

Ana Luíza Serralha de Velloso Vianna

**Efeito da configuração do preparo cavitário e da
composição cerâmica na distribuição de tensão,
deformação e resistência à fratura de onlays
confeccionadas por meio de CAD/CAM**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2014

Ana Luíza Serralha de Velloso Vianna

**Efeito da configuração do preparo cavitário e da
composição cerâmica na distribuição de tensão,
deformação e resistência à fratura de onlays
confeccionadas por meio de CAD/CAM**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Célio Jesus do Prado

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca examinadora:

Prof. Dr. Célio Jesus do Prado

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Prof. Dr^a. Iara Augusta Orsi

Uberlândia

2014



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº256 - COPOD

Data: 21/02/2014

Discente: Ana Luíza Serralha de Velloso Vianna; Matrícula: (11212ODO003)

Título do Trabalho: Efeito da configuração do preparo cavitário e da composição cerâmica na distribuição de tensão, deformação e resistência à fratura de onlays confeccionadas por meio de CAD/CAM.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à Odontologia.

As **nove** horas do dia **vinte e um de fevereiro do ano de 2014** no Anfiteatro Bloco 4L Anexo A, sala 23 Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2014, assim composta: Professores Doutores: Alfredo Júlio Fernandes Neto (UFU); Iara Augusta Orsi (USP); e Célio Jesus do Prado (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Ana Luíza Serralha de Velloso Vianna**.

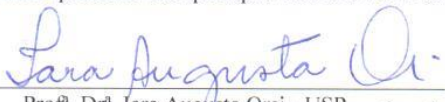
Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Célio Jesus do Prado apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadore(a)s, que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

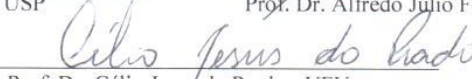
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o(a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 10 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof.^ª Dr.^ª Iara Augusta Orsi - USP


Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto - UFU


Prof. Dr. Célio Jesus do Prado - UFU
Orientador(a)



Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, MG. Av. Pará s/n, Bloco 4LB, Sala 4L B35, Fone:(34) 3218 2550, www.ppgo.fo.ufu.br, copod@umuarama.ufu.br.

DEDICATÓRIA

À Deus

Quero agradecer primeiramente por ter me dado saúde e sabedoria para enfrentar mais uma etapa da minha vida profissional. Obrigada pela família, pelo lar, pelo alimento, por ter colocado em meu caminho tantas pessoas boas, por ser minha fonte de inspiração e força em todos os momentos. Tenho certeza de que graças a Ele, as coisas sempre deram certo em minha vida.

Aos meus pais, Sandra e Cícero

Obrigada mãe por tudo, além de me conceder a maior das dádivas, a minha própria existência, me presenteia com seu amor irrestrito, e por se doar inteira e nunca medir esforços a dar sempre o melhor para mim. Ao meu pai que sempre me apoiou e me deu carinho. Vocês são minha luz. Muito obrigada por confiarem em mim e, sobretudo no meu sonho. Amo muito vocês.

À Vovó

Você representa toda a felicidade, sabedoria e força que uma pessoa pode ter. Obrigada por ter ajudado na minha criação, pelas broncas sinceras, pelo carinho, pelo amor. Como é bom saber das histórias que você me conta desde criança até hoje em seus 92 anos de vida. Aprendo todo dia com você sobre a vida, suas experiências negativas e positivas. Foram tantas alegrias e tristezas que você enfrentou e ainda enfrenta. Quero ter sua força, coragem e fé. Eu te admiro muito e sempre me espelho em você. Você é meu porto seguro. Te amo muito minha “veinha” mais linda desse mundo.

Aos meus irmãos, Francisco Otávio, Pedro Henrique e João Paulo

Obrigada irmãos queridos, Fran, Quiquique e Xoão, por tudo que me oferecem, cada um a sua maneira, a amizade, a lealdade, o carinho, pelo amor, por serem sempre prestativos e dispostos a me ajudar. Sinto segura em saber que tenho vocês em minha vida e espero um dia retribuir todo esse carinho. Obrigada as minhas cunhadas que de alguma forma contribuíram para meu sucesso principalmente a Lórie que me ajudou na correção da minha

dissertação. Obrigada pelos sobrinhos mais lindos desse mundo que mesmo não tendo a dimensão do meu trabalho, me deram amor e carinho. Amo demais todos vocês.

Aos meus primos-irmãos, Marco Túlio e José Renato

Vocês foram os primeiros amigos que Deus colocou em minha vida, a amizade mais verdadeira e eterna. Obrigada Marco Túlio por estar presente na minha infância e adolescência, por sua alegria que era transmitida em seu sorriso, dei muitas gargalhadas ao seu lado. Zeca, obrigada por ter ficado ao meu lado até minha vida adulta, temos muitas histórias engraçadas e aventureiras de crianças. Obrigada pela confiança que tinha em mim, obrigada pelas risadas, obrigada por ter semeado tanto amor e por ter deixado um pedacinho seu que é a criatura mais linda e abençoada, nossa querida Sarinha. A saudade é grande e dói o peito, mas Deus irá me confortando e sei que um dia nos reencontraremos. Beijos da prima que ama muito vocês!

Ao meu amor, Rodrigo

Ao meu amado noivo, por todos os momentos que passamos juntos nestes 10 anos. Obrigada pelo incentivo, companheirismo e amizade. Sei que essa jornada não foi fácil devido à distância, mas só o amor verdadeiro é capaz de superar os obstáculos. Por isso, sempre agradeço sua paciência, confiança, carinho, dedicação e por ser muito mais que namorado, obrigada por ser amigo, companheiro e leal. Você é uma pessoa fundamental em minha vida, o presente que Deus fez para mim. Amo você!

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Célio Jesus do Prado

Ao meu orientador o meu obrigada por ter confiado em mim, por ter me apoiado e guiado meu caminho até aqui. Por ter despendido o seu tempo a ser meu orientador, pelos ensinamentos, pela ideia da minha pesquisa, pela serenidade e tranquilidade em tirar minhas dúvidas. Muito obrigada!

Ao Professor Carlos José Soares

Agradeço sua brilhante co-orientação. Agradeço sempre pelo incentivo, apoio e suporte intelectual prestado durante este estudo, pela valiosa ajuda na análise estatística deste trabalho, e mesmo com todos os compromissos, sempre esteve presente apoiando e se disponibilizando. Admiro muito sua preocupação e dedicação à Faculdade de Odontologia – UFU. Muito obrigada!

Ao professor Márcio Magno da Costa

Obrigada pela preocupação, pela valorização do meu trabalho, pelas oportunidades que me concedeu, pelos ensinamentos, pelo exemplo e pela agradável convivência. Agradeço sempre por fazer parte da minha formação profissional, jamais me esquecerei de sua alegria, desprendimento e sua disposição em ajudar-me. Você é um exemplo de diretor, professor, de pai e de amigo.

Ao professor Alfredo Júlio Fernandes Neto

Obrigada pelos ensinamentos e por fazer-me admirar a área da prótese, pela experiência que compartilha com todos que te rodeiam, pelo seu comprometimento com a formação e com o convívio agradável entre as pessoas.

Aos professores Letícia Resende Davi, Paulo César Freitas Santos Filho e Paulo César Simamoto Júnior.

Agradeço pelo carinho, atenção e ensinamentos transmitidos durante o meu processo de qualificação.

Aos professores do curso Técnico em Prótese Dentária da ESTES

Meu eterno agradecimento, em especial aos professores Francisco José Guimarães de Freitas e Terezinha Rezende Carvalho de Oliveira, que foram os mestres pioneiros na minha jornada profissional. Fizeram-me amar a odontologia e amar a prótese, obrigada sempre pelo incentivo.

Ao professor Flávio Domingues das Neves

Agradeço por todo apoio, disponibilidade e prontidão em ajudar e por ceder seu tempo, seu espaço e equipamento odontológico que foi indispensável para a confecção das restaurações cerâmicas deste estudo.

Aos professores dos demais departamentos da UFU

Obrigada a todos os mestres da Prótese e Oclusão, Dentística, Periodontia, Odontopediatria, Endodontia, Cirurgia, Ortodontia que de alguma forma contribuíram para o meu crescimento, todos são exemplos a serem seguidos. A todos os professores que se envolveram durante esse percurso, que puderam me ensinar, a enxergar mais longe e me faziam crescer cada vez mais. Obrigada aos queridos professores Adérito Soares da Mota, Adriano Mota Loyola, Andréa Gomes Oliveira, Denildo de Magalhães, João César Guimarães Henriques, Gisele Rodrigues Silva, João Edson do Carmo Oliveira, Juliana Bisinotto Gomes Lima, Liliane Parreira Tannús Gontijo, Luis Henrique Araújo Raposo, Rosana Ono, Sérgio Vitorino, Veridiana Resende Novais Simamoto.

Aos funcionários da UFU

Obrigada a todos vocês que sempre estão prontos a ajudar. Em especial ao Sr. Advaldo que sempre se colocou à disposição para auxiliar no desenvolvimento de materiais para a realização da pesquisa e sempre com

sorriso no rosto. A Graça, Daniela, Brenda e Wilton, pela paciência e dedicação em ajudar e carinho que foram importantes nesta etapa da minha vida.

À minhas amigas Anne, Flávia e Dayana

Sempre as levarei em meu coração. Agradeço a Deus por vocês terem cruzado meu caminho, por terem dito uma única palavra de conforto quando eu precisei. Por terem me dado um minuto de sua atenção e me ouvido falar de minhas angústias, medos, vitórias e derrotas. Por terem confiado em mim, e me contado também seus problemas, angústias, vitórias e derrotas. Amizade é isso: é ouvir, é confiar, é amar. E amigos de verdade, ficam para sempre em nossos corações. Vocês são muito especiais e importantes para mim. Amo vocês.

Aos amigos do mestrado da UFU

Agradeço as minhas queridas amigas, Aline e Renata, que nos momentos em que eu precisava, estavam sempre dispostas a me ajudar. Seus conselhos sempre foram importantes para o desfecho desta dissertação. Quero que essa amizade cresça mesmo que o convívio possa diminuir devido às “peripécias” da vida. Nunca vou esquecer tudo que fizeram por mim. Adoro vocês, suas “gordinhas”! Agradeço pela amizade da Isa, Gizella, Késia, Watuse e também da Vanessa (boneca) que tive a oportunidade de conhecê-la quando criança no ballet, e depois de alguns anos nos reencontrarmos na graduação em odontologia na UFU e agora mais uma vez no mestrado. Agradeço também a todos os meus colegas de turma com quem pude conviver com alegria e compartilhar bons momentos ao lado de vocês. Obrigada pelos bons momentos não apenas nas aulas e seminários, quanto nos momentos de lazer.

Aos amigos de profissão

Mariza, Mônica, Luiz Celso, Reginaldo, Janete, Marília, Fabiana, Cláudia, Flávia, Enock, Jadira, Guilherme e Luciano, obrigada pela oportunidade de conviver com pessoas como vocês. Kellen, Wédila e Conceição, obrigada por todo apoio e amizade nesta etapa tão importante. Obrigada à Eneida que é um anjo que Deus colocou em meu caminho, obrigada pelo apoio e sinceridade em todas as horas, por compartilhar do seu

trabalho e amizade me fazendo ser cada vez mais apaixonada pela odontologia.

À Eikon clínica odontológica

Pelo suporte na confecção das restaurações cerâmicas utilizadas neste estudo e por todos os funcionários que me receberam com satisfação e disposição. As queridas Érika e Fabiana que sempre me deram apoio, dedicação e disponibilidade em prol da minha pesquisa e sempre alegres. Agradeço aos colegas de profissão, Leandro e Fabiano que sempre se colocaram à disposição para auxiliar no processo de confecção de materiais para a realização da pesquisa.

À Universidade Federal de Uberlândia

Por me proporcionar a concretização deste sonho. Tenho orgulho de ter me formado nesta escola e levarei sempre o nome desta Instituição. Muito obrigada!

Ao Centro de Pesquisa Odontológico – Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular da UFU.

Que me orgulho de ter usufruído desde grandioso laboratório de pesquisa e conseguido realizar todos os meus testes.

À CAPES,

Pelo apoio financeiro por meio de bolsa de mestrado durante por mais de um ano do programa de pós-graduação.

EPÍGRAFE

“O futuro pertence àqueles que acreditam na beleza de seus sonhos.”

Eleanor Roosevelt

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	12
RESUMO	14
ABSTRACT	16
1. INTRODUÇÃO	18
2. REVISÃO DA LITERATURA	23
2.1. Resistência à fratura e materiais restauradores	24
2.2. Extensometria e método de elementos finitos	42
3. PROPOSIÇÃO	50
4. MATERIAL E MÉTODO	52
4.1. Seleção dos dentes	53
4.2. Grupos experimentais	54
4.3. Inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal	55
4.4. Realização dos preparos cavitários	57
4.5. Confeção e cimentação das coroas cerâmicas	61
4.6. Ensaio mecânico de extensometria	69
4.7. Ensaio mecânico de resistência à fratura	71
4.8. Classificação do padrão de fratura	72
4.9. Análise por elementos finitos	73
4.10. Análise estatística dos dados	76
5. RESULTADOS	77
6. DISCUSSÃO	84
7. CONCLUSÕES	91
REFERÊNCIAS	93
ANEXO	104

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

N – Unidade de força - carga aplicada (Newton)

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

mm² – Unidade de área (milímetro quadrado)

mm³ – Unidade de área (milímetro cúbico)

min - Unidade de tempo (minuto)

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

° – Unidade de angulação (grau)

°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)

Kg – Unidade de massa (quilograma)

g – Unidade de massa (grama)

P – Probabilidade

% – Porcentagem

s – Unidade de tempo (segundo)

h – Unidade de tempo (hora)

PVC – Polivinil cloreto rígido

Nº – Número

µm – Unidade de comprimento (micrômetro)

mW/cm² – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)

µS – Unidade de microdeformação (microstrain)

Ω – Unidade de resistência elétrica (ohm)

Kgf – Unidade de força - carga aplicada (quilograma força)

Hz – Unidade de frequência (Hertz)

MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura

MEF – Método de elementos finitos

MPa – Unidade de força (MegaPascal)

GPa – Unidade de força (GigaPascal)

Rpm – Rotações por minuto

X – (vezes)

CEP – Comitê de Ética em Pesquisa

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

FOUFU – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito da morfologia do preparo cavitário na distribuição de tensões, comportamento biomecânico e resistência à fratura de molares restaurados indiretamente por dois sistemas cerâmicos. Quarenta e oito terceiros molares inferiores hígidos e com formas semelhantes extraídos foram divididos em 4 grupos ($n=12$) resultantes da combinação de dois fatores em estudo: 1- tipo de sistema cerâmico: Leucita (IPS-Empress CAD, Ivoclar Vivadent Ltda) e Dissilicato de Lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent Ltda); 2- Protocolo restaurador: “onlay” convencional e “onlay” conservador. A deformação coronal (μS) na carga de 100N e carga máxima a fratura foi medida por *strain gauges* ($n= 7$). A resistência à fratura (N) foi medida pelo teste de compressão axial e o modo de falha foi avaliado de acordo a destruição da estrutura dental e restauração em quatro tipos ($n=12$) e a distribuição de tensões foram analisadas em quatro grupos pelo método de análise de Elementos Finitos. A deformação coronal (DC), resistência à fratura (RF) e modo de falha (MF), foram analisados estatisticamente usando análise de variância ANOVA two-way e Teste de Tukey ($p<0,05$). A análise de variância ANOVA two-way mostrou que a DC, em uma carga de 100N, apenas o fator restauração cerâmica ($p<0,001$) teve efeito significativo, na qual a cerâmica reforçada por leucita teve significativamente maior deformação que a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio ($p<0,001$). Além disso, os preparos feitos com caixas proximal e oclusal resultaram em uma deformação similar do preparo sem as caixas ($p<0,001$). Na carga máxima à fratura apenas o fator tipo de cerâmica ($p<0,001$) tiveram efeito significativo no teste de RF, na qual as restaurações de dissilicato de lítio tiveram maior deformação que a leucita ($p<0,001$). Os testes de RF, mostraram que a presença das caixas não teve efeito significativo nas cerâmicas reforçadas por leucita ($p=0,375$), enquanto que a presença das caixas proximais e oclusais nas restaurações de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio tiveram diminuição significativa na RF ($p<0,001$). As cerâmicas de dissilicato de lítio tiveram significativamente maior RF do que as cerâmicas de leucita ($p<0,001$). E no MF, a restaurações de dissilicato de lítio resultaram em fraturas mais catastróficas independente da geometria do preparo cavitário. De acordo com as limitações deste estudo *in vitro* e computacional, foi observado que o preparo mais conservador aumenta a resistência à fratura e o complexo restaurador com cerâmica reforçada por leucita teve menor deformação coronal e menor modo de falha.

Palavras chave: análise por elementos finitos; cerâmica, deformação, modo de fratura, onlay, resistência à fratura.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of two cavity preparation on fracture resistance of two CAD/CAM ceramic on Finite Element Analysis, Coronal deformation, Fracture Resistance and Fracture Mode over human molar teeth restored with esthetic indirect restoration. Forty-eight human molars were selected and randomly divided into the following four groups (n=12): Group 1: conventional onlay (with occlusal and proximal box), leucite glass ceramic (IPS-Empress CAD, Ivoclar Vivadent); group 2: conservative onlay (without occlusal and proximal box), leucite glass ceramic (IPS-Empress CAD, Ivoclar Vivadent); group 3: conventional onlay, lithium-disilicate glass ceramic (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent); group 4: conservative onlay, lithium-disilicate glass ceramic (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent). Cuspal deformation (μS) was measured at 100N and Maximum fracture load by strain gauges (n = 7 teeth), Fracture Resistance (N) was measured by axial compression test and Fracture mode were recorded based on the degree of tooth structure and restoration damage in four types (n = 12 teeth) and the Stress distributions were measured for all groups on Finite Element Analysis. The CS, Fracture resistance and Fracture mode were statistically analyzed using Tukey test and ANOVA two-way ($p = 0.05$). The Coronal deformation (CD) at 100N the Tukey's test showed that leucite ceramic restorations had significantly higher deformation than lithium-disilicate ceramic restorations, irrespective of cavity preparation ($P < 0.001$). At maximum fracture load showed that lithium-disilicate ceramic restorations had significantly higher deformation than leucite ceramic restorations, irrespective of cavity preparation ($P < 0.001$). The Fracture resistance and Fracture mode showed that the presence of box had no significant effect for leucite ceramic restoration ($P = 0.375$), however the presence of box on disilicate ceramic restorations reduced significantly the fracture resistance ($P < 0.001$). The disilicate ceramic restorations had significantly higher fracture resistance than leucite ceramic restoration ($P < 0.001$) irrespective of cavity preparation. Fracture mode distributions showed that the leucite disilicate ceramic resulted in more severe fracture mode irrespective of cavity preparation. Within the limitations of this study, it was observed that the conservative onlay increase fracture resistance and the complex restored with a leucite-reinforced ceramics has less coronal deformation and fracture mode.

Key words: ceramic onlay, finite element analysis, fracture mode, fracture resistance, strain gauge

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A odontologia estética tem sido muito valorizada na última década e a exigência dos pacientes por restaurações que se assemelham à cor natural, à textura e à forma dos dentes é cada vez maior. As cerâmicas odontológicas são capazes de devolver a forma, a função e a estética, de maneira satisfatória, e, assim, podem ser consideradas uma excelente alternativa de material restaurador (Pagani et al., 2003).

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 características 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)

O material restaurador deve mimetizar as estruturas dentais perdidas, esmalte e dentina. Para isso, 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)

Em comparações com inlays, as onlays podem cobrir uma ou mais cúspides do dente, resultando em uma distribuição favorável de tensões nos dentes, junto com uma diminuição do risco à fratura (Jiang et al., 2010)

Nas restaurações metálicas fundidas, o recobrimento total das cúspides não funcionais e, principalmente, as cúspides funcionais, é fator decisivo para melhor distribuir as tensões (Fisher et al., 1974). Como a fixação das restaurações metálicas é prioritariamente feita com cimento fosfato de zinco, não há união adesiva entre a restauração e o dente, sendo indicado o recobrimento total das cúspides para aumentar a resistência da estrutura dental (Eakle & Staninec, 1992; Fernandes-Neto et al., 2002).

Um elevado sucesso das inlays e onlays é observado quando se utiliza um protocolo correto quanto ao preparo do dente, espessura adequada de suporte e ajuste oclusal correto da peça instalada. Além disso, a qualidade e durabilidade da união entre o material e o dente também garantem o sucesso clínico das restaurações cerâmicas, sendo que a composição da cerâmica tem um significativo efeito na resistência à fratura da união dentina-cerâmica (Van Noort, 2004, Anusavice, 2005; Gomes et al., 2008).

A resistência à fratura de um dente está diretamente relacionada à quantidade de estrutura sadia remanescente que o mesmo possui. A remoção das cristas marginais, o aumento na largura do istmo e o aumento na profundidade do preparo no sentido ocluso-gengival são as principais razões para a diminuição dessa resistência (Mondelli et al., 1980; Khera et al., 1991). Mondelli et al. (2007) em um dos seus estudos compararam a resistência à fratura de pré-molares superiores humanos sadios com diferentes larguras de cavidade, provando que a remoção de tecido dentário afeta significativamente a resistência à fratura de dentes.

As caixas proximais e oclusal dos preparos para onlays, inicialmente usadas para ganhar retenção ao preparo cavitário, se tornam questionáveis quando tão consolidadas as reabilitações livres de metais. As restaurações livres de metais podem ser usadas com técnicas adesivas que dispensariam retenções por meios mecânicos, salientando a discussão em torno da necessidade das caixas oclusais e proximais dos preparos para onlays e se a adequação do preparo cavitário ao material restaurador terá influência sobre a deformação e resistência à fratura do elemento dental.

