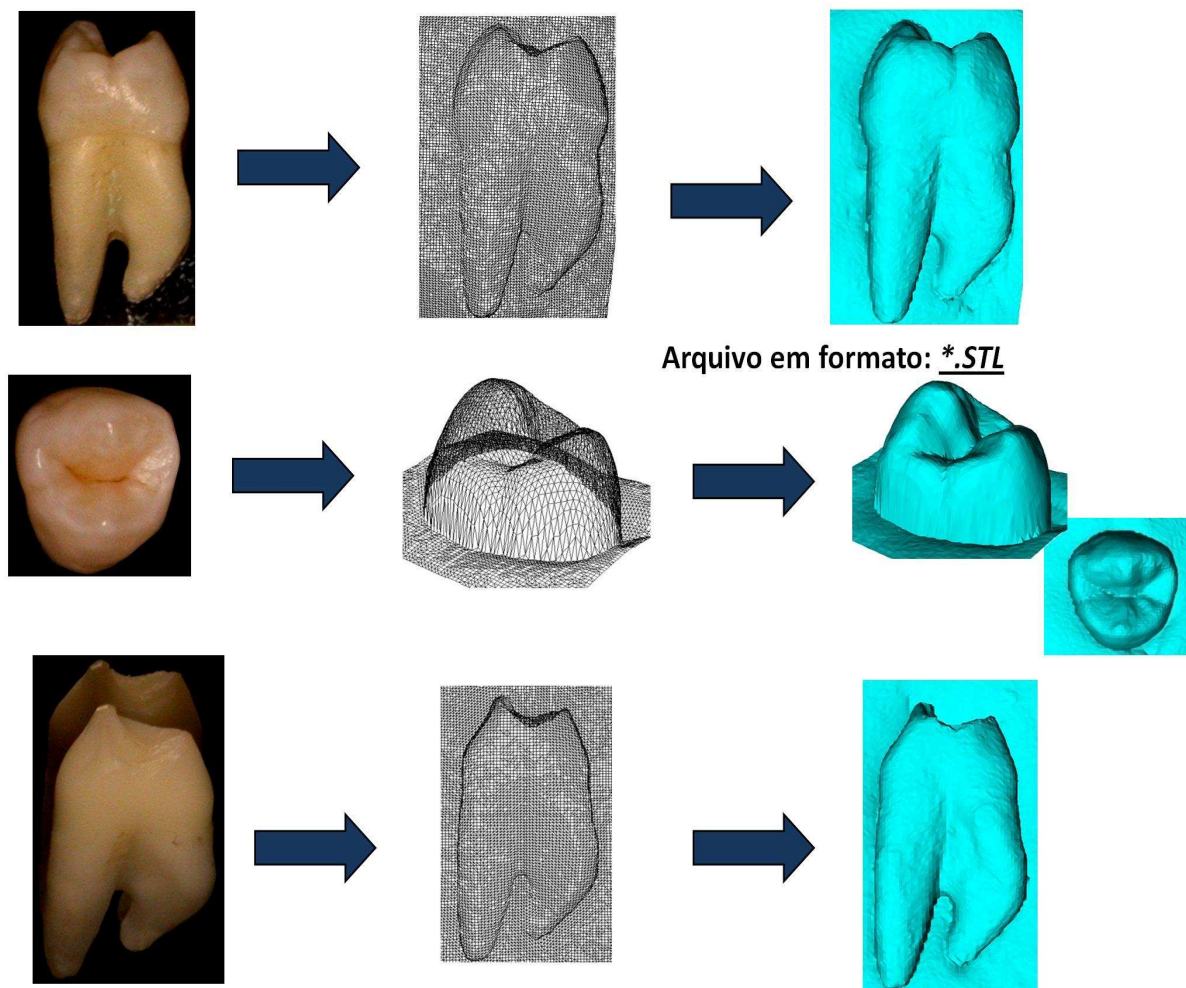


Figura 4. Escaneamento de esmalte e dentina e geração de arquivo STL*.

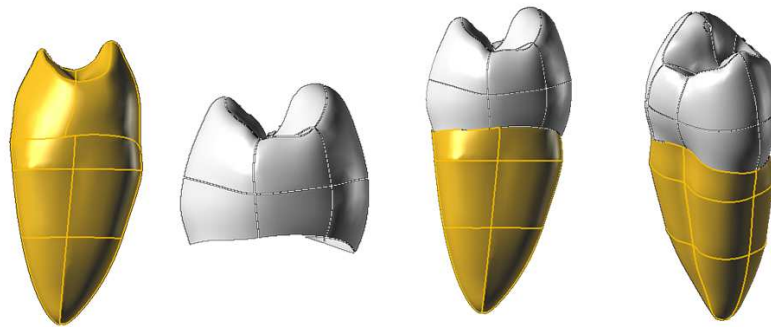


Figura 5. Geração de modelo híbrido baseado nos principais marcos anatômicos e com auxílio de ferramenta específica do programa (Superfícies NURBS).

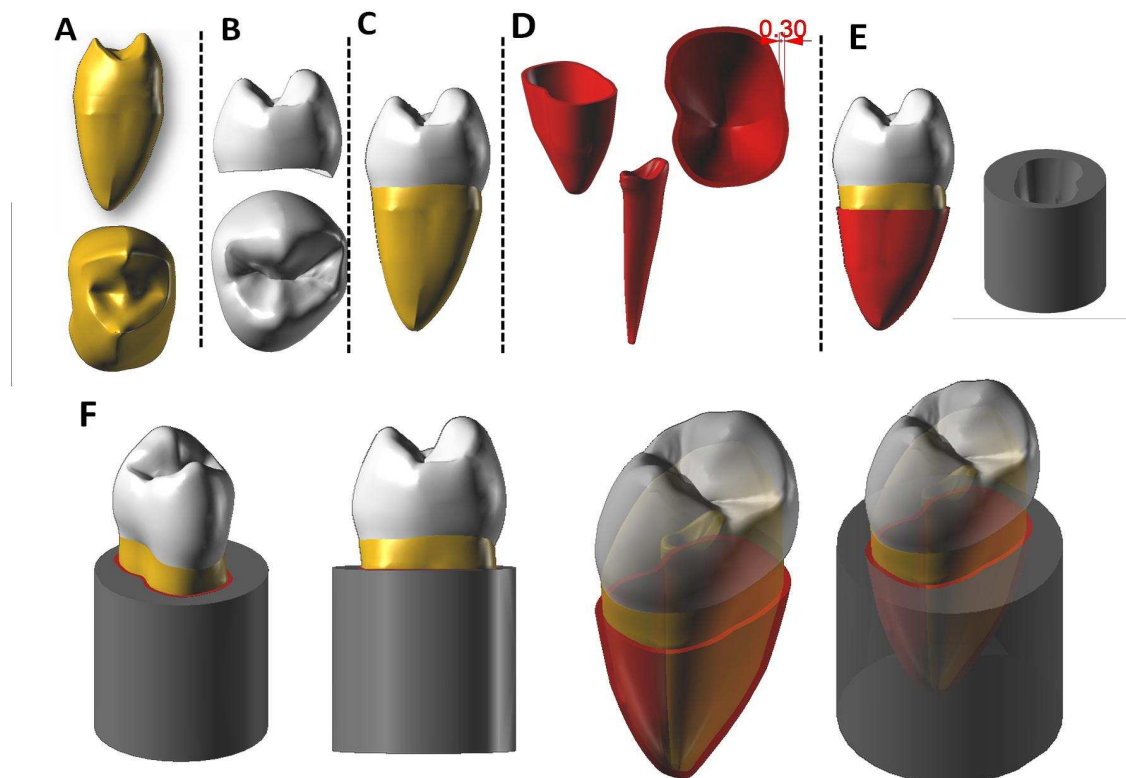


Figura 6. A – Volumes de dentina; B- Volumes do esmalte; Montagem dos volumes de esmalte e dentina; C- Montagem dos volumes de esmalte e dentina; D- Volume do ligamento periodontal e polpa; E- Montagem dos volumes do dente, ligamento peridontal e cilindro; F – Vista por diversos ângulos do modelo finalizado.

