

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA**

Shizuma Shibata

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DAS PAREDES
CIRCUNDANTES DO PREPARO NA RESISTÊNCIA À FADIGA
DE MOLARES RESTAURADOS COM INLAYS CERÂMICAS.**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Concentração Dentística, da Universidade Federal de Santa Catarina, para a obtenção do Grau de Mestre em Dentística.

Orientadora: Prof.^a.Dr.^a. Renata Gondo Machado

Co-orientador: Prof. Dr. Élio Araújo

Florianópolis

2012

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária da
Universidade Federal de Santa Catarina

S555i Shibata, Shizuma

Influência da espessura das paredes circundantes do preparo na resistência à fadiga de molares restaurados com inlays cerâmicas [dissertação] / Shizuma Shibata ; orientadora, Renata Gondo Machado. - Florianópolis, SC, 2012. 100 p.: il., grafs., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Cerâmica odontológica. 3. Restauração (Odontologia). I. Machado, Renata Gondo. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314

Shizuma Shibata

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA DAS PAREDES
CIRCUNDANTES DO PREPARO NA RESISTÊNCIA À FADIGA
DE MOLARES RESTAURADOS COM INLAYS CERÂMICAS.**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de “Mestre em Dentística”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração Dentística.

Universidade Federal de Santa Catarina, 10 de Fevereiro de 2012.

Prof. Dr. Ricardo Souza Magini
Coordenador do Curso de Pós-Graduação em Odontologia

Banca Examinadora:

Prof.^a. Dr.^a. Renata Gondo Machado
Orientadora
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof.^a Dr.^a Elaine Auxiliadora Vilela Maia Morelli
Universidade Paulista - DF

Prof. Dr. Sylvio Monteiro Junior
Universidade Federal de Santa Catarina

Dedicatória

Dedico esse trabalho de dissertação à minha mãe, **Chizuko Shibata**, e ao meu pai **Ryo Shibata**, que dedicaram suas vidas à minha e a de meus irmãos, que abdicaram de seus sonhos pelos nossos. Obrigado pelos esforços para que eu pudesse concluir esse trabalho. Meus agradecimentos por tudo, pela compreensão em entender a minha vontade de fazer o mestrado, por me sustentar por alguns anos extras. Esse trabalho é para vocês! Passamos por momentos nada fáceis nos últimos anos, vivemos longe, mas eu sei que sempre posso contar com vocês, não importa onde estejam. Um dia espero retribuir de forma digna. Cada parágrafo, cada linha, cada palavra desse trabalho também tem uma gota de suor e esforço de vocês meus pais.

Aos meus irmãos, **Mito** e **Toki**. Nós escolhemos caminhos muito diferentes, da mesma forma que temos personalidades totalmente diferentes um dos outros. Mesmo assim, sempre procuramos nos proteger, falando pouco, demonstrando pouco, mas do nosso jeito nos ajudando sempre.

À minha **avó do Brasil (Buradiru no Báachan)** (*in memorian*) que se esforçava tanto para agradar os netos, muitas vezes sujava a cozinha toda para fazer um prato que gostávamos e depois levava um xingão da mãe pela bagunça. Muito Obrigado mesmo, pena a senhora não poder estar aqui hoje.

À minha **avó do Japão (Nihon no Báachan)**. Eu sei que não tivemos tanta convivência devido à distância, mas isso nunca impediu que a senhora se preocupasse conosco, e quisesse notícias. Obrigado pelos conselhos quando estive ao seu lado, pelas histórias, pelo carinho.

Aos meus **avôs** (*in memorian*), gostaria de ter tido a oportunidade de conviver com vocês, eu sei que parte do que conquistei hoje, é graças ao esforço realizado por vocês no passado.

Aos meus **tios e tias**, em especial **Nagai no obachan, Sami no "ochan e obachan", Tia Yukari, Tia Junko** e **Tia Yoko** que sempre torceram por mim e tentaram ajudar da melhor forma possível.

Agradecimentos

Gostaria de agradecer primeiramente a **Deus** pela vida.

À minha orientadora, Prof^ª. Dr^ª. **Renata Gondo Machado**, muitíssimo obrigado. A professora me “adotou” desde o início, na graduação. Quando a ideia de fazer o mestrado estava muito distante e difícil, lembro até hoje o dia em que contei para professora que gostaria de fazer o mestrado, foi em uma clínica optativa de Dentística. Desde essa época a prof^ª. vem me orientando e ajudando, permitindo que eu pudesse apresentar os primeiros pôsteres em congressos (com muito frio na barriga claro), passando pela apresentação em um encontro acadêmico, a uma pesquisa de laboratório. Além dos casos clínicos que permitiu ajudá-la. Muito obrigado pela confiança, pelo incentivo e sempre acreditar em mim. Hoje percebo que o meu treinamento para um dia conseguir ser um professor, começou muito antes do mestrado, foi no dia em que conheci você, prof^ª Renata, observando-a e tentando seguir os seus passos, seguindo os seus conselhos. A professora é muito mais que uma orientadora, é uma amiga, é uma irmã mais velha, é alguém que espero poder ter sempre por perto.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. **Élito Araújo**, sempre disposto a ajudar, preocupado e atencioso. Professor muito obrigado, por analisar os meus trabalhos, pelos conselhos, pelas brincadeiras sobre o gosto duvidoso da minha namorada. Pelos momentos em clínica, pelas orientações e principalmente pelo bom humor, porque eu “trabalho muito” não é professor?

Ao Prof. Dr. **Luiz Narciso Baratieri**, por ser quem exatamente és. Obrigado pelo exemplo como profissional, como professor e principalmente, por mostrar que a Odontologia é sensacional. Quando eu assisti a uma palestra do professor, ainda quando era estudante de graduação, enquanto muitos falavam que a Odontologia seria uma profissão saturada, que seria difícil, o senhor dizia o contrário. Professor, a Odontologia é realmente como o senhor diz: uma profissão incrível, “a melhor do mundo”. Obrigado também pela ideia dessa dissertação, por permitir o uso do sistema CEREC e por confiar em mim.

Ao Prof. Dr. **Hamilton Maia Pires**, pela amizade, pela compreensão, pelos conselhos e pelos ensinamentos. Agradeço ao senhor pelas oportunidades, por mandar repetir todas as fotografias de pelo menos uma aula, para nos mostrar que somos capazes de produzir algo melhor. Professor Maia obrigado, eu espero poder apresentar muitas aulas ao senhor!

Ao Prof. Dr. **Sylvio Monteiro Júnior**, por compartilhar do seu conhecimento e de suas histórias. Por exigir postura em laboratório, pelas palavras de incentivo e pela confiança.

Ao Prof. Dr. **Luiz Clovis Cardoso Vieira**, pela plena confiança, por demonstrar em poucas palavras o que é certo e errado, se está bom ou ruim.

Ao Prof. Dr. **Gilberto Muller Arcari**, pela amizade, pelo apoio desde a época de graduação, pelas dicas de fotografia nas aulas de clínica integrada, pelas palavras de incentivo e críticas.

Ao Professor Dr. **Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, agradeço pelos ensinamentos passados sempre com serenidade. Pelos conselhos e ideias e locais para realizar futuros estudos, muito obrigado.

Ao Professor Dr. **Cleo Nunes de Souza**, obrigado por tornar o curso e a Universidade um ambiente mais familiar, lembrando sempre das pessoas pelo nome e pelas histórias que o senhor conta.

Ao Professor Dr. **Guilherme Carpena Lopes**, obrigado por compartilhar seus conhecimentos.

À Professora Dra. **Jussara Karina Bernardon**, obrigado por estar sempre alegrando o ambiente da Especialização.

À Professora Dra. **Sheila Cristina Stolf**, obrigado pela amizade, pelos conselhos, pelas conversas alheias e sempre estar disposta a ajudar. Pensar que comecei a incomodá-la bem cedo, quando mal sabia o que ia fazer da vida, em Curitiba, e hoje, depois de muito tempo, nos reencontramos na Odontologia, na Dentística.

Ao Prof. Dr. **Paulo Kano**, pela paciência em ensinar, por ensinar a excelência na odontologia, pela hospitalidade em São Paulo, e pelas explicações sobre o sistema CEREC. Agradeço pela semana em que tive o prazer e a honra de poder aprender um pouco com o senhor. Percebi que nada acontece por acaso, e sim com muito esforço e trabalho, e o senhor é um exemplo disso.

Aos Professores da antiga **Clínica Integrada**, hoje **ESAI**, pela oportunidade, pela amizade, pelos ensinamentos durante o estágio que realizei na disciplina.

À Prof. Dra. **Margareth Oda**, pela atenção e hospitalidade que me recebeu na Universidade de São Paulo. Por me mostrar praticamente todo o Departamento de Odontologia da USP, o Laboratório Especial de Laser em Odontologia e os laboratórios de pesquisa. Foi um dia de grande aprendizado. Muito obrigado. Em seu nome, agradeço a todos os professores que me receberam e me ajudaram de alguma forma na USP.

Ao Prof. Dr. **Carlos Rodrigo Roesler**, pela ajuda, suporte teórico sobre fadiga e, principalmente, a oportunidade de realizar o teste de fadiga no Laboratório de Engenharia Biomecânica. Foi uma oportunidade única e que enriqueceu a minha dissertação. Muito obrigado.

Ao Prof. Dr. **Emerson Sgroff**, que permitiu a utilização do sistema CEREC de seu consultório particular para a realização do caso clínico para minha monografia. As explicações sobre o uso do CEREC no dia a dia de sua clínica foram muito úteis para o desenvolvimento dessa dissertação.

Ao Dr. **Altair e Dona Mel**, pelo carinho, simpatia e apoio. Meu muito obrigado.

Ao Dr. **Gilberto Zorzo, funcionários e colegas da Clínica Zorzo**, pelas oportunidades, pela amizade, meu muito obrigado.

Ao Dr. **Felício Karakira**, meu dentista de Curitiba. Obrigado pelo exemplo e pela paciência com que sempre me atendeu.

À dona **Léia** e ao **Bruno**, por sempre atenderem com presteza, dedicação e por resolverem vários assuntos da especialização e mestrado.

À dona **Talita**, pela atenção, pela presteza, pela simpatia, pelos cafezinhos que sempre me ofereceu e pelas tardes de conversa, ajuda com os assuntos mais diversos, desde os pacientes da especialização aos resumos semanais. Muito obrigado.

À **Ana**, por cuidar dos assuntos referentes à Pós-Graduação e por contribuir para o seu funcionamento

Ao **Daniel João Lúcio**, técnico do laboratório de Engenharia Biomecânica, pela parceria na realização dos testes de fadiga. Sem a sua ajuda, inclusive nos finais de semana, este trabalho não se concretizaria a tempo. Sacrificou da sua folga para configurar e operar a máquina de ensaios dinâmicos. Muito obrigado. Em seu nome gostaria de agradecer a todos os funcionários do laboratório.

Ao **Eduardo**, técnico do laboratório de Engenharia Biomecânica, pela ajuda no dispositivo do ensaio mecânico.

Às funcionárias da Baratieri Clínica Odontológica, **Dona Terezinha**, **Cris** e **Adri**, muito obrigado pela ajuda, pela atenção e cuidado com que sempre me atenderam.

Aos meus brothers de apartamento, **Caco Lago** e **Gustavo Tonho**, pela convivência, pelas histórias. O 303, Don Afonso não será mais o mesmo depois de nós.

Ao **Caco**, uma das pessoas que mais tem orgulho de ser gaúcho obrigado por emprestar os jogos clínicos, pelas parcerias, churrascos, piadas que nunca perdemos. Cara, vou lembrar sempre de histórias, como a do filtro de café no aspirador, do caldo Knor no chuveiro, das festas, e claro das próximas histórias que virão!

Ao **Gustavo Tonho**, uma das pessoas que mais consegue se concentrar em um assunto que conheci, entretanto, mais "piá

de apartamento" também. Obrigado pela amizade e parceria. Às vezes batíamos de frente, porque temos opiniões formadas em alguns pontos divergentes, mas faz parte, se todo mundo fosse igual, qual seria a graça?

À **Gabi**, minha irmã mais nova de adoção. Quantas vezes cuidamos um do outro como se fossemos irmãos de verdade? Agradeço a sua amizade, transparência e cumplicidade. Obrigado pela ajuda e parceria em momentos diversos, desde a montagem de aula a assuntos do cotidiano. Espero que tenha muito sucesso em sua nova empreitada.

À **Fer**, sempre preocupada com todos, obrigado pela amizade, pelas risadas. Noventa por cento das horas bem humorada, nos outros 10%, era só incomodá-la um pouco que já soltava um sorriso.

À **Vane**, por sempre me ajudar, mesmo sendo, em muitos casos, aos 45 minutos do segundo tempo. Muito obrigado também pelo jogo de polimento para cerâmica, que novamente me salvou.

Aos demais colegas do mestrado **Liza, Lindiane, Marceli, Diogo, Buda, Baiano, Ivan**, e ao futuro colega **Celso**. Obrigado pela convivência, pela amizade. Esses 2 anos de mestrado não teriam graça sem vocês. Só vou guardar lembranças boas das nossas montagens de aula, das aulas de fotografia, das aulas de laboratório e, principalmente, das aulas do núcleo comum e a "galera da Dentística".

Aos meus colegas de especialização: **Ana Paula, Ana, Adriana, Bruna, Fernanda, Giselle, Laurie, Luiza, Roberta, Rodrigo, Sâmela, Vanessa, Vitor** e **Vivian**. Agradeço pela amizade e convivência durante esses 2 anos, com muito estudo, risadas e festas.

À **Bruna**, minha namorada, pelo carinho, amizade e paciência. Muitas vezes não pude dar a atenção devida, outras vezes foste compreensiva pela minha ausência. E, principalmente, nos momentos mais complicados, pela falta de paciência da minha parte. Obrigado pelas tardes e noites que passou comigo no laboratório, ou em casa em pleno final de

semana, me ajudando a fazer a dissertação. Parte desse trabalho também é seu. Esse momento que vivo é único, e você o tornou melhor ainda, fazendo parte dele.

Aos familiares da Bruna, **Seu Gláucio, Dona Eliane, Gláucio Júnior** e ao **Francisco**, agradeço pelo carinho que me receberam em sua família, pelo apoio e pela hospitalidade.

Aos alunos da graduação a quem tive a oportunidade de conviver, obrigado pelas tardes de laboratório, conversas, risadas e por me fazerem ter certeza que escolhi o caminho certo, o da docência.

A todos os funcionários da Universidade Federal de Santa Catarina: pessoal da limpeza, dos laboratórios (**Batista, Luiz, Lauro**), da triagem (**Dona Verônica**), esterilização (**Rô, Jaimar, Mario**), da manutenção (**Fernando e Thiago**), e da secretaria.

Ao pessoal das dentais, **Edvaldo, Márcio** e seu **Hélio**, que me ajudaram inúmeras vezes dispondo materiais, mesmo pedidos de última hora.

Às empresas, **3M ESPE** e **KG Sorensen**, pelos materiais que dispuseram para a realização dessa dissertação. Com certeza se não houvesse o apoio, a dificuldade em realizá-lo seria muito maior.

Aos meus amigos de Curitiba (**Bide, Carlos, César, Cidão, Felipe, Flávia, Henrique, Marcelo, Patrick, Paulo, Lucas, Raphael, Tiago e Weber**). Agradeço pela amizade e apoio. Espero sempre poder ter uma festa, formatura, férias e quem sabe até casamentos (de vocês), para nos reencontrarmos e contar as velhas e boas mentiras.

À **CAPES** pela bolsa concedida, que possibilitou que o mestrado pudesse ser realizado com mais tranquilidade.

À **Universidade Federal de Santa Catarina** e seu programa de Pós-Graduação, pela oportunidade concedida em realizar o curso de Mestrado.

As demais pessoas que contribuíram direta e indiretamente para a realização dessa dissertação. Muito obrigado.