Devido à sua natureza friável, as restaurações cerâmicas estão susceptíveis a fratura devido a pequenas falhas ou trincas sob a aplicação de força, que ocorre com pequena ou nenhuma deformação plástica. Vários fatores estão associados à iniciação e propagação de trincas nas restaurações cerâmicas, dentre eles: forma da restauração, falta de homogeneidade micro estrutural, dimensão e distribuição das

falhas de superfície, tensões residuais induzidas por polimento ou processamento térmico, meio em contato com a restauração, características da interface cerâmica-cimento, espessura e variação da espessura da restauração, módulo de elasticidade dos componentes da restauração e magnitude e orientação das forças aplicadas (Thompson et al., 1994).

De acordo com Barros et al. (2005), o preparo para uma restauração cerâmica deve criar um padrão de inserção passivo e proporcionar uma espessura adequada de material para garantir à restauração resistência suficiente para suportar os esforços mastigatórios.

O melhor desempenho dos materiais cerâmicos depende das condições de processamento e seleção da matéria prima. Segundo Hench (1998) e Denry, (2008) para melhorar a tenacidade e biocompatibilidade dos materiais cerâmicos é necessário empregar pós com melhores purezas, ajustar as condições de compactação e sinterização, controlar a microestrutura e explorar mecanismos de aumento da tenacidade.

Albakry et al. (2003) afirmaram que a grande aceitação dos profissionais e pacientes por restaurações totalmente cerâmicas está baseada nas propriedades desses materiais como biocompatibilidade e estética. No entanto, as falhas mecânicas frequentemente ocorrem devido à incapacidade desses materiais de suportar tensões através de deformação plástica. O grande desafio de pesquisadores e fabricantes está em desenvolver um material cerâmico que combine resistência suficiente e um grau de translucidez importante na odontologia estética. Há no mercado vários sistemas cerâmicos e a seleção apropriada do material em diversas situações clínicas se faz necessária. O IPS e.max CAD é um bloco de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio e o IPS empress CAD é um bloco de vitrocerâmica de Leucita, sendo que ambos são para a tecnologia CAD/CAM que são utilizados para confecção de restaurações unitárias, *inlays* e *onlays*. São fabricados por meio de inovador processo que produz um material de excepcional homogeneidade, precisão oclusal e melhor integridade marginal, translucidez e boas propriedades mecânicas. As propriedades físicas finais do bloco de dissilicato de lítio é de 360 MPa de resistência e da Leucita de 160 Mpa.

Na análise biomecânica das estruturas dentais e materiais restauradores, os ensaios mecânicos destrutivos para análise da resistência à fratura são importantes meios de análise do comportamento do dente em situações de aplicação de cargas pontuais e de alta intensidade. Porém apresentam limitações com relação à

obtenção de informações do comportamento interno do complexo dente-restauração. Parece apropriado para resposta mais precisa à interferências de pequenos fatores no processo restaurador que se empregue associação de metodologias não destrutivas, quer experimentais (Reeh et al., 1989; Medige et al., 1995) ou por análises computacionais (Ausiello et al., 2001; Lin et al., 2001; Magne & Belser., 2003) à ensaios mecânicos convencionais.

Tensões são geradas a partir da aplicação de carga sobre uma estrutura que resultam em deformações estruturais, se estas se acentuam ultrapassando o regime elástico pode resultar em ruptura da estrutura. Neste processo, a associação de metodologias representa a possibilidade de analisar sequencialmente este processo contínuo e cíclico. Algumas tecnologias tem sido empregadas para análise de deformação (Palin et al., 2005) e extensômetros. De acordo com Sakaguchi et al. (1991), um bom método para mensuração de deformações externas é a utilização de extensômetros aderidos na face externa da estrutura dental. Outra importante ferramenta cada vez mais frequente na análise de comportamento mecânico de estruturas dentais e materiais restauradores é o método de elementos finitos. Vários estudos têm abordado análises comparativas de elementos finitos de forma isolada (Ausiello et al., 2001; Lin et al., 2001; Magne & Belser., 2003; Ausiello et al., 2004; Lanza et al., 2005; De Jager et al., 2005), associadas com ensaios não-destrutivos, como extensometria (Palamara et al., 2002; Lertchirakam et al., 2003).

Diante deste contexto, gera-se a hipótese que o tipo de preparo cavitário e o tipo de cerâmica em restaurações do tipo *onlay* influenciem na resistência à fratura, concentração de tensão, intensidade de deformação e no padrão de fratura de molares inferiores.

REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Resistência à fratura e materiais restauradores

De acordo com Della Bona, em 2009, os valores de resistência à fratura são frequentemente considerados indicadores do comportamento mecânico dos materiais dentários. Entretanto, os resultados obtidos através de ensaios padronizados de resistência à fratura, como resistência à flexão biaxial ou à flexão em três ou quatro pontos, são limitados por dois fatores principais: a geometria e a metodologia de confecção dos corpos-de-prova. Os corpos-de-prova para esses testes são em forma de barra ou disco monolítico e não simulam a configuração e geometria complexa das restaurações dentárias. Além disso, os passos de confecção desses corpos-de-prova geralmente são diferentes dos utilizados para a confecção das restaurações (Kelly, 1999; Borba, 2010). Assim sendo, é possível prever de maneira mais confiável o comportamento dos sistemas cerâmicos utilizando corpos-de-prova na forma de restaurações (Della Bona, 2009). A avaliação de estruturas em camadas (cerâmica de infraestrutura combinada com porcelana) pode fornecer informações importantes sobre a distribuição de tensões, modo e origem de fratura, união da interface e tensões térmicas que não são obtidas quando os materiais são avaliados separadamente (Studart et al., 2007, Borba et al., 2011b). Além disso, é possível verificar a influência da geometria na distribuição de tensões e comportamento de fratura (Kelly, 1999; Borba, 2010).

Mondelli et al., em 1980, considerando que um dos principais fatores que causam falhas em procedimentos restauradores é a ocorrência de imperfeições na geometria do preparo cavitário que possam promover a fratura do dente, realizaram trabalho para avaliar a influência de diferentes configurações de preparos em dentes posteriores na resistência à fratura. Pré-molares receberam preparos classe I, classe II composta e classe complexa com três níveis de abertura vestibulo-lingual, com 1/4, 1/3 e 1/2 da distância intercuspídica de profundidade de 2,5 mm. Todos os preparos cavitários diminuíram a resistência dos dentes de forma inversamente proporcional ao aumento da largura da cavidade. Os autores concluíram que

a remoção de estrutura dental promove redução significativa da resistência à fratura de dentes posteriores.

Burke, em 1995, avaliou a resistência à fratura de coroas inseridas em pré-molares superiores extraídos, variando a técnica de cimentação. Foram utilizados 40 pré-molares com dimensões vestibulo-palatino semelhantes, com variação menor que 2,5% do tamanho médio. Os dentes foram divididos em quatro grupos, empregando a associação ou não de adesivos dentais e utilizando agente de fixação a base de resina ou cimento fosfato de zinco. A resistência à fratura de coroas de cerâmica fixadas com agente de fixação a base de resina e adesivo dental (0,77 KN) foi estatisticamente superior às coroas fixadas com cimento fosfato de zinco (0,39KN). Essa diferença é atribuída à capacidade de ligação adesiva com a estrutura dental, proporcionando maior resistência ao conjunto dente-restauração.

Cordeiro & Martins, em 1998, realizou um trabalho com objetivo de avaliar a influência dos agentes de fixação sobre a resistência à fratura de “inlays” cerâmicos. Foram utilizados 50 molares inferiores de humanos, com tamanhos semelhantes, que receberam preparos MOD com expulsividade de 6°. Os dentes foram moldados com silicone por adição, e as restaurações, confeccionadas com a cerâmica Duceram LFC (DEGUSSA), pela técnica do troquéel refratário. As restaurações foram fixadas com cimento fosfato de zinco, três cimentos resinosos e um grupo em que não foi aplicado nenhum material de cimentação. A restauração foi inserida no preparo e aplicada uma carga de 5Kgf por 10 minutos numa prensa hidráulica, com objetivo de padronizar a linha de cimentação. Os dentes foram submetidos a um carregamento de compressão na superfície oclusal por meio de uma esfera de 4mm acoplada a uma máquina de ensaio universal Instron, numa velocidade de 1mm/minuto. Os resultados demonstraram que as restaurações de cerâmica pura apresentaram baixa resistência prévia à cimentação (8,9 Kgf). Os melhores resultados foram obtidos com os cimentos resinosos Opal (201,2 Kgf), Resin Cement (206,7 Kgf) e Enforce (243,1 Kgf), com valores semelhantes entre si e estatisticamente superiores ao cimento fosfato de zinco (143,1 Kgf).

Em 1998, Neiva et al., realizaram um estudo para comparar a resistência de fratura in vitro de três tipos de cerâmica (n=10): (1) uma cerâmica à base de dissilicato de lítio - IPS Empress II, (2) uma cerâmica à base de alumina infiltrada por vidro – In-Ceram Alumina e, (3) uma cerâmica policristalina de alumina – Procera AllCeram. Trinta pilares foram construídos utilizando uma resina com um módulo de elasticidade semelhante à dentina. A superfície interna de todas as coroas foram limpas e silanizadas antes da cimentação com cimento resinoso. As coroas foram cimentadas sobre os pilares e submetidas a um carregamento até a fratura, em uma máquina de ensaios universal. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os três sistemas de cerâmica pura.

Segundo Burke, em 1999, estudos anteriores têm demonstrado uma resistência à fratura satisfatória das restaurações cerâmicas fixadas com cimentos resinosos e adesivos dentais. Com isso, o autor propôs avaliar a resistência à fratura de coroas confeccionadas em uma nova cerâmica reforçada com leucita, Fortress (Chamaleon Dental), fixadas em 10 pré-molares, com dimensões semelhantes, utilizando um agente de fixação a base de resina de dupla polimerização. Os dentes foram submetidos a um carregamento axial de compressão a uma velocidade de 1,0 mm por minuto. Os resultados demonstraram que a resistência média da cerâmica reforçada com leucita (0,88 KN) não apresentou diferença em relação a coroas confeccionadas em porcelana feldspática (0,77KN).

Steele & Johnson, em 1999, relataram que a recente introdução de novos sistemas adesivos conduziu alguns autores a sugerir que dente tratado endodonticamente poderia ser restaurado com uma restauração adesiva como alternativa ao uso de coroa total ou onlay. Para analisar a resistência à fratura de 56 pré-molares superiores intactos e livres de cárie foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em sete grupos que foram restaurados como segue: 1- dentes hígidos; 2- apenas com acesso ao canal; 3- preparo MOD e RCI; preparo MOD, RCI, e restauração de amálgama; preparo MOD, RCI, e amálgama com 4-META agente unindo; preparo MOD, RCI, e restauração de resina composta; e preparo MOD, e resina composta

com sistema adesivo a base de 4-META. Os dentes foram submetidos à carga de compressão em máquina de ensaio universal. Dentes hígidos e os dentes com preparo reduzido ao acesso demonstraram resistência à fratura semelhantes. Dentro das condições deste estudo não houve nenhuma diferença significativa na resistência à fratura entre os grupos experimentais.

Bremer & Geurtsen, em 2001, propuseram determinar a resistência de fratura de dentes restaurados com vários tipos de restaurações adesivas. Cinquenta molares humanos livres de cárie foram divididos aleatoriamente em cinco grupos com 10 dentes cada. Cavidades de MOD foram preparadas em 40 molares com uma largura na direção vestibulo-lingual de 50% da distância intercuspidal. As cavidades foram restauradas com os seguintes materiais: Cerec, IPS Empress (cerâmicas), Arabesk ou Charisma F (resina compostas). O grupo controle consistiu em 10 molares que não foram preparados. Todos os 50 dentes foram submetidos a um carregamento oclusal em máquina de ensaio universal até a fratura. Os resultados demonstram que não houve nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) entre os valores dos dentes íntegros (2,102 N) e os dentes com as restaurações em Cerec (2,139 N). Porém, ambos os grupos demonstraram uma diferença significativa ($p < 0,05$) quando comparado com os dentes restaurados com a cerâmica IPS Empress (1,459 N) e resina composta Arabesk (1,459 N). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os últimos dois grupos. O grupo restaurado com Charisma F (1,562 N) não demonstrou nenhuma diferença significativa quando comparado com todos os outros grupos inclusive controle ($p > 0,05$). Uma recuperação da resistência de molares é possível por meio de uma restauração adesiva na forma de uma ancoragem interna, sendo porém dependente do material restaurador utilizado.

Fernandes-Neto et al., 2002, descrevendo sobre preparos para restaurações parciais em dentes posteriores relataram que com a evolução dos materiais restauradores diretos a solução restauradora para preparo inlay deve prioritariamente ser priorizada pela técnica direta. Contudo quando se opta por restaurações indiretas abre-se uma nova discussão sobre a forma e extensão do preparo. Para os autores, restaurações retidas por aspectos puramente friccionais devem ser associadas ao recobrimento total de

cúspides e ainda envolver o terço oclusal das cúspides vestibulares dos dentes inferiores e palatinas dos dentes superiores. Em relação às restaurações adesivas, confeccionadas em cerâmica ou cerômeros, os autores apresentaram que estas possuem características diferenciadas pela ação de formação de corpo único entre a estrutura remanescente o material de fixação e a restauração indireta, o que minimizaria ou até mesmo eliminaria o efeito cunha. Contudo os autores relacionaram a conservação parcial de estrutura dental com a complexidade do preparo, o que geraria dúvidas como: quando confiar em uma parede de dentina e esmalte? Qual a espessura mínima para a sua manutenção? E, até onde envolver desgaste de estrutura dental resultará em aumento de retenção e estabilidade? Os autores concluíram que estas respostas são complexas e podem resultar em fracasso da restauração, definindo por hora a indicação de recobrimento de cúspides envolvida por considerável perda de estrutura dental que resulte em espessura mínima de 1,5mm com definição de um preparo com término em ombro com ângulo interno arredondado e abertura de caixa oclusal de 2,0mm no mínimo, com paredes divergentes.

Morimoto et al., em 2002, desenvolveram um experimento com objetivo de comparar o comportamento de dentes com preparos inlays e overlays, restaurados com porcelana cimentada adesivamente. Foram empregados 30 pré-molares superiores íntegros distribuídos aleatoriamente em 3 grupos: 1) íntegros; 2) inlays e 3) overlays. Os preparos inlays eram do tipo MOD com 1/2 da distância intercuspídea e os preparos overlays eram tipo MOD com recobrimento das cúspides vestibular e palatina. Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de compressão axial. Os valores médios de fratura foram de 120,0 kgf; 120,3 kgf e 117,3 kgf respectivamente para os grupos 1, 2 e 3. Análises estatísticas indicaram que não houve diferença entre os grupos ($p > 0,05$). As inlays obtiveram valores de fratura semelhantes aos das overlays, porém os preparos com recobrimento de cúspides resultam em perda de estrutura sadia, podendo interferir também na estética e oclusão. Os padrões de fratura para os dentes íntegros foram 70% do tipo moderada (Padrão II) e 30% do tipo simples (Padrão I); para as overlays foram 70% do tipo simples (Padrão I), 10% do tipo moderada (Padrão II) e 20% do tipo

severa (Padrão III), enquanto que para as inlays, 70% foram do tipo simples e 30% do tipo moderada. As inlays e overlays conseguiram recuperar a rigidez das cúspides de forma semelhante aos valores encontrados para os dentes íntegros. A indicação clássica que afirma que a partir de 1/3 da distância intercuspídea as cúspides devem ser recobertas, deve ser questionada quando do uso de restaurações cerâmicas cimentadas adesivamente.

Attia & Kern (2004) observaram que as propriedades mecânicas dos materiais, as técnicas de fabricação, os agentes de cimentação, e as condições intraorais são fatores primários relacionados à longevidade de coroas totalmente cerâmicas. Investigaram a influência de diferentes tipos de agentes de cimentação e da aplicação de cargas cíclicas em ambiente úmido na carga de fratura de coroas totalmente cerâmicas confeccionadas com as técnicas de injeção e CAD/CAM. Noventa e seis pré-molares humanos foram preparados para coroas totalmente cerâmicas. Dezesesseis pré-molares sem preparo serviram como controle. Quarenta e oito coroas foram fabricadas com cada sistema: IPS Empress II – cerâmica à base de dissilicato de lítio e técnica da injeção e; Procadvitrocerâmica reforçada por leucita e sistema CAD/CAM Cerec 3. Três agentes de cimentação (Panavia F, Superbond C & B e ProTec CEM) foram utilizados (n = 16). Após uma semana de armazenamento em água, metade dos corpos-de-prova de cada subgrupo (n = 8) foi submetida a 3.500 ciclos térmicos (58 °C - 4 °C; tempo de permanência de 60 s) e 600.000 ciclos mastigatórios em um simulador de mastigação. Todos os corpos-de-prova foram submetidos a uma carga de compressão (N) aplicada na direção do longo do eixo da coroa até a fratura, em uma máquina de ensaios universal. Observaram que a simulação de mastigação reduziu a carga de fratura de coroas de Procad cimentadas com Superbond C & B e ProTec CEM e das coroas de IPS Empress II cimentadas com ProTec CEM. No entanto, a simulação de mastigação não teve influência na carga de fratura dos dois tipos de cerâmica quando o cimento Panavia F foi utilizado.

Os valores de carga de fratura de coroas totalmente cerâmicas são influenciados não apenas pela resistência à fratura dos materiais componentes, mas também pela geometria da prótese, tamanho e localização

da origem da fratura (Kelly, 1999; Borba 2010). A partir disso, Pallis et al. (2004) realizaram um estudo para comparar a resistência à fratura de sistemas totalmente cerâmicos utilizando um modelo de geometria simples e reprodutível, capaz de simular as falhas que ocorrem nas interfaces dos materiais. Foram avaliadas coroas confeccionadas com três sistemas cerâmicos, IPS Empress II (dissilicato de lítio), Procera AllCeram (alumina policristalina), e In-Ceram Zircônia (cerâmica à base de alumina e zircônia infiltrada por vidro) (n=20). Quinze coroas de cada grupo foram submetidas a uma carga compressiva de sentido axial, aplicada no centro da superfície oclusal, até a fratura. Cinco coroas foram seccionadas por grupo, e a espessura das camadas de cimento, material de infraestrutura e porcelana foram mensuradas. A origem da falha foi mais comumente encontrada na interface entre a infraestrutura de cerâmica e a porcelana para a IPS Empress II e entre a infraestrutura de cerâmica e a camada de agente cimentante para os demais sistemas. Não houve diferença significativa nos valores de resistência à fratura, no entanto, houve uma diferença significativa na origem da falha entre os sistemas de cerâmica estudados.

Stappert et al., (2005a) determinaram a influência da forma do preparo e as dimensões das restaurações cerâmicas sem metal com cobertura parcial sobre a precisão antes e depois da simulação do ciclo mastigatório. Neste estudo in vitro 80 molares extraídos foram restaurados com restaurações inlay e 4 diferentes restaurações com cobertura parcial usando uma nova cerâmica prensada IPS e.max Press. Os dentes foram divididos em 5 grupos de 16 espécimes cada e preparados como à seguir: grupo A recebeu uma inlay MOD, grupo B, C, D e E receberam preparos modificados com cobertura parcial de cúspide. As restaurações foram unidas de forma adesiva com o cimento VARIOLINK II (Ivoclar-Vivadent), pois esse material tem sido registrado por produzir as melhores qualidades marginais em estudos muito relevantes. Após foram expostas ao simulador mastigatório. As discrepâncias de adaptação marginal foram examinadas sobre réplicas de epóxi antes e depois da união bem como após a simulação da mastigação em magnificação de 200x. Antes da cimentação, a largura da fenda marginal diminuiu consistentemente, como as dimensões das restaurações aumentaram do

grupo A para o grupo E. Grupo A teve valores de fendas marginais significativamente maiores do que o grupo B ($p=0,017$) e os outros grupos ($p<0,0001$). Grupo E mostraram valores significativamente mais baixos em relação à fenda marginal do que o grupo B ($p=0,0002$). Depois da cimentação, os grupos A, B, C, D e E não diferiram significativamente um do outro ($p>0,05$). Cimentação a fenda marginal significantemente nos grupos B, E ($p=0,00001$), não significativamente no grupo A ($p=0,059$). Depois da simulação mastigatória, os valores de fenda marginal de todos os grupos não demonstraram nenhuma diferença significativa ($p>0,05$). Comparados aos valores de fenda marginal depois da cimentação, carregamento mastigatório levou para um decréscimo significativo adicional da precisão marginal do grupo B ($p=0,029$) e C ($p=0,026$), não significante estatisticamente nos grupos remanescentes ($p>0,05$). Os resultados deste estudo *in vitro* mostrou que a cerâmica injetada IPS e.max Press pode ser usada para a fabricação de *inlays* e coroas parciais as quais apresentam os requisitos em termos de uma fenda marginal clinicamente aceitável, independente do preparo utilizado. Entretanto, o preparo e as dimensões das restaurações parecem afetar a adaptação inicial e o escoamento do material de união durante o processo de cimentação. Os fatores responsáveis por esses achados requerem estudos adicionais. Uma triagem clínica sobre novos reparos e materiais é desejável.

Stappert et al., (2005b) analisaram em condições padronizadas e otimizadas, a viabilidade e resistência à fratura e restaurações cerâmicas com cobertura parcial de cúspides em pré-molares naturais em relação a diferentes desenhos de preparo. Os testes foram conduzidos usando ciclagem térmica em um simulador mastigatório e observando o comportamento em longo prazo da cerâmica IPS e.max Press. Os resultados foram comparados aqueles pré-molares naturais e dentes restaurados com *inlays*. Ao total, foram utilizados 80 pré-molares superiores. O tamanho e qualidade dos dentes (fraturas, cáries) foram analisados em microscópio óptico, a fim de estabelecer um protocolo e um confiável ponto de referência. Para prevenir que os dentes se tornassem desidratados e quebradiços, depois da exodontia e durante o exame todos os dentes foram armazenados em um ambiente livre e germes de solução de timol 0,1% em temperatura

ambiente. As raízes foram limpas com curetas, removendo todas as fibras e cálculos. Subsequentemente, foram divididos em 5 grupos de 16 espécimes cada. Para a tomada da impressão e preparação, os dentes foram provisoriamente fixados em molde plástico pré-fabricado. Duas impressões foram realizadas de cada dente.