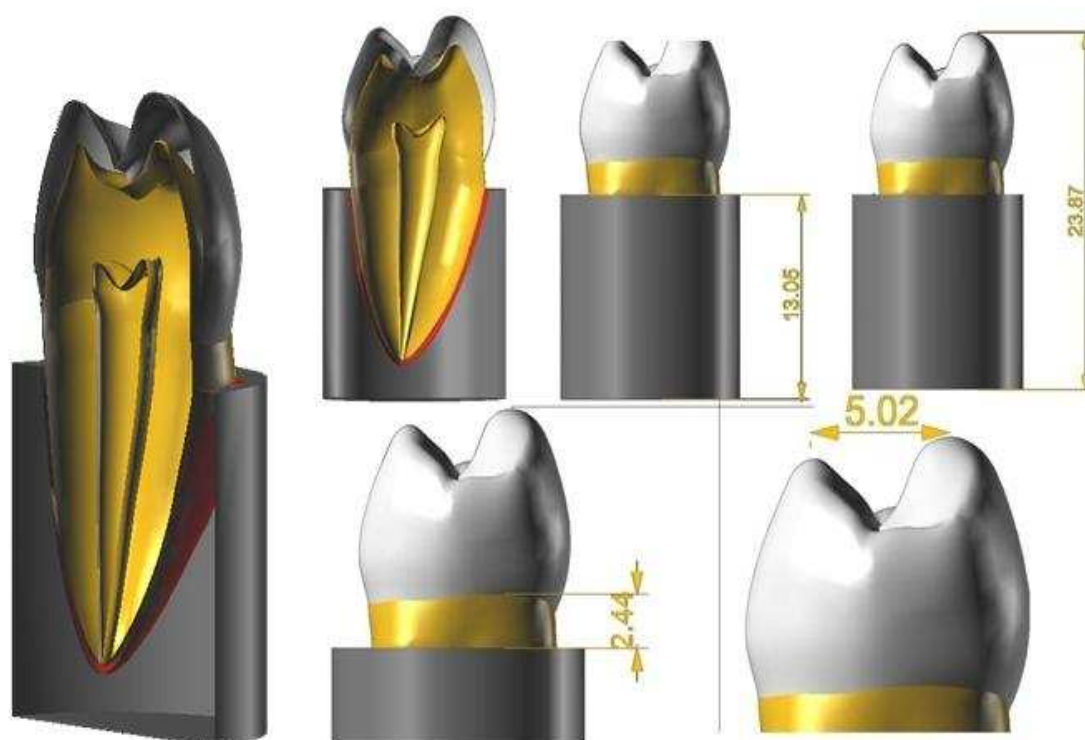


Figura 7. Relação entre as partes do modelo em secção longitudinal e medidas anatômicas utilizadas na geração do modelo.

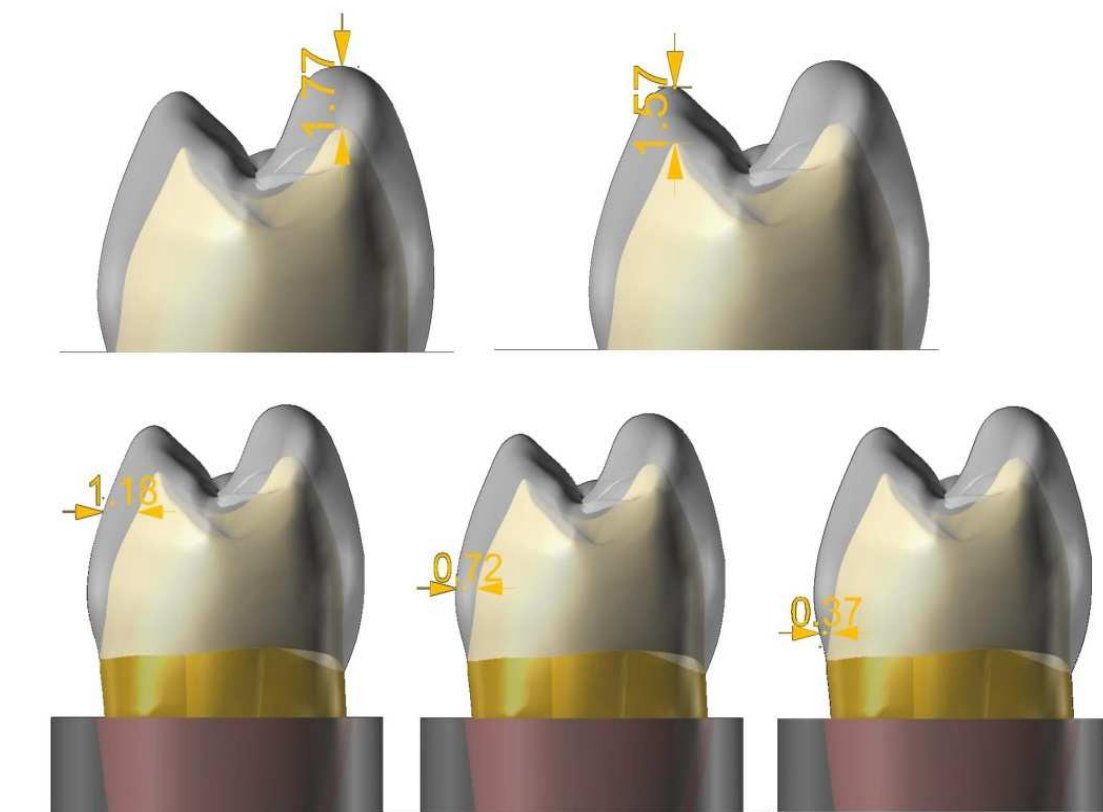


Figura. 8. Espessura de esmalte mimetizando as espessuras obtidas pela mensuração do elemento padrão, a espessura do esmalte diminui a medida em que este se aproxima da região cervical