RESUMO

SHIBATA, Shizuma. **Influência da espessura das paredes circundantes do preparo na resistência à fadiga de molares restaurados com Inlays cerâmicas.** 2012. Dissertação (Mestrado em Odontologia – área de concentração: Dentística) – Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Este estudo avaliou a influência da espessura das paredes circundantes do preparo na resistência à fadiga de dentes restaurados com Inlays cerâmicas. Trinta terceiros molares humanos foram divididos em 3 grupos, de acordo com o preparo realizado: G1, paredes circundantes (vestibular e palatal) com 2 mm de espessura; G2, paredes circundantes com 1 mm de espessura; e G3, paredes circundantes com 0,5 mm de espessura. Todos os dentes foram restaurados com uma restauração cerâmica confeccionada por um sistema CAD/CAM (CEREC 3D) (Vita MarkII, Vita Zahnfabrik), cimentada adesivamente (RelyX ARC, 3M ESPE). Após armazenamento em água destilada a 37° C, os corpos de prova foram submetidos ao teste de fadiga sob seguinte protocolo: frequência de 5 Hz; pré-carga de 200 N por 5 mil ciclos; seguidos por carregamentos crescentes de 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N por 30 mil ciclos cada. Os corpos de prova foram ciclados até a primeira falha (fratura com perda de fragmento do dente ou da restauração) ou até completarem 185 mil ciclos. Também foi analisada a formação de trincas nos dentes antes e após os testes, através de uma câmera digital montada com uma lente macro e flash circular. A taxa de sobrevivência dos grupos foi comparada através da curva de sobrevivência de Kaplan-Meier ($p > 0,05$). Todos os corpos de prova completaram os 185 mil ciclos máximos sem a ocorrência de fratura. Os grupos 2 (1 mm) e 3 (0,5 mm) apresentaram maior número de trincas, porém estatisticamente não significante ($p > 0,05$). Demonstrou-se que preparos dentais com paredes circundantes remanescentes menores de 2 mm (1 mm e 0,5 mm), suportaram ao protocolo de fadiga proposto, indicando um novo limite para os preparos para Inlays cerâmicos, sem que seja necessário a redução de cúspides.

Palavras-Chave: CAD-CAM; Cerâmica; Estresse mecânico; Restauração dentária permanente.

ABSTRACT

SHIBATA, Shizuma. Influence of the surrounding walls thickness on the fatigue resistance of molars restored with ceramic inlays. 2012. Dissertation (Master degree in Dentistry - Operative Dentistry) - Graduate Program in Dentistry, Federal University of Santa Catarina, Florianópolis.

The aim of this study was evaluated the influence of the thickness of the surrounding walls of the dental preparation (2.0 mm, 1.0 mm and 0.5 mm) in the fatigue resistance of tooth restored with ceramic inlays. Thirty human third molars were selected and divided into 3 groups, according to dental preparation carried out: G1, surrounding walls (buccal and palatal) with 2 mm remaining thick, G2, surrounding walls (buccal and palatal) with 1 mm remaining thick, and G3, surrounding walls (buccal and palatal) with 0.5 mm remaining thick. All dental preparations were performed using a high speed hand-piece attached to prosthetic delineator, through a device that held the hand-piece always in the same position and diamond burs (no. 3131, normal, fine and extra fine grain) perpendicular to the occlusal surface of tooth. All teeth were restored with a restoration made by in-office CAD / CAM system (CEREC 3D) from a ceramic block (Vita MarkII, Vita Zahnfabrik), the ceramic were adhesively cemented with a dual-curing resin cement (RelyX ARC, 3M ESPE). After one week stored in distilled water at 37° C, the specimens were subjected to fatigue test under the following protocol: frequency of 5Hz, pre-load of 200 N for 5,000 cycles, followed by increasing loads of 400, 600, 800, 1000, 1200 and 1400 N for 30,000 cycles each. The specimens were cycled until the first failure (fracture with loss of a fragment of tooth or restoration) or even complete 185,000 cycles. Also was discussed the crack formation in the teeth before and after the tests, using a digital camera mounted with a macro lens and ring flash. The survival rate of the groups was compared using the Kaplan-Meier survival curves ($p > 0.05$). All specimens completed the maximum of 185,000 cycles, without the occurrence of fracture. The results showed that survival rate was 100%, showing no differences between the survival curves of the groups tested. Groups 2 (1 mm) and 3 (0.5 mm) had a more incidence of crack, however, statistically not relevant. It was shown that dental preparations with remaining surrounding walls smaller than 2 mm (1 mm and 0.5

mm), endured the proposed fatigue protocol, indicating a new limit for ceramic inlays tooth preparations, without requiring the cusp reduction.

Key-words: CAD/CAM; Ceramics; Mechanical stress; Permanent Dental Restoration.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Terceiro molar extraído e limpo.	53
Figura 2 – (A) Delineador Protético (B) Dente fixado à haste do delineador com a junção amelo-cementária 3 mm aquém da base superior do cilindro (C) Inclusão do dente com resina acrílica.	54
Figura 3 – (A) G1, 2 mm de paredes circundantes (B) G2, 1,0 mm de paredes circundantes (C) G3, 0,5 mm de paredes circundantes.	55
Figura 4 – (A) Base de fixação dos dentes e um dispositivo que vai preso à haste do delineador e a caneta de alta rotação. (B) Dispositivo preso à haste do delineador. (C) Caneta de alta rotação fixada ao dispositivo. (D) Caneta de alta rotação posicionada com o longo eixo da ponta diamantada perpendicular ao espécime preso na base de fixação.	56
Figura 5 – Pontas diamantadas nº 3131, de diferentes granulometrias.	57
Figura 6 – Confecção do preparo.	57
Figura 7 – (A) Preparo dental após aplicação do Spray de contraste. (B) Câmera do CEREC Scan posicionada para captura do preparo dental.	59
Figura 8 – (A) Impressão óptica e parâmetros de contorno, espaçamento e contato.	59
Figura 9 – (A) Modelo troquelizado. (B) Margens do preparo delimitadas.	60
Figura 10 - Restauração desenhada pela ferramenta Biogénica.	61
Figura 11 – Bloco Cerâmico de finas partículas de Feldspato.	62
Figura 12 – Kit para acabamento e polimento das peças cerâmicas.	62
Figura 13 – (A) Máquina de Ensaio Dinâmicos. (B) Monitor com controle do teste.	65
Figura 14 – Sistema de controle de temperatura.	66
Figura 15 – Corpo de prova acoplado na plataforma e submerso em água destilada, com a esfera metálica posicionada no centro do dente.	66
Fig. 16 – (A) Corpo de prova do Grupo 1 antes do teste de fadiga. (B) Corpo de prova do Grupo 1 após o teste de fadiga.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Taxa de sobrevivência dos grupos	69
Tabela 2 – Grupos com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significantes (Anova 5% e Tukey 5%).	71

GRÁFICOS

Gráfico 1 – Gráfico carga x ciclo.....	67
Gráfico 2– Distribuição da sobrevivência dos grupos (Kaplan-Meier).....	70

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS e SÍMBOLOS

ANOVA	- Análise de Variância
s	- Segundos
min	- Minutos
h	- Hora
Fig	- Figura
Figs	- Figuras
N	- Newton
Mpa	- Megapascal
Gpa	- Gigapascal
CAD/CAM	- Desenho assistido por computador/ Fresagem assistido por computador
CEREC	- Sistema CAD/CAM de consultório
° C	- Graus Celsius
Hz	- Hertz
JAC	- Junção amelo-cementária
mm	- milímetro
MOD	- mésio-ocluso-distal
EUA	- Estados Unidos da América
USPHS	- Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos

SUMÁRIO

<u>1 INTRODUÇÃO</u>	28
<u>2 REVISÃO DA LITERATURA</u>	31
2.1 INLAYS CERÂMICAS	31
2.2 LONGEVIDADE CLÍNICA DE INLAYS CERÂMICAS.....	33
2.3 CARACTERÍSTICAS DO PREPARO PARA INLAY	40
2.4 TESTES LABORATORIAIS – RESISTÊNCIA À FADIGA	46
<u>3 OBJETIVOS</u>	51
3.1 OBJETIVO GERAL.....	51
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	51
<u>4 MATERIAL E MÉTODOS</u>	53
4.1 SELEÇÃO, LIMPEZA E ARMAZENAMENTO DOS DENTES	53
4.2 INCLUSÃO DOS DENTES	53
4.3 DIVISÃO DOS GRUPOS	54
4.4 PREPARO DOS DENTES.....	55
4.5 CONFECÇÃO DAS INLAYS.....	58
4.6 CIMENTAÇÃO DAS INLAYS	63
4.7 TESTE DE FADIGA	65
4.8 AVALIAÇÕES DAS TRINCAS E MODO DE FRATURA.....	67
4.9 ANÁLISE ESTATÍSTICA	68
<u>5 RESULTADOS</u>	69
5.1 RESISTÊNCIA À FADIGA	69
5.2 ANÁLISE DAS TRINCAS	70

6 DISCUSSÃO 73

7 CONCLUSÕES 81

REFERÊNCIAS..... 83

**ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
COM SERES HUMANOS..... 97**

**ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE
ESCLARECIDO. 99**

1 INTRODUÇÃO

As restaurações indiretas do tipo Inlay e Onlay são excelentes alternativas para o tratamento de dentes posteriores amplamente destruídos, pois apresentam melhor contorno anatômico, acabamento marginal, polimento superficial, estabilidade de cor, resistência ao manchamento e biocompatibilidade (BANKS, 1990; KELLY *et al.*, 1996; RITTER; BARATIERI, 1999; MEYER *et al.*, 2003).

As restaurações do tipo Inlay se caracterizam por incrustações indiretas intracoronárias, sem envolvimento de cúspides, e consistem em um procedimento mais conservador do que as coroas totais (JACKSON, 1999; KRIFKA *et al.*, 2009; MORIMOTO *et al.*, 2009). Enquanto o desgaste dental para um preparo do tipo Inlay remove cerca de 20% da coroa dental, um preparo para coroa total remove de 67,5% a 75,6% (EDELHOFF; SORENSEN, 2002).

As Inlays são indicadas para cavidades onde o istmo oclusal possui uma abertura vestíbulo-lingual maior ou igual a metade da distância intercuspídea (MEYER *et al.*, 2003; MORIMOTO *et al.*, 2009). Porém, quando a margem do preparo se aproxima além de 1,5 mm da cúspide funcional ou ainda, quando houver menos de 2 mm de remanescente de cúspide, esta deve ser envolvida no preparo, através de sua redução axial em 2 mm (BANKS, 1990).

Clinicamente, há grande dificuldade dos Cirurgiões Dentistas em determinar o limite entre um preparo típico para Inlay e um preparo para Onlay. A dúvida consiste em até quanto de tecido dental conservar e manter o preparo intracoronário, e não realizar a redução de cúspide que, muitas vezes, pode parecer extremamente invasivo para um profissional consciente da importância da preservação de tecido dental sadio (BERGMAN, 1999; FENNIS *et al.*, 2004; KRIFKA *et al.*, 2009b; MORIMOTO *et al.*, 2009; ELAYOUTI *et al.*, 2011).

Esse princípio de preparo cavitário, com recobrimento de cúspides com menos de 2 mm de espessura, é baseado em restaurações indiretas confeccionadas em ligas metálicas que não possuíam adesão aos substratos dentais (ETEMADI *et al.*, 1999; MORIMOTO *et al.*, 2009). Por isso, a literatura é controversa em relação às vantagens da redução cuspídea na resistência dos dentes restaurados (MORIMOTO *et al.*, 2009; ELAYOUTI *et al.*, 2011).

O advento da odontologia adesiva permite a recuperação total ou parcial da resistência de dentes fragilizados (HANNIG *et al.*, 2005; PLOTINO *et al.*, 2008), o que aumenta a possibilidade de

procedimentos restauradores mais conservadores (MORIMOTO *et al.*, 2009).

Além disso, ocorre uma melhoria constante na qualidade dos materiais restauradores e no seu processo de confecção (BERGMAN, 1999). Resinas e cerâmicas com melhores propriedades mecânicas também permitem que os preparos sejam mais conservadores, podendo ser utilizados em situações antes impossíveis (CONRAD *et al.*, 2007; MORIMOTO *et al.*, 2009).

Especificamente em relação às cerâmicas odontológicas, existe no mercado uma gama ampla disponível para diversos usos clínicos. Diferenciando-se na composição (cerâmica feldspática, cerâmica reforçada por leucita ou por dissilicato de lítio, alumina e zircônia) e ainda pela técnica pela qual as peças são confeccionadas, que pode ser por troquel refratário, sistemas de pressão e sistemas computadorizados (CAD-CAM) (MEYER *et al.*, 2003). Esta última se destaca por diminuir o tempo laboratorial, permitir uma maior eficiência em custos financeiros, e melhorar o controle de qualidade entre as peças protéticas (MIYAZAKI *et al.*, 2009).

Para testar e comprovar as possibilidades de novos materiais ou técnicas restauradoras são utilizados os estudos clínicos e/ou laboratoriais. Apesar dos excelentes resultados obtidos com os estudos clínicos randomizados, este é um teste com muitas variáveis, além do maior custo e dos problemas éticos muitas vezes envolvidos (ANUSAVICE *et al.*, 2007; DELONG; DOUGLAS, 1991; KERN *et al.*, 1999; STEINER *et al.*, 2009). Por estes motivos, opta-se inicialmente, por estudos laboratoriais que simulam condições ou situações que podem ser encontradas clinicamente (DELONG; DOUGLAS, 1983).

Laboratorialmente os testes de fadiga se apresentam como um bom método para simular as forças mastigatórias e o desgaste, e para avaliar a longevidade *in vitro* da estrutura dental e dos materiais restauradores (DELONG; DOUGLAS, 1983; KELLY, 1999; KUIJS *et al.*, 2006; OHYAMA *et al.*, 1999). Pois no ambiente bucal, as restaurações estão sujeitas predominantemente a cargas cíclicas em um meio úmido, sendo esses os principais responsáveis pelo desenvolvimento e crescimento de trincas, que diminuem a resistência dos materiais restauradores, ou ainda causam a sua falha (DRUMMOND *et al.*, 2009; KELLY, 1999).

Dessa forma, com a possibilidade de preparos menos invasivos e maior preservação de estrutura dental, é imprescindível reavaliar a quantidade de remanescente dental que pode ser mantida em um preparo

para restauração indireta do tipo Inlay, sem que comprometa a integridade do dente.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2. 1 Inlays Cerâmicas

Banks (1990), a partir da sua revisão de literatura, afirmou que a utilização de materiais cerâmicos para a restauração de dentes posteriores apresenta inúmeras vantagens, entre elas: estética similar aos dentes naturais, radiopacidade, condutividade térmica próxima da estrutura dental, durabilidade, resistência à abrasão e à pigmentação, biocompatibilidade e possibilitam excelente integridade marginal.

Segundo Kelly; Nishimura; Campbell (1996), os cuidados dentais existem desde os tempos dos Etruscos (700 a C). Entretanto, a utilização da cerâmica na odontologia surgiu apenas no final do século XVIII. A primeira Inlay foi desenvolvida por Herbst em 1882, porém confeccionada em vidro e não em porcelana. Ainda de acordo com os mesmos autores, foi somente em 1886 que Land introduziu os primeiros Inlays e coroas confeccionadas em cerâmica feldspática.

De acordo com Christensen (1998), há um declínio constante no uso de materiais metálicos para a restauração de dentes posteriores, ao passo que cresce a utilização de materiais estéticos que simulam a coloração da estrutura dental natural, dentre eles, a cerâmica. O autor chegou a essa conclusão realizando um questionário com participantes do Encontro Americano de Odontologia Estética, realizado em Cancun em 1997.

Bergman (1999), em uma revisão de literatura sobre a longevidade de Inlays, citou como fatores para a crescente demanda por restaurações cerâmicas a procura por parte dos pacientes de materiais mais estéticos, as limitações das restaurações diretas em cavidades amplas, preocupação crescente em relação aos efeitos ambientais do amálgama e a melhoria nas propriedades das cerâmicas odontológicas.

Ritter; Baratieri (1999) afirmaram que os Inlays e Onlays cerâmicas são opções superiores às restaurações diretas em resina composta, especialmente em cavidades médias e amplas, já que são confeccionadas em ambiente laboratorial, que favorece a obtenção de resultados superiores de contorno, anatomia e polimento. Os autores ainda indicaram os diferentes métodos de confecção das restaurações

cerâmicas, tais como: sistemas de fundição, anel refratário, sistema de calor e pressão, cópia e fresagem, sistemas CAD-CAM e técnica de estratificação.

Meyer *et al.* (2003) em uma revisão de literatura sobre sistemas cerâmicos, materiais de preenchimento e cimentos resinosos, relataram que as Inlays cerâmicas são utilizadas desde o século XIX. Todavia, necessitavam de resultados favoráveis para serem aplicados efetivamente na clínica. Somente após o advento da adesão em cerâmica, desenvolvido por Simonsen e Calamina, nos anos de 1980, concomitantemente com a melhora nas propriedades mecânicas da própria cerâmica, que foi preconizada a sua utilização em dentes posteriores.