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 o aumento de resistência a fratura e os padrões de fratura envolveram somente a restauração. (Formasil Xact). Uma das impressões foi usada como uma orientação adicional para o subsequente enceramento das restaurações, enquanto a outra foi cortada no sentido vestibulo-oral, viabilizando um controle preciso da estrutura dentária removida de acordo com as guias de preparação. Dezesesseis dentes não foram preparados servindo como grupo controle (A). Os demais grupos: (B) preparo convencional para *inlay* MOD, (C, D) duas formas modificadas para PCR (cobertura parcial de cúspides) e (E) coroas completas. Seguindo as técnicas de dupla impressão com silicone de adição (Dimension Garant, Permagum Putty Soft). A cerâmica utilizada foi IPS e.max , é uma cerâmica prensada, assim como o Empress 2, sendo composta por dissilicato de lítio. Na superfície da peça foi realizado ataque ácido com ácido hidrófluorídrico 4,9% por 20 segundos para acrescentar microretenções na superfície do material cerâmico. Então foram lavadas por 60 segundos e secas com ar. Após feita a aplicação de silano. Previamente a instalação, os dentes preparados foram limpos com escovas rotatórias. Ataque ácido foi realizado nos dentes com ácido fosfórico 37% e conicionado com Syntac Primer, Adhesive e Heliobond. O cimento resinoso Variolink II de polimerização dual foi utilizado. Previamente à fabricação dos espécimes, um ligamento periodontal foi

aplicado nas raízes dos dentes (Anti-Rutsch-Lack) 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte para simular o movimento fisiológico do dente. Os dentes então foram embebidos em uma resina auto-polimerizável (Technovit 4000) para os testes no simulador mastigatório. As espécimes foram submetidas a 1.200.000 ciclos ($F=49\text{ N}$), com frequência do ciclo de carregamento de 1,6 Hz bem como 5500 ciclos térmicos entre 5 e 55° C. O processo mastigatório foi simulado com movimentos horizontais (0,5 mm) e verticais (6 mm). A força de fadiga foi aplicada em um ângulo de 180° em relação ao longo eixo do dente. Depois de o ciclo todos os espécimes foram submetidos a um exame em microscópio óptico para verificação das fraturas. Nenhum dos dentes e cerâmicas fraturou durante o teste. Os valores de resistência à fratura dos Grupos A, B e E foram estatisticamente e significantemente mais altos ($p<0,05$) do que os Grupos C e D. Inlays e coroas completas feitas de IPS e.max Press alcançaram valores de resistência à fratura correspondentes a dentes pré-molares naturais.

Stappert et al., (2005c) analisaram a influência de três tipos de desenhos de preparo de facetas cerâmicas com reforço de leucita quanto à longevidade e falha pela carga, e também examinaram o modo de falha e formação de fendas depois de expostas à uma simulação do ciclo mastigatório, seguido de teste load-to-fracture. Sessenta e quatro incisivos centrais superiores foram divididos em quatro grupos ($n = 16$). O grupo controle não teve nenhum tipo de preparo (NP). Para o grupo WP, uma janela de preparo foi realizada. Os espécimes IOP foram preparadas com um overlap incisal de 2 mm sem chanfro palatino. Para o grupo CVP, os espécimes foram preparados com desgaste de 3 mm de redução incisal e 2 mm de extensão palatina. Quarenta e oito facetas de IPS Empress 1 foram unidas com cimento adesivo com um compósito de polimerização dual (Variolink, II). Todos os espécimes foram submetidos ao carregamento mecânico cíclico (1.200.000 ciclos frequência do ciclo de 1.3 Hz, carga de 49 N) e ciclo térmico (5°C - 55°C por 60 segundos, 5500 ciclos) em um simulador da mastigação. A falha foi definida pela fratura volumosa do espécime. Os padrões de fendas foram observados. Os espécimes sobreviventes foram carregados em uma máquina universal de teste até a fratura. Três espécimes

do grupo NP, um espécime de cada grupo WP e CVP, e dois espécimes do grupo IOP fraturaram durante a fadiga. Depois de 1.200.000 ciclos foram observadas as maiores taxas de fendas no grupo CVP e originadas na concavidade palatina estendendo para a superfície facial. As médias das cargas nas falhas foram: NP 713,3 (404,4 - 777,1), WP 549,5 (477,5 - 597,7), IPO 695,3 (400,0 - 804,6), CVP 519,2 (406,1 - 732,9). Nenhuma diferença significativa na longevidade e falha no carregamento foi demonstrada entre os dentes naturais e os dentes restaurados com facetas cerâmicas ($p = 0,555$). Conclui-se neste estudo que os dentes naturais sem nenhum tipo de preparo e dentes restaurados com facetas cerâmicas reforçadas com leucita com 3 tipos diferentes de preparo (IPS Empress 1) são similares em termos de resistência à fratura.

Em 2006, Stappert et al., estudaram a influência da geometria do preparo na resistência a fratura sob fadiga de cerâmicas prensadas em restaurações posteriores com cobertura parcial (PCR). Foram divididos 96 molares superiores em seis grupos. No grupo controle NP as amostras não foram preparadas. Grupo controle IN recebeu preparo inlay MO. No grupo teste receberam preparo para PCR baseado na geometria do preparo inlay do grupo IN, com redução de cúspide que aumentava de grupo para grupo. Foi confeccionado 16 inlays cerâmicas e 64 PCRs de IPS e-max Press e cimentadas adesivamente. Todas amostras foram submetidas à carga de fadiga mastigatória (1.2 milhões de ciclos, 1.6 hertz, 98 newtons), 5.300 ciclos térmicos e observação de padrões de fratura. Depois disso, os autores carregaram as amostras até a fratura. Nenhuma fratura ocorreu durante à simulação mastigatória e depois de passar por carregamento em uma máquina universal de ensaios, os grupos mostraram que não houve diferenças significativas nos valores de resistência à fratura. Assim, as diferentes geometrias de preparo das PCRs não demonstraram influência significativa sobre a resistência à fratura das restaurações.

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 variando a amplitude da

caixa oclusal 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 raíz. Os autores concluem que o recobrimento de cúspide quando da restauração envolvendo resinas laboratoriais não é indicado.

Um estudo (Aboushelib et al., 2007) avaliou a energia absorvida por coroas de IPS Empress II (dissilicato de lítio) e Cercon Ceram (zircônia policristalina) em um teste de resistência à fratura e comparou com a energia absorvida em um teste de resistência ao impacto. Para o IPS Empress II, houve uma diferença significativa entre a energia absorvida no teste de fratura e no teste de impacto, já para o Cercon Ceram não houve diferença significativa. Apesar da alta resistência das infraestruturas de zircônia, não houve diferença na energia absorvida entre os dois sistemas no teste de resistência ao impacto. O modo dominante de falha das coroas submetidas ao carregamento oclusal foi a propagação das trincas em forma de cone (cone cracks) na porcelana de recobrimento. Concluíram que para explorar a alta resistência das infraestruturas de zircônia é necessário melhorar a resistência da cerâmica de recobrimento (porcelana) já que os modos de falha mais esperados são delaminação e fratura por cone cracks dessa camada.

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 preparos 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 (extensômetria), 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 tipo sequenciais de remoção de estrutura: H – hígido; O – preparo oclusal; OD – preparo disto-oclusal; MOD – preparo mésio-oclusal; 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.

Stawarczyka et al., (2011) avaliaram a carga e modo de fratura de coroas anteriores confeccionadas com infraestrutura à base de zircônia recobertas com porcelana aplicada pela técnica estratificada (em camadas) ou prensada. Infraestruturas de zircônia foram confeccionadas e divididas aleatoriamente em oito grupos (n=15). Quatro grupos foram recobertos com porcelana aplicada pela técnica convencional estratificada: Zirox; GC Initial ZR; VITA VM9; IPS e.max Ceram. Os outros quatro grupos foram recobertos com porcelana prensada: PressX Zr; GC LF Initial; VITA PM9; IPS e.max ZirPress. As coroas foram cimentadas sobre um pilar metálico (liga de CoCr) e a carga compressiva foi aplicada em um ângulo de 45° utilizando uma máquina de ensaios universal. Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos de porcelana estratificada e prensada para três fabricantes. Apenas para um fabricante o mesmo tipo de porcelana, quando fabricada de forma distinta, resultou em coroas com carga de fratura estatisticamente diferente, sendo que o grupo prensado apresentou o maior valor. A IPS e.max ZirPress sofreu exclusivamente fratura da porcelana. Já os demais grupos demonstraram fratura da porcelana juntamente com fratura da infraestrutura.

A influência do recobrimento com diferentes tipos de porcelana na adaptação marginal, resistência à fratura e falha de coroas de In-Ceram Alumina foi avaliada. Quarenta coroas de In-Ceram Alumina foram confeccionadas e divididas em quatro grupos de dez cada. Dez infraestruturas foram deixadas sem aplicação de porcelana, enquanto as outras trinta infraestruturas foram divididas em três grupos e recobertas com as porcelanas Vitadur-N, Vitadur- α e VM7 (Vita Zahnfabrik). A adaptação marginal foi medida antes e após a aplicação da porcelana em 16 pontos, usando um microscópio óptico. As coroas foram então carregadas até a fratura a uma velocidade de 1 mm/min. Concluiu-se que as coroas recobertas com a porcelana Vitadur-N obtiveram valores de adaptação marginal superiores aos valores obtidos para os demais grupos testados. Já as coroas recobertas com a porcelana VM7 apresentaram os valores mais elevados de resistência à fratura e margens com dimensão clinicamente aceitável (Fahmy et al., 2011).

Kokubo et al., (2011) investigaram a influência do formato de coroas à base de zircônia nos resultados de carga de fratura. Quatro tipos de infraestrutura de zircônia foram projetados e recobertos com uma camada uniforme de porcelana. Todas as coroas foram submetidas a um carregamento vertical e lateral até a fratura. Concluíram que o formato das infraestruturas influencia a carga de fratura. Os autores observaram que as coroas com infraestrutura convencional com espessura uniforme apresentaram as menores cargas de fratura enquanto o grupo com configuração de cúspide apresentou a maior carga de fratura, tanto na direção vertical quanto lateral.

Um estudo in vitro investigou a hipótese nula de que as coroas totalmente cerâmicas tem comportamento mecânico semelhante às metalocerâmicas. Foram avaliados seis grupos experimentais (n = 8): metalocerâmica convencional (Noritake) (CMC); metalocerâmica modificada (Noritake) (MMC); cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS Empress II) (EMP); cerâmica reforçada com leucita (Cergogold) (CERG); cerâmica

reforçada com leucita e fluorapatita (IPS d.SIGN) (SINAL); resina composta (Targis) (TARG). As coroas foram submetidas à carga de compressão em uma máquina de ensaios universal com velocidade de 0,5 mm/min. A tensão máxima principal (MPS) foi calculada usando análise de elementos finitos, e a origem da fratura foi localizada através da análise fractográfica. Foi encontrada diferença estatística entre os grupos. O grupo metalo-cerâmico apresentou carga de fratura significativamente mais elevada do que os demais grupos. As cerâmicas apresentaram alta incidência de fraturas envolvendo tanto o núcleo como o dente. Com base na análise de elementos finitos e na fractografia determinou-se que a fratura ocorreu a partir da superfície oclusal em direção à cervical, que é o sentido oposto ao observado em estudos clínicos. Houve concentração de tensões ao redor e entre os pontos de carregamento oclusal (Campos et al., 2011).

Sornsuwan e Swain, em 2011, desenvolveram um modelo analítico que identifica a influência do ângulo entre as cúspides e do raio da fissura entre as cúspides na carga de fratura de coroas de pré-molares totalmente cerâmicas. Com base nesses modelos foi identificada uma faixa de valores segura para o ângulo das cúspides e o raio da fissura de coroas totalmente cerâmicas de dentes posteriores utilizando os valores de tenacidade à fratura da porcelana como critério de seleção. Observaram que, quando a tenacidade à fratura da porcelana é aumentada, o valor de carga de fratura estimado pelo modelo matemático também aumenta para valores bem acima das cargas oclusais típicas. Os efeitos do raio da fissura entre as cúspides na carga de fratura das coroas ainda são inconclusivos devido à forma relativamente complexa da superfície oclusal. Concluíram que o ângulo da cúspide é um fator importante que controla o estresse gerado na coroa.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Sornsuwan et al., (2011) avaliaram a influência da geometria oclusal de coroas totalmente cerâmicas de pré-molares (ângulo e raio da fissura entre as cúspides) na dispersão dos dados de um teste de carga de fratura. Foram fabricadas coroas cerâmicas à base de zircônia com três espessuras diferentes (0,4, 0,6 e 0,8 mm). As mesmas foram fraturadas sobre implantes dentários orientados em três

angulações diferentes (0°, 15° e 30°). As coroas foram carregadas usando uma barra de aço cilíndrica (diâmetro = 4 mm) posicionada ao longo da linha média da fissura oclusal. Os dados foram avaliados com análise de Weibull. As diferenças de carga de fratura entre os grupos com diferentes ângulações do implante e espessuras de zircônia não foram esclarecidas de forma clara neste estudo. Exceto para o grupo com ângulação de 30°, as coroas apresentaram dispersão elevada dos valores de cargas de fratura e baixo módulo de Weibull. No entanto, uma relação entre a carga de fratura e o ângulo efetivo da cúspide foi observada. Concluíram que a geometria oclusal é uma questão importante que afeta o grau de concentração de estresses na coroa e deve ser entendido tanto pelo técnico de laboratório como pelo clínico para a adequada escolha do material e configuração das coroas totalmente cerâmicas.

Cubas et al., em 2011., os estudo avaliou a resistência à fratura de pré-molares superiores humanos restaurados com dois sistemas cerâmicos (Vitadur Alpha e In Ceram) e comparando três tipos de preparo e dois agentes de cimentação. Setenta dentes hígidos foram preparados para receber restaurações cerâmicas da seguinte forma: (1) controle, pré-molares hígidos sem preparo, (2) inlays, (3) onlays parciais com cobertura de cúspide palatina, (4) onlays totais com todas cúspides recobertas, (5) onlays totais com núcleo In Ceran. As restaurações foram cimentadas utilizando Enforce ou RelyX ARC. Os dentes foram sujeitos a uma carga de compressão axial de 0,5 mm/min usando uma esfera de aço de 9 milímetros até a fratura. Os autores concluíram que todas as restaurações cimentadas com Enforce exibiram significativamente maior resistência à fratura. Restaurações inlay mostraram resistência fratura similar quando comparada com grupo controle. Onlay parcial e total não tiveram diferença estatística e mostraram desempenho mais fraco. O uso do núcleo In Ceram não influenciou no aumento da resistência à fratura. Ou seja, os cimentos testados apresentaram diferentes propriedades mecânicas, enquanto a cobertura de cúspide não resultou em maior resistência à fratura dos dentes restaurados.

O lascamento de restaurações de zircônia ocorre frequentemente em situações clínicas. Em função disso, Choi et al. (2012) realizaram um estudo in vitro para comparar a carga de fratura de coroas à base de zircônia recobertas com diferentes materiais e técnicas. Quarenta e cinco infraestruturas de zircônia foram fabricadas e divididas em três grupos: (LT) porcelana aplicada com a técnica estratificada (em camadas); (HT) porcelana prensada sobre a infraestrutura; e (ST) camada de porcelana fabricada com a tecnologia CAD/CAM e sinterizada sobre a infraestrutura. Todas as coroas foram cimentadas sobre um preparo de titânio com Unicem (3M ESPE) e uma carga compressiva foi aplicada até a fratura utilizando uma máquina universal de ensaios. A carga de fratura das coroas do grupo ST foi significativamente demais grupos. Dois tipos de falhas foram observadas: fratura total, tanto através da infraestrutura como da camada de porcelana e fratura parcial, apenas através da porcelana (lascamento). A fratura total da coroa foi mais frequente no grupo ST (oito). Para o grupo HT foram observadas cinco fraturas totais e para o grupo LT apenas duas.

May et al., estudaram em 2012 a influência da espessura do cimento e adesão cimento/cerâmica nas tensões e falhas de coroas CAD/CAM utilizando análise multi-física de elementos finitos e testes monotônicos. Os modelos de elementos finitos usando ambas análise multi-física de elementos finitos e testes monotônicos axialmente simétricos, foram criados para análise de tensões de uma cora com espessuras de cimento de resina de 50 a 500m sob carregamento oclusal da coroa. A interface cerâmica/cimento foi modelada com adesiva ou não adesiva. A contração de polimerização do cimento foi simulada como uma contração térmica. As cargas necessárias para alcançar as tensões da superfície foram calculados pela análise de elementos finitos. Experimentalmente as coroas CAD/CAM feldspáticas com base no modelo de EF foram usinadas com diferentes espaços oclusais de cimentação, e carregadas até a falha em 5N/s. O “ajuste” oclusal pode ter implicações estruturais para coroas CAD/CAM; espaços em torno de 50-100m antes da cimentação esta sendo recomendada a partir desse estudo. Os benefícios da adesão foram perdidos na espessura próxima de 450-500m devido a tensões contração de polimerização.

Saridag et al., em 2013, avaliaram os efeitos de dois diferentes preparos cavitários em restaurações de cerâmica pura sobre a resistência a fratura. Foram selecionados 50 terceiros molares divididos em 5 grupos: grupo 1: dentes intactos (controle), grupo 2: preparo inlay com cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, grupo 3: preparo inlay com cerâmica reforçada por zirconia, grupo 4: preparo onlay com cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, grupo 5: preparo onlay com cerâmica reforçada por zirconia. As restaurações foram cimentadas com cimento resinoso dual e depois da ciclagem térmica, as amostras foram submetidas a uma carga de compressão em velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. Os valores de resistência a fratura foram significativamente maiores para inlays restaurada por dissilicato de lítio do que dos grupos de onlay restaurada por dissilicato de lítio. E a resistência a fratura para inlays restaurados com zirconia e onlays restaurados com zirconia foram similares dos dentes intactos. No grupo IPS e-max Press, enquanto o preparo cavitário aumenta (de inlay para onlay) a resistência à fratura diminui. No grupo ICE Zirkon, o tipo de preparo não influenciou no resultado da resistência a fratura.

Guess et al., em 2013, considerando que a geometria do preparo e a espessura de cerâmica são fatores-chave para o sucesso a longo prazo de restaurações de cobertura parcial minimamente invasivas, realizaram um trabalho que avaliaram a resistência a fratura e modo de falha das restaurações cerâmicas de coberturas parciais em pré-molares com diferentes preparos e espessuras de cerâmicas. 144 pré-molares foram divididos em 9 grupos: preparo onlay com redução da cúspide palatina de 2 mm (Palatal Onlay Standard); de 1 mm (Palatal Onlay Thin); de 0,5 mm (Palatal Onlay Ultrathin); preparo onlay com cobertura completa, incluindo cúspide vestibular (Palatal Onlay Standard, Palatal Onlay Thin, Palatal Onlay Ultrathin); preparo da superfície vestibular com redução do chanfrado de 0,8 mm (Complete-Veneer-Standard), de 0,6 mm (Complete-Veneer-Thin) e 0,4 mm (Complete Veneer Ultrathin). Foram restaurados por cerâmica prensada dissilicato de lítio (IPS- e.max -Press) e cimentadas adesivamente (Syntac-Classic/Variolink-II). Todas as amostras foram submetidas a uma carga mecânica cíclica e ciclagem térmica e depois foram submetidos a carga até a

ruptura. Neste estudo in vitro, a redução da profundidade do preparo de 1,0 e 0,5 milímetros não prejudicou resistência à fratura de restaurações onlay cerâmica de dissilicato de lítio, mas resultou em menores cargas de falhas em restaurações de veneers em pré-molares.

Em 2013, Yildiz et al., estudaram a resistência de fratura em onlays de dissilicato de lítio fabricadas com IPS e.max Press e sistema IPS e.max CAD e cimentados com diferentes materiais adesivos. Cinquenta primeiros molares superiores foram preparadas utilizando um preparo de cavidade onlay méso-ocluso-disto-lingual. Dez onlays de cada grupo foram cimentados usando adesivos etch-and-rinse e cimento resinoso de alta viscosidade, e 10 foram cimentados com auto-adesivo, cimento resinoso universal de cura dual e em seguida foi medida a resistência à fratura. Foram observadas diferenças significativas entre os cimentos resinosos e entre os materiais, mas a interação dessas variáveis não tiveram uma diferença significativa. A resistência à fratura de cerâmicas prensadas foi significativamente mais elevada do que as onlays de CAD/CAM. Todos os grupos apresentaram resultados de resistência à fratura clinicamente aceitáveis e de acordo com esse estudo, tanto o sistema de confecção de onlay e cimentos adesivos podem ser uma opção de tratamento viável.

2.2. Extensometria e método de elementos finitos

Sakaguchi et al., em 1991, realizaram um experimento com método de elementos finitos para avaliar a formação e distribuição de tensões em dente natural submetido ao hábito de bruxismo. Os autores analisaram que esse método é um precioso parceiro do pesquisador na realização de experimentos que pode contribuir para análise de falhas ocorridas clinicamente. Os autores utilizaram também a associação com método experimental que empregou a construção de modelo físico nos quais foram fixados extensômetros na face vestibular e lingual da coroa de dente extraído. Um modelo bi-dimensional de um pré-molar foi reproduzido para realizar ensaios de elementos finitos que validariam os ensaios experimentais. Os resultados do método de elementos finitos mostraram grande concordância com os resultados experimentais.