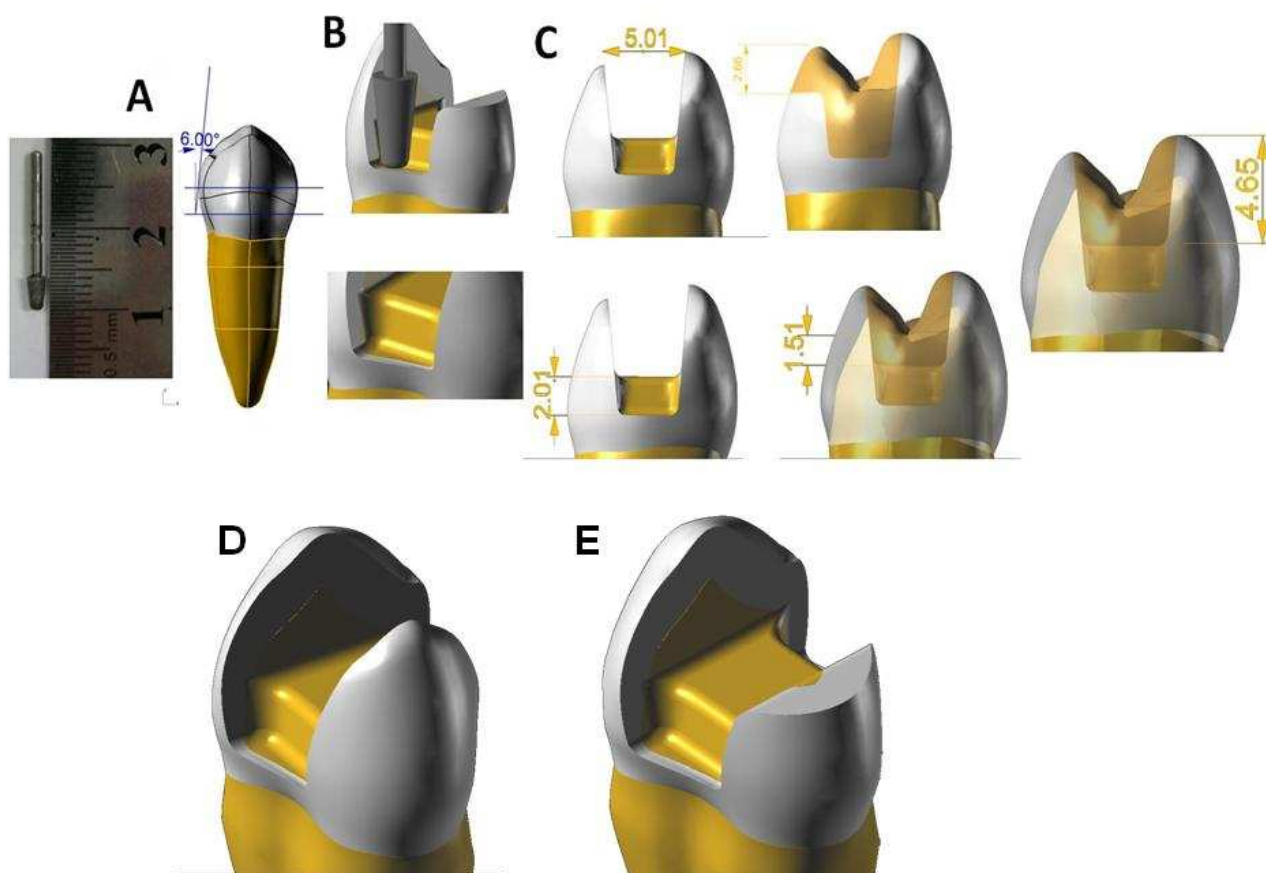


Figura 9. A- Mensuração das medidas da ponta diamantada e angulação (6°) de forma a executar o corte do modelo respeitando esta angulação; B-. Confecção das caixas proximais utilizando com parâmetros as dimensões de uma ponta diamantada 2131, observar o detalhe do arredondamento dos ângulos; C-. Quantidade de desgastes: Caixa oclusal com abertura de caixa de 5,0 mm, caixa proximal com profundidade de 2,0 mm, redução de altura de cúspide palatina de 2,6 mm, desgaste de fundo de sulco oclusal a parede pulpar de 1,5 mm, desgaste

do topo da cúspide vestibular a parede pulpar de 4,6 mm. D – Preparo Inlay finalizado; E- Preparo onlay finalizado

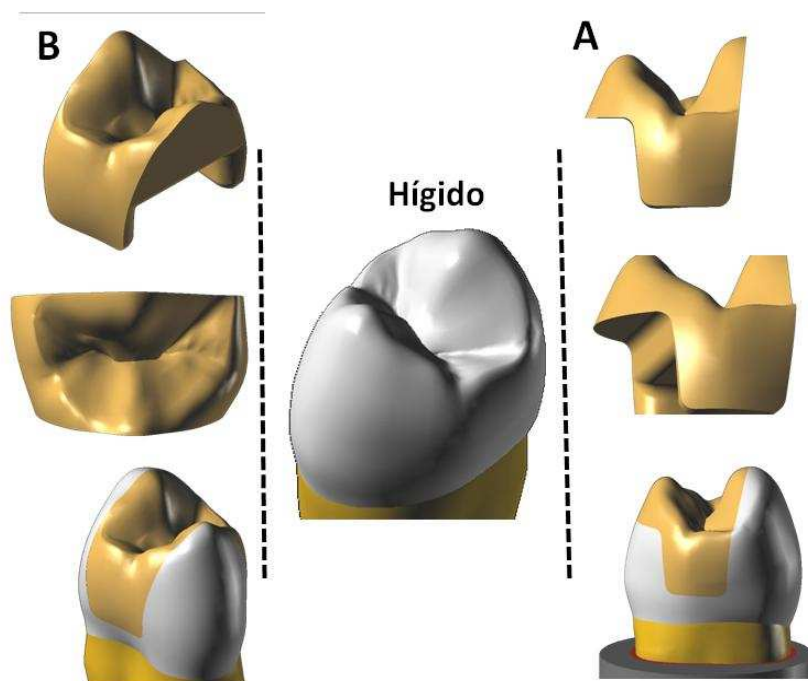


Figura 10. A- Restauração onlay; B- Restauração Inlay, ambas mimetizam a forma coronária do dente hígido

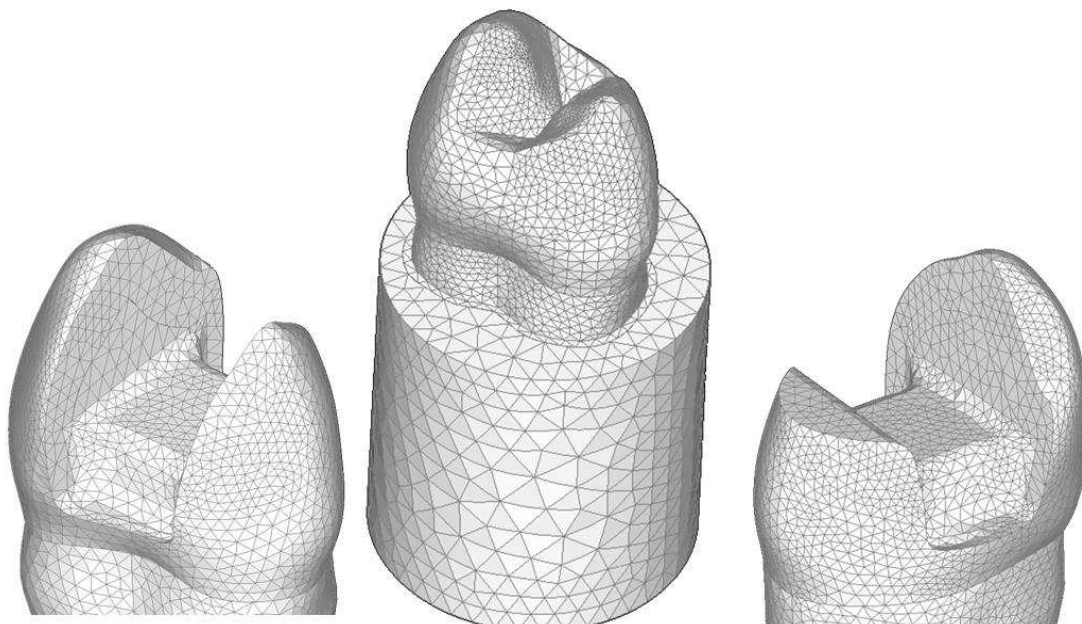


Figura 11. Malha gerada nos modelos inlay, hígido e onlay, respectivamente

	Módulo de Elasticidade (Mpa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte (Wright & Yettram, 1979)	46.8×10^3	0.30
Dentina (Rees et al., 1994)	18×10^3	0.31
Ligamento Periodontal (Farah et al., 1981)	50	0.45
Resina de Poliestireno (Stafford et al., 2004)	13.5×10^3	0.30
Resina composta (Huysmans & Van der Varst, 1993; Soares et al., 2008b)	16.6×10^3	0.24
Resina laboratorial (Soares et al., 2008b)	18.8×10^3	0.24
Cerâmica reforçada com leucita (Soares et al., 2008b)	65×10^3	0.23
Cerâmica reforçada com dissilicato de lítio (Yamanel, 2009)	102×10^3	0.27

Tabela 1- Propriedades dos materiais utilizados neste estudo

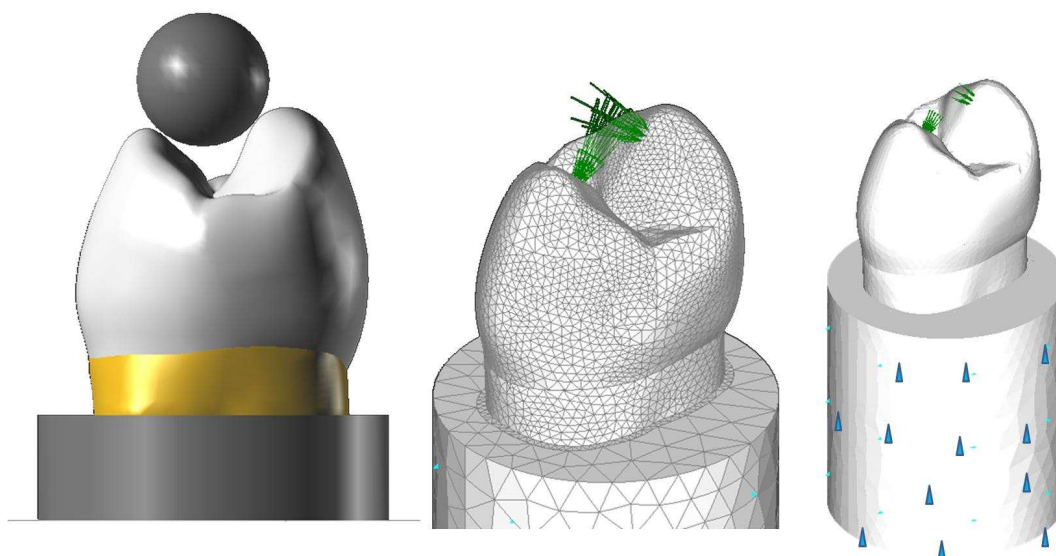


Figura 12. Simulação de área de contato oclusal de 50 N em cada vertente triturante das cúspides inclinada 45 °, simulando o contato correspondente a uma esfera de 4.0 mm de diâmetro. A restrição é indicada pelas setas azuis e foi realizada com toda região externa do cilindro.