Boushell; Ritter (2009) comentaram, a partir de uma descrição de caso, fatores que podem influenciar na longevidade de uma Inlay cerâmica. Ao final, destacaram 17 dicas sobre esse tipo de restauração: as Inlays cerâmicas possuem desempenho melhor em mulheres; não apresentam resultados favoráveis em pacientes com bruxismo, com dentes sem vitalidade e cavidades MOD; deve haver no mínimo 2 mm de espessura de cerâmica em locais com alta carga de estresse; o sobrecontorno da restauração para limitar cavidades amplas podem falhar prematuramente; o isolamento absoluto é imperativo; execução da técnica adesiva correta, juntamente com um desenho do preparo adequado, para obter adequada retenção; há uma perda auto-limitante de cimento na interface cavossuperficial, mantendo-se a integridade marginal; parece não haver uma correlação positiva entre a deterioração marginal com o aumento de cárie; Inlays com margens sub-gengivais não significam que possam apresentar maior incidência de cárie; não tem sido relatada influência da diferença no espaçamento entre a peça e o dente devido ao método de confecção da peça cerâmica (CAD/CAM ou cerâmica vítrea prensada) na longevidade das restaurações; as falhas superficiais devem ser devidamente regularizadas, já que esses defeitos podem resultar em trincas e podem causar a falha da restauração; a anatomia oclusal se mantêm ao longo dos anos, entretanto, há a formação de rugosidades; a fratura é a principal causa de falha das Inlays; e a longevidade dessas restaurações são superiores nos pré-molares em relação aos molares.

Wittneben *et al.* (2009) comentaram que, ao mesmo tempo em que a demanda por tratamentos estéticos aumentou, houve uma

necessidade em obter um processo mais barato, confiável, padronizado e rápido para confecção de restaurações cerâmicas. Assim, foi desenvolvida uma tecnologia automatizada para confecção de restaurações indiretas, também denominada sistema CAD/CAM.

Edelhoff; Brix (2011) demonstraram em uma série de 5 casos, algumas cerâmicas disponíveis no mercado (Cerâmica vítrea reforçada por dissilicato de lítio e zircônia estabilizada por ítrio) e suas possibilidades. Utilizando essas cerâmicas, confeccionaram-se coroas e facetas anteriores e posteriores, ou infra-estruturas para pontes fixas, para a solução dos casos apresentados. Relataram que para a obtenção de sucesso dos casos clínicos em longo prazo é necessário: um planejamento do tratamento, incluindo o técnico de laboratório dental; seleção correta do sistema cerâmico; adequado preparo cavitário do elemento dental. Os autores concluíram que os sistemas totalmente cerâmicos estão expandindo suas indicações de tratamento.

2. 2 Longevidade clínica de Inlays cerâmicas

Isidor; Brondum (1995) avaliaram clinicamente 25 restaurações Inlays, confeccionadas em clínica privada, 12 em molares e 13 em pré-molares. As avaliações foram realizadas entre 20 a 57 meses após a cimentação das restaurações. As Inlays foram realizadas por 2 profissionais. Em 10 restaurações, foi utilizado um cimento resinoso fotopolimerizável, enquanto em 11 restaurações, foi utilizado um cimento resinoso dual. Não houve informação sobre o tipo de cimento utilizado nos 4 restantes. Durante o período de avaliação, 12 restaurações sofreram falha, sendo 10 devido a fratura da própria cerâmica, 1 devido a cárie secundária e a última devido a falha nas margens da restauração. Um dos fatores que influenciaram negativamente a longevidade das restaurações foi a utilização de cimento fotoativado, já que 8 das 10 cimentadas com esse cimento falharam, ao passo que somente 2 falharam quando utilizado o cimento dual ($p=0,05$). O tipo de dente restaurado também demonstrou influência na falha, sendo que os molares (8/12) apresentaram uma taxa maior de falha em comparação aos pré-molares (4/13) ($p=0,07$). Os autores concluíram que a longevidade das Inlays é influenciada pelo tipo de cimento resinoso utilizado.

Por outro lado, Friedl *et al.* (1996) não encontraram necessidade para substituição de 50 Inlays confeccionadas em cerâmica feldspática (Mirage II Vacuum Fire Porcelain, Myron Int., Inc., Cidade de Kansas, EUA), avaliadas durante 2 anos. O objetivo dos autores foi avaliar as margens de Inlays cerâmicas cimentadas com cimento resinoso dual, qualitativamente através do índice USPHS modificado e quantitativamente através da microscopia eletrônica de varredura (MEV). As restaurações foram avaliadas 2 dias, um ano e 2 anos após a cimentação. Foi verificado que após 2 anos, não houve alteração de cor das restaurações, descoloração marginal e/ou cárie secundária. Todavia, as margens ficaram evidentes durante a sondagem em 20 restaurações após 1 ano e em 27 após 2 anos. Quantitativamente, foi encontrado algum grau de perda de cimento resinoso nas margens da restauração, sendo em média de 37,2% após um ano e 60,5% após 2 anos, levando em consideração toda a extensão das margens. Concluiu-se que a utilização da avaliação quantitativa através de MEV é necessária para avaliação clínica com maior precisão desse tipo de restauração.

Roulet (1997) observou que restaurações em amálgama são utilizadas há muito tempo na odontologia com resultados favoráveis, entretanto, devido a razões emocionais, pacientes e profissionais tem evitado a sua escolha. Como alternativa, o autor citou as Inlays cerâmicas, principalmente, em dentes com grande perda de tecido dental. Com o intuito de obter maiores informações sobre a longevidade de inlays cerâmicas, o autor avaliou 123 Inlays confeccionadas em cerâmica de vidro (Dicor, Dentsply, EUA), realizadas em 29 pacientes, em comparação a 163 restaurações de amálgama. Todas as restaurações e avaliações foram realizadas pelo pesquisador em consultório particular e o tempo de acompanhamento foi 6 anos. Durante a pesquisa, 12 Inlays falharam, dessas, 7 falharam por fratura, 4 por problemas endodônticos e um por sensibilidade pós-operatória persistente. A taxa de sobrevivência estimada para as restaurações para 6 anos, calculada pela análise estatística de Kaplan-Meier, foi de 76%, ($p=0,05$). As restaurações de amálgama apresentaram taxa de sobrevivência 87,5%, e numericamente 16 restaurações falharam. Não houve diferença estatística entre os materiais. De acordo com o autor, as Inlays cerâmicas são uma alternativa segura de tratamento, visto que não houve diferença na taxa de sobrevivência em relação ao amálgama.

Van Dijken; Höglund-Aberg; Olofsson (1998) realizaram uma pesquisa comparativa de longevidade de Inlays cerâmicos cimentados

com cimento resinoso dual (Mirage Dual) ou cimento de ionômero de vidro (Fuji II, GC Dental, Tóquio, Japão) e verificaram maiores falhas quando utilizado o segundo cimento. Para chegar a essa conclusão, os autores realizaram 118 Inlays em 50 pacientes, sendo que os 2 cimentos foram utilizados em todos os pacientes. Cada paciente recebeu 2 ou 4 restaurações. As restaurações foram avaliadas por um período de 6 anos, durante esse tempo foram substituídas 7 restaurações (12,1%) cimentadas com cimento resinoso e 15 (23,6%) cimentadas com ionômero de vidro, com diferença estatisticamente significativa. Os autores concluíram que a taxa de falha de inlays cimentadas com cimento resinoso é significativamente menor que as cimentadas com ionômero de vidro, ficando em torno de 12 % após 6 anos.

Donly *et al.* (1999) afirmaram que existe reduzida informação sobre a efetividade em longo prazo de Inlays e Onlays em resina composta. Nesse sentido, avaliaram restaurações indiretas em dentes posteriores em resina composta (Concept, IvoclarVivadent, Liechtenstein) durante 7 anos e compararam aos resultados obtidos com restaurações em ouro. Ao total, foram atendidos 40 pacientes, nos quais foram realizadas 56 restaurações indiretas em dentes posteriores (36 em resina/ 18 em ouro). Na avaliação de 7 anos, foram reavaliadas 11 Onlays (7 ouro/ 4 resina) e 43 Inlays (11 ouro/ 32 resina), dessas, nove restaurações em resina composta (25%) e 3 em ouro (17%) falharam. Não foi encontrada diferença estatística em termos de longevidade entre as restaurações indiretas em resina composta ou em ouro. Desta forma, os autores concluíram que Inlays/Onlays em resina composta podem ser utilizados em dentes posteriores de forma confiável.

Por meio de uma de uma revisão sistemática, Martin; Jedyakiewicz (1999) avaliaram a longevidade clínica de Inlays cerâmicas confeccionadas por tecnologia CAD/CAM (CEREC, Sirona), e afirmaram que, Inlays confeccionadas pelo CEREC apresentaram uma alta taxa de sucesso. Na ocorrência de falha, na maioria dos casos ocorreu devido à fratura da restauração.

Afirmação semelhante foi realizada por Thordrup; Isidor; Hörsted-Bindslev (1999). Os autores relataram que o principal problema de Inlays de cerâmica vítrea é a baixa resistência à fratura do material. Mediante essa constatação, avaliaram a longevidade clínica de inlays confeccionadas a partir de blocos fresáveis, que por serem confeccionados industrialmente são isentos de poros e possuem maior

resistência à fratura. No estudo, foram utilizados 2 sistemas de fresagem, um baseado na tecnologia CAD/CAM (CEREC, Sirona) e outro baseado na cópia e fresagem (CELAY, Mikrona). Trinta restaurações foram realizadas, metade em cada um dos sistemas de fresagem. Todas as Inlays foram cimentadas com cimento resinoso dual. As restaurações foram avaliadas uma semana, 1 ano e 3 anos após a cimentação. Das 30 restaurações iniciais, 5 foram substituídas após 3 anos e a principal causa de falha foi a fratura da restauração. Desta forma, os autores concluíram que mesmo blocos para fresagem apresentaram um índice elevado de fratura, limitando o uso de Inlays cerâmicos quando existe uma necessidade estética e deseja-se desgastar menos tecido dental comparadas aos preparos para restaurações fundidas.

Thordrup; Isidor; Hörsted-Bindslev (2001) acompanharam durante 5 anos 58 Inlays, e concluíram que são clinicamente aceitáveis. O estudo comparou 4 materiais distintos: Grupo 1 - Inlay cerâmica confeccionada em uma única sessão a partir de blocos cerâmicos (CEREC, Sirona); Grupo 2 - Inlay cerâmica confeccionada por técnica tradicional (Vitadur N, Vita Zahnfabrik); Grupo 3 - Inlay em resina composta direta (Brillant direct Inlay, Cóltene); e Grupo 4 - Inlay em resina indireta (Estilux, Kulzer). Durante a pesquisa, foram substituídas 6 restaurações, reparadas 3 e 8 restaurações Inlays não puderam ser reavaliadas. Não houve diferença estatística na taxa de sobrevivência entre as técnicas testadas. Concluiu-se também que a principal causa de falha entre as Inlays foi por fratura ou cárie secundária.

Sjögren; Molin; Dijken (2004), em um estudo prospectivo de 10 anos, observaram uma taxa anual de falha de 1,1% de restaurações Inlays cerâmicas. Neste estudo, foram acompanhadas 66 Inlays, confeccionadas por tecnologia CAD/CAM (CEREC, Sirona). Todas as restaurações foram fresadas a partir de blocos cerâmicos de feldspato (Vita MarkII, Vita Zahnfabrik), sendo que metade foi cimentada com um cimento resinoso de polimerização dual (Vita Cerec Duo Cement) e a outra metade com um cimento de polimerização química (Cavex Clearfil F2). Após 10 anos, 7 Inlays necessitaram de substituição. De acordo com o teste estatístico de Kaplan-Meier, a taxa de sobrevivência estimada foi de 89%. Concluiu-se que as restaurações de Inlay confeccionadas por tecnologia CAD/CAM apresentaram desempenho clínico aceitável durante 10 anos e alto nível de satisfação.

Fasbinder *et al.* (2005) avaliaram, em um estudo clínico longitudinal, a sensibilidade pós-operatória e a longevidade clínica de 80 restaurações Inlays confeccionadas por tecnologia CAD/CAM (CEREC, Sirona). As Inlays foram executadas em uma única sessão em todos os pacientes. Metade das Inlays foram confeccionadas em blocos de resina composta (Paradigma MZ100, 3M ESPE) e a outra metade em blocos de porcelana feldspática (VitaBlocs Mark II, Vita Zahnfabrik). Todas as restaurações foram cimentadas com um cimento resinoso de polimerização dual (RelyX ARC, 3M ESPE). Após 3 anos de avaliação, constatou-se que não houve achado significativo em relação a sensibilidade pós-operatória, uma vez que houve somente um caso relatado logo após a cimentação, que cessou após 1 semana. Em relação ao desempenho clínico, as Inlays confeccionadas a partir de blocos de resina composta se comportaram ao mesmo nível das de cerâmica.

Thordrup; Isidor; Hörsted-Bindslev (2006) realizaram uma avaliação de 10 anos de Inlays descritos em um estudo anterior apresentado em 1999 pelos mesmos pesquisadores. Onde objetivou-se avaliar a longevidade clínica de Inlays confeccionados em 4 materiais diferentes: Inlay cerâmico em uma única sessão a partir de blocos cerâmicos fresáveis (CEREC, Sirona), Inlay cerâmico por técnica tradicional (Vitadur N, Vita Zahnfabrik), Inlay em resina composta direta (Brillant direct Inlay, Cóltene) e Inlay em resina indireta (Estilux, Kulzer). Após 10 anos, substituíram-se 12 restaurações dos 58 iniciais, três de cada técnica, enquanto 6 restaurações apresentaram pequenas fraturas e foram reparadas. Levando em consideração somente as restaurações que foram substituídas, encontrou-se taxa de sobrevivência de 80%, já excluindo as restaurações reparadas a taxa de sobrevivência cai para 51%. Concluiu-se que as restaurações avaliadas apresentaram taxa de sobrevivência aceitável clinicamente, sem diferenças estatísticas entre os materiais utilizados para confecção das inlays.

Otto; Schneider (2008) avaliaram a longevidade clínica de 200 Inlays confeccionadas em um sistema CAD/CAM de consultório (CEREC, Sirona). Os dados apresentados nesse estudo dizem respeito a uma avaliação de até 17 anos. Das 200 restaurações realizadas, 189 eram Inlays e 11 Onlays. Todas as restaurações foram fresadas a partir de blocos cerâmicos de feldspato (Vitablocs MKI, Vita Zahnfabrik) e cimentadas com um cimento resinoso de polimerização dual (CEREC Duo Cemet, Heareus-Kulzer). As avaliações clínicas foram baseadas no índice USPHS modificado, e segundo o estudo estatístico de Kaplan-

Meier, a taxa de sobrevivência foi de 88,7% para 17 anos. Concluiu-se que Inlays confeccionadas no sistema CAD/CAM, a partir de blocos feldspáticos, apresentaram ótima longevidade clínica.

Zimmer *et al.* (2008) realizaram um estudo clínico retrospectivo com o intuito de avaliar a longevidade clínica de restaurações posteriores confeccionadas por tecnologia CAD/CAM. Foram realizadas 226 restaurações (204 Inlays e 22 Onlays), em 74 pacientes. Todas as restaurações foram confeccionadas no sistema CEREC (Sirona), a partir de blocos de cerâmica feldspática (Vita Mark II, Vita Zahnfabrik) ou blocos de cerâmica vítreos (Dicor, Dentsply) e cimentados com um cimento resinoso de polimerização dual (Vita CEREC Duo Cement, Vita Zahnfabrik). Ao longo de 10 anos de avaliação clínica, foi observada uma taxa de sobrevivência estimada de 85,7%, consequentemente, uma falha anual de 1,4%. Os autores concluíram que Inlays e Onlays confeccionadas por tecnologia CAD/CAM são duráveis e uma alternativa às técnicas tradicionais.

Lange; Pfeiffer (2009) avaliaram, durante 57 meses, restaurações diretas em resina composta e Inlays cerâmicas e afirmaram que ambos apresentaram desempenho clínico aceitável. No total, foram avaliadas 385 restaurações, destas 250 em cerâmica e 135 em resina composta. Não houve diferença estatística entre os materiais testados em nenhum dos parâmetros avaliados, entretanto, ressalta-se que as restaurações cerâmicas apresentaram maior índice absoluto de avaliação *alpha* para os quesitos: adaptação marginal, forma anatômica, correlação de cor e descoloração marginal.

Por meio de uma revisão de literatura Land; Hopp (2010) objetivaram obter informações sobre a taxa de sucesso e falha de restaurações totalmente cerâmicas, e verificaram uma taxa de falha abaixo de 10% para restaurações do tipo Inlay e Onlay em 10 anos.

Peumans *et al.*(2010) afirmaram que a longevidade de Inlays e Onlays está fortemente relacionada às propriedades físico-mecânicas do material restaurador, dimensão da cavidade, adaptação interna, do cimento resinoso utilizado e sua efetividade de adesão. Sabendo da importância de uma adesão bem estabelecida entre a peça e o dente na longevidade de Inlays, os autores avaliaram clinicamente Inlays (IPS-EmpressII, Ivoclar Vivadent) cimentadas com cimentos resinoso auto-adesivo (RelyX U100, 3M ESPE), durante 2 anos. Realizaram-se 62

restaurações em 31 pacientes, em metade dos dentes o cimento resinoso foi utilizado seguindo as orientações do fabricante, enquanto, na outra metade foi realizado o condicionamento seletivo do esmalte. As avaliações foram realizadas 1 mês, 6 meses, 1 ano e 2 anos após a cimentação baseado no índice USPHS modificado. A taxa de sobrevivência estimada foi de 96,6% para 2 anos. Duas restaurações falharam por descolamento, seguindo as orientações do fabricante. Não houve diferença estatística entre os métodos de cimentação testados. Concluiu-se que Inlays cerâmicas cimentadas com cimento auto-adesivo apresentaram longevidade clínica aceitável após 2 anos.