Lin et al., em 2001, relataram que o emprego de restaurações mésio-ocluso-distal (MOD) na restauração de extensa lesão cáriosa depende de muitos fatores. É atualmente conhecida que a resistência à fratura de uma restauração não é somente uma preocupação biológica, sendo que a forma da cavidade, dimensões e o estado de tensão devem ser levados em consideração. No estudo presente, um programa de auto-malhamento, recentemente desenvolvido foi usado para gerar 30 modelos tri-dimensionais (3D) de elementos finitos (MEF) que simularam a biomecânica para uma restauração em outro tipo MOD em um segundo pré-molar superior. Foram relacionados níveis de tensão aos diferentes fatores (profundidade da parede, largura de istmo e espessura entre as paredes axiais) e para as interações entre estes fatores em relação a força de mordida que se concentrava na cúspide lingual. Os resultados mostraram que em se aumentando o volume da cavidade MOD, resultou em aumento significativo das tensões em esmalte, mas não afetou as tensões em dentina. A alternância dos parâmetros analisados resultou em alteração significativa no pico de tensões ($p < 0,05$). Para todos os três parâmetros, com exceção da largura, o pico de tensão aumentou com o aumento da cavidade. A profundidade foi o fator mais crítico que resultou em maior elevação de tensão em esmalte, enquanto a distância entre as paredes axiais foi o parâmetro mais importante em relação à dentina. Largura foi o fator que menos interferiu na concentrações de tensões. Os achados deste trabalho questionam parcialmente o conceito tradicional de que a preservação de estrutura dental reduz o risco à fratura do dente possibilitando a otimização da configuração do preparo cavitário para uma restauração MOD.

Palamara et al., em 2002, relataram que a crista marginal é fundamental para a resistência do dente frente a cargas oclusais funcionais e parafuncionais. Este estudo investigou as deformações no esmalte proximal de pré-molares inferiores utilizando elementos finitos e extensometria. As deformações e concentrações de tensões na região proximal aumentou com a aplicação de carga oblíqua. Este estudo validou a associação de metodologias não destrutivas como elementos finitos e extensometria.

Magne & Belser, em 2003, empregaram elementos finitos com análise bidimensional para simular a flexão de cúspides e distribuição de tensões em dentes posteriores restaurados com inlays e onlays de resina laboratorial e cerâmica. Os modelos numéricos receberam aplicação de carga oblíqua de 25N. Os autores observaram que o baixo módulo de elasticidade da resina laboratorial reduziu as tensões de tração na superfície da restauração, mas aumentou a concentração das tensões de compressão. A flexão de cúspide foi maior para os dentes restaurados com resina laboratorial.

Lertchirakam et al., em 2003, relataram que fratura vertical em dentes posteriores tende a ocorrer na direção vestibulo-lingual, ou seja, onde a espessura de dentina é maior. Relataram também que fatores como forma do canal, morfologia externa da raiz e espessura de dentina influenciam na localização e direção da fratura radicular. Neste trabalho foi empregado estudo por elementos finitos simulando secções de raiz variando a espessura do canal radicular, forma, espessura externa e morfologia da raiz. Os resultados demonstraram que canais curvos são mais importantes que a morfologia interna padrão de distribuição de tensões. A redução de quantidade de dentina, ou seja, ampliando a luz do canal, foi fator mais importante na concentração de tensões no interior da estrutura dental.

Ausiello et al., 2004, analisaram por métodos 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.

De Jager et al., em 2005, validaram estudos de elementos finitos para estudos de estruturas complexas. Os autores relatam os efeitos da contração de polimerização de materiais poliméricos, como cimentos adesivos, no complexo dente/restauração indireta. Para isso, empregaram associação de metodologias laboratoriais para determinar as fases da contração do cimento adesivo Rely X ARC, calculando por meio de ensaios de dureza, o módulo de elasticidade do cimento durante o processo de polimerização simulando o

comportamento do cimento durante o processo de polimerização simulando o comportamento do cimento nas etapas laboratoriais. Os autores comprovaram a efetividade da associação de metodologias laboratoriais com ensaios numéricos, pois o comportamento do cimento durante a análise laboratorial foi similar ao comportamento do modelo numérico.

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 bidimensionais 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.

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.

O trabalho de Soares et al., em 2008, avaliou a deformação de cúspide e distribuição de tensões em pré-molares superiores humanos tratados endodonticamente, com preparos cavitários para restaurações diretas e indiretas restaurados com amálgama, resina composta, resina laboratorial e cerâmica. Para fixação dos extensômetros foi realizada aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dentária com adesivo de cianoacrilato e fios conectados

ao sistema de aquisição de dados em meia ponte e ponte completa, com dois extensômetros fixados em outro dente fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura. Os corpos-de-prova foram submetidos a carregamento axial de compressão de 150 N em máquina de ensaio mecânico (0,5 mm/min). O tipo de preparo e material restaurador influenciou diretamente na deformação de cúspides. Os autores concluíram que as amostras com restaurações adesivas se comportaram biomecanicamente de forma similar aos dentes hígidos, enquanto que o comportamento dos dentes restaurados com amálgama foi mais parecido com o comportamento observado nos dentes com preparos sem restauração.

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 Misses, tensão de tração e compressão. Analisando a distribuição de tensão na estrutura dental e segundo Von Misses, 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, demonstraram 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.

Campos et al, 2011, investigaram a hipótese nula de que as coroas metal-free induz cargas de fratura e comportamento mecânico semelhantes aos sistemas cerâmicos de metal, e estudaram o padrão de fratura de coroas cerâmicas sob cargas de compressão por meio do método de elemento finito e análise de fractografia. Seis grupos (n=8) com coroas de diferentes sistemas foram comparadas: Metal-cerâmica convencional, Noritake (CMC); metal-cerâmica modificada, Noritake (MCM); cerâmica reforçada por

dissilicato de lítio, IPS Empress II (EMP); cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, Cergogold (CERG); cerâmica reforçada por leucita-fluoroapatita, IPS d. Sign (SIGN); coras de polímero, Targis (TARG). As coroas foram preparadas de forma padronizadas em raízes bovinas contendo núcleo de NiCr e núcleos de resina. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso dual e submetidas a cargas de compressão em uma máquina de ensaios mecânicos com velocidade 0.5-mm/min. Os dados foram submetidos à ANOVA e Tukey, e as amostras fraturadas foram inspeccionados visualmente sob um microscópio estereoscópico (20x) para determinar o tipo de fratura. As distribuições de tensão principal máxima (TPM) foram calculadas por meio de análise de elementos finitos, e origem da fratura e a correlação com o tipo de fratura foram determinadas usando fractografia. As coroas metalo-cerâmicas apresentaram resistência de fratura significativamente maior do que os outros grupos. Amostras cerâmicas apresentaram alta incidência de fraturas que envolvem tanto o núcleo e o dente, e todas as fraturas das amostras das coroas de polímeros envolveu o dente de uma maneira catastrófica. Na análise de tensão e fractografia, fractográfica determinou-se que a fratura ocorreu a partir da oclusal em direção cervical. Os resultados indicaram que coroas de cerâmicas e polímeros sem um reforço do núcleo devem ser cuidadosamente avaliados antes do uso clínico, devido à alta incidência de falha com o envolvimento dos dentes. Isso ocorreu, principalmente, para o grupo da coroa polímero, embora a carga de fratura tenha sido maior do que as forças oclusais normais. Altas concentrações de tensão foram encontradas ao redor e entre os pontos de carregamento oclusal. Análise fractográfica indicou fratura proveniente do ponto da carga e de propagação foi da superfície oclusal para a área cervical, que é o sentido oposto do que a observada em situações clínicas.

Ausiello et al. em 2011, realizaram um estudo com o objetivo de aplicar metodologias numéricas para simular o comportamento de um dente restaurado e avaliar comportamento de fadiga decorrente da geração de tensões na interface, dente e restauração decorrentes do processo restaurador e da mastigação. Preparo classe II MOD foi simulado em modelo 3D com elementos de malha tetraédrica, simulação de fadiga foi realizada

através da combinação de uma simulação estática preliminar baseada nas leis mecânicas de fadiga. Os autores concluíram que o método descrito pode ser adotado com sucesso para gerar modelos 3D detalhados de molares, com diferentes cavidades e materiais.

Em 2013, May et al, analisaram a influência da contração de polimerização da camada de cimento sobre as tensões dentro de coroas cerâmicas feldspáticas, utilizando modelos EF experimentalmente validadas para (1) o aumento oclusal da espessura de cimento, e (2) interface cerâmica-cimento adesivo e não adesivo. Modelos 2D simétricos simulando coroas feldspáticas (1,5mm de espessura oclusal) cimentadas com uma camada de cimento resinoso de 50-500 μm , sendo carregado (500 N) ou não. A contração axial máxima de 0%, 1%, 2%, 3%, 4% e 4,65% foram simuladas. As primeiras tensões principais desenvolvidas na superfície de cimentação, no centro e na ângulo ocluso-axial da coroa foram registados. A contração de polimerização do cimento aumentou tensões de tração na cerâmica, especialmente em coroas não adesivas de cimento espesso e que as tensões das coras não adesivas aumentaram 87% quando a contração do cimento aumentou de 0% a 4,65% (100-187 MPa), para um cimento de 500 μm de espessura. O aumento da contração de polimerização tensão aumentou as tensões de tração, especialmente na linha do ângulo interno ocluso-axial de coroas adesivas.

Thompson et al, em um último estudo, em 2013, de uma série que detalhava uma investigação sobre próteses parciais fixas suportadas por inlays de cerâmicas puras onde a principal preocupação foi analisar a tensão da ponte pelo método de elementos finitos (MEF) e sua validação. A progressão a partir de um MEF clássico ao atual MEF estendido ou enriquecido (MEFE) foram descritas e a validação foi realizada. O modelo MEFE foi comparado e validado em relação à análise do modelo experimental (AME), como descrito em um estudo anterior. O caso das duas AME, a resistências à fratura de 160N e 313N (critério da tensão máxima principal) comparado favoravelmente com as duas melhores previsões de fratura respectivamente, concordando muito bem com a origem da fratura e trajetória geral e padrão da propagação da trinca. A predição da carga do MEFE está

dentro de 15% no melhor caso de AME. A sensibilidade das pontes para as variações do posicionamento do carregamento foi vista com precisão pelo MEFE junto com a mudança na origem da fratura nas ameias de molar a pré-molar. Com isso, os autores acreditam que eles forneceram uma validação convincente, tanto qualitativamente quanto quantitativamente de uma ponte fixa anatomicamente realista.

Inlays de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio devem ser analisadas biomecanicamente de acordo com sua espessura e dimensão, e isso deve ser esclarecido, de acordo com Holberg et al., em 2013, se há uma relação significativa entre o volume da inlay e o nível de tensão induzida. Usando um novo procedimento de modelagem CAD paramétrico. 27 inlays cerâmicas de dissilicato de lítio com vários parâmetros de profundidade, largura, angulação e volume da restauração do volume foram gerados. Estas inlays foram integrados ao modelo CAD de um molar inferior criado a partir dos dados de CT de um preparo anatômico. Os resultados dos modelos CAD foram, finalmente, tridimensionalmente reticulado para modelos EF. Depois de aplicar uma força de compressão de 200 N, poderia ser medido nas restaurações inlays a principal tensão de tração. Nos resultados desse estudo disseram que o volume da restauração inlay variou entre 35.7 mm³ e 82.5 mm³. A máxima tensão principal de tração, apenas mostrou uma leve correlação negativa com o volume da inlay. Os resultados podem apoiar a tese de que o volume reduzido inlays de cerâmica pode não ter um aumento do risco de fratura, porém mais estudos são necessários para confirmar isso.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi analisar a resistência à fratura, modo de falha, distribuição de tensões e deformação de restaurações indiretas do tipo onlay feitas por meio de CAD/CAM, variando a configuração do preparo cavitário e o tipo do material cerâmico.

MATERIAL E MÉTODO

4. MATERIAL E MÉTODO

4.1. Seleção dos dentes

Foram selecionados 48 molares inferiores humanos hígidos com dimensões semelhantes, que foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com prévio consentimento dos pacientes que estavam cientes do uso dos dentes nesta pesquisa (Projeto aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia CEP/UFU: nº10157913.6.0000.5152). Após análise em lupa estereoscópica (Leika Ecafix, Tokyo, Japan) com aumento de 40X, os dentes que apresentavam cáries, trincas ou fraturas foram descartados (Figura 1A). As dimensões dos dentes foram determinadas pela mensuração com paquímetro digital (Digimess Instrumentos de Precisão Ltda, São Paulo, Brasil), nos sentidos méso-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) da superfície oclusal. Idealizando o molar como sendo um retângulo com lados definidos, pelas medidas MD e VL, foi determinada a área da superfície oclusal. Foram selecionados dentes que apresentavam área da coroa na superfície oclusal com variação máxima de 10% em relação ao valor médio. Os dentes foram limpos com curetas periodontais (SS White Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e submetidos à profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água, sendo armazenados em água destilada à 37°C (Figuras 1B e 1C).



Figura 1. A - Padrão dos molares selecionados para o estudo; B - Mensuração da coroa na distância méso-distal; C - Mensuração da coroa na distância vestibulo-lingual.

4.2. Grupos experimentais

Os 48 terceiros molares inferiores humanos selecionados foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos experimentais (n=12) definidos pela combinação dos fatores de estudo:

I- Tipo de material restaurador:

- Cerâmica reforçada por leucita (IPS-Empress CAD, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP)
- Cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP).

II- Técnica de confecção do preparo para onlay:

- Técnica convencional com a presença de caixas proximais e oclusal;
- Técnica conservadora sem a presença de caixas proximais e oclusal;

Os grupos foram classificados da seguinte maneira:

- Grupo CL: Preparados com caixas e restaurados com cerâmica leucita;
- Grupo SCL: Preparados sem caixas e restaurados com cerâmica leucita;
- Grupo CD: Preparados com caixas e restaurados com cerâmica dissilicato;
- Grupo SCD: Preparados sem caixas e restaurados com cerâmica dissilicato;

4.3 Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo (Mühlemann & Zander, 1954), foi simulado o ligamento periodontal, empregando material elastomérico (Carlini, 1999). De acordo com um estudo de Soares et al., 2002, o dente foi incluído em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter, Impregum-F (3M-ESPE,USA). Para desenvolvimento do processo de inclusão, o dente foi demarcado com caneta para retroprojektor distando 2 mm apicalmente da junção amelo-cementária e a porção radicular recoberta com cera rosa 7 (Wilson, Polidental, Brasil)(Figura 2A). Então, o dente foi fixado com cera pegajosa, através da coroa, à haste de um delineador protético. A mesa móvel do delineador protético. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente, e sobre esta, foi posicionado um cilindro de PVC e um filme radiográfico nº 1, com perfuração central de 10mm, obtida com um vazador para couro nº 10. O dente foi fixado à película, com cera pegajosa. Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15 mm (Figura 2B). Um Cilindro de PVC com 25 mm de altura e 18 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz do dente (Figura 2C). Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC (Figura 2D). Decorrida 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos (Figura 2E) com jato de bicarbonato e água (Figura 2F). O material de moldagem Impregum F (3M-ESPE,USA) foi inserido no alvéolo e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelo-cementário coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n. 11 e as amostras armazenadas em água destilada em refrigerador.

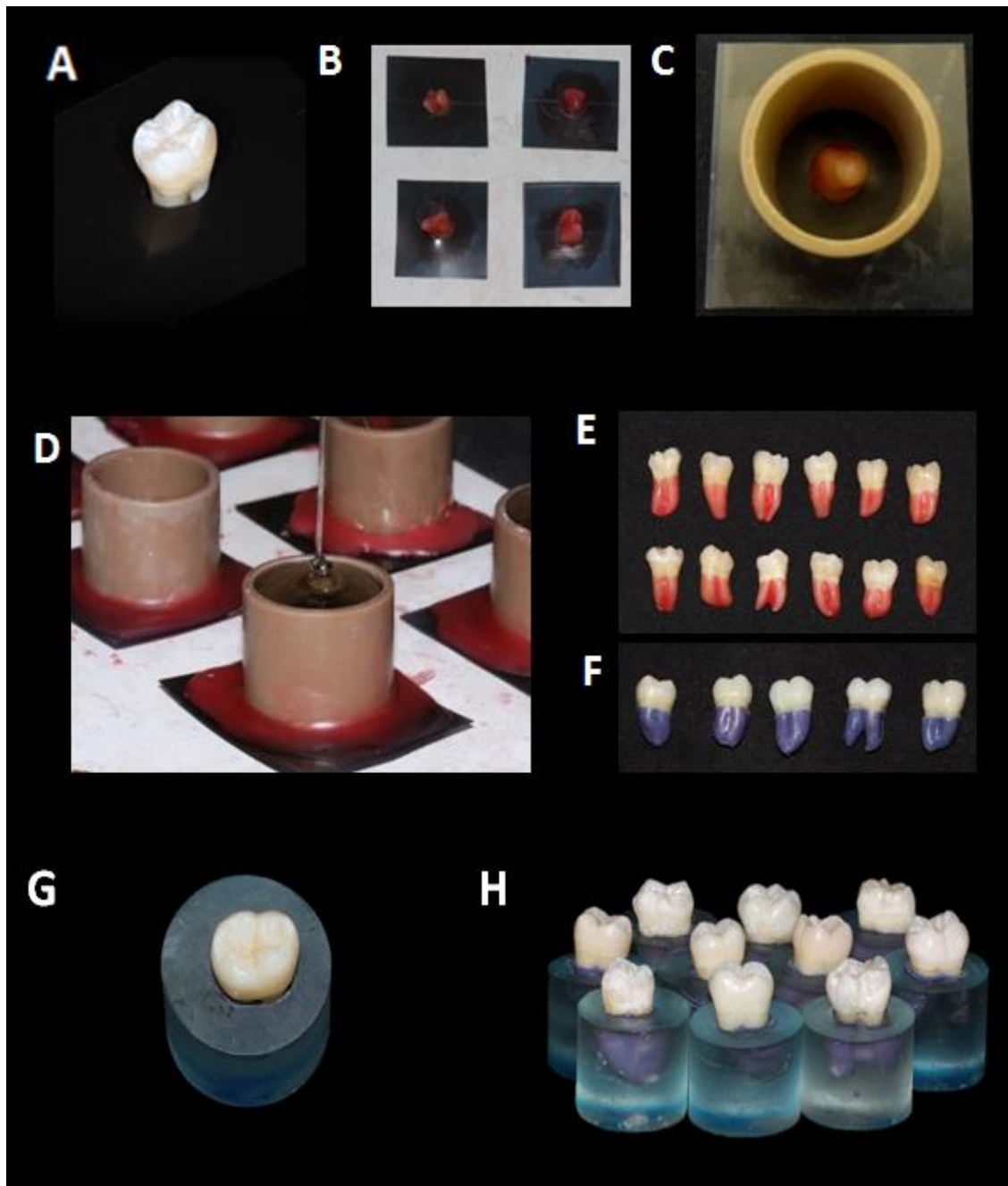


Figura 2. Inclusão e simulação do ligamento periodontal; A - Adaptação de película de filme radiográfico separando coroa da raiz a 2 mm abaixo do limite cervical; B - Porção radicular recoberta por película de cera; C - Adaptação do cilindro de PVC; D - Resina de poliestireno sendo vertida; E e F - Antes e após a manipulação do poliéster para substituir o espaço ocupado pela cera na porção radicular; G e H - Molares incluídos.

4.4. Realização dos preparos cavitários

Os dentes foram numerados sequencialmente e então separados aleatoriamente em quatro grupos de doze elementos. O grupo 1 foi constituído por dentes com preparos para onlay pela técnica convencional com caixas proximais e oclusal e restaurados com cerâmica reforçada por leucita denominado CL; o grupo 2 foi preparado pela técnica mais conservadora sem as caixas proximais e oclusal e restaurados com cerâmica reforçada por leucita denominado SCL; no grupo 3 preparo com caixas restaurado com cerâmica reforçada por dissilicato de lítio denominado CD e no grupo 4 com preparo sem caixas restaurado por cerâmica reforçada por dissilicato de lítio denominado SCD.

O preparo convencional foi feito seguindo os seguintes passos: No primeiro passo, a ponta diamantada nº2143 (KG, Sorensen), em alta rotação, com irrigação abundante, era posicionada paralela à superfície oclusal para realizar o desgaste acompanhando os planos inclinados das cúspides, de forma idêntica ao preparo para coroa total posterior (Figura 3A-B). No terço oclusal das paredes axiais, o desgaste foi realizado posicionando-se a ponta diamantada com inclinação de aproximadamente 6 graus de convergência para oclusal (Figura 3C). A quantidade de desgaste para a face oclusal e terço médio oclusal foi de 1,5mm. Para o segundo passo, posicionou-se a ponta diamantada para a caixa oclusal nº3131 (KG, Sorensen), perpendicular à face oclusal, proporcionando expulsividade de 6° nas paredes circundantes e nas paredes axiais dos preparos cavitários, de forma a permitir a abertura de caixa oclusal no sulco principal mésio-distal (Figura 3D-E). O desgaste assemelha-se em profundidade a uma classe I para amálgama (1,0 mm). Sendo assim, o desgaste total nessa região foi de 2,5 mm, pois o desgaste oclusal foi de 1,5 mm e a profundidade da caixa de 1,0 mm. No terceiro passo, a ponta diamantada foi posicionada para as caixas proximais paralela à direção de inserção pretendida (Figura 3F-G), de forma a permitir a abertura de caixas proximais com istmo semelhante ao da caixa oclusal, com largura de aproximadamente 1/3 da distância V-L (Prado et al, 2013), como mostrado nas Figura 4. O preparo conservador foi feito seguindo apenas o primeiro passo do preparo convencional. Em seguida foi feito nos preparos o acabamento, que consistia no arredondamento de todos os ângulos com pontas diamantadas com granulações finas, nº2143F e nº3131F (KG, Sorensen), conforme a Figura 5. De acordo com Soares et al, em 2000, o preparo cavitário foi realizado em aparelho padronizador de desgaste que possui dois eixos de coordenadas controladas por micrômetros (Figura 6).