	Elementos	Nós
Hígido	106.512	165.974
Inlays	125.819	193.159
Onlays	146.582	328.087

Tabela 2 – Número de elementos e nós de cada modelo

RESULTADOS

5. Resultados

A análise quantitativa realizada por meio de critério de tensões equivalentes (von Mises) e de máxima tensão principal pode ser observada nas figuras 13, 14, 15, 16 e gráficos 1, 2, 3.

5.1 Preparos Inlay

Na análise dos preparos inlays, entre os materiais resinosos não foi observada diferença na distribuição de tensões. Resina laboratorial e resina composta causaram maior concentração de tensão nas cúspides quando comparado aos modelos restaurados com materiais cerâmicos, exceto os restaurados com cerâmica reforçada com dissilicato de lítio. Esta última foi responsável por valores mais altos de tensões na cúspide palatina, na qual os valores médios encontrados foram de 5,0 Mpa. Os demais materiais: resina composta, resina laboratorial e cerâmica reforçada com leucita tiveram valores próximos a 3,0; 3,2; 2,0 Mpa respectivamente (Figura 15 e Gráfico 1). Em relação à parede pulpar da caixa oclusal, os materiais resinosos acompanhados da cerâmica reforçada com dissilicato de lítio apresentaram maior tendência e tracionar a parede pulpar (Figura 16), sendo os valores para os diferentes materiais restauradores detalhados no gráfico 2. Entretanto, foram observados valores que tendem a uma tensão de compressão nos ângulos axio-pulpare quando da utilização da cerâmica reforçada com dissilicato de lítio. Isto não

ocorreu com os materiais resinosos que tenderam a tracionaram não só a parede pulpar como também o ângulo axio-pulpar (Figura 16). Observou-se ainda, que os materiais cerâmicos tendem a concentrar maior tensão no seu interior, o contrário dos materiais resinosos que induzem a maior concentração de tensão na estrutura dental remanescente, isto foi observado para todos os preparos.

5.2 Preparos Onlay

Os preparos onlay apresentaram comportamento diferente aos dos preparos inlay. Os materiais de menor módulo de elasticidade, que correspondem aos materiais resinosos, demonstraram maiores valores para as tensões analisadas, os valores para a parede pulpar da caixa oclusal foram 3,0 Mpa (Figura 16 e Gráfico 2), as tensões na cúspide palatina cerca de 3,2 Mpa (Figura 15 e Gráfico 1). Os materiais cerâmicos induziram a menor concentração de tensões na estrutura dental. Os modelos de dentes restaurados com a cerâmica reforçada com dissilicato de lítio apresentaram tendência a menores valores de tensões para os critérios analisados neste estudo quando comparado a cerâmica reforçada com leucita. A maior quantidade de remoção de estrutura induziu maiores valores de tensão na estrutura dental quando restaurados com materiais resinosos. As cerâmicas, nos grupos onlay, apresentaram um comportamento que parece beneficiar a estrutura dental e proteger o remanescente, induzindo menor tensão no remanescente. Neste caso, a tensão permaneceu, prioritariamente, concentrada na restauração cerâmica.