Goldstein (2010) realizou uma revisão de literatura sobre restaurações posteriores e sua longevidade clínica. Foram revisados 20 estudos sobre Inlays e Onlays em resina composta, 36 estudos sobre Inlays e Onlays em cerâmica confeccionadas laboratorialmente, 20 estudos sobre Inlays e Onlays confeccionadas por tecnologia CAD/CAM, e 19 sobre Inlays e Onlays em ouro fundido, além de outras técnicas diretas de restauração. Foi verificada uma taxa anual de falha de 2,9%, 1,9%, 1,7%, e 1,4%, para os Inlays e Onlays em resina composta, cerâmica tradicional, CAD/CAM, e ouro, respectivamente. Concluiu-se que a longevidade de restaurações posteriores depende de vários fatores, relacionados ao material, ao paciente e ao dentista.

Pol; Kalk (2011), por meio de uma revisão de literatura, analisaram os resultados clínicos de Inlays cerâmicas, em relação à longevidade, sensibilidade pós-operatória e estética. Foram selecionados 23 estudos, obtidos a partir de 3 bases de dados (*Pubmed, Cochrane e Picarta*). Desses, 3 artigos eram estudos clínicos randomizados, 10 estudos clínicos controlados e 10 artigos de casos. Após análise dos estudos concluiu-se: que Inlays cerâmicos comportam-se clinicamente ao mesmo nível que outras modalidades restauradoras em um período de até 1 ano; não existe diferença entre os Inlays cerâmicos e as outras técnicas em relação a sensibilidade pós-operatória; e esteticamente Inlays cerâmicos se comportam equivalentemente a outras técnicas estéticas, pelo menos, por um período de até 57 meses.

2.3 Características do preparo para Inlay

Jorgensen (1964) afirmou que a característica final de um preparo cavitário depende de inúmeros princípios que podem ser divididos em 3 grupos: biológico, técnica e materiais, e físico-técnico. Os princípios que pertencem ao grupo biológico dizem respeito à profilaxia, proteção pulpar e conservação de tecido, princípios que pretendem manter a integridade biológica do elemento dental. O segundo grupo diz respeito às técnicas de preparo, materiais disponíveis para execução da restauração (ponta diamantada, material de moldagem, etc.), e materiais para confecção da restauração. Enquanto o último grupo é referente às técnicas, capacidade e habilidade do cirurgião dentista e/ou técnico de laboratório dental.

Burke; Wilson; Watts (1993) avaliaram o efeito do recobrimento de cúspide na resistência à fratura de dentes restaurados com resina composta indireta. Foram analisados 5 grupos: em dois grupos foram realizados preparos padronizados para Inlays, diferindo apenas na largura da cavidade; em um grupo, os dentes foram preparados da mesma maneira, entretanto, as cúspides vestibulares e linguais foram reduzidas em 2 mm; em outro grupo, apenas a cúspide palatal foi envolvida. Todos os dentes foram restaurados com resina composta indireta. Um grupo de dentes hígidos foi utilizado como controle. Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão. Foi verificado que a carga de fratura para as Onlays foi maior do que para as Inlays. Em alguns casos, a resistência à fratura da Onlay foi equivalente ao dente hígido.

Etemadi *et al.* (1999) relataram que os preparos dentais propostos para restaurações cerâmicas em dentes posteriores são baseados em princípios empregados para restaurações fundidas, porém, com maior remoção de tecido dental devido à maior necessidade de divergência oclusal das paredes circundantes e redução oclusal.

Segundo Terry; Touati (2001), o preparo para Inlay deve ser baseado nas propriedades mecânicas do material restaurador. Uma vez que a resistência e retenção são determinadas pela adesão ao esmalte e dentina, um preparo mais conservador é possível. Para alcançar resultados funcionais e estéticos, os seguintes critérios do preparo devem ser seguidos:

- Todo esmalte deve ser suportado por dentina sadia;

- Os ângulos internos e bordos devem ser arredondados para evitar estresse e facilitar a confecção da restauração;
- A largura do istmo deve ser pelo menos de 2,0 mm com uma profundidade mínima de 1,5 mm;
- As paredes proximais devem apresentar uma divergência de 5 a 15 graus;
- Ângulo cavossuperficial nítido e sem bisel;
- Margens oclusais não devem coincidir com o contato oclusal.

Segundo Baratieri *et al.* (2001), existem princípios do preparo cavitário para Inlays e Onlays que devem ser respeitados para se alcançar dois requisitos básicos: primeiro, obter após o preparo dental espessura suficiente para a restauração; segundo, obter uma adaptação e eixo de inserção definidos. Os princípios que os autores se referem são os seguintes: paredes internas expulsivas de preferência com 10 a 12 graus; ângulos internos arredondados; ângulos cavo-superficiais nítidos e o mais próximo possível de 90 graus; margens em substrato dental sadio, preferencialmente em esmalte; margens oclusais em topo e margens axiais em chanfro profundo; redução axial mínima de 1,5 a 2,0 mm e redução oclusal de 2,0 mm no mínimo. Além desses cuidados, manobras como o preenchimento da cavidade para remover retenções internas evitam que haja excesso na remoção de tecido dental sadio.

Mehl *et al.* (2004) avaliaram o desempenho *in vitro* de inlays cerâmicas (CAD/CAM) em comparação com inlays de compósitos, após fadiga térmica e mecânica na qualidade marginal e estabilidade da estrutura dental remanescente. Cem pré-molares hígidos foram selecionados. Em 90 dentes, cavidades MOD padronizadas foram confeccionadas. Em 50 dentes, as paredes vestibular e lingual foram reduzidas uma espessura de 2,4 mm (grupo 1) e nos outros 40 dentes, as cúspides foram enfraquecidas com uma espessura de parede de 1,3 mm (grupo 2). Vinte dentes de cada grupo foram restaurados com Inlays de resina composta (Tetric, A3, Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e outros 20 dentes de cada grupo foram restaurados com Inlays cerâmicas (Vita Mark II, Vita, Alemanha). Dez dentes hígidos foram utilizados como controle positivo e 10 dentes do grupo 1, não restaurados, foram utilizados como grupo controle negativo. De acordo com os autores, as inlays cerâmicas cimentadas adesivamente são capazes de estabilizar cúspides enfraquecidas. No caso de paredes circundantes de menor espessura (em torno de 1,3 mm), a qualidade marginal e a estabilidade da cúspide podem ser reduzidas.

Habekost *et al.* (2006) avaliaram a resistência à fratura de dentes com diferentes preparos para restaurações cerâmicas parciais. Cento e vinte pré-molares hígidos foram divididos em 3 grupos (n=40). Cada grupo foi submetido a um tipo de preparo: Inlay; Onlay com recobrimento da cúspide lingual; e onlay com recobrimento das cúspides vestibular e lingual. Outros 20 dentes intactos foram utilizados como grupo controle. As restaurações foram confeccionadas com cerâmicas e cimentadas adesivamente. Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão. Os resultados revelaram que as restaurações Inlays demonstraram uma resistência à fratura significativamente maior do que as Onlays, mas com uma resistência à fratura menor do que os dentes hígidos. De acordo com os autores, sempre que possível deve ser realizado o preparo para Inlay ao invés de Onlay; entretanto, nenhuma técnica restauradora será capaz de restabelecer a resistência a fratura do dente intacto.

Soares *et al.* (2006) demonstrou através de uma pesquisa laboratorial que a redução das cúspides em restaurações cerâmicas em dentes posteriores não aumentou a resistência à fratura de molares. O experimento consistiu em testar 8 diferentes preparos cavitários, com ou sem redução de cúspides, restaurados com cerâmica reforçada por leucita (Cergogold), em relação a resistência à fratura em comparação ao dente natural. Nenhum dos dentes preparados e restaurados alcançou a resistência do dente íntegro (3143,1N). Entre os dentes preparados, os que alcançaram maior resistência foram aqueles que não sofreram redução de cúspides (2278,1 – 2465,4N).

Stappert *et al.* (2006) avaliaram a influência da forma de contorno do preparo cavitário na resistência à fadiga de restaurações cerâmicas parciais. Foram selecionados 96 molares humanos hígidos, que foram divididos em 6 grupos: um grupo controle (NP), onde os espécimes não foram preparados; um grupo (IN) onde os espécimes receberam um preparo para Inlay MOD; e os demais grupos receberam um preparo para Onlay, com um preparo MOD, com redução adicional de cúspides, que aumentava de grupo para grupo. Foram confeccionadas 16 Inlays e 64 Onlays de IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), cimentadas adesivamente. Todos os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga (1,2 milhões de ciclos, 1.6 hertz, 98N), 5,300 ciclos de termociclagem e análise do padrão de fratura. Nenhuma fratura ocorreu durante a exposição à simulação mastigatória. Os grupos não apresentaram diferença significativa nos valores de

resistência à fratura sob fadiga. Dessa forma, os diferentes preparos demonstraram não influenciar na resistência. De acordo com os autores, quando uma restauração parcial cerâmica for indicada, o profissional deve realizar um preparo individualizado e orientado que preserve a estrutura dental.

Fonseca *et al.* (2007) realizou estudo semelhante utilizando os mesmos grupos testes, entretanto, restaurou os dentes preparados com restaurações indiretas em resina composta indireta (SR Adoro, Ivoclar Vivadent). Não foi encontrada diferença estatística entre os grupos testes em relação à resistência à fratura, demonstrando que a redução de cúspide não resultou em vantagens em relação a preparos mais conservadores sem redução de cúspide.

Yamanel *et al.* (2009) avaliaram, através de análise de elemento finito 3D, os diferentes tipos de estresse que ocorrem em Inlays e Onlays de resina composta e cerâmica, e na estrutura dental. Foram utilizados 2 tipos de resina composta nanoparticulada (Filtek Supreme XT, 3M ESPE; Grandio, Voco) e 2 tipos de cerâmicas (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent; Lava, 3M ESPE). Um molar permanente foi modelado com os substratos esmalte e dentina. Preparos cavitários 3D para Inlay e Onlay foram criados. Os tipos de estresse desenvolvidos no material restaurador, esmalte e dentina, foram analisados separadamente. Os autores verificaram que as cerâmicas transferiram menos estresse a estrutura dental do que a resina composta. Em relação ao preparo cavitário, a Onlay promoveu melhor proteção da estrutura dental do que a Inlay.

Krifka *et al.* (2009) avaliaram o efeito de diferentes espessura das paredes das cúspides na integridade marginal e formação de rachaduras no esmalte. Foram selecionados 50 molares humanos. Metade dos dentes recebeu um preparo do tipo Inlay (n=25) e a outra metade, um preparo do tipo Onlay (n=25). Em ambos os preparos, as cúspides funcionais foram mantidas com 2,5 mm de espessura. Nas Onlays, as cúspides funcionais foram reduzidas em 2,0 mm. As cúspides não funcionais foram preparadas com uma espessura de 1,0 mm ou 2,0 mm. As restaurações cerâmicas (Vita Mark II, Cerec3 System) foram cimentadas adesivamente com Excite/Variolink II. Os espécimes foram submetidos à termociclagem (5000 x5°C-55°C; 30s/ciclo) e carga mecânica (500 mil x 72,5N; 1,6Hz). A integridade marginal foi avaliada através da microinfiltração com corante (fucsina) e (b) através de MEV

antes e após a termociclagem. As rachaduras em esmalte foram documentadas sob luz refletiva em microscópio. De maneira geral, a espessura da parede da cúspide, desenho do preparo e termociclagem não teve influência significativa na integridade marginal. Em relação às rachaduras, os espécimes com 1,0 mm de espessura da parede das cúspides apresentaram maior formação de rachaduras após termociclagem do que os grupos de 2,0 mm da espessura nas Inlays. De acordo com os autores, a espessura da parede da cúspide não funcional de restaurações adesivas do tipo Inlay devem ter uma espessura de no mínimo 2,0 mm para evitar rachaduras e deficiência marginal.

Krifka *et al.* (2009 b) investigaram o efeito do recobrimento de cúspide na integridade marginal e na formação de rachaduras em esmalte. Preparos para Inlay (cúspides não funcionais mantidas com uma espessura de 1,0 mm) e para Onlay (cúspides não funcionais com espessura de 1,0 mm e com redução horizontal de 2,0 mm) foram confeccionados em molares humanos extraídos. As restaurações cerâmicas (Vita Mark II, Cerec3 System) foram cimentadas adesivamente com Excite/Variolink II (Ivoclar Vivadent). Os espécimes foram submetidos à termociclagem e ao teste mecânico de carga. A integridade marginal foi avaliada pela infiltração de corantes. As rachaduras em esmalte foram documentadas sob luz reflexiva em microscópio. As Onlays apresentaram menor microinfiltração marginal do que as Inlays. Além disso, as Onlays mostraram uma tendência a menor formação de rachaduras em esmalte. De acordo com os autores, as cúspides não funcionais de espessuras muito finas devem ser reduzidas para evitar as rachaduras e deficiências marginais.

Thompson; Thompson; Swain (2010) realizaram uma revisão da literatura, para analisar características do preparo para Inlay como profundidade da cavidade, largura, ângulos internos e outros, para formular um guia para que o clínico tenha sucesso no tratamento com restaurações Inlays cerâmicas. De acordo com os autores, o preparo ideal deve ter as seguintes dimensões para melhor preservação de estrutura dental e para maior resistência do material: profundidade da cavidade entre 1,5 mm e 2,0 mm; largura do istmo da cavidade de 1/3 da distância intercuspidéa; e ângulos internos arredondados. Entretanto, os preparos tendem ser maiores do que o recomendado e a presença de restaurações e cáries ditam o desenho do preparo.

Cubas *et al.* (2011) avaliaram a resistência à fratura de pré-molares restaurados com 2 tipos de sistemas cerâmicos comparando 3 desenhos de preparo. Setenta dentes foram distribuídos em 5 grupos: (1) controle – nenhum preparo; (2) Inlay; (3) Onlay (cobertura da cúspide lingual); (4) Onlay (cobertura das cúspides vestibular e lingual); e (5) Onlay com um coping de In Ceram (cobertura das cúspides vestibular e lingual). As cerâmicas foram cimentadas com cimento Rely X ARC ou Enforce. Os espécimes foram submetidos ao teste de compressão. Houve diferença significativa entre os cimentos e os tipos de preparos. Todas as restaurações cimentadas com Enforce exibiram maior resistência à fratura. As restaurações do tipo Inlay apresentaram resistência à fratura similar ao grupo controle. De acordo com os autores, o recobrimento das cúspides não melhorou a resistência à fratura dos dentes.

Ona *et al.* (2011) avaliaram a distribuição de estresse e o risco de falha de Inlays cerâmicos através da análise de elementos finitos (EF). Toda a simulação foi realizada sobre um 1º pré-molar superior e restaurados com uma Inlay cerâmica, utilizando-se os seguintes valores de módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (V): Esmalte 84,1 GPa (E), 0,33 GPa (V); Dentina 14,7 GPa (E), 0,31 (V); cerâmica 70 GPa (E), 0,19 GPa (V). Para a avaliação da distribuição de estresse em função de uma carga oclusal, foi utilizado um modelo em duas dimensões (2D) e foram simulados 5 diferentes larguras de istmo vestibulo-lingual (1,5 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm e 5 mm) com espessura mínima de 1 mm. Enquanto a análise de estresse estrutural e risco de falha foram mensurados em um modelo 3 dimensões (3D), foram utilizados as mesmas distâncias de istmo, porém, com espessuras de 1, 2 e 3 mm. Na análise 2D, foi encontrado uma maior taxa de estresse de cisalhamento nas larguras de 2 mm e 4 mm, entretanto, em 2 mm o estresse se concentrou na interface adesiva entre o esmalte e a cerâmica, enquanto em 4 mm ocorreu na base da restauração. Já na análise 3D, o estresse de interface (S_i) ocorreu em larguras de istmo de 2 mm ou menos, porém, com o aumento da largura, houve um decréscimo de S_i . O estresse na base (S_b) da restauração, responsável pela fratura de corpo da restauração, se manteve constante entre todas as larguras de cavidade, em relação à espessura da restauração, o maior valor de S_b foi encontrado na Inlay de 1 mm, diminuindo com o aumento da espessura da inlay. O maior risco de falha na interface adesiva foi encontrado na Inlay com menor largura e espessura (1 mm x 1 mm), e o risco diminuiu a medida que a espessura e a largura aumentou. Discutiu-se que quanto

menor a restauração, mais próxima da interface entre o dente e a restauração ocorreu a carga oclusal, aumentando o estresse nessa região. Em relação ao risco de falha na base da restauração, esta foi insensível a largura de cavidade, entretanto, foi maior na espessura de 1 mm. Os autores discutiram que os resultados obtidos sugeriram que o modo de falha de inlays cerâmicas pode ser influenciado pelo desenho cavitário. E por fim, concluíram que o estresse de cisalhamento é maior quando o contato oclusal ocorre mais próximo da interface adesiva e que o risco de falha na base da restauração pode ser minimizado com o aumento da espessura da mesma.