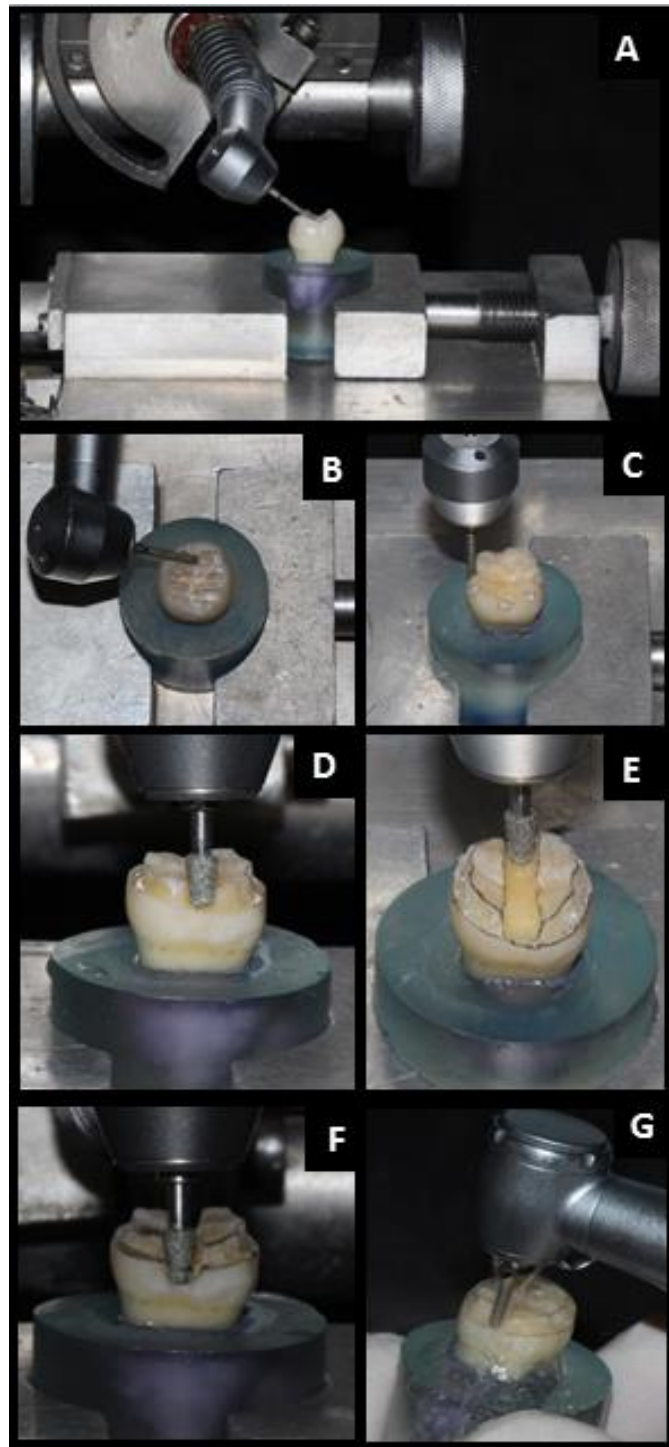


Figura 3. A – Iniciando a Confecção dos preparos para onlays; B – Desgaste da face oclusal de 1,5 mm de profundidade; C – Desgaste do terço oclusal das faces vestibular, lingual, mesial e distal de 1,5 mm de profundidade e largura; D e E– Desgaste da caixa oclusal de 1,0 mm de profundidade e 1/3 da distância vestibulo-lingual; F – Desgaste da caixa proximal de 1,0 mm de profundidade; G – Acabamento do preparo.

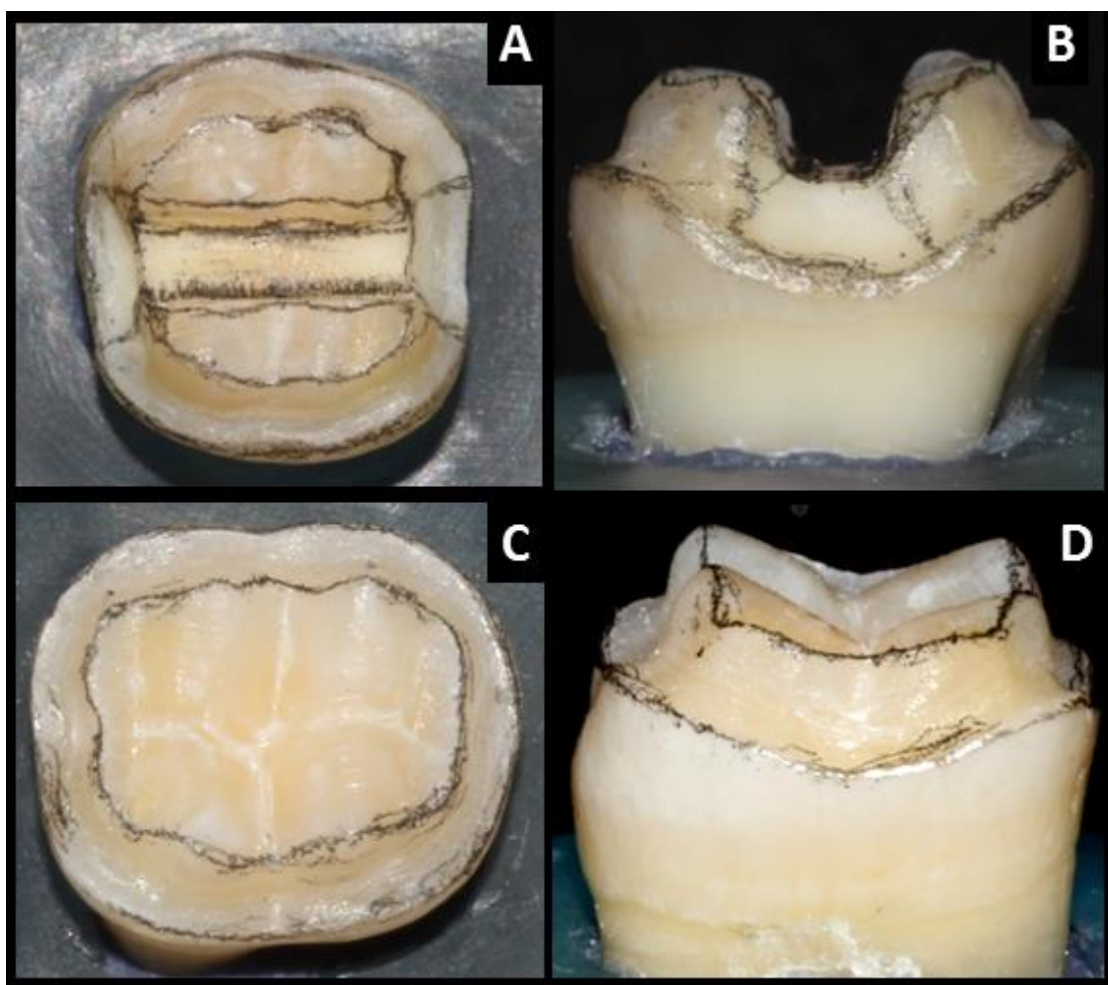


Figura 4. Vista final do preparo da máquina padronizadora; A – Vista oclusal do preparo com as caixas; B – Vista proximal do preparo com as caixas; C - Vista oclusal do preparo sem as caixas; D – Vista proximal do preparo sem as caixas.

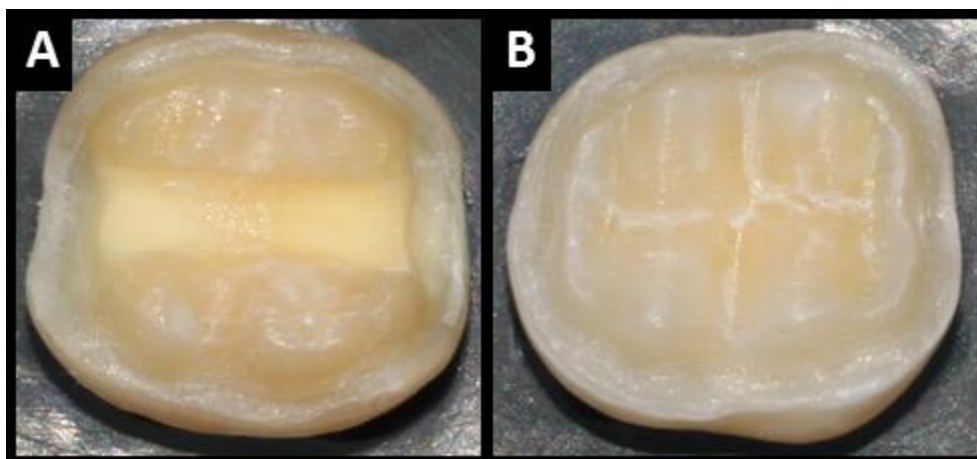


Figura 5. Vista final do preparo após o acabamento; A – Preparo com caixas; B – Preparo sem caixas.

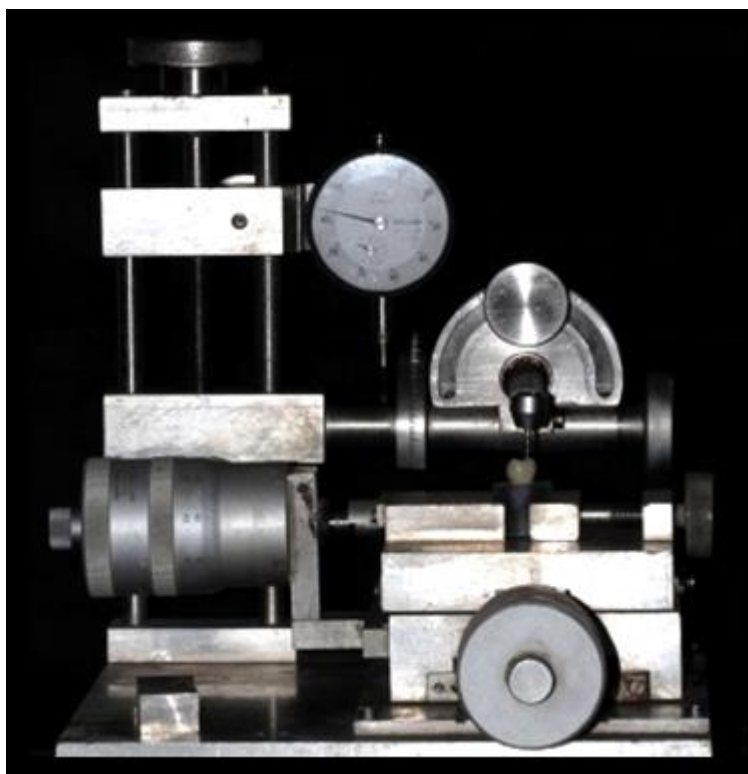


Figura 6. Máquina padronizadora de preparos

4.5. Confeção e cimentação das restaurações cerâmicas

Quarenta e oito onlays foram confeccionadas pelos seguintes blocos cerâmicos (Figura 7).

1. 24 blocos de cerâmica reforçada por Leucita, cor A1 (LTA1) (IPS-Empress CAD, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP)
2. 24 blocos de cerâmica reforçada Dissilicato de Lítio, cor A1 (LTA1) (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP)

O dente preparado foi colocado em um modelo de cera contendo o arco dental completo mandibular, tentando simular a condição intrabucal. As amostras preparadas de cada grupo foram jateadas com *spray* de contraste (Cerec Optispray, Sirona, Germany) para o processo de impressões óticas por meio da câmera intraoral (Cerec Blue Cam, Sirona, Germany) em 3D para gerar um modelo virtual. Por meio do CAD (Computer Aided Design) fez-se o desenho da restauração. As imagens tratadas (Figuras 8 a 12) foram enviadas ao CAM (Computer Aided Manufacturing) (inLab MCXL, Sirona, Germany) e as amostras foram confeccionadas a partir da fresagem dos blocos cerâmicos (Figura 13). Os blocos cerâmicos consistem de uma peça cerâmica unida a uma haste metálica, que tem a finalidade de fixar o mesmo na unidade fresadora. O desgaste do bloco cerâmico foi realizado por duas pontas diamantadas (Sirona, Germany), uma cilíndrica de extremidade reta (Step Bur 12S) e outra cilíndrica de extremidade ogival (Cylinder Pointed Bur 12S), que realizaram a fresagem dos planos axiais interno e externo e oclusal, respectivamente. Todas as restaurações foram feitas pelo sistema CEREC (Sirona, Germany), como ilustrado na Figura 14. Ao fim do processo de fresagem das restaurações, era feita uma avaliação minuciosa das onlays com um espessímetro (Wilcos do Brasil, Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 15) para aferição da espessura e, quando era necessário, foram feitos ajustes. A confecção das restaurações de IPS e-max CAD foram finalizadas em forno para cerâmica (Programat P300, Ivoclar Vivadent Ltda, Barueri – SP) para o processo de cristalização da cerâmica, no ciclo P101 de acordo com as normas fabricante (Figura 16).

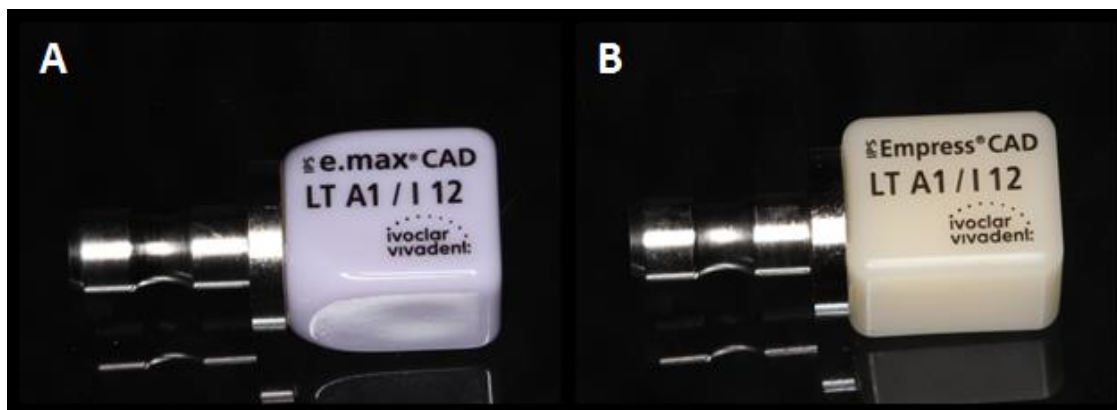


Figura 7. A – Bloco cerâmico IPS e.max CAD cor A1 e tamanho I12; B – Bloco cerâmico IPS empres CAD cor A1 e tamanho I12.



Figura 8. Confeção das restaurações indiretas; A – O dente preparado em um modelo de cera contendo o arco completo inferior para simular a região intraoral; B – Seleção do modo de confecção e tipo de restauração; C – Aplicação do spray de digitalização para captura da imagem do dente encerado; D – Aplicação do spray de digitalização para Captura da imagem do dente preparado.

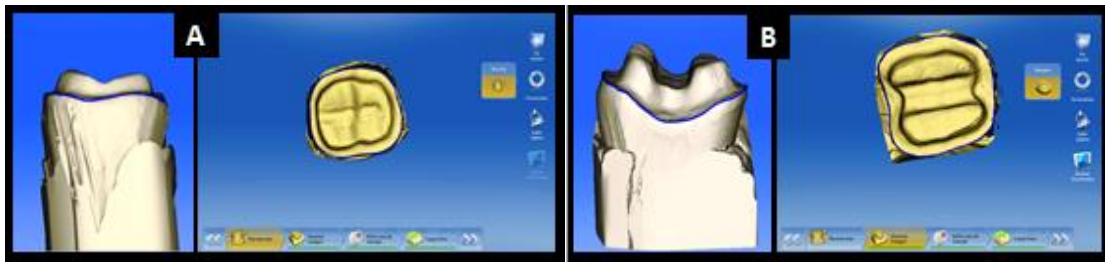


Figura 9. Modelos digitalizados; A – Delimitação do término cervical no preparo sem caixas (vista proximal e oclusal); B – Delimitação do término cervical no preparo com caixas (vista proximal e oclusal).

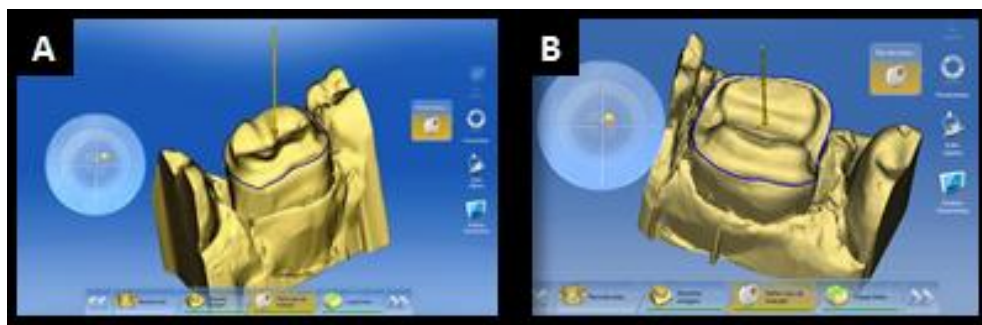


Figura 10. Verificação do eixo de inserção. A – Direção de inserção no preparo sem caixas; B – Direção de inserção no preparo com caixas.

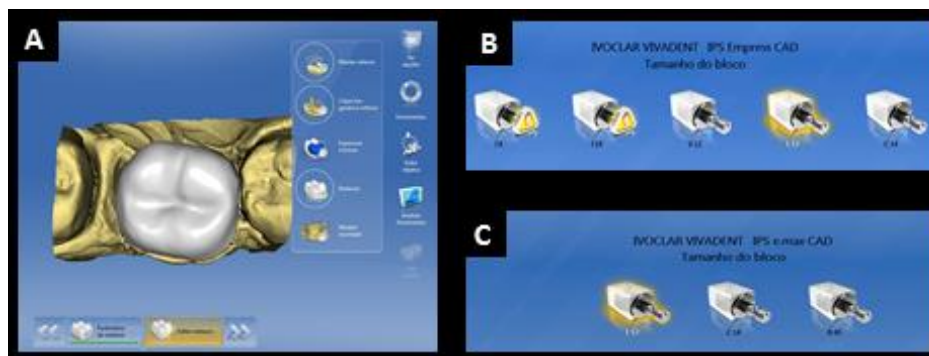


Figura 11. Etapas de confecção virtual da onlay. A – Design da restauração protética planejada no software através da opção selecionada da cópia biogenérica, com opções de ferramentas para padronização das restaurações; B – Seleção do bloco cerâmico IPS Empress CAD; C – Seleção do bloco cerâmico IPS e.max CAD.



Figura 12. Posição da restauração no bloco para usinagem; A – Verificação da espessura da restauração; B – Vista interna da face oclusal da restauração com caixas; C – Vista interna da face oclusal da restauração sem caixas.

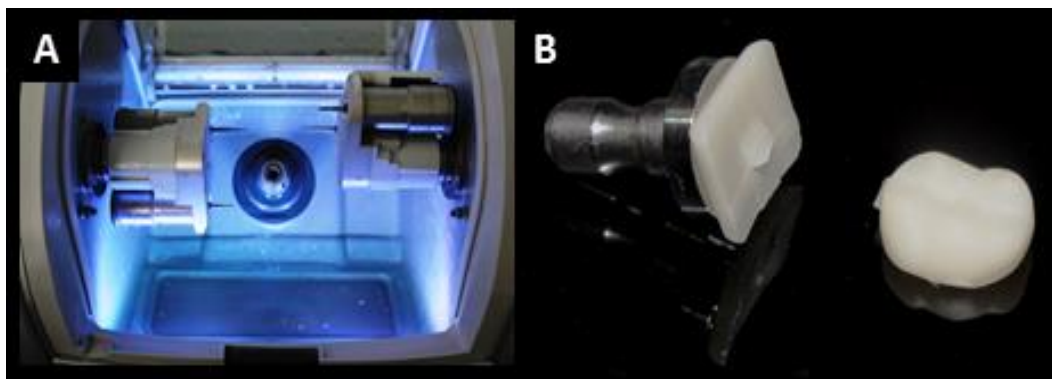


Figura 13. Processo de usinagem; A – Vista das brocas fresadoras e o orifício onde se instala o bloco cerâmico selecionado; B – Onlay obtida após a usinagem do bloco.



Figura 14. CAD e CAM; A – Equipamento CAD com a BlueCam do sistema CEREC-Sirona; B – Equipamento CAM do sistema CEREC-Sirona.

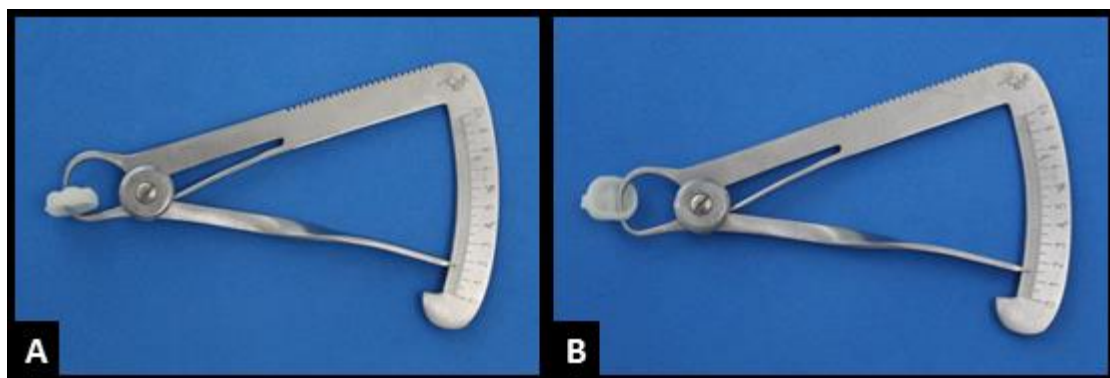


Figura 15. Verificação da espessura da cerâmica após a fresagem; A – Análise da espessura na face oclusal; B – Análise da espessura nas faces vestibular, lingual, mesial e distal.