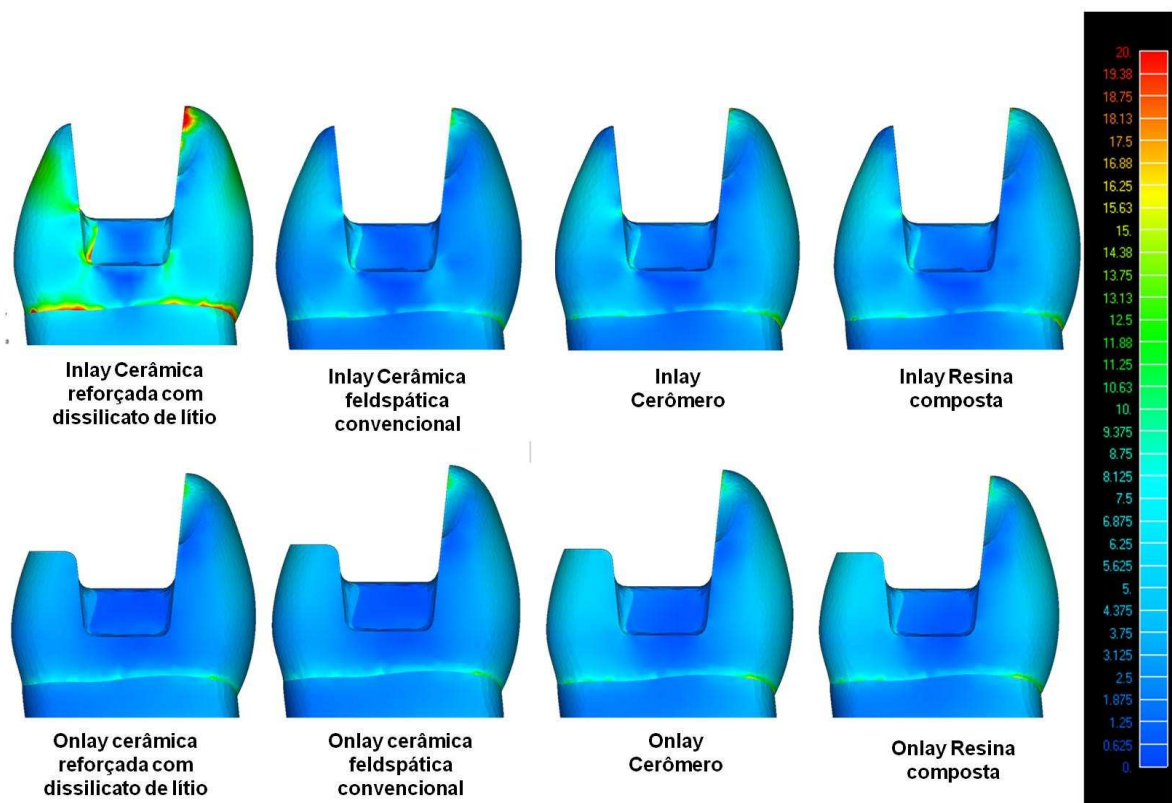


Figura 13. Tensões de Von Misses em vista mesial

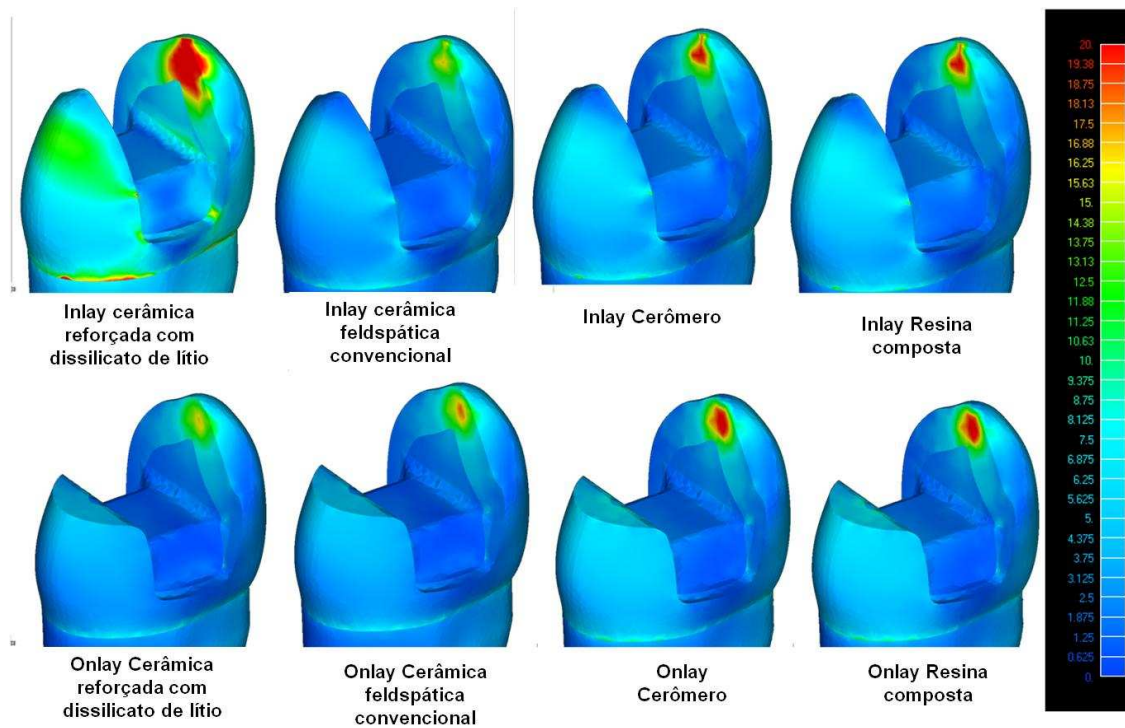


Figura 14. Tensões de Von Mises vistas em perspectiva

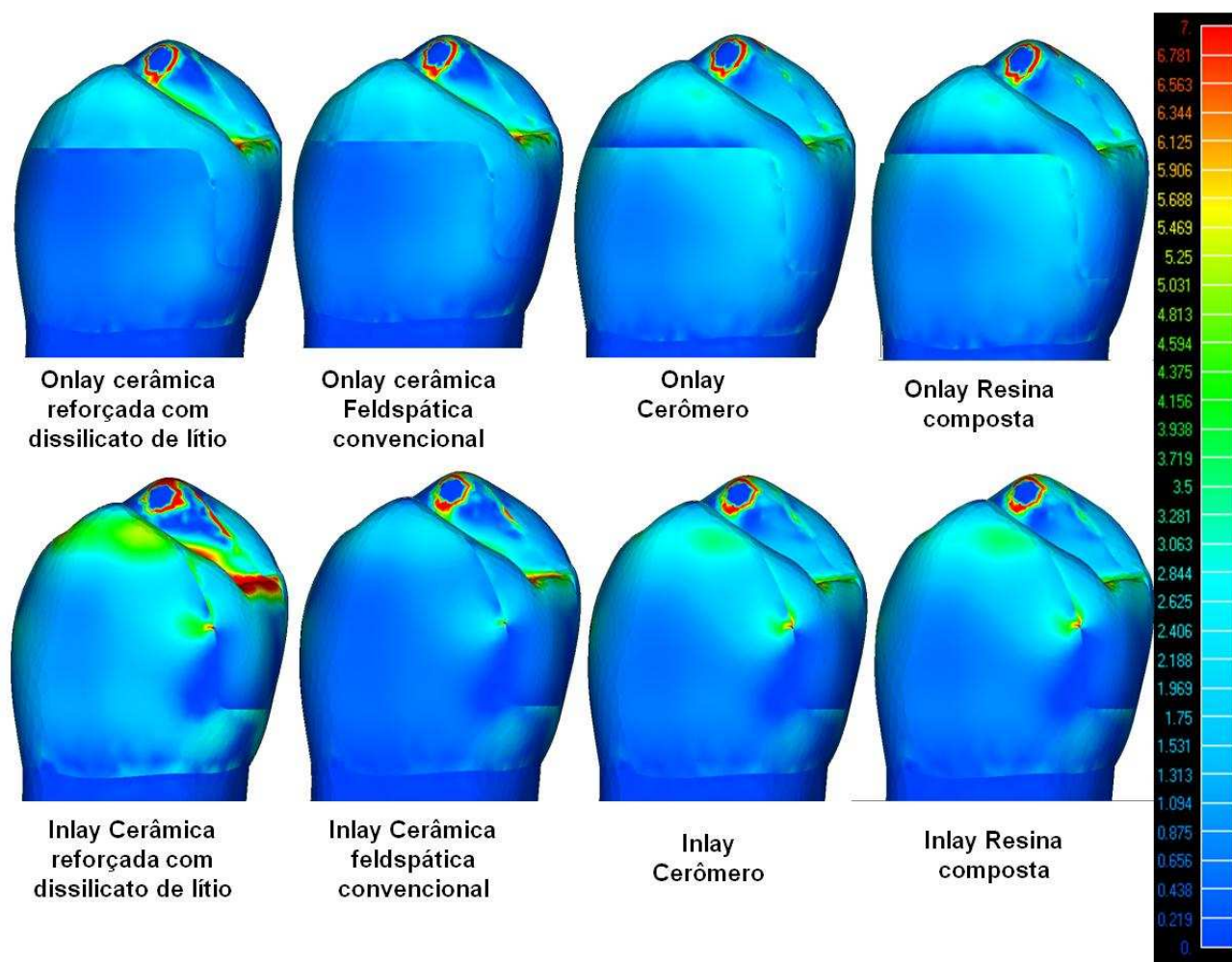


Figura 15. Tensões máximas principais, vista da cúspide palatina

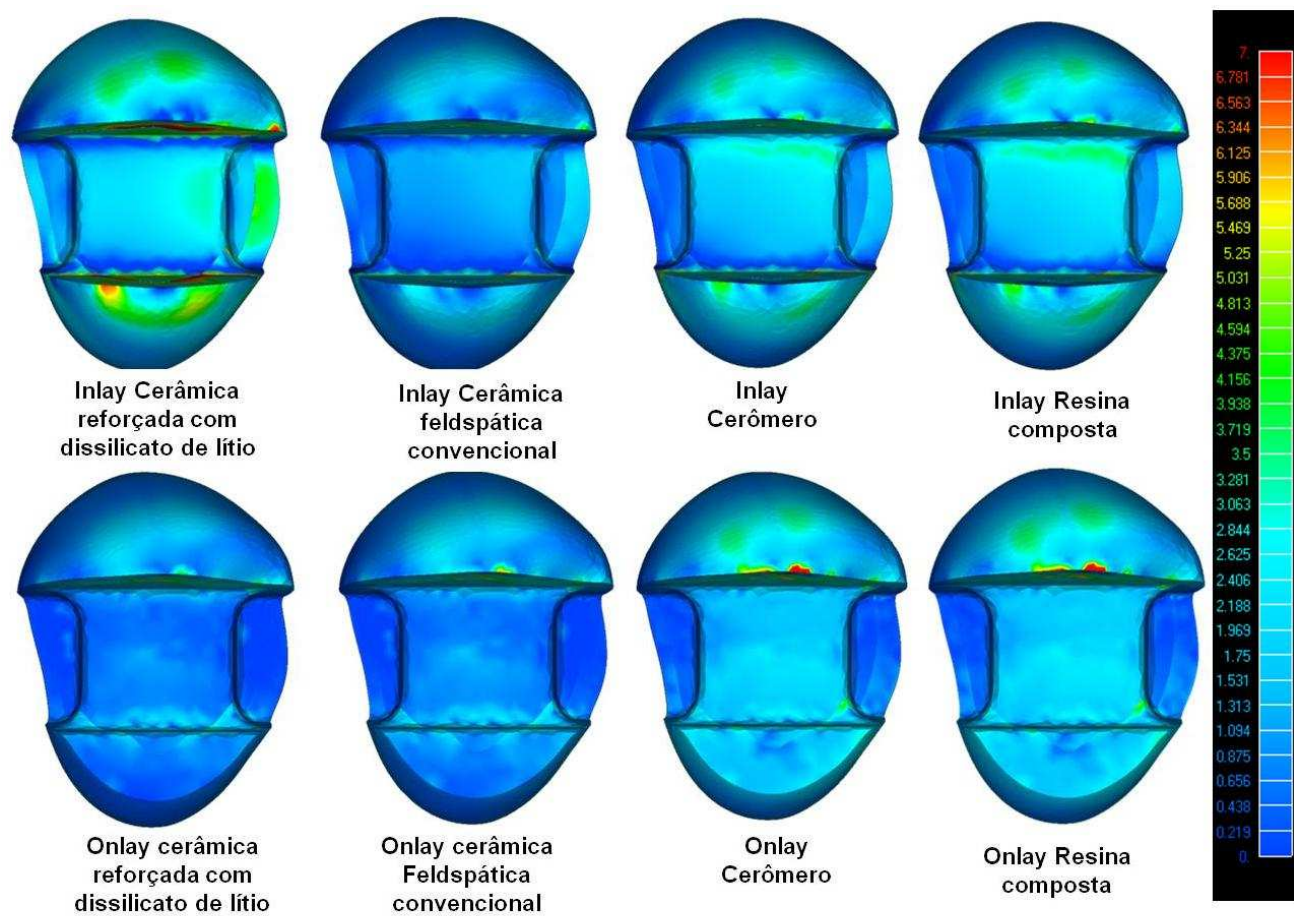


Figura 16. Tensões máximas principais, vista oclusal

Máxima tensão principal cúspide palatina

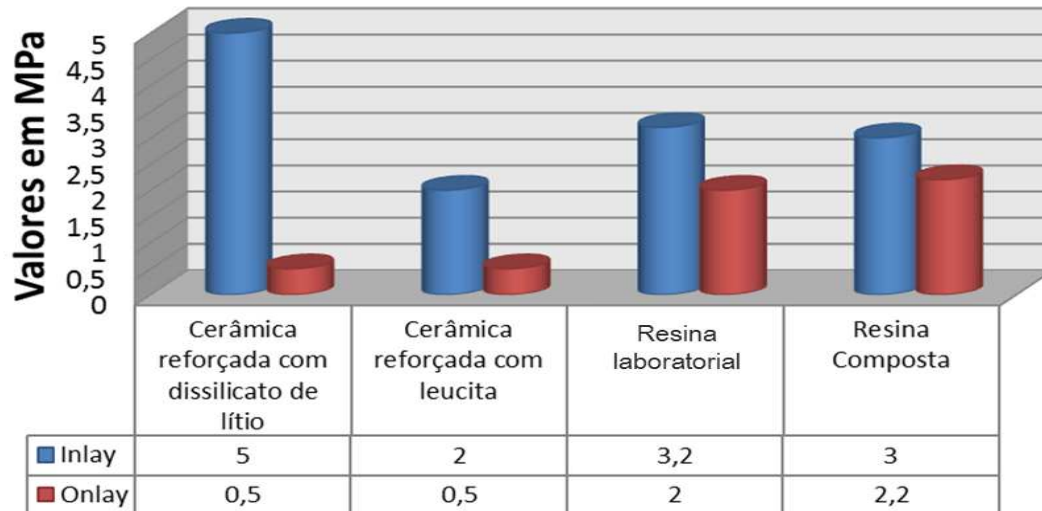


Gráfico 1 – Valores de tensão (Mpa) mensurados na cúspide palatina.

Tensão máxima principal na parede pulpar

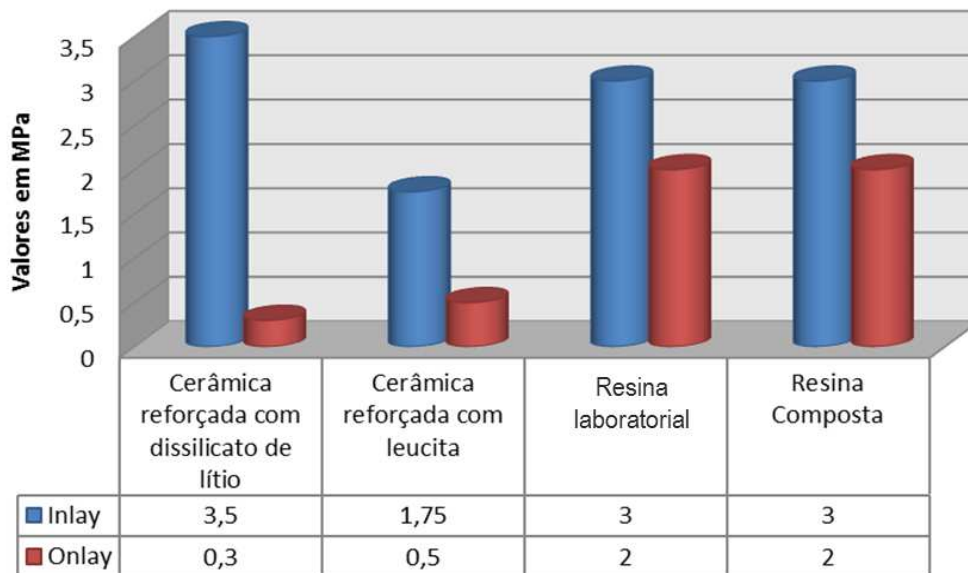


Gráfico 2 – Valores de tensão mensurados na parede pulpar de ambos preparos

Tensão de Von mises nas cúspides