2.4 Testes Laboratoriais – Resistência à fadiga

Delong; Douglas (1983) afirmaram que para reprodução laboratorial das condições bucais é necessário respeitar 3 requisitos básicos: a saliva artificial, alteração de temperatura e a mecânica da mastigação. Em relação a esse último requisito, os autores desenvolveram um dispositivo que consistia em 2 atuadores sevo-hidráulicos que simulavam a movimentação horizontal e vertical da mandíbula. Esses atuadores eram ligados a moduladores que controlavam o seu movimento, e outra célula de carga posicionada na porção superior, referente à maxila, simulava a força oclusal, que poderia ser alternada. Os autores concluíram que através deste dispositivo seria possível simular a frequência mastigatória de 3-4 Hz e carga oclusal de 9 a 180 N, além dos movimentos horizontais e verticais da mastigação.

Fairhurst *et al.* (1993) submeteram uma cerâmica teste (CT) feldspática reforçada por leucita à fadiga, com carregamento linear até o momento da fratura e compararam a uma cerâmica comercial (CC). Foram confeccionados 400 discos da cerâmica teste e 100 da cerâmica comercial, com 1 mm de espessura e 12 mm de diâmetro. A taxa de estresse utilizado foi de: 100; 10; 1; 0,1; 0,01; e 0,001. Cem discos da cerâmica teste e 20 da cerâmica comercial foram submetidos ao teste em meio inerte, enquanto o restante foi submetido em meio aquoso. Os parâmetros de fadiga obtidos foram as seguintes: expoente de crescimento de trinca (n) CT=28±1 e CC=27,6±2; escala constante (δ) CT=58,7±0,31Mpa e CC=49,1±0,51. Parâmetros semelhantes foram obtidos pela cerâmica teste em relação à cerâmica comercial. De acordo com os autores, a extrapolação dos resultados obtidos neste estudo para

uma situação clínica pode ser prematura, mas a compreensão dos dados obtidos a partir de testes de fadiga está em progresso e podem oferecer uma estimativa do comportamento clínico.

Twiggs *et al.* (1995) comentaram que os testes de fadiga podem variar segundo a variação temporal de carga aplicada sobre os corpos de prova (CP). Um corpo de prova pode ser submetido a um carregamento mínimo e máximo, um linear até o momento da fratura, e um carregamento constante. Os autores avaliaram a resistência à fadiga de uma cerâmica feldspática utilizando o teste de fadiga, com carregamento mínimo e máximo, e compararam os resultados obtidos ao estudo de Fairhurst *et al.* (1993) que utilizaram um carregamento linear até o momento da fratura, em relação aos parâmetros de fadiga, escala constante (δ) e expoente do crescimento de trinca (η). Discos de cerâmica foram submetidos ao teste de fadiga com frequência de 4 Hz, variou-se ainda a carga máxima submetida aos discos (43, 47 e 51 Mpa) com razão de 0,1. Houve diferença estatística entre as cargas aplicadas em relação ao tempo necessário pra ocorrer falha da cerâmica. Comparando-se os parâmetros de fadiga encontrado nesse estudo ($\eta = 27 \pm 3$ e $\delta = 59 \pm 41$) ao de Fairhurst *et al.* et al. (1993) ($\eta = 28 \pm 1$ e $\delta = 58.7 \pm 0.3$) não houve diferença estatística. Os autores concluíram baseados nisso, que a resistência à fadiga pode ser estimada através dos parâmetros de fadiga obtidos pelas duas metodologias.

Kelly (1999) discutiu as diferenças nos modos de falha de cerâmicas em testes laboratoriais e em situação clínica. Em testes de resistência à compressão, é normal que as fraturas ocorram sob cargas que variam de 1500 a 5000 N. Entretanto, as forças mastigatórias máximas podem variar de 216 a 890 N. Além disso, estudos laboratoriais resultam em muitos fragmentos, ao contrário da situação clínica que fraturam em 2 fragmentos. Outras diferenças discutidas foram: diferenças nas subestruturas que apoiam as cerâmicas (dentina, com baixo módulo de elasticidade ou metal nos testes de flexão); espessura das cerâmicas em testes laboratoriais das que ocorrem na boca; diferenças no modo de falha e padrão. Então, para a reprodução de uma situação próxima à clínica, seria necessário reproduzir pressões (100 a 700 N) e área de contato (0.3 a 1 mm de diâmetro) semelhante ao encontrado clinicamente. Outros fatores importantes seriam a frequência das cargas e um ambiente úmido, já que as cerâmicas apresentam sensibilidade à água. O autor verificou que foi possível perceber

diferenças significantes entre testes laboratoriais e situações clínicas, que podem ser atenuadas através de mudanças nos protocolos de teste.

Fujii *et al.* (2004) estudaram o efeito da fadiga resultante do contato entre uma esfera de rubi em 2 diferentes materiais restauradores. Foram confeccionados discos de uma resina composta (Filtek A110) e um ionômero de vidro restaurador (GlassIonomer Fuji II), que foram acoplados em um dispositivo constituído de uma esfera de rubi. Através desta, era realizado o teste de fadiga por contato e a carga aplicada foi de 100 gf a 500 gf. Uma análise da superfície foi realizada através do perfilômetro a laser sem contato. A resistência à fadiga dos materiais testados foi determinada pelo número de ciclos necessários para formar um desgaste de 5µm. Houve diferença estatisticamente relevante entre os materiais, sendo que a resina composta demonstrou resistência 100 vezes maior que o ionômero de vidro. Os autores discutiram que a degradação superficial resultante pelo contato cíclico em meio bucal pode resultar em problemas as restaurações como: manchamento superficial, perda de brilho, aumento da rugosidade, formação de trincas e degradação das características estéticas do material. Os autores concluíram que o teste utilizado foi útil na determinação da fadiga por desgaste e que a resina composta apresentou resistência 100 vezes maior.

Fennis *et al.* (2004) avaliaram a influência da redução da cúspide palatina na resistência à fadiga de pré-molares. Foram selecionados 40 pré-molares superiores de dimensões compatíveis, em seguida foram divididos em 2 grupos: no grupo A, realizou-se um preparo típico MOD para amálgama com redução da cúspide vestibular; enquanto no grupo B, realizou-se preparo semelhante, porém, com redução da cúspide palatina em 1,5 mm. Todos os dentes foram restaurados com uma resina composta microhíbrida, utilizando um molde em silicone confeccionado a partir de um dente íntegro que serviu como referência de anatomia. O teste de fadiga foi realizado seguindo os parâmetros a seguir: frequência de 5 Hz; carregamento oclusal através de uma barra cilíndrica com 4 mm de diâmetro; com carregamento inicial de 200 N por 10 mil ciclos para pré-condicionamento, seguidos por carregamentos crescentes de 400, 600, 800 e 1000 N, até 50 mil ciclos cada. Os espécimes foram testados até completarem 210 mil ciclos ou até o momento da fratura. No grupo A, 20% dos dentes suportaram todo o ciclo, enquanto, no grupo B 55% suportaram. Em

relação ao modo de fratura, em 19% dos espécimes fraturados no grupo A foi abaixo da junção amelo-cementária (JAC), já no grupo B 78% fraturaram desta forma. Concluiu-se que a redução de cúspide resultou em maior resistência à fadiga dos pré-molares, entretanto, causou maior número de falhas abaixo da JAC.

Magne; Knezevic (2009b) utilizaram o teste de fadiga para avaliar 3 diferentes espessuras (1.5, 2.5 e 3.5 mm) de Overlays em relação a resistência à fadiga e modo de fratura. Foram preparados 30 pré-molares humanos, tratados endodônticamente, com redução cuspeada. As restaurações foram confeccionadas em blocos de resina composta (MZ100) no sistema CEREC3 e, posteriormente, cimentadas adesivamente. Os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga no seguinte protocolo: frequência de 5 hz; carga inicial de 200 N por 5 mil ciclos e cargas crescentes de 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N por 30 mil ciclos cada. Todos os dentes foram testados até o momento da fratura ou até atingirem todo o ciclo. A taxa de sobrevivência foi de 0% para 1.5 mm, 30% para 2.5 mm e 40% para 3.5 mm. Apesar da baixa taxa de sobrevivência ao ciclo total, os espécimes falharam em valores acima de uma mordida normal. Cargas estas que poderiam somente ocorrer em casos de mordida acidental de um corpo estranho ou em um trauma dental, concluindo que o uso clínico dos Overlays nas espessuras testadas seria possível.

Mirmohammadi *et al.* (2010) avaliaram a resistência a fadiga de cerâmicas aderidas em resinas compostas, com um dos seguintes cimentos: Panavia 2.0, RelyX Unicem e Multilink Automix. Os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga cíclico a uma frequência de 1.2Hz, até o momento de fratura ou até completarem o ciclo de 10 mil vezes. Como comparação, espécimes semelhantes foram submetidos a teste flexural. Os valores de resistência encontrados no teste de fadiga foram 46-50% menores que os encontrados na resistência flexural, indicando que a união entre esses materiais é sensível à fadiga cíclica. Os autores ainda comentaram que os valores encontrados nos testes de fadiga poderiam ser clinicamente mais relevantes que a resistência adesiva inicial entre os materiais.

Magne *et al.* (2010) compararam a resistência à fadiga de facetas oclusais em dentes posteriores, confeccionadas em cerâmica e resina composta em sistema CAD/CAM. Foram utilizados 30 molares

humanos, os quais tiveram sua superfície oclusal preparada, simulando-se desgastes por erosão. Em seguida, executou-se a técnica do selamento dentinário imediato. As facetas posteriores foram confeccionadas no sistema CEREC, com os seguintes materiais: cerâmica reforçada por leucita (ECAD) (n=10); cerâmica reforçada por dissilicato de lítio (EMAX) (n=10); e resina composta (MZ100) (n=10). Todas as peças foram cimentadas com a resina composta (Z100) aquecida a 68° C. Os espécimes foram submetidos ao teste de fadiga, até o momento da fratura ou até completarem 185 mil ciclos. O grupo ECAD, EMAX e MZ100 apresentou taxa de sobrevivência ao teste de fadiga de 0%, 30% e 100%, respectivamente. O grupo com MZ100 apresentou resistência à fadiga estatisticamente superior aos outros grupos. Este estudo concluiu que as facetas oclusais em dentes posteriores confeccionadas em resina composta pelo sistema CEREC apresentaram altos valores de resistência à fadiga. Os outros grupos não apresentaram falhas catastróficas somente trincas limitadas ao material restaurador.

Magne *et al.* (2011) avaliaram a resistência à fadiga de coroas em cerâmica (MarkII) e resina composta (MZ100) cimentadas à pilares de zircônia não retentivos. Tanto os pilares quanto as coroas foram desenhadas e confeccionadas nos sistema CEREC3, assim conseguiu-se uma padronização na linha de cimentação e forma das peças protéticas. O teste de fadiga foi empregado para simular a função mastigatória: a carga aplicada foi de 40, 80, 120, 160, 200, 240 e 280 N, por 20 mil vezes cada com frequência de 5 Hz. As coroas em cerâmica fraturaram na média de 216 N e as de resina em 229 N, valores estatisticamente semelhantes. Entretanto, as coroas em resina composta apresentaram maiores índices de fratura mista mantendo o pilar intacto (73%). Concluiu-se que os dois materiais testados apresentaram comportamento à fadiga semelhante.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo Geral

Avaliar a influência da espessura das paredes circundantes do preparo na resistência à fadiga de dentes restaurados com Inlays cerâmicos.

3.2 Objetivos Específicos

- Avaliar a influência de 3 espessuras diferentes (2 mm, 1 mm e 0,5 mm) de paredes circundantes (vestibular e lingual) do preparo na resistência à fadiga de molares restaurados com Inlays cerâmicos ;
- Avaliar a formação de trincas promovida pelo teste de fadiga.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção, limpeza e armazenamento dos dentes

Essa pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEP) da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), processo nº2054/FR nº425608 (Anexo1 e 2).

Foram selecionados 15 terceiros molares humanos hígidos, superiores e inferiores, sem cárie e trincas evidentes, com dimensão méσιο-distal entre 9 mm a 12 mm e com forma anatômica semelhante (Fig. 1).

Todos os dentes foram limpos, através da remoção de cálculo dental e tecido mole, com curetas periodontais (Gracey Duflex 7/8, SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e profilaxia com escova Robson (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) e pasta profilática (Herjos F, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).

Em seguida, os dentes foram armazenados em solução de Cloramina T a 0.5% por uma semana, conforme a norma da ISO nº 11405, com intuito de diminuir a proliferação bacteriana (DEWALD, 1997; ROLLAND *et al.*, 2007). Posteriormente, foram armazenados em água destilada a 37° C durante toda a pesquisa.



Figura 1 – Terceiro molar extraído e limpo.

4.2 Inclusão dos dentes

Para facilitar a manipulação dos corpos de prova (CP), todos os dentes foram incluídos em um cilindro de PVC (Bucha de redução soldável, Tigre, Brasil), com 25 mm de diâmetro, com resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico, São Paulo, SP, Brasil).

A inclusão foi realizada de forma que a face oclusal do dente ficasse paralela a base do cilindro de PVC. Para isto, foi utilizado um delineador protético (Bioart, São Carlos, SP, Brasil) (Fig. 2-A), no qual o dente foi fixado com cera utilidade (New Wax, Technew, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), na extremidade da haste móvel do delineador, com a face oclusal perpendicular ao longo eixo desta haste. Na base do delineador, foi posicionado o cilindro de PVC, adaptado a uma base metálica em alumínio, que serviu para estabilizar o tubo. O dente foi posicionado de modo que a junção amelo-cementária ficasse 3 mm aquém da base superior do cilindro de PVC (Fig. 2-B) (GARGIULO *et al.*, 1961; VACEK *et al.*, 1994). Em seguida, foi realizado o preenchimento com a resina acrílica autopolimerizável (Jet Clássico) (Fig. 2-C). O dente foi desprendido da haste após polimerização da resina acrílica.

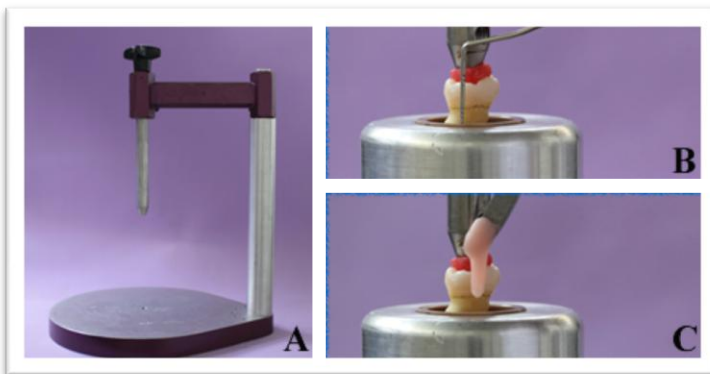


Figura 2 – (A) Delineador Protético (B) Dente fixado à haste do delineador com a junção amelo-cementária 3 mm aquém da base superior do cilindro (C) Inclusão do dente com resina acrílica.

4.3 Divisão dos grupos

Os dentes foram divididos em 3 grupos, de acordo com a espessura na base das paredes circundantes (Vestibular e Lingual) do preparo (Fig. 3):

- Grupo 1: 2,0 mm de espessura na base das paredes circundantes (Fig.3-A);
- Grupo 2: 1,0 mm de espessura na base das paredes circundantes (Fig.3-B);
- Grupo 3: 0,5 mm de espessura na base das paredes circundantes (Fig.3-C).

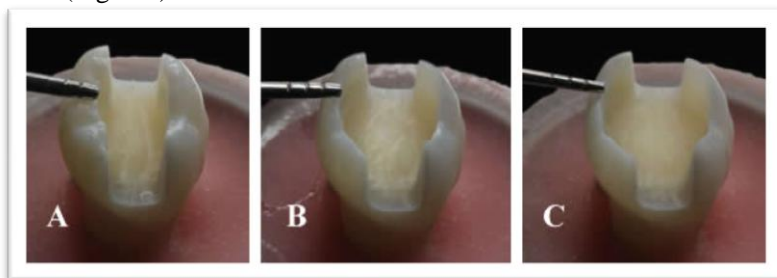


Figura 3 – (A) G1, 2 mm de paredes circundantes (B) G2, 1,0 mm de paredes circundantes (C) G3, 0,5 mm de paredes circundantes.