Figura 16. Processo de cristalização; A – Programação para cristalização do e.max selecionada no painel de controle; B – Restauração posicionada antes da cristalização; Restauração após a cristalização.

As superfícies internas das restaurações foram condicionadas com ácido hidrófluorídrico 9,5% (Condicionador de Porcelanas, Dentsply, Brasil). Para as cerâmicas reforçadas por leucita foram condicionadas por 60 segundos, já as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio foram condicionadas por 20 segundos. Após a lavagem com spray ar-água por 60 segundos e a secagem com ar, foi aplicado o agente de união silano (Angelus Indústria de Produtos Odontológicos, Paraná, Brasil) por 60 segundos (Soares et al., 2005b), como ilustrado na Figura 17. O agente de fixação Rely X – U200 (3M ESPE) foi manipulado e aplicado na porção interna da restauração e esta, inserida no preparo cavitário sob pressão digital. O excesso de cimento foi removido e o conjunto, posicionado em prensa hidráulica com aplicação de carga de 5,0 kgf por 10 minutos (Cordeiro & Martins, 1998; Soares & Martins, 2000). Em seguida, as amostras foram fotoativadas por 40 segundos na face vestibular, palatina e oclusal (Demetron LC, Kerr, Orange, CA, EUA) e então armazenadas em água destilada em estufa a 37°C por 24 horas (Figura 18).

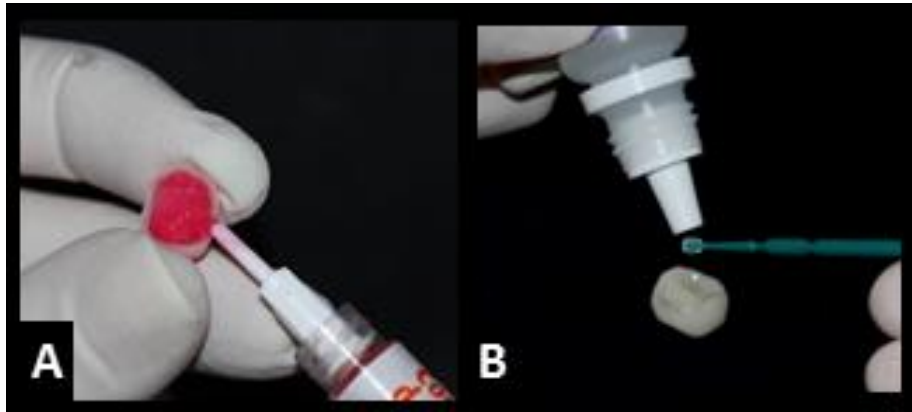


Figura 17. Protocolo de tratamento das superfícies das restaurações cerâmicas; A – Ataque com ácido hidrófluorídrico a 9,5% por 20 seg nas restaurações de dissilicato de lítio e 60 s nas restaurações de leucita; B – Aplicação do silano durante 60 s.

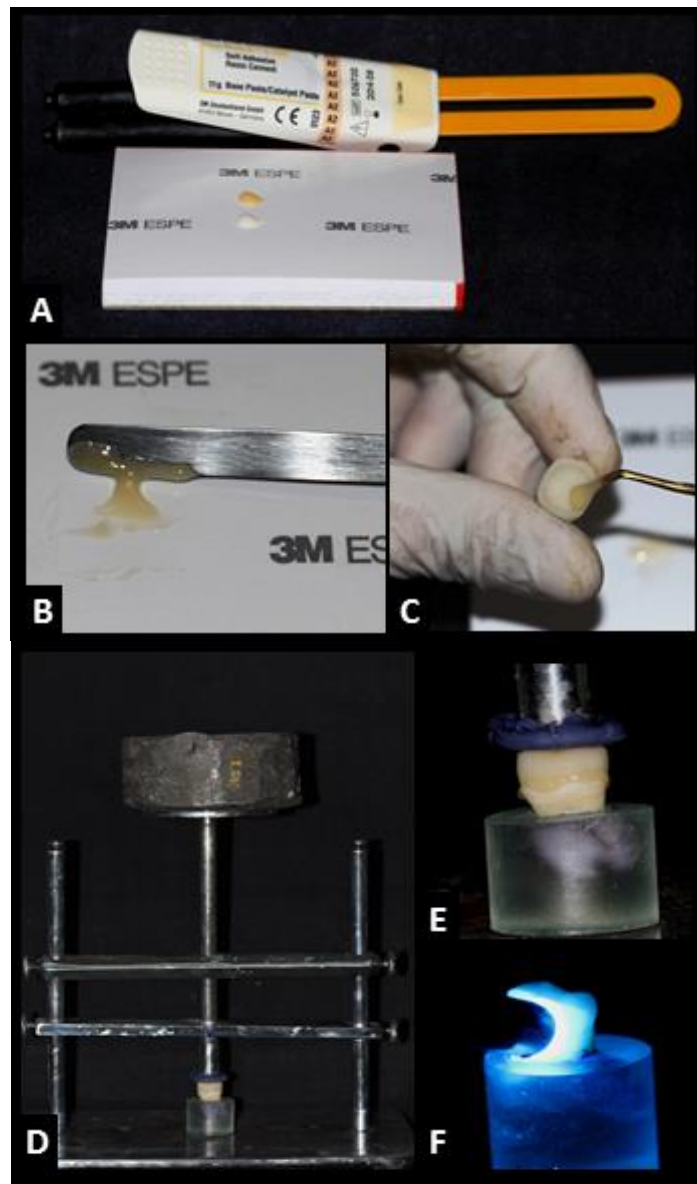


Figura 18. Processo de fixação das restaurações; A – Cimento resinoso selecionado; B – Espatulação do cimento resinoso; C – Inserção do cimento resinoso na restauração cerâmica; D e E – Aplicação de carga na cimentação; F – Fotopolimerização do cimento resinoso.

4.6. Ensaio mecânico de extensometria

Este método caracteriza-se como ensaio mecânico laboratorial não destrutivo capaz de desenvolver análises das deformações das amostras por meio da associação de extensômetros (Sakaguchi et al., 1991; Soares et al., 2006). Das amostras preparadas na análise de resistência à fratura, foram selecionados 7 molares inferiores por grupo com características similares ao padrão dimensional médio dos 4 grupos. Para mensuração da deformação das cerâmicas foram fixados paralelamente ao longo eixo dos dentes um extensômetro no centro da face lingual 0,1mm acima da linha de cimentação dente/restauração em cada amostra (PA-06-060CC-350L, Excel Sensores, SP, Brasil), com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,07. Estes extensômetros apresentam como material de base poliamida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com 21,01 mm², resistência elétrica de 350 Ω e fios de cobre encapsulados soldados nos terminais. A resistência elétrica de cada extensômetro foi periodicamente conferida utilizando-se multímetro digital (MESCO DM-1000, São Paulo, SP, Brasil). Os extensômetros foram aderidos à restauração cerâmica com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil), conforme ilustrado na Figura 19. As amostras foram submetidas à aplicação de carga axial de compressão, com velocidade de 0,5 mm/minuto, aplicada com esfera de 6,0mm de diâmetro contatando as cúspides vestibular e lingual. Primeiramente, foi aplicado carga de 100N e posteriormente até o limite máximo de carga em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Brasil). Os dados foram transferidos para computador que utilizou um software específico de aquisição, transformações de sinais e análise dos dados (ADS0500IP, Lynx, São Paulo, SP, Brasil) e a um micro computador. Durante a aplicação da carga o aquisitor de dados coletou um nível de microdeformação (μ s) a cada 0,3 segundos utilizando carga contínua de 0 a 100N e, com a mesma velocidade, coletou-se outro nível de microdeformação até a carga máxima de fratura (Figura 20).

Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, o extensômetro foi conectados à placa de aquisição de dados com configuração de meia ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro na face lingual foi conectado a outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise), servindo como amostra de compensação de temperatura provocadas por variações no ambiente.

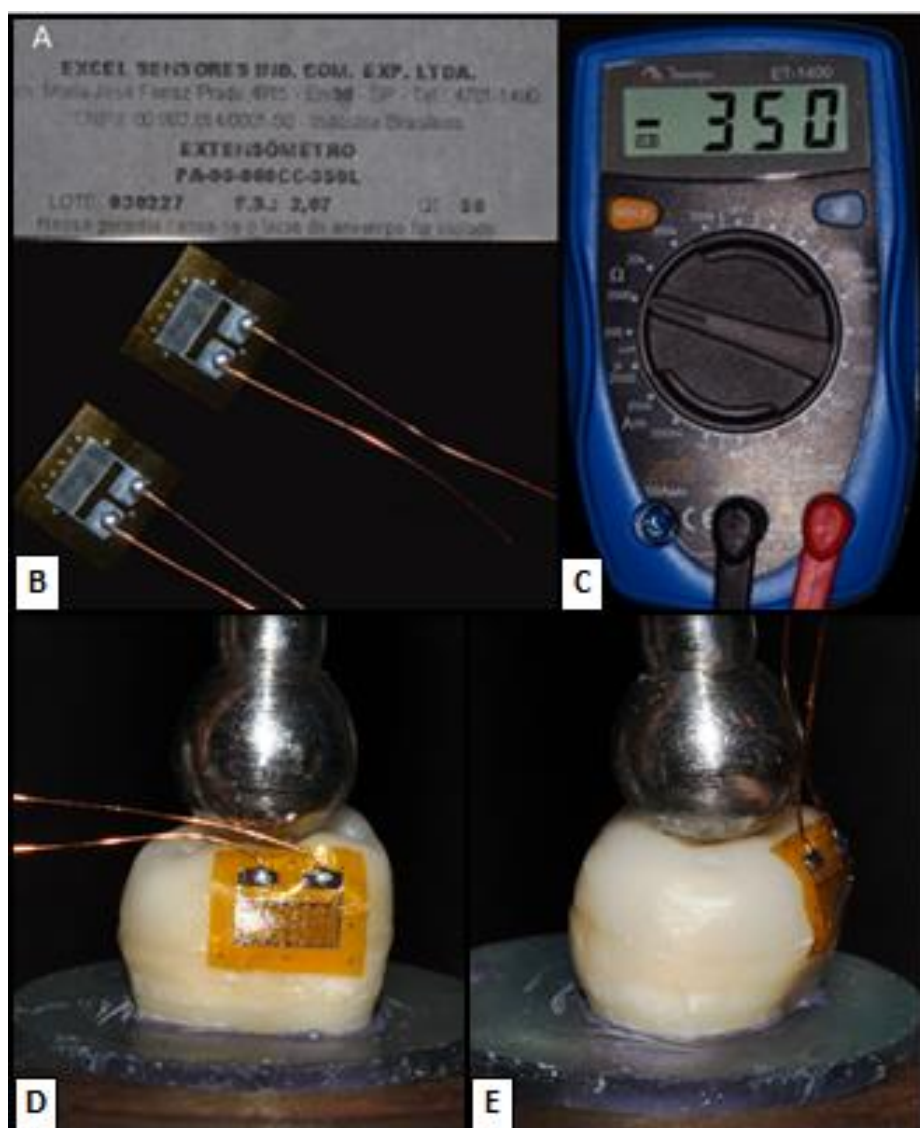


Figura 19. A – Especificação do Fabricante; B – Extensômetros utilizados; C – Resistência elétrica do extensômetro sendo conferida com multímetro digital; D e E – Amostra posicionada na máquina de ensaio mecânico, mostrando o contato esfera-amostra e posição do extensômetro em uma vista vestibular e proximal.

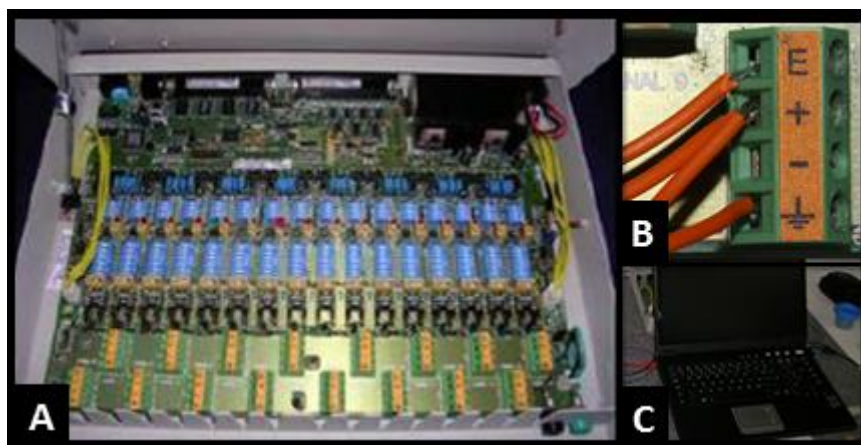


Figura 20. Montagem do sistema para aquisição de sinais de microdeformação; A – Conformação interna da placa de aquisição de dados; B – Imagem aproximada do canal 9 do sistema de aquisição; C - Microcomputador.

4.7. Ensaio mecânico de resistência a fratura

Após 24 horas de armazenamento em água destilada, as amostras foram inseridas em um dispositivo metálico que funcionou como base de sustentação e reforço do cilindro de resina. As amostras foram submetidas à aplicação de carga axial de compressão, com velocidade de 0,5mm/minuto, por meio de esfera de 6,0mm diâmetro contatando a porção central da restauração do molar até a fratura em máquina de ensaio mecânico (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Brasil). Os resultados foram obtidos em quilograma-força (Kgf) e as amostras armazenadas em frascos com água destilada para análise do padrão de fratura de cada uma dos espécimes (Figura 21).

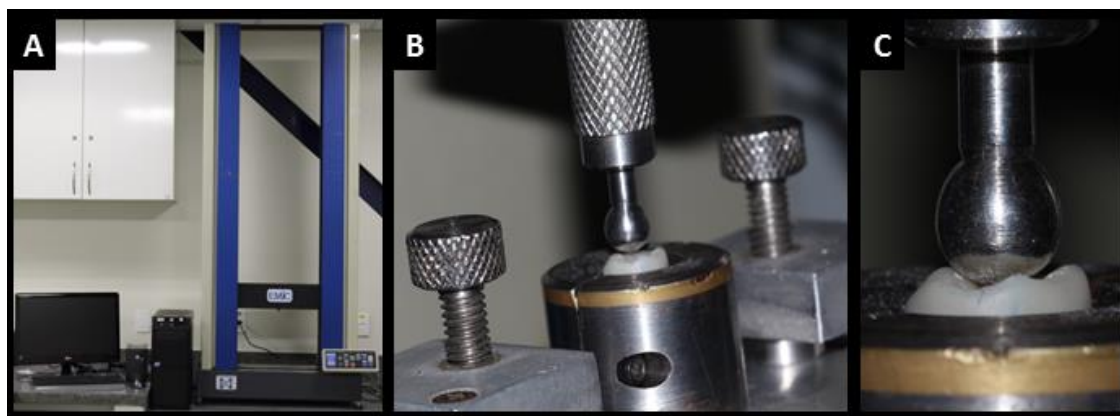


Figura 21. Teste de resistência à fratura; A – Máquina de ensaio mecânico acoplado com o software de comando; B – Sistema de sustentação da amostra acoplado à célula de carga de 500Kgf; C – Visão aproximada da aplicação de carga com esfera metálica de 6,0mm de diâmetro posicionada no centro da superfície oclusal.

4.8. Classificação do padrão de fratura

As amostras fraturadas foram analisadas em uma lupa com aumento de 4X para determinar o padrão de falhas, tendo como referência a escala de classificação proposta por BURKE et al., 1994 (Figura 22).

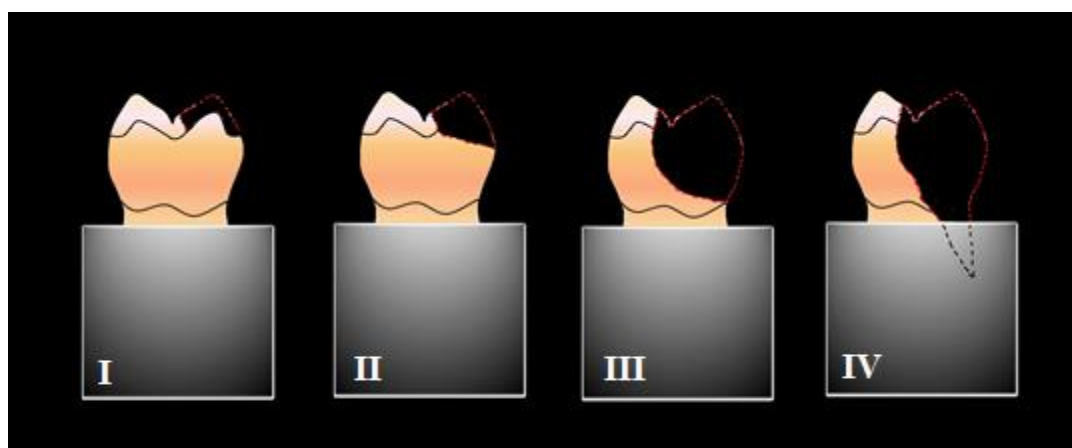


Figura 22. Ilustração dos resultados do padrão de fratura. I – Fraturas isolada da restauração; II – Fratura da restauração envolvendo pequena porção de dente; III – Fratura da restauração envolvendo mais da metade do dente, sem envolvimento periodontal; IV – Fratura da restauração envolvendo mais da metade do dente, com envolvimento periodontal.

4.9. Análise por método de elementos finitos

O método de análise utilizado neste estudo foi o Método dos Elementos Finitos (MEF) que é um processo de análise numérica, comumente utilizado na solução de problemas estruturais complexos, por meio de computadores e programas específicos. Basicamente, neste método numérico podem-se identificar três etapas distintas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados.

Um molar inferior com dimensões representativas dos dentes selecionados para os ensaios mecânicos foi selecionado para referenciar na determinação do modelo de análise. Este dente foi seccionado no sentido vestibulo-lingual no alinhamento da cúspide mésio-vestibular. Este modelo foi usado tanto para planejar a anatomia do modelo do dente hígido quanto para os modelos com restaurações indiretas em cerâmica com diferentes configurações de preparo cavitário. As estruturas de suporte do molar inferior, que compõem um corte da mandíbula no sentido mésio-vestibular no alinhamento descrito, foram complementadas por meio da análise de pranchas anatômicas. Os pontos de coordenadas das superfícies das estruturas foram obtidos por meio de software de livre acesso Image J (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland) e convertidos em arquivo.*dat (Figura 23).

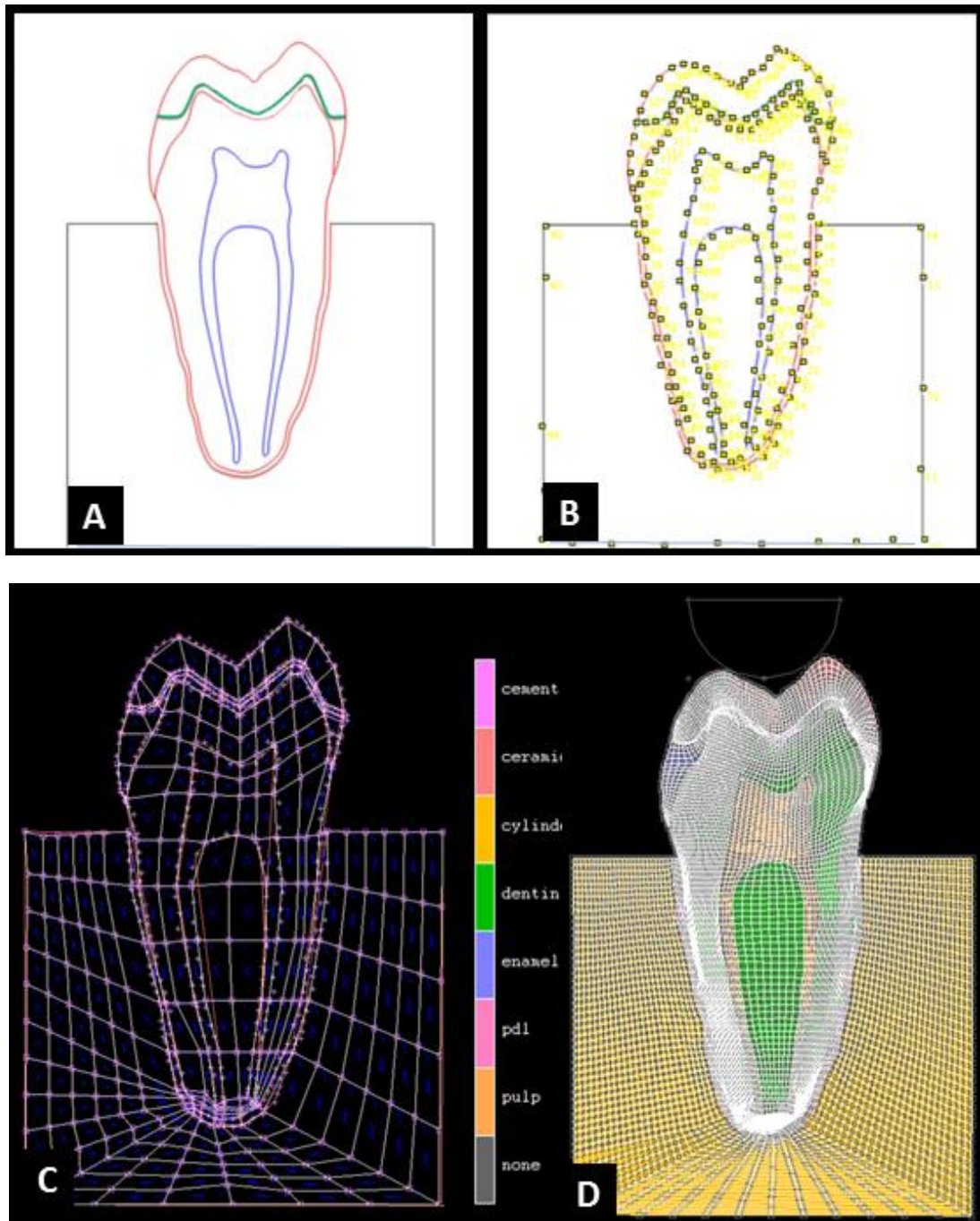


Figura 23. Confeção dos limites dos modelos numéricos e geração do modelo de elementos finitos; A – Desenho obtido por meio de um corte transversal de um molar; B – Geração dos pontos de coordenadas por meio de um software empregado para desenho; C – Após os pontos serem trazidos pelas coordenadas do Image J foram criadas curvas e elementos; D – Definição das estruturas e refinamento da malha.