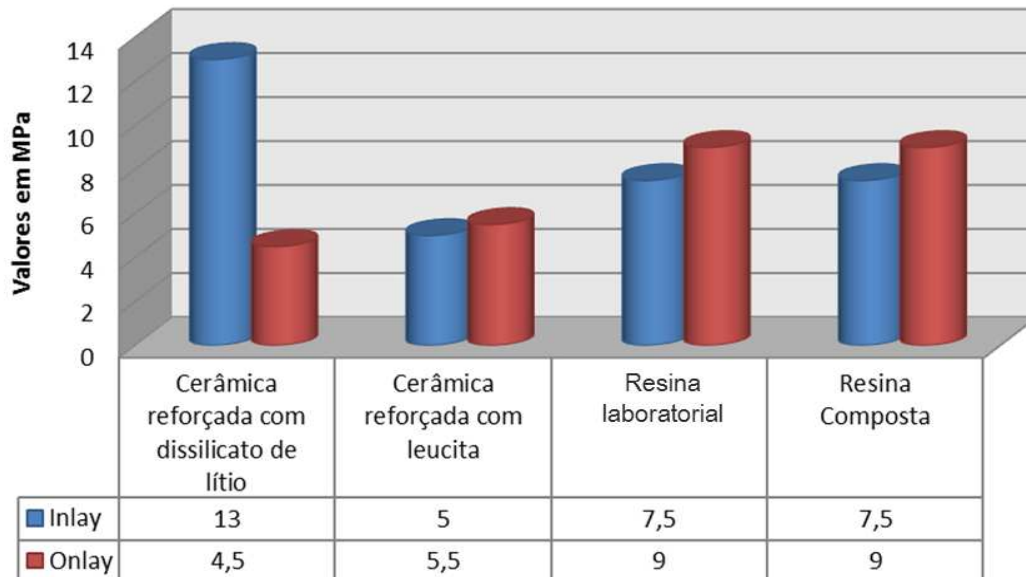


Gráfico 3 – Valores de tensão de Von Mises mensurados na região das cúspides de ambos preparos

DISCUSSÃO

6. Discussão

Diante da perda de estrutura dental que pode levar a necessidade de preparo cavitário, o comportamento biomecânico de dentes posteriores em relação ao dente hígido, é alterado (Gonzalez-Lopez et al., 2006; Soares et al., 2008b). Somado a isto, o fato de que os pré-molares superiores são os dentes com o maior índice de fratura na cavidade bucal, índice que estaria entre 23,5% (Cohen et al., 2006) e 38% (Tamse et al., 1999). Desta forma a anatomia dental é importante fator a ser observado quanto ao risco de fratura (Soares et. al, 2008c), a reabilitação destes elementos é crítica.