Durante a etapa de divisão dos dentes, houve o cuidado para que em cada grupo houvesse um número igual de dentes com dimensões semelhantes. Isto é, em todos os grupos houve pelo menos um dente com dimensão entre 9 a 10 mm, 10 a 11 mm, e 11 a 12 mm. Cuidado este para que a dimensão dos dentes não interferissem no resultado final da pesquisa.

4.4 Preparo dos dentes

Para padronizar os preparos e a inclinação das paredes circundantes, foi desenvolvido um dispositivo (Fig. 4-A) que acoplado a um delineador protético (Bioart) manteve a caneta de alta rotação (Kavo 605C, Kavo, Joinville, SC, Brasil) estabilizada sempre na mesma posição (Fig. 4-B e C). Através desse dispositivo, o longo eixo da ponta diamantada foi mantido paralelo à haste do delineador e perpendicular à face oclusal do dente (Fig. 4-D).

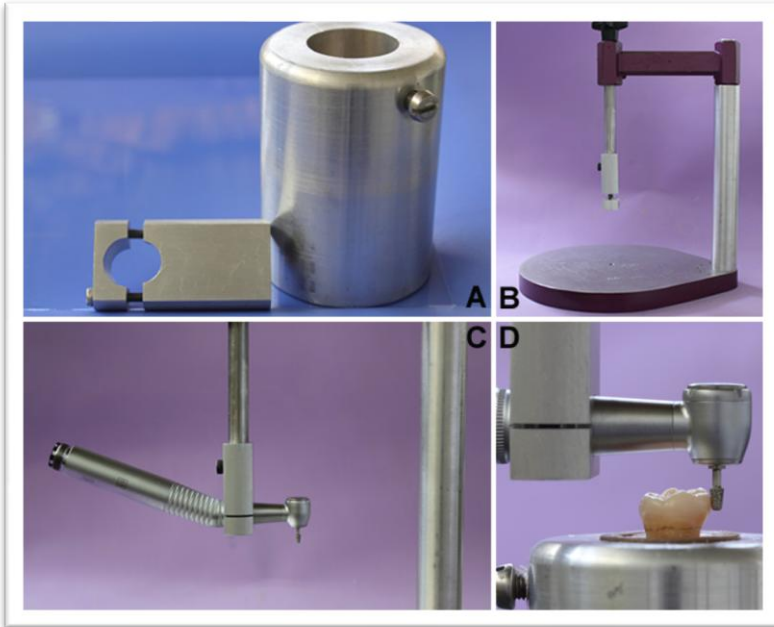


Figura 4 – (A) Base de fixação dos dentes e um dispositivo que vai preso à haste do delineador e a caneta de alta rotação. (B) Dispositivo preso à haste do delineador. (C) Caneta de alta rotação fixada ao dispositivo. (D) Caneta de alta rotação posicionada com o longo eixo da ponta diamantada perpendicular ao espécime preso na base de fixação.

Os preparos dentais foram realizados com pontas diamantadas nº3131 (KG Sorensen), com granulometria de $91\mu\text{m}$ a $126\mu\text{m}$, seguido pelas pontas diamantadas de granulometria fina nº3131F ($46\mu\text{m}$) (KG Sorensen) e extrafina nº3131FF ($30\mu\text{m}$) (KG Sorensen) (Fig. 5), montadas na caneta de alta rotação, sob refrigeração constante de água e ar. A cada 5 preparos, foram utilizadas novas pontas diamantadas.



Figura 5 – Pontas diamantadas nº 3131, de diferentes granulometrias.

Durante todo o preparo, o conjunto delineador protético, caneta de alta rotação e ponta diamantada foram sempre mantidos na mesma posição. Desta forma, coube ao dente incluído, acoplado na base metálica, a movimentação necessária para realização do preparo dental. Essa movimentação foi realizada de forma manual, sempre pelo mesmo operador (Fig. 6).

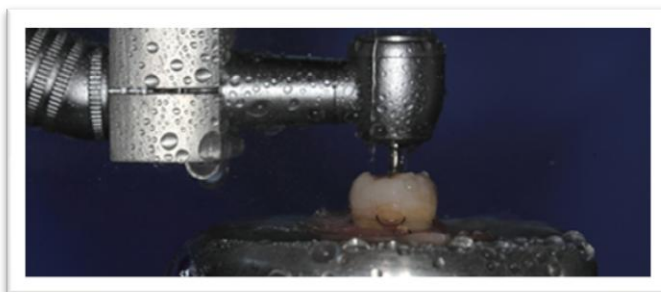


Figura 6 – Confecção do preparo

O preparo iniciou-se pela mesial, em direção a distal do elemento dental, confeccionando-se uma canaleta méso-distal. Posteriormente, com a ponta diamantada posicionada no centro do dente ou canaleta, movimentou-se o dente contra a ponta diamantada até a obtenção das espessuras das paredes circundantes determinadas em cada grupo. As espessuras foram determinadas com o uso de um espécímetro, mendindo-se a base de cada parede circundante. Desta forma determinou-se a espessura final das paredes de cada grupo.

Ao final, as características do preparo dental foram as seguintes:

- Preparo do tipo MOD (Mésio – Ocluso – Distal) - Sem confecção de caixa proximal, para melhor padronização dos preparos;
- Paredes circundantes, vestibular e lingual, divergentes, com angulação de 10° a 15° (JACKSON; FERGUSON, 1990);
- Ângulos internos arredondados, para se evitar a concentração de tensões e permitir um melhor assentamento das peças (JACKSON; FERGUSON, 1990);
- Ângulo cavossuperficial nítido e sem bisel;
- Profundidade do preparo de 4 mm, a partir das pontas de cúspide;
- Margens das cavidades com curvaturas suaves e contínuas;
- Espessura das paredes circundantes, vestibular e lingual, de acordo com o grupo avaliado.

4.5 Confecção das Inlays

Após a finalização do preparo, a moldagem, o planejamento das INLAYS e a fresagem das cerâmicas foram realizadas em um sistema CAD/CAM (CEREC 3D; Software V. 3.03, Sirona Dental GmbH, Salzburgo, Áustria).

O primeiro passo consistiu na inicialização do sistema, seguido pela criação de uma pasta específica para a pesquisa. Então, selecionou-se o tipo de trabalho a ser executado (INLAY), o dente a ser restaurado, no caso terceiros molares, e a técnica de desenho da restauração (Biogénico).

Na etapa seguinte, realizou-se a impressão digital. Sobre o preparo, foi aplicada uma camada de spray de contraste à base de dióxido de Titânio (CEREC Optispray; Sirona Dental GmbH, Salzburgo, Áustria), para que houvesse uma reflexão homogênea e um adequado contraste do preparo durante a digitalização (COSTA, DA *et al.*, 2010; GHAZY *et al.*, 2010) (Fig. 7-A). Então, a câmera foi posicionada paralela ao plano oclusal, e no momento em que se obteve estabilização e foco do preparo, visualizado pela tela do computador, foi realizada a captura da imagem (Fig. 7-B).

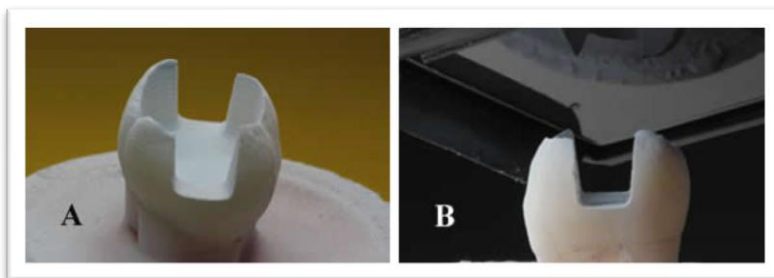


Figura 7 – (A) Preparo dental após aplicação do Spray de contraste. (B) Câmera do CEREC Scan posicionada para captura do preparo dental.

Após a impressão óptica, iniciou-se o planejamento da INLAY (Fig.8). A primeira etapa consistiu em definir os parâmetros referentes à: força do contato proximal ($25\mu\text{m}$) e oclusal ($50\mu\text{m}$), rebordo oclusal ($25\mu\text{m}$), espessura oclusal mínima ($700\mu\text{m}$), espessura radial mínima ($500\mu\text{m}$), espessura marginal ($200\mu\text{m}$), espaçamento para o cimento resinoso ($20\mu\text{m}$) e espaço interno entre a peça e o preparo dental ($10\mu\text{m}$) (Fig. 8).

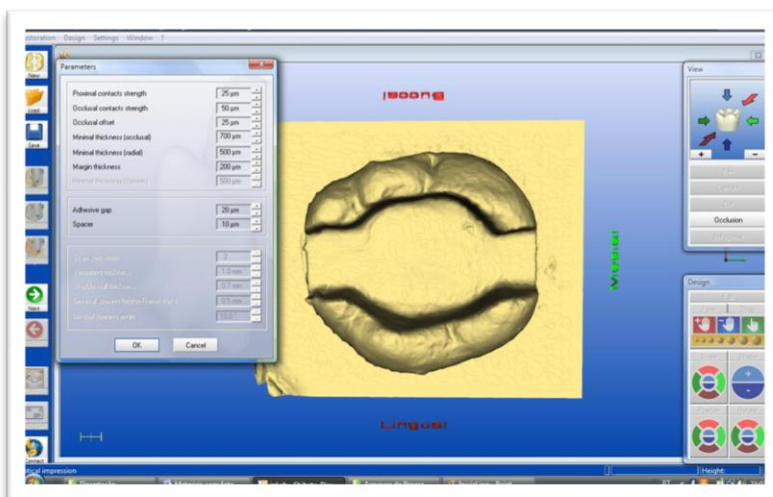


Figura 8 – (A) Impressão óptica e parâmetros de contorno, espaçamento e contato.

Definidos os parâmetros, o próximo passo foi troquelizar virtualmente o preparo dental, para melhorar a visualização dos termos (Fig. 9-A) Por conseguinte, foram delimitadas as margens do preparo (Fig. 9-B), e em seguida, o programa elaborou o desenho da restauração automaticamente, pela técnica “biogénica” (Fig. 10).

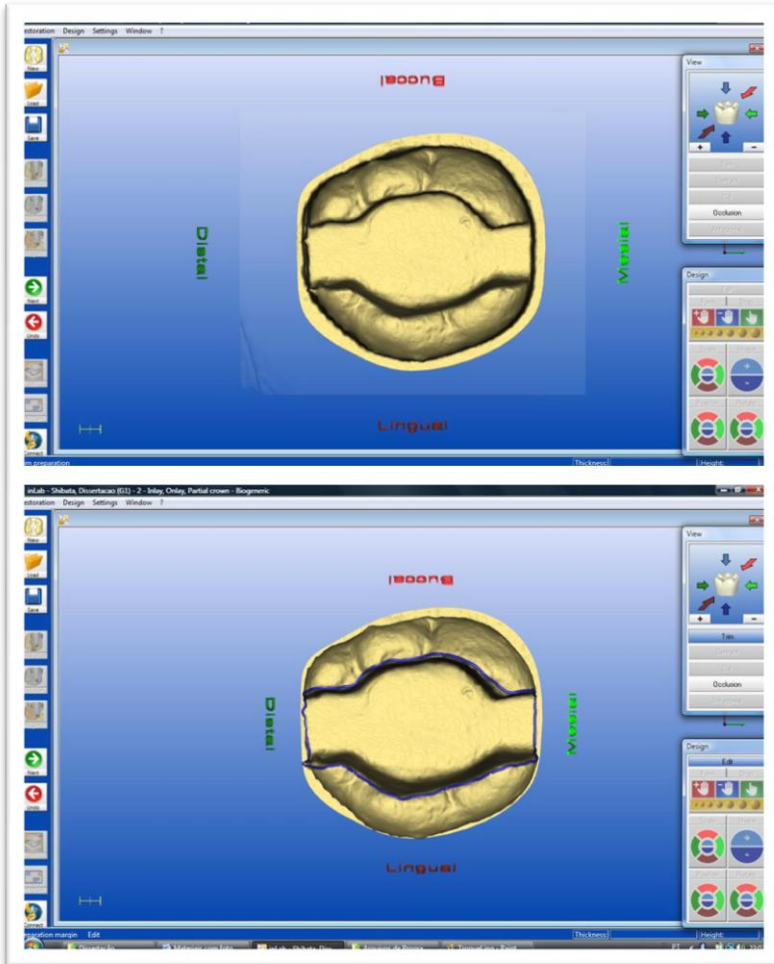


Figura 9 – (A) Modelo troquelizado. (B) Margens do preparo delimitadas.

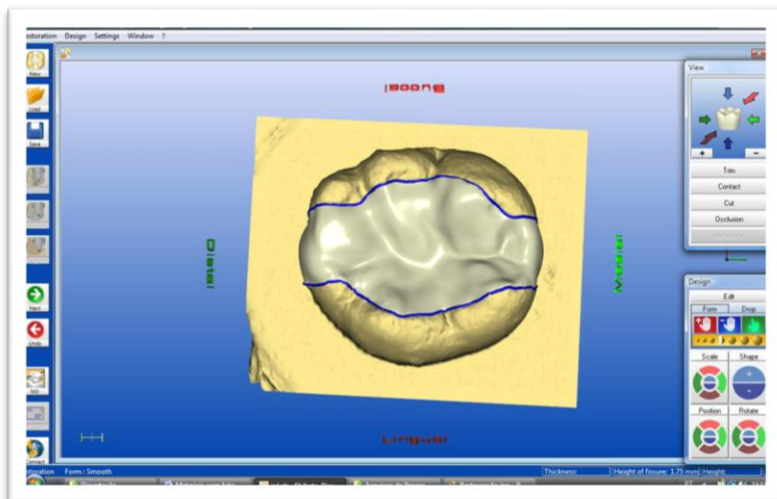


Figura 10 - Restauração desenhada pela ferramenta Biogenérica.

Finalizado o planejamento, os dados foram enviados para unidade fresagem MC-L, onde foi inserido um bloco de cerâmica feldspática (VitaBlocs MarkII, VITA Zahnfabrik, Alemanha) e fresado, sob refrigeração constante. Cada INLAY foi fresado em torno de 20 min, enquanto as pontas diamantadas do sistema foram substituídas a cada 10 INLAYS confeccionadas.

Nessa pesquisa, foram utilizados blocos de cerâmica feldspática para CAD/CAM (VITA BLOCS MARK II; VITA Zahnfabrik, Alemanha) (Fig.11). Os blocos são compostos por estruturas finas de feldspato, composta por Al_2O_3 , SiO_2 , Na_2O , K_2O . A confecção dos blocos passa por um processo de sinterização industrial a mais de $1100^{\circ}C$. O tamanho médio da partícula de pó de feldspato utilizado é na média de $4\mu m$. O processo de fabricação e o tamanho das partículas conferem a essa cerâmica facilidade de polimento, menor desgaste das ferramentas de fresagem e menor desgaste ao esmalte dental (LIU; ESSIG, 2008).



Figura 11 – Bloco Cerâmico de finas partículas de Feldspato

Após a usinagem, verificou-se a adaptação de cada INLAY ao seu respectivo preparo dental. Caso não houvesse a perfeita adaptação, aplicava-se uma camada de spray de carbono (Arti-Spray, Bausch GmbH & Co, Alemanha) na face interna da peça, e verificava-se os contatos que estariam interferindo na adaptação. Então, com uma ponta diamantada nº3195FF, de granulação extrafina (30 μ m), era realizado o ajuste. Verificada a adaptação da peça, realizava-se o acabamento e polimento, com pontas para cerâmica e pasta para polimento (OpraFine, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (FLURY *et al.*, 2010) (Fig.12).

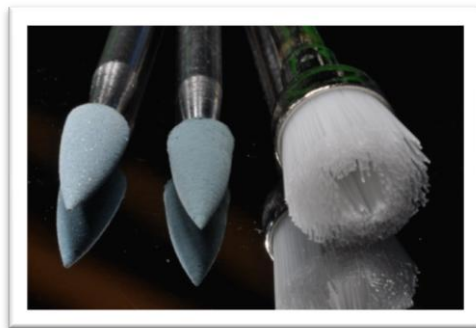


Figura 12 – Kit para acabamento e polimento das peças cerâmicas

4.6 Cimentação das INLAYS

A cimentação das peças foi realizada individualmente, em um espécime de cada grupo, para que não houvesse interferência do operador.

Inicialmente, foi realizada a profilaxia do elemento dental com pasta profilática (Herjos F, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), com auxílio de uma escova Robson.

Em seguida, a superfície interna da cerâmica foi submetida ao seguinte tratamento:

- Condicionamento com ácido hidrofúorídrico 10% (Condac porcelana, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 s;
- Remoção do ácido com jatos de ar/água e lavagem em banho ultra-sônico com água por 5 min. Em seguida, seco com jatos de ar;
- Aplicação do agente silano (Monobond – S, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) por 60 s e volatilização do solvente com jatos de ar.