As coordenadas obtidas foram abertas no software MSC Marc (MSC Software Co, Los Angeles, CA, USA). De acordo com as propriedades mecânicas de cada estrutura e dos materiais usados nos ensaios experimentais, obtidas por meio de revisão de literatura (Tabela 1). Todas as estruturas dentais e materiais empregados nos modelos foram considerados, elásticos, lineares e homogêneos.

Tabela 1. Propriedades mecânicas empregadas no ensaio de elementos finitos.

Estrutura/Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Esmalte	84,10	0,20	78,79
Dentina	18,60	0,31	78,79
Polpa	2,00	0,45	78,79
Ligamento periodontal	70,00	0,45	78,79
Resina de poliestireno	13,50	0,31	93
Cerâmica leucita	65,00	0,23	50
Cerâmica dissilicato de lítio	103,00	0,24	50

A distribuição das tensões foi expressa nos parâmetros de tensões de von Mises e nas tensões máximas principais. Para a confecção dos modelos, foi aderida pela interface com as áreas adjacentes do esmalte e dentina simulando a adesão entre as estruturas. Para simular o contato entre a restauração cerâmica foi empregado o coeficiente de atrito entre as estruturas idealizado como 0,5 (Arola *et al.*, 2001). Uma força no longo eixo do dente e intensidade de 150N foi aplicada entre as cúspides vestibular e lingual, simulando o contato esfera-dente realizado nos ensaios experimentais de resistência à fratura e extensometria. Os modelos receberam restrição de movimento no contorno externo lateral e da base do cilindro resistência à compressão de esmalte, dentina e cerâmicas. Foi desenvolvido duas análises com cada material, técnica preparo convencional e preparo minimamente invasivo, totalizando 4 modelos bidimensionais (Figura 24).

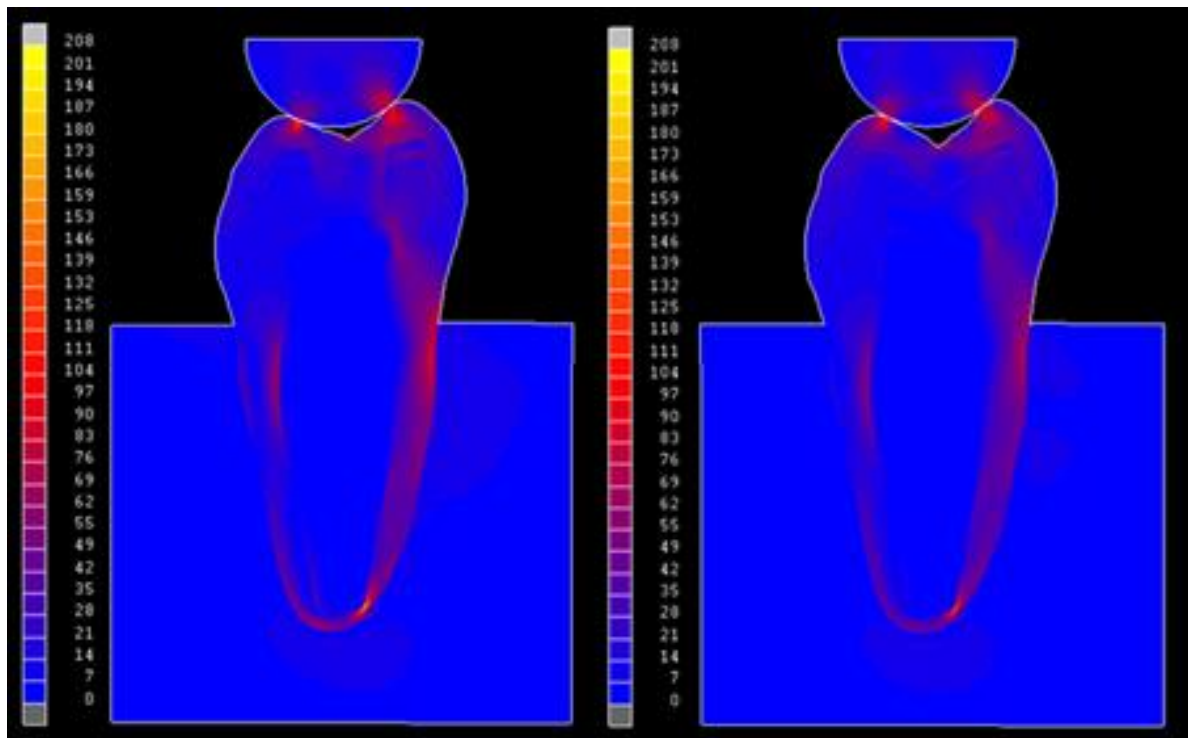


Figura 24. Aplicação da carga e tensões geradas nos dois tipos de preparos (critério de von Mises)

4.10. Análise estatística dos dados

Os dados da resistência à fratura foram submetidos à análise para verificação da normalidade e homogeneidade dos valores encontrados para as amostras de cada grupo. Como os dados apresentaram valores com distribuição normal e homogênea, foi aplicada a análise de variância ($p > 0,05$) e teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade.

Os dados encontrados na avaliação de elementos finitos foram analisados de forma comparativa direta entre os modelos gerados para as diferentes configurações de preparo cavitário em relação aos materiais restauradores, por meio da distribuição de Tensão de Von Mises.

RESULTADOS

5. Resultados

5.1. Deformação Coronal

Os valores de deformação da restauração (tensão) para as duas cerâmicas e para os dois tipos de preparos em uma carga de 100N são mostradas na Tabela 2. A análise de variância ANOVA two-way mostrou que o fator restauração cerâmica ($p<0.001$) teve efeito significativo e o fator preparo da cavidade ($p>0.05$) não teve efeito significativo no teste de compressão, enquanto que na interação entre os dois fatores em estudo não tiveram efeito significativo ($p=0.068$). No teste de Tukey mostraram que a cerâmica reforçada por leucita tiveram significativamente maior deformação que a cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, independente do preparo cavitário ($p<0.001$). Além disso, os preparos feitos com caixas proximal e oclusal resultaram em uma deformação similar do preparo sem as caixas proximal e oclusal, independente do tipo de restauração cerâmica ($p<0.001$).

Os valores de deformação da restauração (tensão) para as duas cerâmicas e para os dois tipos de preparos na carga máxima de fratura são mostradas na Tabela 2. A análise de variância ANOVA two-way mostrou que o fator preparo da cavidade ($p>0.05$) não teve efeito significativo e fator tipo de cerâmica ($p<0.001$) tiveram efeito significativo no teste de resistência à fratura, enquanto que na interação entre os dois fatores em estudo não tiveram efeito significativo ($p=0.951$). No teste de Tukey mostraram que os preparos com caixas resultaram em uma deformação similar que as restaurações sem caixa independente do tipo de restauração cerâmica ($p<0.001$). Além disso, as restaurações de dissilicato de lítio tiveram maior deformação significativa, para carregamento até a fratura, do que a leucita ($p<0.001$).

Tabela 2. Valores médios de deformação coronal – μs ($n=7$) com aplicações de forças de 100N e até a carga máxima à fratura.

Tipo de Cerâmica	Deformação coronal (μs)			
	100 N		Carga máxima de fratura	
	Preparo sem caixas	Preparo com caixas	Preparo sem caixas	Preparo com caixas
Cerâmica Dissilicato de lítio	31.7 \pm 12.9 ^{Aa}	34.2 \pm 15.8 ^{Aa}	1141.0 \pm 594.9 ^{Ba}	1151.9 \pm 679.1 ^{Ba}
Cerâmica Leucita	58.1 \pm 25.5 ^{Ba}	43.8 \pm 20.0 ^{Ba}	695.4 \pm 345.6 ^{Aa}	749.5 \pm 483.1 ^{Aa}

Diferentes letras maiúsculas nas colunas comparam tipo de cerâmica para cada tipo de preparo e condição de carga, letras minúsculas nas linhas comparam o tipo de preparo para cada tipo de cerâmica e condição de carga ($p < 0,05$).

5.1. Resistência à fratura e padrão de fratura

A resistência a fratura em N para os dois tipos de restaurações cerâmicas e para os dois tipos de preparos cavitários são mostrados na Tabela 3. Na análise de variância ANOVA two-way revelaram que o fator cerâmica ($p < 0,001$), fator preparo cavitário ($p < 0,001$) e a interação entre eles ($p = 0,018$) tiveram efeito significativo na resistência à fratura.

Os testes de Tukey, os testes mostraram que a presença das caixas não teve efeito significativo as cerâmicas reforçadas por leucita ($p = 0,375$), enquanto que a presença das caixas proximais e oclusais nas restaurações de cerâmica reforçada por dissilicato de lítio tiveram diminuição significativa na resistência à fratura ($p < 0,001$). Independente do preparo cavitário, as cerâmicas de dissilicato de lítio tiveram significativamente maior resistência à fratura do que as cerâmicas de leucita ($p < 0,001$).

O resultado para ANOVA two-way dos modos de falhas são mostrados nas Figuras 25 e 26. Apenas o tipo da restauração cerâmica teve significância ($p = 0,011$), na qual foram observados que as restaurações de dissilicato de lítio resultaram maiores modos de falha independente da geometria do preparo cavitário.

Tabela 3. Valores médios de resistência à fratura – N (n=12)

Tipo de cerâmica	Resistência à fratura (N)	
	Preparo sem caixas	Preparo com caixas
Cerâmica dissilicato de lítio	3099.1 ± 757.3 ^{As}	2108.6 ± 476.9 ^{Ab}
Cerâmica leucita	1794.9 ± 516.3 ^{Bs}	1591.3 ± 414.6 ^{Ba}

Diferentes letras maiúsculas nas colunas comparam tipo de cerâmica para cada tipo de preparo, letras minúsculas nas linhas comparam o tipo de preparo para cada tipo de cerâmica ($p < 0,05$).

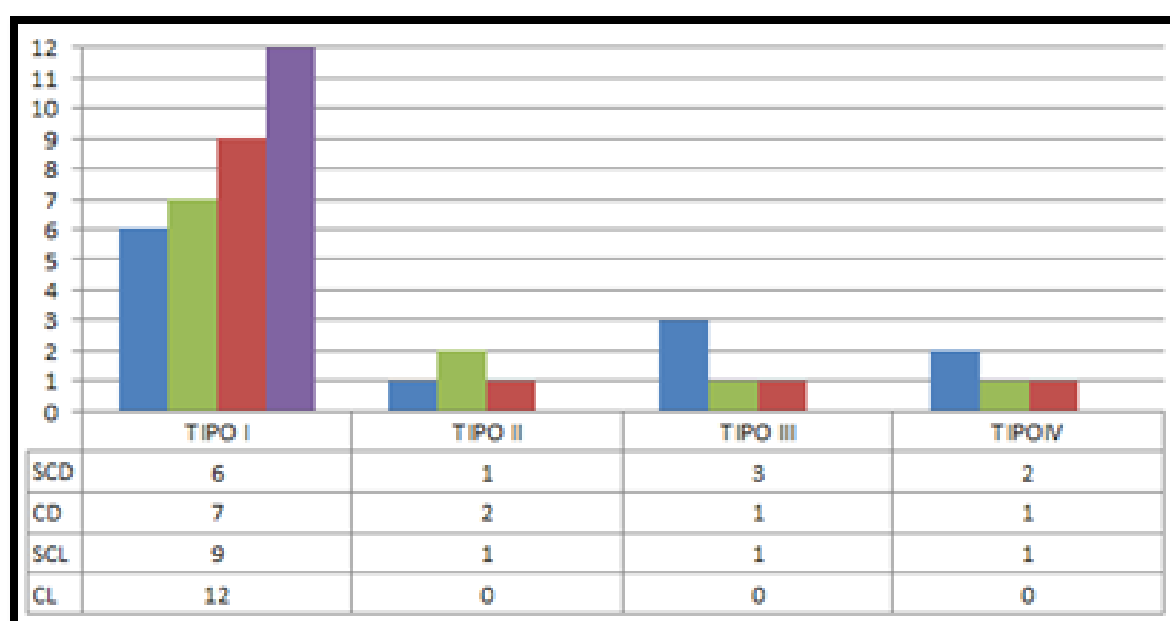


Figura 25. Distribuição do modo de falha (n=12)



Figura 26. Ilustração dos resultados do padrão de fratura. I – Fraturas isolada da restauração; II – Fratura da restauração envolvendo pequena porção de dente; III – Fratura da restauração envolvendo mais da metade do dente, sem envolvimento periodontal; IV – Fratura da restauração envolvendo mais da metade do dente, com envolvimento periodontal.

5.2. Análise por elementos finitos

A distribuição de tensões (critério von Mises) de todas as combinações experimentais entre restaurações indiretas cerâmicas e técnicas de preparos cavitários para onlay, em uma carga de 100N, estão representadas na Figura 27 e 28.

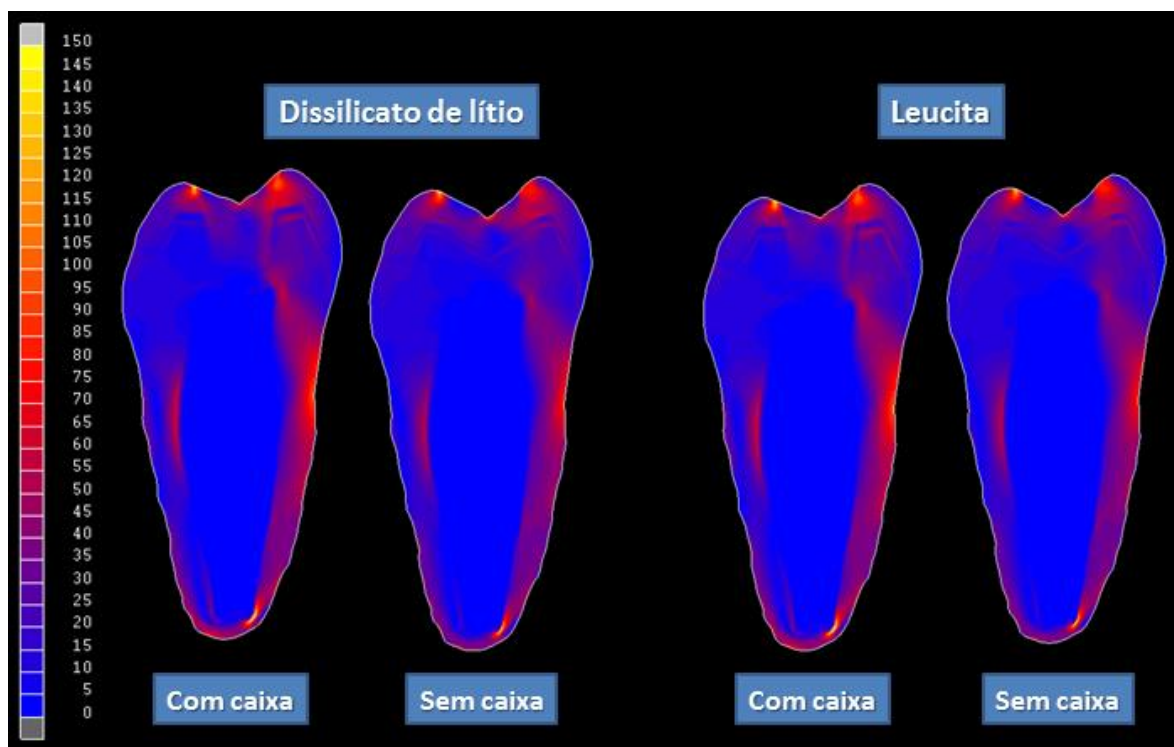


Figura 27. Distribuição de tensões por elementos finitos variando o tipo de preparo e o tipo de restauração cerâmica.

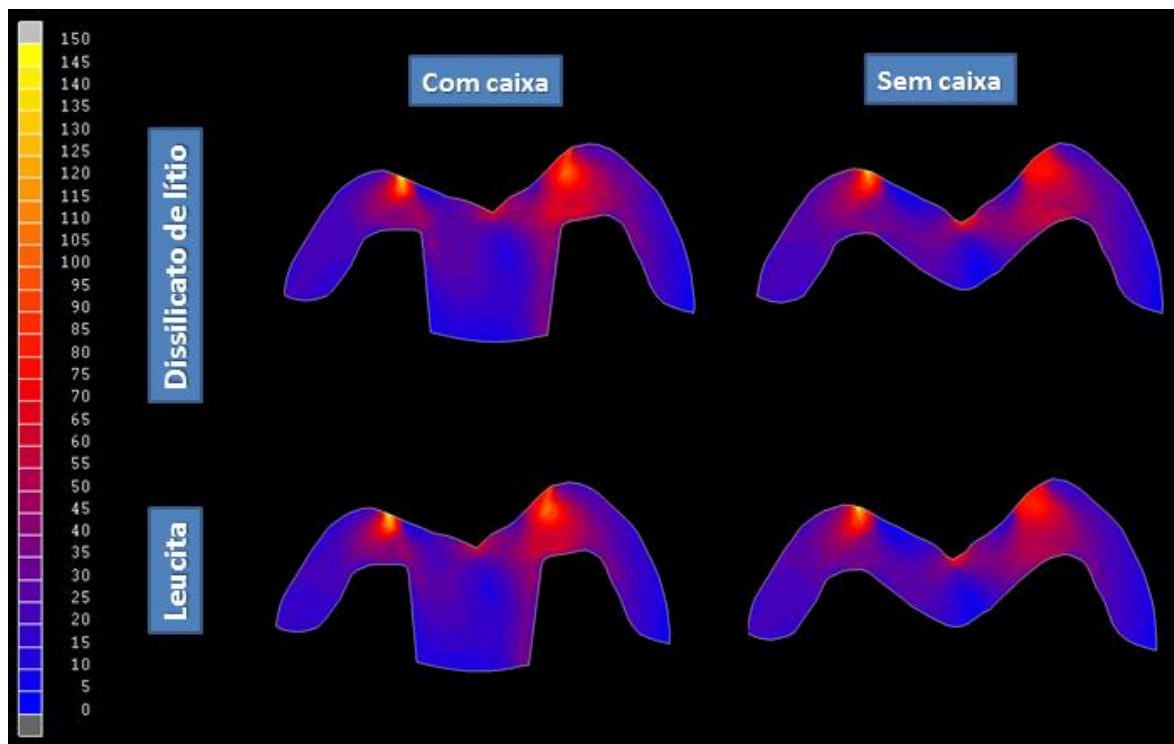


Figura 28. Distribuição de tensões por elementos finitos destacando-se apenas as restaurações cerâmicas.

O preparo cavitário influenciou em maior intensidade e distribuição de tensão do que o tipo de cerâmica. O preparo cavitário com as caixas proximal e oclusal resultaram em maiores tensões na restauração cerâmica e também no dente remanescente do que os preparos mais conservadores, ou seja, sem as caixas. As restaurações cerâmicas de dissilicato de lítio resultaram em uma discreta concentração de tensão maior que cerâmica reforçada por leucita.

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A hipótese desse estudo foi parcialmente aceita, no qual a perda de estrutura dental pela realização do preparo conservador, sem caixas, reduziu significativamente a resistência à fratura no grupo restaurado com cerâmica dissilicato de lítio. No entanto, no grupo restaurado com leucita não foi obtido valores significantes na resistência à fratura em relação ao tipo de preparo.

A forma que se tem buscado para minimizar a discrepância entre as avaliações experimentais e as falhas clínicas é a associação de diferentes métodos; o emprego conjunto de ensaios mecânicos e padronização do modo de fratura por meio de microscopia eletrônica de varredura (Soares & Martins, 2000); a análise de padrão de fratura pela referência em escalas pré-definidas (Burke et al., 1993; Burke et al., 1994; Mak et al., 1997, Soares & Martins, 2000); a utilização de ensaios mecânicos com métodos de elementos finitos (Sakaguchi et al., 1991; Lang et al., 2001) e a associação de MEF e fotoelasticidade (Oliveira, 2002). Esses fatores podem auxiliar de forma integrada e complementar na elucidação dos fatores causais destas falhas.

Na realização de ensaios mecânicos alguns fatores são importantes e decisivos, como a maneira de inclusão, sustentação e modo de transmissão de carga aplicada na superfície oclusal do dente, para haver maior aproximação da metodologia empregada com a realidade clínica (Burke et al., 1993; Scharnagl, 1998). A simulação do ligamento periodontal é tida como altamente influente na definição do padrão de fratura (Soares et al., 2002) e deve ser feita com material elastomérico que possa sofrer deformação elástica, reproduzindo a acomodação do dente no alvéolo e proporcionando a não concentração de tensões na região cervical do elemento dental (Scharnagl, 1998). O poliéter usado neste experimento, pioneiramente usado por Scharnagl, em 1998 e posteriormente empregado por Behr et al., 1999, e Soares & Martins (2000) foi comparado por Soares et al., 2002, com diferentes materiais elastoméricos e mostrou-se, em associação à resina de poliestireno, como um método ideal de inclusão de dentes a serem submetidos a ensaios de fratura.