A escolha da técnica restauradora deve considerar questões estéticas e a capacidade de suportar forças mastigatórias. Neste sentido, o módulo de elasticidade tem grande importância, uma vez que desempenha um papel fundamental na distribuição de tensões e reabilitação funcional do elemento restaurado. Idealmente, as propriedades dos materiais restauradores devem ser de módulo de elasticidade próximo ao da estrutura dental, a fim de mimetizar o padrão uniforme de distribuição de tensões de um hígido. Entretanto, o dente é constituído de esmalte e dentina, que possuem módulos de elasticidade consideravelmente diferentes. Para substituição de ambos, o uso de dois materiais restauradores diferentes deveria ser utilizado, mas geralmente apenas um é usada como padrão (Yamanel et al., 2009)

O recobrimento de cúspide e tipos de preparos oclusais, e sua relação com o material restaurador é um fator controverso e de freqüente estudo na literatura, e tem sido avaliado por meio de ensaios destrutivos (Gonzalez-Lopez et al., 2006; Soares et al., 2006; Fonseca et al., 2007; Mondelli et al., 2007; Morimoto et al., 2009). Entretanto, estes ensaios são limitados para fornecer informações sobre o comportamento interno das tensões que antecedem a falha. O entendimento deste comportamento pode fornecer dados sobre fatores, aparentemente discretos, mas que induzem a formação de microtrincas que, posteriormente, podem levar a falha do complexo dente-restauração (Fennis et al., 2005)

Outro fator relevante para a análise é o tipo de critério de falha utilizado (Dumont et al., 2009). Nas figuras 13, 14 e gráfico 3, podem ser observado as concentrações de tensão por meio de critério de tensões equivalentes de Von Mises, critério este, mais utilizado em ensaios de elementos finitos de estruturas dentais (Ausiello et al., 2001; Ausiello et al., 2004; Soares et al., 2008b; Coelho et al., 2009; Silva et al., 2009; Soares et al., 2009; Yamanel et al., 2009). Contudo, este critério tem sido questionado quando se trata de estruturas biológicas (Nalla et al., 2003; Schileo et al., 2008) pelo fato do critério de Von Mises ser dado por uma tensão equivalente e também por não levar em consideração a direção do vetor de força. Portanto, não é possível diferenciar quando se trata de tensões de compressão, tração ou cisalhamento. Ainda, segundo esses autores, os materiais biológicos estão mais propensos a falha por tração, dada na análise das máximas tensões principais. Entretanto, as estruturas biológicas, no presente estudo, estão

associadas a materiais que não possuem necessariamente comportamento frágil, como as resinas compostas. A literatura demonstra vários trabalhos na odontologia que validam o método de elementos finitos tomando por base ensaios laboratoriais (Raposo et al.; Soares et al., 2008b; Soares et al., 2008c) e que utilizaram critério de tensões equivalentes de Von mises. O mecanismo de falha do complexo dente/restauração pode ser resultante de um conjunto de tensões e não necessariamente de um tipo de tensão isolado de tração. É necessário cuidado ao se comparar resultados de outros trabalhos experimentais e observação do tipo critério de falha aplicado.

De forma geral, as cavidades inlay demonstraram maior concentração de tensão, em especial de tração, do que as cavidades onlay, concordando com outros estudos (Jiang et al.; Yamanel et al., 2009). Mesmo considerando as limitações de comparação de trabalhos in vitro e in vivo, o fato das inlays demonstrarem maior tendência a geração de tração na estrutura dental remanescente, em especial das cúspides e interface, parece não estar associado a maiores índices de falhas em acompanhamentos clínicos de 11 anos para resinas compostas que compararam o índice de falha relacionando recobrimento de cúspide e restaurações intra-coronárias (van Dijken, 2000). Para cerâmicas reforçadas com leucita acompanhamento clínicos de 4 anos (Kramer et al., 1999) de restaurações em cavidades inlay e onlay, também não associaram o recobrimento de cúspide com maiores taxas de sucesso. À medida que o módulo de elasticidade do material restaurador foi maior, menor quantidade de tensão foi

transferida para estrutura dental, para ambos os tipos de preparo cavitário, assim como o concluído por outro autor em trabalho que usou a metodologia de elementos finitos (Yamanel et al., 2009).

Os dentes restaurados com resina composta e resina laboratorial não apresentaram diferenças em relação ao padrão de distribuição de tensão nem quanto aos valores de tensão na estrutura dental (Gráfico 1, 2 e 3), isto também concorda com outros estudos (Soares et al., 2008b; Yamanel et al., 2009). Portanto, a polimerização adicional, realizada em laboratório, que eleva o módulo de elasticidade das resinas laboratoriais em relação ao das resinas compostas (Tabela 1), não apresenta benefícios biomecânicos para o complexo restaurador. Restaurações em resina composta direta, em cavidades MOD, facilitam a confecção da restauração em consultório, não necessitando de moldagem ou restauração provisória, além de otimizar os procedimentos restauradores, resulta em adequada longevidade clínica (van Dijken, 2000). Dessa forma, mesmo resultando em ligeiro aumento de tensões para restaurações inlay, as resinas compostas, quando bem indicadas, demonstram comportamento satisfatório. Resinas compostas quando utilizadas em cavidades onlay transferiram mais tensão a estrutura dental quando comparado as cavidades inlay. A maior tensão observada na estrutura remanescente, poderia induzir esta estrutura a uma maior probabilidade de falha que envolvesse o dente. Alguns autores (Soares et al., 2008b; Soares et al., 2008c) confirmaram esta relação. Para os materiais resinosos em cavidades inlay observa-se maior concentração de tensão no terço

superior das cúspides, provavelmente por serem áreas de menor espessura após confecção do preparo cavitário. Nos preparos onlay, observa-se amplas áreas de concentração de tensões de tração, essas áreas envolvem desde as cúspides até a parede pulpar (Gráfico 2).

Quando se utiliza cerâmicas em cavidades inlay a distribuição de tensão mostra-se favorável utilizando-se cerâmica reforçada com leucita. Porém quando se utiliza cerâmica reforçada com dissilicato de lítio verifica-se inversão deste quadro. As pesquisas que demonstraram serem as cerâmicas responsáveis por devolverem um comportamento mecânico mais próximo ao dente hígido (Magne & Oganessian, 2009(a)) utilizaram cerâmicas de módulo de elasticidade próximos aos da cerâmica reforçada com leucita utilizadas neste estudo, 65 Gpa. As restaurações inlay e onlay com este material não demonstraram haver diferenças entre a distribuição de tensões em ambos preparos. As tensões se concentraram prioritariamente no material restaurador e pequenas tensões foram transferidas à estrutura dentária. Outro autor (Soares et al., 2006) em trabalho que testou vários níveis de remoção de estrutura dental utilizando cerâmica de módulo de elasticidade próximo ao da cerâmica reforçada com leucita, demonstrou que o recobrimento de cúspide com este material não aumenta os valores de resistência a fratura. O padrão de fratura também não foi alterado, sendo prioritariamente somente no material restaurador em razão de um alto módulo de elasticidade e baixa capacidade de deformação, assim a estrutura dental não sofre com o carregamento. Este fato pode se relacionar com os dados deste estudo, já que o

presente estudo, demonstrou que quando se utiliza esta cerâmica a tensão se concentrou prioritariamente no material restaurador e portanto não houve tensões consideráveis, na estrutura dental. Outros estudos de análise por elementos finitos consideram que essas cerâmicas são mais adequadas a restaurarem dentes com cúspides fragilizadas (Magne & Oganessian, 2009a; Yamanel et al., 2009) já que poucos valores de tensão são transmitidos a estrutura dental e, portanto, seria mais seguro para proteção do remanescente.

O presente estudo demonstrou que a utilização de cerâmicas de alto módulo de elasticidade em cavidades inlay, a distribuição de tensões no dente é extremamente desfavorável. A cerâmica reforçada com dissilicato de lítio, por ter módulo de elasticidade muito diferente do esmalte e principalmente dentina, diante de carga de compressão promove áreas de tensão de compressão no ângulo áxio-pulpar e ao mesmo tempo traciona as cúspides o que, provavelmente, é fator favorável a falha na estrutura. Fato este confirmado em estudos anteriores (Jiang et al.; Ausiello et al., 2004). Entretanto, estes dados não condizem com outro estudo (Yamanel et al., 2009), a diferença encontrada, provavelmente, pode ser em decorrência do tipo de carga que foi aplicada. A carga do estudo de Yamanel foi de 200 N, distribuídas em nós presentes na estrutura dental e restauração. A direção da carga também foi diferente, sendo realizada em 4 áreas distintas e todas no mesmo sentido. Já o presente estudo, aplicou os carregamentos simulando um contato de uma esfera de 4,0 mm de diâmetro que contactava apenas na restauração e distribuídas em áreas iguais nas vertentes triturantes de

ambas as cúspides. Estudos demonstram que a carga aplicada é fundamental para a definição da distribuição de tensão no complexo dente/restauração (Jiang et al.; Magne & Oganessian, 2009a). Portanto, comparar trabalhos que utilizaram angulações e direções de carregamento diferentes, torna-se um importante fator a ser analisado e aplicado com cautela.