Após o tratamento da cerâmica, realizaram-se os procedimentos adesivos no substrato dental da seguinte forma:

- Condicionamento com ácido fosfórico 37% (Condac 37, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 30 s em esmalte e 15 s em dentina;
- Remoção do ácido e lavagem do dente por 60 s com jatos de ar/água;
- Remoção do excesso de umidade com jatos de ar, com o cuidado de se manter a dentina levemente umedecida e o esmalte seco;
- Aplicação do Ativador do sistema adesivo ScotchBond Multi-uso (3M ESPE, St. Paul, MN, Estados Unidos) com um pincel descartável, secagem com jatos de ar por 5 s;
- Aplicação do Primer do sistema adesivo ScotchBond Multi-Uso (3M ESPE, St. Paul, MN, Estados Unidos) com um pincel descartável, secagem com jatos de ar por 5 s;
- Aplicação do Catalisador do sistema adesivo ScotchBond Multi-uso (3M ESPE, St. Paul, MN, Estados Unidos) com um pincel descartável.

Na sequência, foram proporcionadas duas porções do cimento resinoso de polimerização dual (RelyX ARC, 3M ESPE, St. Paul, MN,

Estados Unidos) em uma placa de vidro, manipulado por 10 s, e então, foi aplicada uma camada fina e uniforme na peça cerâmica e no dente.

A INLAY foi posicionada no preparo e levemente pressionada. Em seguida, foi aplicada uma carga de 500 gr, para padronização, e o cimento extravasado foi removido com o auxílio de um pincel descartável. Sem excessos aparentes de cimento resinoso, realizou-se a fotopolimerização por 60 s, em todas as faces do dente, com um fotopolimerizador LED (Translux Power Blue, Heraeus Kulzer, Alemanha).

Após a fotopolimerização, todos os espécimes foram armazenados em água destilada 37° C, por 24 h, e então realizado um acabamento e polimento das margens com pontas de polimento para cerâmica (OptraFine, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) e novamente armazenados em água destilada 37° C.

4.7 Teste de fadiga

O teste de fadiga foi realizado no Laboratório de Engenharia Biomecânica (LEBm), localizado no Hospital Universitário da UFSC. Neste laboratório os corpos de prova foram submetidos ao teste mecânico de fadiga, em uma Máquina de Ensaio Dinâmicos (BRASVÁLVULAS mod. BME 200 160/AT, São Paulo, SP, Brasil) (Fig. 13-A e B).

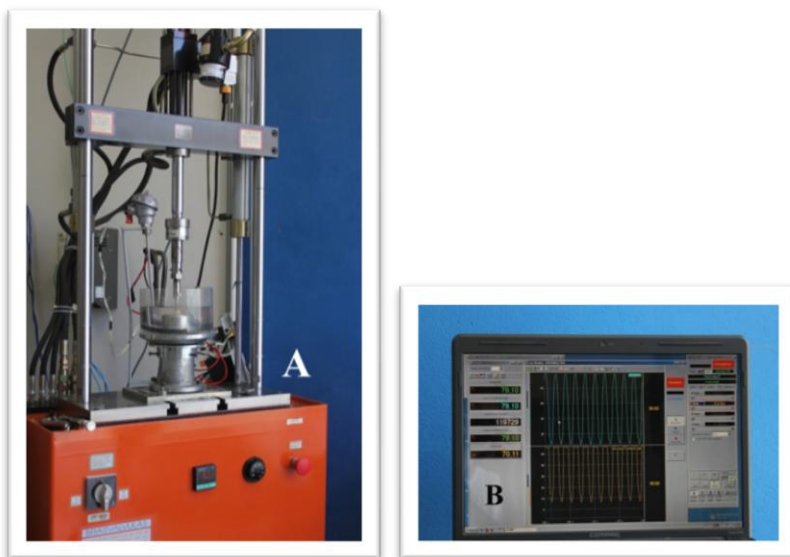


Figura 13 – (A) Máquina de Ensaio Dinâmicos. (B) Monitor com controle do teste.

O ensaio foi realizado posicionando o corpo de prova (CP) em uma plataforma metálica fixada à máquina de ensaios dinâmicos. Esta plataforma é constituída por uma base em metal, um resistor (com controle de temperatura) e uma câmara em acrílico fixa a base, a qual era preenchida com água destilada durante os testes. A temperatura da água foi mantida a 37° C, para simular a temperatura bucal (DELONG; DOUGLAS, 1991) (Fig. 14).



Figura 14 – Sistema de controle de temperatura

Ao centro desta plataforma, foi acoplado o corpo de prova, de forma que ficasse rigidamente fixado. A aplicação da força foi realizada diretamente sobre a face oclusal, por meio de uma esfera metálica de 6 mm de diâmetro. Em todos os corpos de prova, a esfera foi posicionada no centro do dente (Fig. 15).



Figura 15 – Corpo de prova acoplado na plataforma e submerso em água destilada, com a esfera metálica posicionada no centro do dente.

Inicialmente, foi aplicada uma pré-carga de 200 N por 5 mil ciclos, seguida de um carregamento cíclico senoidal com frequência de 5 Hz. Fisiologicamente, a força de contato entre os dentes durante a mastigação ocorre em 0,25 a 0,33 s (BATES *et al.*, 1975; DELONG; DOUGLAS, 1983), ou de 1,57 – 1,58 Hz, em média, levando em consideração todo o ciclo mastigatório (PO *et al.*, 2011). Entretanto,

para acelerar o ensaio, foi levado em consideração um ciclo de 5 Hz (FENNIS, WILLEM M M *et al.*, 2004; KUIJS, R H *et al.*, 2006; MAGNE, P.; KNEZEVIC, 2009a, 2009b; MAGNE, P. *et al.*, 2010; ODERICH *et al.*, 2011; SCHLICHTING *et al.*, 2011).

Passado o carregamento de pré-carga, os corpos de prova foram submetidos a carregamentos crescentes de 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N por, no máximo, 30 mil ciclos cada. O número de ciclos máximo considerado foi 185 mil ciclos (Gráfico 1) (FENNIS, WILLEM M M *et al.*, 2004; KUIJS, R H *et al.*, 2006; MAGNE, P.; KNEZEVIC, 2009a, 2009b; MAGNE, P. *et al.*, 2010; ODERICH *et al.*, 2011; SCHLICHTING *et al.*, 2011).

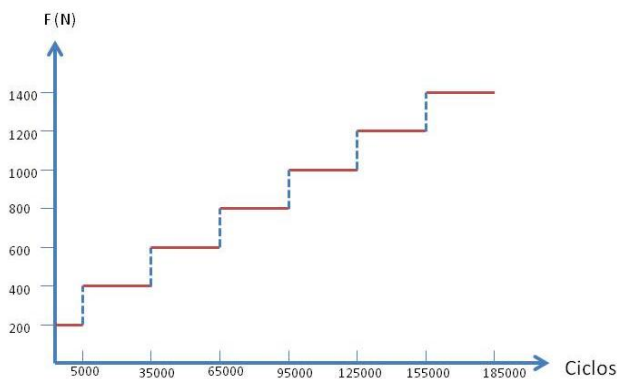


Gráfico 1 – Gráfico carga x ciclo.

4.8 Avaliações das trincas e modo de fratura

Todos os corpos de prova foram fotografados antes do teste de fadiga. As trincas pré-existentes foram registradas através das fotografias, com uma câmera digital (Canon EosKiss X4, Canon, Japão) montada com uma lente Macro 100 mm (Canon EF 100 mm f/2.8, Canon, Japão) e flash circular (Macro Ring Lite MR-14EX, Canon, Japão).

As fotografias para a análise das trincas foram realizadas da seguinte maneira:

- Lente Macro ajustada na proporção 1:1;
- Abertura do obturador de 36;
- Velocidade do obturador 1/200;

- Iso 200;
- O flash circular foi posicionado atrás do elemento dental, contra a câmara, de tal modo que a luz do flash atravessasse o dente;
- Flash na proporção 1/32.

Ao final do teste (185 mil ciclos completados ou ocorrência de fratura), os espécimes foram reavaliados e novos registros fotográficos foram realizados, seguindo o mesmo método anterior, para análise das trincas. Desta forma foi contabilizado o número de trincas visíveis formadas após os testes.

O modo das falhas foi classificado pelos seguintes critérios: Modo I, pequenas fraturas na estrutura dental ou na cerâmica; Modo II, perda de uma ou mais cúspides, porém, sem comprometimento total do dente; Modo III, fratura longitudinal comprometendo a integridade do dente, ou fratura além da junção amelo-cementária. Os modos I e II foram considerados como falhas não catastróficas, já que permitem uma nova restauração, enquanto o modo de falha III foi considerado catastrófico e não restaurável.

4.9 Análise estatística

A resistência à fadiga de cada grupo foi avaliada estatisticamente pela curva de sobrevivência *Kaplan-Meier*. Onde foi considerado o número de peças que iniciaram o teste em cada grupo daqueles que fraturaram ao longo dos testes, formando uma probabilidade de sobrevivência. A influência da espessura do remanescente dentário foi avaliada comparando a curva de sobrevivência através do teste *log-rank* a um nível de significância de 5%. O número de trincas formadas foi analisado estatisticamente pelo teste de análise de variância, e as possíveis diferenças pelo teste post hoc Tukey a um nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5.1 Resistência à fadiga

A resistência à fadiga foi comparada contabilizando os espécimes fraturados, determinando a probabilidade de sobrevivência.

No grupo 1 (paredes circundantes de 2 mm), todos os corpos de prova suportaram o protocolo de fadiga proposto, não havendo a fratura de nenhum espécime ao final dos 185 mil ciclos, determinando uma taxa de sobrevivência de 100%. Da mesma forma, comportaram-se os corpos de prova dos grupos G2 (1 mm) e G3 (0,5 mm), com taxa de sobrevivência de 100%, sem que houvesse sinais visíveis de falha na restauração ou no dente. (Tabela 1).

Tabela 1. Taxa de sobrevivência dos grupos

Grupos	Corpos de prova	Falhas	Taxa de sobrevivência	
			N	porcentagem
G1 – 2,0 mm	5	0	5	100,0%
G2 – 1,0 mm	5	0	5	100,0%
G3 – 0,5 mm	5	0	5	100,0%
Total	15	0	15	100,0%

As curvas de sobrevivência de Kaplan-Meier não demonstraram diferença entre os grupos, visto que todos os espécimes sobreviveram ao período de teste realizado. No caso considerou-se no teste estatístico que todos os corpos de prova foram censurados, isto é chegaram ao final do período de análise sem falhar.

Desta forma, não existiram dados para a realização do teste *post hoc* log-rank para a verificação da influência da espessura das paredes remanescentes na taxa de sobrevivência, pois já foi comprovado pela curva de sobrevivência de Kaplan-Meier que não houve diferença entre os grupos (Gráfico 2).

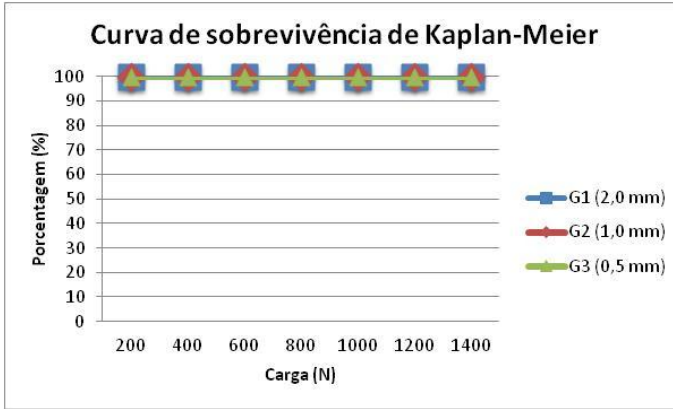


Gráfico 2– Distribuição da sobrevivência dos grupos (Kaplan-Meier).

5.2 Análise das trincas

Após a termociclagem dos corpos de prova, foi verificado que houve um número maior de trincas nos grupos G2 e G3, porém, estatisticamente não significante ($p > 0,05$). E não foram suficientes para resultarem em fraturas no dente e na restauração (Fig. 16 – A e B)

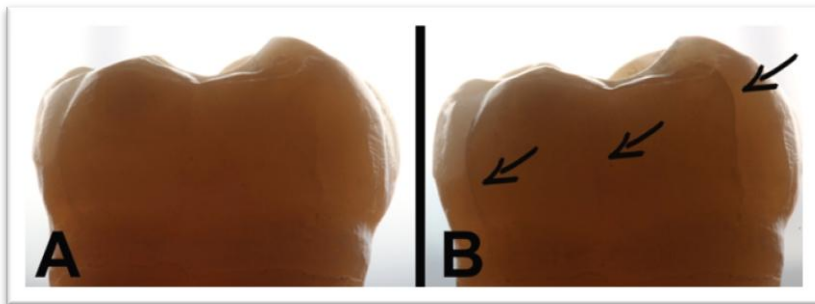


Fig. 16 – (A) Corpo de prova do Grupo 1 antes do teste de fadiga. (B) Corpo de prova do Grupo 1 após o teste de fadiga. As flechas indicam onde foi possível visualizar as trincas.

O grupo G1 apresentou 22 trincas evidentes após os ensaios de fadiga, enquanto os grupos G2 e G3 apresentaram 25 trincas, cada um. Embora numericamente superiores em G2 e G3, estatisticamente não houve diferença estatística entre os grupos em relação à formação de trincas ($p > 0,05$) (tabela 2).

Tabela 2 – Grupos com a mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significantes (Anova 5% e Tukey 5%).

Grupos	Número de trincas	Média (desvio padrão)
G1 (2 mm)	22	4,4 ($\pm 1,67$)a
G2 (1 mm)	25	5,0 ($\pm 2,12$)a
G3 (0,5 mm)	25	5,0 ($\pm 2,44$)a

(Anova, $p=0,85$ e Tukey, $p=0,895$)

6 DISCUSSÃO

Este estudo foi desenvolvido baseado na dúvida sobre qual o limite entre um preparo para Inlay e um preparo para Onlay. Não há um consenso em relação à redução de cúspides nos preparos cavitários no que diz respeito à resistência da estrutura dental remanescente (CUBAS *et al.*, 2011).

Alguns estudos têm demonstrado que a proteção de cúspides promove uma maior resistência à fratura do elemento dental (BURKE *et al.*, 1993). De acordo com Yamanel *et al.* (2009), os preparos para Inlay causaram maior estresse na estrutura dental do que o preparo para Onlay. Entretanto, é importante ressaltar que os autores chegaram a essa conclusão, com uma carga aplicada de forma oblíqua diretamente sobre a estrutura dental nos dentes restaurados com Inlays. Enquanto, nos dentes com Onlay, como o material restaurador recobria a cúspide, as forças da carga aplicada eram parcialmente absorvidas pelo material restaurador e parcialmente, transferidas para a parede cavitária.

As orientações para a redução de cúspides são baseadas em preparos para restaurações metálicas fundidas (ETEMADI *et al.*, 1999), que não possuem adesão a estrutura dental, por isso a necessidade de reforçar o remanescente através da redução cuspídea (HABEKOST, L. DE V. *et al.*, 2006; SOARES, P. V. *et al.*, 2008; MORIMOTO *et al.*, 2009). Entretanto, devido ao fato de as restaurações atuais, em cerâmica ou resina composta, depois de cimentadas adesivamente, funcionarem em conjunto com o elemento dental como um corpo homogêneo (FONSECA *et al.*, 2007) recuperando total ou parcialmente, a resistência à fratura pela perda de estrutura dental (MORIMOTO *et al.*, 2009; ELAYOUTI *et al.*, 2011), sugere-se a hipótese que não faça mais sentido a redução de cúspides.

Fonseca *et al.* (2007) questionaram a realização do rebaixamento de cúspides com o intuito de evitar a fratura do dente. Os pesquisadores verificaram que a redução de cúspides não acarretou em vantagens em relação à resistência à fratura e no modo de fratura. Embora o ensaio mecânico utilizado pelo estudo de Fonseca *et al.* (2007) tenha sido a compressão mecânica e o material restaurador a resina composta indireta, os autores também justificam que a distribuição de estresses, a adesão, o módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν) similar entre a resina composta (E= 12,3 Gpa, ν = 0,24) e a dentina (E=17,6 GPa, ν = 0,25) permitiram que dente e restauração pudessem trabalhar mecanicamente de forma semelhante, o que teria contribuído para seus achados.

Outros estudos afirmam que o recobrimento das cúspides em dente posterior não aumenta a resistência à fadiga, integridade marginal e longevidade do dente (STAPPERT *et al.*, 2006). Para Habekost *et al.* (2006) as restaurações Inlays proporcionam uma resistência à fratura significativamente maior do que as Onlays, mas com uma resistência à fratura menor do que os dentes hígidos. Segundo os autores, há uma relação inversa entre a remoção de estrutura dental e a resistência à fratura. Cubas *et al.* (2011), recomenda a preferência por Inlays, pois são mais conservadoras e apresentam maior resistência à fratura.