O carregamento oclusal é outro fator que parece ter influência (Burke et al., 1993; Burke et al., 1994; Burke & Watts, 1994; Mak et al., em 1997)

sendo que nos ensaios em molares, o uso de uma esfera de 6,00 mm empregada por Dietschi et al., 1990, Cordeiro & Martins, 1999, Soares & Martins, 2000, tem se mostrado mais adequado.

Os resultados deste estudo mostraram que a perda de estrutura dental pela realização de preparo cavitário com as caixas reduziu significativamente a resistência à fratura dos molares restaurados com cerâmica de dissilicato de lítio. Resultado concordante com o de Sene & Mondelli, em 2002, que mostram a clara redução da resistência de dentes submetidos a preparos para restaurações indiretas com aumento crescente da remoção de estrutura dental. Por outro lado, a resistência à fratura das cerâmicas de leucita não tiveram diferenças estatísticas em relação aos dois tipos de preparo.

A preservação máxima de estrutura hígida e emprego dos princípios nos procedimentos restauradores favorece a maior longevidade do complexo dente-restauração. Neste contexto, os dentes com maiores preparos são considerados mais susceptíveis à fratura (Burke. 1992).

Inúmeros fatores são responsáveis pelo sucesso clínico das onlays cerâmicas, destacando-se como principais: preparo e cimentação eficazes. Uma espessura de cerâmica uniforme (Phillips, 1993), mínima de 1,5 a 2,0 mm deve ser promovida pelo preparo cavitário (Banks et al., 1990; Donovan et al., 1993; Nasedkin, 1995; Gürel, 1995). Segundo Soares et al. (2006) a espessura da cerâmica reforçada por leucita tem maior influência na microdureza do cimento resinoso dual do que a cor da restauração cerâmica, mas a interação destes dois fatores é importante. Estes autores concluíram que restaurações cerâmicas com até 2mm de espessura não prejudicam a dureza do cimento, mas que restaurações com 4mm de espessura, com maior croma diminuíram a dureza do cimento resinoso.

De acordo com os estudos de Altintas (2008), Pazin (2008), o aumento da espessura da cerâmica e um menor tempo de fotopolimerização diminuiu a resistência de adesão da cerâmica à dentina. Isso pode ser explicado nos grupos restaurados com cerâmica de dissilicato de lítio, em que os preparos com caixas que chegam a uma espessura de 2,5mm, tiveram menores valores significativos de resistência à fratura quando comparados ao preparo sem as caixas onde tiveram a espessura padronizada de 1,5mm.

Quando se analisa a resistência à fratura das diferentes configurações

de preparo cavitário não se consegue definir um protocolo claro e simples de que, o maior ou menor desgaste da cavidade poderia representar aumento na resistência à fratura, como foi o caso das restaurações reforçadas por leucita que não tiveram diferenças significativas na resistência à fratura independente do preparo cavitário. Visto que não há esta diferença, poderia ser utilizada a técnica mais conservadora e, com isso, não desgastar mais estrutura dental sadia. Porém, ainda é muito recente para ter-se esta conclusão, pois esta configuração de preparo cavitário é inovadora e precisaria de mais pesquisas sobre este assunto.

Mais importante do que discutir resistência à fratura numericamente seja analisar o modo de fratura que caracteriza os ensaios em cada grupo experimental. Para todos os grupos verificou-se uma constância marcante de um tipo específico de fratura, fato que, associado à análise de tensões, pode ser uma informação importante ao clínico. Verificou-se nos ensaios mecânicos para os grupos restaurados com cerâmica reforçada por leucita independentemente da geometria do preparo cavitário, a maioria das fraturas ocorreu exclusivamente na restauração, provavelmente definida por possuir um maior módulo de elasticidade que a de dissilicato de lítio. Quando comparou-se padrão de fratura nos grupos dissilicato de lítio tanto com caixa quanto sem a presença das caixas, houve uma grande tendência à fratura do remanescente dental, o que remete a analisar sobre a importância das propriedades mecânicas dos materiais restauradores, pelo modo de como ocorre tal falha.

As propriedades mecânicas dos materiais cerâmicos devem ser aprimoradas para que se possa aproximar às taxas de sucesso dos sistemas totalmente cerâmicos com as do metalocerâmico (Cesar, 2007). Segundo o fabricante das cerâmicas avaliadas neste estudo, o módulo de elasticidade do dissilicato de lítio é 103 GPa, e o da leucita é de 65GPa. Nesse estudo foi observado que no teste de deformação com carga de 100N os grupos restaurados com a cerâmica leucita apresentaram maiores valores significativos de deformação quando comparado com às cerâmicas de dissilicato em ambos os preparos devido ao módulo de elasticidade da leucita ser maior que o de dissilicato de lítio. Porém, no ensaio de deformação feito com a carga máxima à fratura obteve-se um valor invertido, em que o grupo

restaurado com cerâmica dissilicato de lítio apresentou valores maiores que o da leucita independente do preparo cavitário. Isso pode ser explicado devido ao fato de ter-se ultrapassado o limite elástico do material devido a alta carga aplicada não correspondendo com uma situação clínica normal. A deformação de estruturas pode ocorrer por meio de concentração de tensões consequentes da aplicação de carga, podendo acontecer em regime elástico, ou seja, a integridade ultra-estrutural do corpo ainda não foi afetada, ou em regimes plásticos que podem levar a formação de trincas, propagação de fraturas e colapso da estrutura. A relação direta e linear entre tensão e deformação é promovida principalmente, pelo módulo de elasticidade, o qual é admitido como importante propriedade mecânica, fundamental para o conhecimento do comportamento biomecânico das estruturas e suas associações (Rees et al., 1994). Por isso, os valores do grupo leucita terem sido menores que os de dissilicato de lítio são diretamente proporcionais aos valores de resistência à fratura.

O método de elementos finitos tem sido muito valioso para a análise de distribuição de tensões, apesar de infelizmente encontrar resistência e descrédito em áreas como Odontologia por gerar dúvidas quanto à confiabilidade dos resultados encontrados, questionando se os mesmos traduzem a realidade que ocorre na boca. O resultado do modelo experimental com o ensaio mecânico de fratura permitiu ajustar o modelo de elementos finitos (Oliveira, 2002). Além disso, os métodos experimentais têm sido utilizados para realizar o monitoramento do experimento numérico, tornando-o mais representativo e permitindo o refinamento dos resultados em análises mais complexas.

Alguns aspectos são importantes na elaboração do MEF, que é uma análise matemática para predizer a resistência (Lang et al., 2001). Inicialmente é importante considerar o dente como modelo não homogêneo (Oliveira, 2002), e a reprodução do ligamento periodontal conforme relata Rees, em 2001, é fator decisivo a definição do modelo. Também é necessário definir o parâmetro de comparação. Neste trabalho foi utilizada a tensão de Von Mises, que representa o conceito de tensão local relacionada à “energia de distorção” e ao estado de tensão presente no material. Este parâmetro foi igualmente usado para a análise dos experimentos de Oliveira 2002.

No método de elementos finitos, após a realização dos cálculos e processamento dos dados, os resultados são apresentados por meio de uma análise qualitativa, na qual mostra a distribuição de tensões, onde pode-se observar áreas com maior concentração de cores, indicando áreas de maior concentração de tensão.

Os resultados qualitativos da análise de tensões nos modelos dos preparos cavitários com caixas demonstraram maiores tensões tanto no dente remanescente quanto na restauração, além disso, esses resultados foram semelhantes para os dois tipos de restaurações cerâmicas. Pôde-se verificar uma concentração discretamente maior na restauração e na estrutura dental remanescente abaixo da restauração. E as cerâmicas de dissilicato de lítio resultaram em uma discreta concentração de tensão maior que cerâmica reforçada por leucita.

O questionamento definido por Fernandes Neto et al., 2002, pode ser realmente fundamentado na visão de que a configuração do preparo deve ser adequada ao material restaurador. Se metálico, deve-se recobrir todas as cúspides (Fisher et al., 1974), se resina, parece não ser necessário, pois a grande tensão transmitida pelo material pode levar a fratura da estrutura dental (Rodrigues et al., 2002) e com relação à cerâmica, é necessário avaliar a necessidade do recobrimento analisando o remanescente dental, mas sempre buscando a máxima preservação de estrutura sadia.

Seguindo este raciocínio, o presente estudo, busca inovações restauradoras para pacientes que não possuem restaurações extensas nem lesões cariosas, mas que necessitam de reabilitações protéticas, como é o caso de pacientes com bruxismo severo e com diminuição da dimensão vertical.

Considerando-se as inúmeras variáveis que podem interferir no comportamento mecânico das cerâmicas odontológicas, novas investigações se fazem necessárias para permitir o desenvolvimento de materiais apropriados e o esclarecimento de fatores que favoreçam a longevidade clínica das restaurações dentárias. A associação de ensaios mecânicos de resistência à fratura à análise matemática de distribuição de tensões pelo método de elementos finitos mostrou-se altamente promissor na avaliação da influência do material restaurador e configuração do preparo na falha de

restaurações indiretas.

O estudo torna-se ainda mais significativo quando utilizado um número maior de amostras para ensaios não destrutivos que empregam extensometria podendo facilitar e quantificar com maior precisão as microdeformações presentes no complexo restauração/dente. Sugere-se ainda, análises por elementos finitos empregando modelos numéricos tridimensionais, pois permite maior fidelidade das alterações anatômicas e do contato dispositivo-amostra, substituição de aplicação de carga estática por cargas cíclicas. Além disso, associar com outras metodologias como testes de fadiga cíclicas e térmicas e análise de adaptação marginal através de micro CT para alcançar mais respostas conclusivas sobre a influência do preparo cavitário e das restaurações cerâmicas.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados deste estudo in vitro e computacional as seguintes conclusões podem ser descritas:

1. A redução do desgaste do preparo demonstrou ser melhor que o preparo para onlay convencional.
2. Parece existir nítida correlação entre o modo de fratura e a concentração de tensões observadas por meio do método de elementos finitos, na qual as restaurações de dissilicato de lítio resultou em um pior modo de falha e maior concentração de tensão.
3. A diferença de espessura das restaurações cerâmicas influencia na concentração de tensões, onde espessuras mais homogêneas tem uma melhor distribuição das tensões.
4. O complexo restaurado com cerâmica reforçada por leucita resultaram em menor deformação coronal e melhor modo de falha.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Abe Y, Lambrechts P, Inoue S, Braem MJ, Takeuchi M, Vanherle G, Van Meerbeek B. Dynamic elastic modulus of 'packable' composites. **Dent Mater.** 2001.
2. Aboushelib MN, De Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer CJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. **Dent Mater.** v.23, n.8 p. 952-959, 2007.
3. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. **J Prosthet Dent.** 2003 Apr;89(4):374-80.
4. Altintas S, Eldeniz AU, Usumez A. Shear bond strength of four resin cements used to lute ceramic core material to human dentin. **J Prosthodont.** 2008 Dec;17(8):634-40.
5. Arola D, Galles LA, Sarubin MF. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. **J Dent.** 2001 Jan;29(1):63-73.
6. 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;34:1269-77.
7. Ausiello P, Rengo S, Davidson CI, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restoration: a 3D-FEA study. **Dent Mater.** 2004;20:862-72.
8. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth. **Dent Mater.** 2011;27(5):423-30.
9. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent.** 2004 Dec;92(6):551-6.

10. Banks, RG. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. **J. prosth. Dent**, v.63, n.6, p.619-26, June 1990.
11. Behr M. et al. In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. **J. dent.**, Oxford, v.27, n.2, p.163-168, Feb. 1999.
12. Borba M. **Comportamento mecânico de cerâmicas utilizadas na confecção de próteses parciais fixas**. [Tese] São Paulo: Faculdade de Odontologia/USP; 2010.
13. Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. **Dent Mater**. 2011 Apr 30;27:710-21.
14. Borba M, De Araújo MD, De Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. **Dent Mater**, v. 27, n.12, p.1259- 1266, 2011b.
15. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.14, n.4, p. 216-20, Aug. 2001.
16. Burke FJ, Tooth fracture in vivo and in vitro. **J Dent**. 1992;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. Burke FJ, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin bonded crowns. **Quintessence Int**. 1994;25:335-40.
19. Burke FJ. The effects of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. **Quintessence Int.**, Berlin, v.26, n.4, p.293-300, Apr. 1995.
20. Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns constructed in a leucite-reinforced ceramic. **Dent Mater**. 1999 Sep;15(5):359-62.

21. Campos RE, Soares CJ, Quagliatto PS, Soares PV, De Oliveira OB JR, Santos-Filho PC, Salazarmarocho SM. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography. **J Prosthodont**, v. 20, n. 6, p.447–455, 2011.
22. Carlini.,B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular**. [dissertação] Piracicaba: FOP/UNICAMP; 1999.
23. Cesar PF, Gonzaga CC, Miranda WG Jr, Yoshimura HN. Effect of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental porcelains. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**. 2007 Nov;83(2):538-45.
24. Cordeiro NPA., Martins LRM. **Influência dos sistemas de cimentação na resistência à fratura de inlays de porcelana**. [dissertação] Piracicaba: FOP/UNICAMP;1998.
25. Choi Y, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zircônia restoration veneered with various ceramic materials. **J Adv Prosthodont**, v.4, n.3, p.162-9, 2012.
26. Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Biomaterials**. 2004 Jun;25(13):2455-60.
27. Cubas GBA, Habekost L, Camacho GB, Pereira-Cenci T. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. **J Prosthodont Res**. 2011 Jan;55(1):53-9.
28. Della Bona A. **Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico**. 1. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2009
29. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent Mater**. v. 24 p. 299-307, 2008.
30. De Jager N, Pallav P, Felizer AJ. Finite elemento analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. **Dent Mater**. 2005;21:1025-32.

31. 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.
32. Dietschi D. et al. In vitro resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. **Quintessence int.**, Berlin, v.21, n.10, p.823-831, Oct. 1990.
33. Donovan TE, Chee WWL. Conservative indirect restorations for posterior teeth cast versus bonded ceramic. **Dent. N. Amer.**, v.37, n.3, p.433-43, July 1993.
34. Fahmy N. Influence of veneering materials on the marginal fit and fracture resistance of an alumina core system. **J Prosthodont**, v.20, n.1, p.45-51, 2011.
35. Fernandes Neto AJ, Neves FD, Mota AS. Preparos para elementos unitários in Cardoso RJA. Gonçalves EAN. **Oclusão/ATM, Prótese, Prótese sobre implante e Prótese Buco Maxilo Facial**. p.245-270, Ed. Artes Médicas, São Paulo, 2002.
36. Fisher DW, Caputo AA, Shillingburg HT, Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. **J. dent. Res.** Washington, v.53, p.279, 1974.
37. 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.
38. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: Core materials. **J Prosthet Dent**, v.88, n.1, p.4-9, 2002.
39. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater**. 2004;20(4):322-9.
40. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. **J Prosthet Dent**. 2013 Oct;110(4):264-73.
41. Gürel G. Porcelain inlays and onlays. **Dent. N. Amer.**, v.45, n.1, p.117-25, Jan. 2000.
42. Hench LL. "Bioceramics". **J Am Ceram Soc**; n.81 v.7 p. 1705-1728, 1998.

43. Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis. **Dent Mater.** 2013
44. 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.** 2010 Jan;103(1):6-12.
45. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of allceramic restorations. **J Prosthet Dent.** 1999 Jun;81(6):652-61.
46. Kelly JR.; Rungruanganunt P.; Hunter B.; Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, v.104,n.4, p. 228-238, 2010.
47. Lang LA., et al. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. **J. prosthet. Dent.**, Saint Louis, v.86, n.6, p.650-654, Dec. 2001.
48. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater.** 2005;21:709-15.
49. Lertchirakarn V, Palamara JE, Messer HH. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. **J Endod.** 2003;29:529-34.
50. Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach, **J Oral Rehabil.** 2001;28:576-85.
51. 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;23:543-55.
52. 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.
53. May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing. **Dent Mater.** 2012 Aug;28(8):e99-109.

54. May LG, Kelly JR. Influence of resin cement polymerization shrinkage on stresses in porcelain crowns. **Dent Mater.** 2013 Oct;29(10):1073-9.
55. Medige J, Deng Y, Yu X, Davis EI, Joynt RB. Effect of restorative materials on cuspal flexure. **Quintessence Int.** 1995;26:571-6.
56. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthet Dent.** 1980;43(4):419-22.
57. Morimoto S., Sesma N., Vieira GF. Resistência à fratura por meio de ensaio de compressão axial em dentes com restaurações “inlays” e “overlays” de porcelana. **Pesq. Odont. Bras.** v.16, suplemento (Anais da 19ª. Reunião Annual da SBPqO) Resumo Pa226, p.150, set. 2002.
58. Mühlemann HR., Zander HA. Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. **J. Periodont.**, Chicago, v.25, n.2, p.128, Apr. 1954.
59. Nasedkin, JN. Ceramic inlays and onlays: update 1995. **Restorat. Dent.**, v.61, n.8, p.676-82, Aug. 1995.
60. Oliveira LCA. **Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares.** [dissertação] Araraquara: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2002.
61. Pagani C, Miranda CB, Bottino MC. Relative fracture toughness of different dental ceramics. **J Appl Oral Sci.** 2003 Mar;11(1):69-75.
62. Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. **Aust Dent J.** 2002;47:218-22.
63. Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. **Dent Mater.** 2005;21:324-35.
64. Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE.; Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. **J Prosthet Dent,** v. 91, n. 6, p. 561- 569, 2004.

65. Prado CJ, Fernandes-Neto AJ, Mota AS, Neves FD. **Aplicação dos Sistemas CAD/CAM na odontologia restauradora**. Rio de Janeiro: Elsevier, Cap.3, p.56-64, 2013.
66. Pazin MC, Moraes RR, Gonçalves LS, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. **J Oral Sci**. 2008 Jun;50(2):131-6.
67. Phillips RW. Porcelanas odontológicas. In: Skinner: **materiais dentários**. 9.ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1993. Cap.26, p.291-304.
68. Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod**. 1989;15:512-6.
69. Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater**. 1994;14:11-5.
70. 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.
71. Scharnag LP. **Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im "Regensburger Kausimulator" untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Ceram-brücken**. Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg. 102p. 1998.
72. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent Mater**. 1991;7:186-90.
73. Saridag S, Sevimay M, Pekkan G. Fracture Resistance of Teeth Restored With All-ceramic Inlays and Onlays: An In Vitro Study. **Oper Dent**. 2013 Nov-Dec;38(6):626-34.
74. Soares CJ. & Martins L.R.M. **Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais**. [dissertação] Piracicaba: FOP/UNICAMP;2000.

75. Soares CJ, Pizi ECG, Queiroz, VS, Paulillo, LAM, Martins LRM. Efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. **Pesqui. Odontol.** Brasil., São Paulo, v.16, Supl. (Anais da 19ª. Reunião Anual da SBPqO), p.82, n. 1b171, 2002.
76. Soares CJ, Soares PV, Pereira JC, Fonseca RB. Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. **J Esthet Restor Dent.** 2005;17(4):224-35.
77. 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 Jan;18(1):36-42.
78. 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.
79. 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 Feb;99(2):114-22.
80. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araújo 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.
81. Scherrer, S.S. et al. Effect of cement films thickness on the fracture resistance on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. **Dent. Mater.**, Washington, v.10, n.3, p.172-177, May. 1994.
82. Sornsuwan T, Swain MV. Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; Role of cusp angle and fissure radius. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 4, n.7, p.1057-1066, 2011.
83. Sornsuwan T, Ellakwa A, Swain MV. Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing. **Dent Mater**, v.27, n.11, p.1127–1134, 2011.

84. Stappert CFJ et al. Marginal adaptation of different types of allceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. **Br Dent J**, 199(12), 2005a.
85. Stappert CFJ et al. All-ceramic partial coverage premolar restorations. Cavity preparation design, reliability and fracture resistance after fatigue. **Am J Dent**, 18:275-280, 2005b.
86. Stappert CFJ et al. Longevity and Failure Load of Ceramic Veneers With Different Preparation Designs After Exposure to Mastigatory Simulation. **J Prosthet Dent**; 94:132-9, 2005c.
87. Stappert CFJ, 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
88. Stawarczyk B, Ozcan M, Roos M, Trottman A, Sailer I, Hämmerle CH. Load-bearing capacity and failure types of anterior zirconia crowns veneered with overpressing and layering techniques. **Dent Mater**. 2011 Oct;27(10):1045-53.
89. Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. **J. Endod.**, v.25, n.1, p.6-8, Jan. 1999.
90. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zircônia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. **Dent Mater**, v. 23, n 1. p. 106–114, 2007.
91. Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. **Journal of Applied Oral Science** 2004; 12: 26-36.
92. Thompson M, Zhang Z, Field C, Li Q, Swain M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 5. Extended finite element analysis validation. **Aust Dent J**. 2013 Dec;58(4):434-41.
93. Uctasli S, Wilson HJ. Influence of layer and stain firing on the fracture strength of heat-pressed ceramics. **J Oral Rehabil**. 1996 Mar;23(3):170-4.

94. 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.
95. Yildiz C, Vanlıoğlu BA, Evren B, Uludamar A, Kulak-Ozkan Y. Fracture resistance of manually and CAD/CAM manufactured ceramic onlays. **J Prosthodont.** 2013 Oct;22(7):537-42

ANEXO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito da morfologia do preparo cavitário para onlays na resistência à fratura, adaptação marginal e comportamento biomecânico.

Pesquisador: Célio Jesus do Prado

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 10157913.6.0000.5152

Instituição Proponente: Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 307.608

Data da Relatoria: 14/06/2013

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: março de 2014.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

O CEP/UFU lembra que:

a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br