Este trabalho, em concordância com outros (Gonzalez-Lopez et al., 2006; Soares et al., 2006; Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b; Magne & Oganessian, 2009a) reitera o fato de que a perda de estrutura dental e o procedimento restaurador são fenômenos críticos, e a falha deste procedimento pode comprometer de maneira irreparável a estrutura dental. A necessidade do recobrimento de cúspide é dada pela perda primária de estrutura dental, ou seja, cárie, trauma ou lesões não cariosas, e não decorrente de preparos, unicamente em razão do material restaurador. Sendo assim, a conservação de estrutura dental deve ser priorizada e o procedimento restaurador deve atuar no sentido de manter estruturas sadias e devolver um comportamento biomecânico mais próximo ao dente hígido.

CONCLUSÕES

7. Conclusões:

Respeitando as limitações deste estudo:

1. Quanto maior o módulo de elasticidade menor tensão é transferida a estrutura dental
2. Não houve diferença na distribuição de tensão entre resinas laboratoriais e resinas compostas independente do tipo de preparo.
3. O recobrimento de cúspide com materiais resinosos demonstraram amplas áreas de concentração de tensões no remanescente.
4. Cerâmica reforçada com leucita demonstra favorável distribuição de tensão na estrutura dental para ambos preparos demonstrando-se mais próximo ao dente hígido
5. Cerâmica reforçada com dissilicato de lítio, promove um padrão distribuição de tensão desfavorável em preparos do tipo inlay e favorável em preparos onlay.

REFERÊNCIAS

8.Referências

1. Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJ, Takeuchi M, Vanherle G, et al. Dynamic elastic modulus of 'packable' composites. **Dent Mater.** 2001;17(6):520-5.
2. Abo-Hamar SE, Federlin M, Hiller KA, Friedl KH, Schmalz G. Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. **Dent Mater.** 2005;21(9):794-803.
3. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** 2001;34(10):1269-77.
4. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. **Dent Mater.** 2004;20(9):862-72.
5. Burke EJ, Qualtrough AJ. Aesthetic inlays: composite or ceramic? **Br Dent J.** 1994;176(2):53-60.
6. Burke FJ. Tooth fracture in vivo and in vitro. **J Dent.** 1992;20(3):131-9.
7. Chatvanitkul C, Lertchirakarn V. Stress distribution with different restorations in teeth with curved roots: a finite element analysis study. **J Endod.** 36(1):115-8.
8. Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Biomaterials.** 2004;25(13):2455-60.
9. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahao A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. **Dent Mater J.** 2009;28(6):671-8.
10. Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. **J Endod.** 2006;32(12):1160-3.
11. de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. **J Appl Oral Sci.** 2009;17(5):446-50.

12. 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;99(2):131-40.
13. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. **J Prosthet Dent.** 2007;98(2):89-100.
14. Dumont ER, Grosse IR, Slater GJ. Requirements for comparing the performance of finite element models of biological structures. **J Theor Biol.** 2009;256(1):96-103.
15. Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. **Oper Dent.** 1981;6(1):15-9.
16. Fennis WM, Kuijs RH, Barink M, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NH. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? **Eur J Oral Sci.** 2005;113(5):443-8.
17. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonshot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. **Int J Prosthodont.** 2004;17(3):313-7.
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;98(4):277-84.
19. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater.** 2004;20(4):322-9.
20. Gonzalez-Lopez S, De Haro-Gasquet F, Vilchez-Diaz MA, Ceballos L, Bravo M. Effect of restorative procedures and occlusal loading on cuspal deflection. **Oper Dent.** 2006;31(1):33-8.
21. Huysmans MC, Van der Varst PG. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. **J Dent.** 1993;21(1):57-64.

22. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. **J Prosthet Dent.** 103(1):6-12.
23. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **J Prosthet Dent.** 1996;75(1):18-32.
24. Kramer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years--a clinical study. **J Dent.** 1999;27(5):325-31.
25. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. **J Oral Rehabil.** 2001;28(6):576-85.
26. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. **J Dent.** 2008;36(3):194-203.
27. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent Mater.** 2007;23(5):539-48.
28. Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. **J Prosthet Dent.** 103(6):343-51.
29. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2003;23(6):543-55.
30. Magne P, Knezevic A. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. **Quintessence Int.** 2009;40(9):729-37.
31. Magne P, Oganessian T. CT scan-based finite element analysis of premolar cuspal deflection following operative procedures. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2009a;29(4):361-9.
32. Magne P, Oganessian T. Premolar cuspal flexure as a function of restorative material and occlusal contact location. **Quintessence Int.** 2009b;40(5):363-70.
33. Marghalani HY. Effect of finishing/polishing systems on the surface roughness of novel posterior composites. **J Esthet Restor Dent.** 22(2):127-38.

34. Mehl A, Kunzelmann KH, Folwaczny M, Hickel R. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. **J Adhes Dent.** 2004;6(3):239-45.
35. Mondelli J, Sene F, Ramos RP, Benetti AR. Tooth structure and fracture strength of cavities. **Braz Dent J.** 2007;18(2):134-8.
36. Morimoto S, Vieira GF, Agra CM, Sesma N, Gil C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. **Braz Dent J.** 2009;20(2):143-8.
37. Nalla RK, Kinney JH, Ritchie RO. Mechanistic fracture criteria for the failure of human cortical bone. **Nat Mater.** 2003;2(3):164-8.
38. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M. Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. **Quintessence Int.** 2007;38(6):e355-63.
39. Raposo LH, Silva GR, Santos-Filho PC, Soares PV, Soares PB, Simamoto-Junior PC, et al. Effect of anti-rotation devices on biomechanical behaviour of teeth restored with cast post-and-cores. **Int Endod J.**
40. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.** 1989;15(11):512-6.
41. Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater.** 1994;17(1):11-5.
42. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. **J Oral Rehabil.** 2006;33(3):209-15.
43. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **J Dent Res.** 89(6):587-91.
44. Schileo E, Taddei F, Cristofolini L, Viceconti M. Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. **J Biomech.** 2008;41(2):356-67.
45. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in

maxillary central incisor: Finite element analysis. **Indian J Dent Res.** 2009;20(2):153-8.

46. Soares CJ, Castro CG, Santos Filho PC, Soares PV, Magalhaes D, Martins LR. Two-dimensional FEA of dowels of different compositions and external surface configurations. **J Prosthodont.** 2009;18(1):36-42.

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

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

49. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod.** 2008a;34(8):1015-9.

50. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent.** 2008b;99(2):114-22.

51. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent.** 2008c;99(1):30-7.

52. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. **J Prosthodont.** 2008d;17(2):114-9.

53. Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR, et al. A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. **Nat Mater.** 2004;3(8):545-50.

54. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Cusp movement in premolars resulting from composite polymerization shrinkage. **Dent Mater.** 1993;9(1):6-10.

55. Soares PV, Santos-Filho PCF, Soares CJ, Martins LRM. Análise do complexo tensão-deformação e mecanismo de falha de pré-molares superiores com diferentes morfologias radiculares e redução seqüencial de estrutura dental. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica, 2008e.
56. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. **J Endod.** 1999;25(7):506-8.
57. Tamse A, Katz A, Pilo R. Furcation groove of buccal root of maxillary first premolars--a morphometric study. **J Endod.** 2000;26(6):359-63.
58. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. **J Oral Rehabil.** 1999;26(2):157-64.
59. van Dijken JW. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. **J Dent.** 2000;28(5):299-306.
60. Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. **J Prosthet Dent.** 1979;42(4):411-6.
61. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. **Dent Mater J.** 2009;28(6):661-70.
62. Soares, P.V. Martins, L.R.M., Soares C.J. Análise do complexo tensão-deformação e mecanismo de falha de pré-molares superiores com diferentes morfologias radiculares e redução seqüencial de estrutura dental. Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP) – Unicamp.