De acordo com a literatura (BARATIERI, 2001; TERRY; TOUATI, 2001; KRIFKA *et al.*, 2009a), no preparo para Inlay, as paredes circundantes do preparo devem apresentar no mínimo 2,0 mm de espessura para prevenção de fraturas. De acordo com o estudo de Mehl *et al.* (2004) preparos para Inlay com espessura das paredes de 1,3 mm exibiram qualidade marginal inferior após a carga de fadiga e menor resistência à fratura, do que as restaurações de preparos com paredes de 2,4 mm de espessura.

Por outro lado, nesse estudo, não houve diferença na resistência à fadiga de molares restaurados com Inlays cerâmicos, com diferentes espessuras de parede circundante. Os resultados obtidos sugerem a possibilidade de um preparo dental diferente do que vem sendo proposto pela literatura, que orienta a redução de cúspides fragilizadas ou delgadas (BANKS, 1990; DONLY *et al.*, 1999).

Ona *et al.* (2011) demonstraram, através de um estudo de elementos finitos, que em restaurações do tipo Inlay os estresses se concentram na interface adesiva entre as paredes axiais e a restauração, quando esta possui largura menor que 2 mm. Enquanto o maior risco de falha nessa interface ocorreu para as restaurações com 1 mm de largura por 1 mm de espessura. Conforme se aumentou a largura da restauração, o estresse, responsável pelas fraturas de corpo, concentrou-se na base da restauração. Todavia, o risco de falha por esse tipo de estresse pode ser minimizado pelo aumento da espessura da restauração (>1 mm). Os achados acima explicam parte do comportamento das restaurações realizadas no presente trabalho, já que não houve a fratura de nenhuma restauração, nem tampouco fratura das paredes circundantes. Devido as características finais do preparo, as cavidades se apresentaram com istmo oclusal acima de 3 mm, resultando em restaurações com largura vestibulo-palatal com no mínimo 3 mm e 2 mm de espessura oclusal, este último controlado através dos parâmetros de configuração no software do sistema CAD/CAM.

Provavelmente o fato da distribuição de estresses ocorrerem na base da restauração tenha contribuído para os resultados. Além disso, outros 2 fatores podem ter sido determinantes pra os resultados desta pesquisa, o módulo de elasticidade e a adesão estabelecida entre os substratos dentais e a restauração.

Para que uma restauração cerâmica possa trabalhar como um corpo único com a estrutura dental, a resistência adesiva deve ser bastante elevada (SWIFT *et al.*, 1995; FONSECA *et al.*, 2007). Por esse motivo, optou-se por uma cimentação com sistema adesivo de condicionamento total (SWIFT *et al.*, 1995; PERDIGÃO, 2007) associado a um cimento resinoso de polimerização dual (EL-BADRAWY; EL-MOWAFY, 1995; KATO *et al.*, 1996; DIJKEN, VAN *et al.*, 1998; PEGORARO *et al.*, 2007). Estudos comprovam que a adesão em esmalte é mais estável que em dentina (LOPES *et al.*, 2007; PERDIGÃO, 2007; CARDOSO *et al.*, 2011), sendo assim, sugere-se que, por isso mesmo, os dentes dos grupos G2 e G3, com preparos dentais com paredes circundantes delgadas, não apresentaram diferença em relação ao grupo G1, pois houve uma maior disponibilidade de esmalte dental para a adesão. Nos preparos com 0,5 mm de espessura, a adesão nas paredes circundantes se restringiu praticamente ao esmalte dental.

As falhas das restaurações, na maioria das vezes, ocorrem por pequenas fraturas, originadas de pequenas trincas (SADIGHPOUR *et al.*, 2006). Com o uso e o acúmulo de estresses essas trincas se propagam, resultando na fratura do dente ou restauração (DEANY, 1996; ANUSAVICE *et al.*, 1991; KELLY, 1999; SADIGHPOUR *et al.*, 2006). Assim, se uma restauração ou próprio dente possui menor número de trincas que possam se propagar, mais tempo irá necessitar para que uma trinca se propague até que resulte em uma fratura completa (SEGHI *et al.*, 1995; SHAH *et al.*, 2009). Foi observado através das fotografias que os dentes preparados e as restaurações não apresentavam trincas evidentes antes dos testes de fadiga. Entretanto, após submetidos ao teste, os dentes dos grupos de 1 mm e 0,5 mm apresentaram maior número de trincas evidentes, tanto em dente quanto nas restaurações. Entretanto, essas trincas não foram suficientes para promover a falha das restaurações ou fratura dos dentes testados.

Esses achados estão de acordo com as observações de Krifka *et al.* (2009a), que avaliaram a formação de trincas de dentes preparados para Inlays e Onlays, com parede vestibular, da cúspide não funcional, com 1 mm de espessura, com ou sem redução e submetidos ao teste de fadiga (500 mil ciclos, 72,5 N a 1,6 Hz) e à termociclagem (5 mil ciclos,

5-55°C). Os autores avaliaram que as cúspides com 1 mm de espessura apresentaram maior número de trincas quando não foi realizado a redução de cúspide, assim sendo, concluíram que a redução de cúspide poderia evitar a fratura do dente a longo prazo. Essas afirmações podem ser utilizadas para se analisar os resultados do presente estudo com ressalvas, visto que mesmo obtendo-se uma taxa de sobrevivência de 100% de todos os corpos de prova, houve uma maior propensão a formação de trincas nos dentes do G2 e G3, que poderiam influenciar, em longo prazo, na longevidade das restaurações, mesmo que estatisticamente elas não tenham sido significantes.

Entretanto, no presente estudo, não foi considerado que trincas evidentes caracterizariam uma falha, não catastrófica, tão pouco catastrófica. Isso porque a presença de trincas pode estar relacionada a outras variáveis. Além disso, em avaliações clínicas, as presenças de trincas não caracterizam falhas nas restaurações, e sim quando há a fratura do dente ou restauração (ISIDOR; BRØNDUM, 1995; THORDRUP *et al.*, 1999, 2001; THORDRUP *et al.*, 2006; HUTH *et al.*, 2011).

Magne; Belser (2003), em um estudo de elementos finitos 2D, avaliaram 4 tipos de preparos cavitários (Inlay com largura oclusal de 3,5 mm e 4,5 mm; e Onlays com largura oclusal de 2,5 mm e 4,5 mm), restaurados com cerâmica ou resina composta. Verificaram que as restaurações em resina composta nos preparos para Inlays resultaram em maior concentração de tensões na interface adesiva, podendo resultar em falhas na adesão. Por outro lado, os dentes restaurados com Inlays cerâmicos apresentaram concentração de estresse na superfície da cerâmica, da mesma forma que ocorre em dentes naturais. Este fato preservaria a interface adesiva em relação às tensões resultantes da compressão/mastigação. Também é discutido que restaurações em resina composta por apresentarem maior flexibilidade, não recuperariam a rigidez estrutural do dente. Essas observações reforçam os achados do presente estudo.

Utilizou-se um sistema CAD/CAM para confecção das restaurações, com o intuito de simular uma situação clínica em que o elemento dental foi preparado e restaurado imediatamente, suprimindo a etapa de provisionalização (CHRISTENSEN, 2008, 2009; FASBINDER, 2010a). Segundo Frankenberger *et al.* (2011), a utilização de uma restauração provisória entre uma sessão e outra de cimentação, é necessária para que a peça seja confeccionada pelo técnico em prótese dental. Entretanto, enquanto o elemento dental está sem a restauração

definitiva, está sujeito às forças de mastigação, correndo o risco de sofrer trincas ou até mesmo a fratura das paredes remanescentes.

As paredes circundantes dos grupos de 1 mm e principalmente, de 0,5 mm são bastante delgadas e talvez, se colocadas em função antes da restauração definitiva, poderiam resultar em trincas que comprometeriam a sua integridade (FRANKENBERGER *et al.*, 2011). Desta forma, utilizando uma tecnologia CAD/CAM de consultório, mesmo preparos com paredes bastante delgadas, podem ser restaurados em uma única sessão (FASBINDER, 2006; MÖRMANN, 2006; POTICNY; KLIM, 2010; FASBINDER, 2010b), recuperando a resistência do elemento dental. Outra vantagem apresentada pelos sistemas CAD/CAM é a confecção das restaurações a partir de blocos, em cerâmica ou resina composta, pré-fabricados (FASBINDER, 2010c), que apresentam melhor qualidade do material e, conseqüentemente, resultam em restaurações com menores quantidades de falhas internas em relação às restaurações confeccionadas por técnicas laboratoriais tradicionais (GIORDANO, 2006).

O bloco cerâmico utilizado nesse trabalho, formado por finas partículas de feldspato, foi selecionado por apresentar excelentes resultados em estudos clínicos de longo prazo com elevados níveis de taxa de sobrevivência (SJÖGREN *et al.*, 2004; OTTO; SCHNEIDER, 2008; ZIMMER *et al.*, 2008). Apesar de apresentar baixo nível de resistência flexural em relação aos outros blocos cerâmicos disponíveis, a cerâmica que compõe esse bloco passa por um processo de queima controlado, onde cristais de leucita são aquecidos até se transformarem em cristais de sanidina polimorfo de feldspato, que quando resfriados sofrem uma taxa de contração maior que os cristais que a formaram, esse processo cria uma cerâmica a base de feldspato com alta resistência à propagação de trinca (SEGHI *et al.*, 1995; DEANY, 1996; BOUSHELL; RITTER, 2009).

Um inconveniente dos testes de resistência à fratura por compressão é a limitação em extrapolar seus resultados a uma situação clínica. Nesse teste, os espécimes falham a níveis de carregamento superiores a 1500 N (KELLY, 1999), normalmente, enquanto clinicamente as forças mastigatórias variam de 5 ao extremo de 890 N, em pacientes com bruxismo. Além disso, a fratura destes espécimes resultam em vários fragmentos, em comparação aos 2 fragmentos que ocorrem na cavidade bucal (KELLY, 1999). Por isso, nesse estudo, optou-se por submeter os corpos de prova ao teste de resistência à fadiga.

Em ambiente bucal, os dentes e restaurações estão sujeitos a cargas cíclicas, com baixos níveis de carregamento, em um ambiente úmido (DELONG; DOUGLAS, 1983, 1991; KELLY, 1999; ATTIA; KERN, MATTHIAS, 2004; STUDART *et al.*, 2007; CLAUSEN *et al.*, 2010) e o teste de fadiga, utilizando uma máquina de ensaio servo-hidráulica, consegue desempenhar essas funções (DELONG; DOUGLAS, 1983, 1991). Em uma condição normal, o ciclo de mastigação varia 0,2 a 1,5 Hz (DELONG; DOUGLAS, 1983, 1991), e a carga mastigatória para região de molares é de 360 N, sendo que 1,2 milhões de ciclos corresponderiam a 5 anos de função clínica (HEINTZE, 2006; STEINER *et al.*, 2009). Um inconveniente em seguir essas descrições em estudos de fadiga é o tempo necessário para a conclusão de um teste. Por exemplo, se um corpo de prova é submetido a 1,2 milhões de ciclos a uma frequência de 1,5 Hz a uma carga constante de 49 N, seriam necessários no mínimo dez dias para finalização do teste. Por esse motivo, neste estudo optou-se por seguir um protocolo apresentado Magne, Knezevic (2009a), que adaptaram de um estudo original de Fennis *et al.* (2004). Neste teste, uma pré carga de 200 N é aplicada por 5 mil ciclos, seguidos por carregamentos crescentes de 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N, a uma frequência de 5 Hz, por 30 mil ciclos cada, totalizando 185 mil ciclos. Esta metodologia apresenta-se como um equilíbrio entre os testes de fadiga com baixas cargas por milhares de ciclos e os testes de compressão, uma vez que o corpo de prova foi submetido a carregamentos dentro dos limites fisiológicos, que vai de 9 (DELONG; DOUGLAS, 1983) a 847 N (WALTIMO; KÖNÖNEN, 1993), e também em níveis de carga de origem extrínseca, como os ocorridos em traumas (SCHLICHTING *et al.*, 2011).

No presente estudo não houve a fratura de nenhum corpo de prova, resultado diferente do obtido por Magne; Knezevic (2009a), que submeteram 30 molares humanos restaurados com overlays de cerâmica (Vita MarkII, Vita Zahnfabrik) e resina composta (Paradigm MZ100, 3M ESPE, EUA) ao teste de fadiga (5 Hz, 200N x 5000 ciclos, seguidos por cargas crescentes de 400, 600, 800, 1000, 1200 e 1400 N, por 30 mil ciclos cada, num total de 185 mil ciclos). A taxa de sobrevivência dos overlays de resina composta foi de 100%, enquanto os de cerâmica foi de 0%, fraturando em valores médios de 1.147 N e 125.843 ciclos. Estes resultados demonstram que o protocolo de fadiga utilizado é capaz fraturar dentes restaurados.

A taxa de sobrevivência de 100% obtido pelo presente estudo, também difere dos resultados alcançados por Fennis *et al.* (2004) que

submeteu pré-molares, com ou sem redução da cúspide palatina, ao teste de fadiga (5 Hz, 200 N x 5 mil ciclos, seguidos por cargas crescentes de 400, 600, 800 e 1000 N, por 50 mil ciclos cada, num total de 210 mil ciclos), restaurados diretamente com resina composta. Ao final dos testes, um número maior de dentes do grupo com redução de cúspide sobreviveu ao total de ciclos, 55% contra 20% do grupo sem redução de cúspide. Todavia, no estudo de Fennis *et al.* (2004), o estresse de contração de polimerização nas restaurações diretas em resina composta pode ter influenciado nos resultados, criando trincas e/ou afetando na qualidade de adesão entre a restauração e o dente. Ao contrário do que foi realizado no presente estudo, em que todas as restaurações foram confeccionadas indiretamente e o estresse de contração limitou-se ao cimento resinoso.

O ligamento periodontal não foi simulado neste estudo, pelo receio de que os materiais utilizados para este fim (ATTIA; KERN, MATTHIAS, 2004; FONSECA *et al.*, 2007; SOARES, CARLOS JOSÉ *et al.*, 2005; SOARES, CARLOS JOSE *et al.*, 2006; SOARES, P. V. *et al.*, 2008; STAPPERT *et al.*, 2008) não suportassem o teste, correndo o risco de modificar a posição original do dente na máquina de ensaios, comprometendo a integridade e funcionamento da máquina servo-hidráulica, comprometendo os resultados. A máquina de ensaio utilizada possui um sistema de retorno de informação sensível, e quando não encontra o nível de carga a ela designada para executar durante o teste, pode indicar um erro operacional.

A possibilidade de manutenção de paredes circundantes com espessuras menores de 2,0 mm em preparos para Inlays modifica os princípios descritos na literatura, mas vai ao encontro da afirmação de Mehl *et al.* (2004):

A tecnologia adesiva modificou os princípios de Black de “extensão para prevenção” para “prevenção em vez de extensão”. Requisitos como a observância de uma forma de retenção ou forma resistência específica perderam importância, com a consequência de que novas formas de cavidade agora são possíveis. O foco da terapia odontológica deve ser a máxima conservação de estrutura dental e tratamento cuidadoso do tecido dental, e o procedimento minimamente invasivo sempre que possível (MEHL *et al.* 2004, p. 239)

Maiores estudos laboratoriais são necessários, antes de testes clínicos utilizando o protocolo de preparo proposto, testando diferentes materiais e programas de fadiga, além de estudos com elementos finitos para verificação do comportamento dos estresses. Inclusive verificar até que ponto as trincas formadas durante o teste diminuiriam a longevidade dessas restaurações.

7 Conclusões

Dentro das limitações do presente estudo concluiu-se que:

Não houve influência da espessura do remanescente dental na resistência à fadiga de molares restaurados com Inlays cerâmicos, indicando um novo panorama e limite para os preparos dentais de Inlays cerâmicos cimentados adesivamente.

Houve uma tendência a maior propensão às trincas nos preparos de paredes circundantes menores do que 2,0 mm, entretanto, estatisticamente não significante e que não acarretaram em comprometimento do tipo fratura nos dentes.

REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K. J.; GRAY, A.; SHEN, C. Influence of initial flaw size on crack growth in air-tempered porcelain. **Journal of Dental Research**, Michigam, v. 70, n. 2, p. 131–136, Feb. 1991.

ANUSAVICE, K. J.; KAKAR, K.; FERREE, N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? **Clinical Oral Implants Research**, Bruxelas, v. 18 Suppl 3, p. 218–231, Jun. 2007.

ATTIA, A.; KERN, MATTHIAS. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 92, n. 6, p. 551–556, Dec. 2004.

BANKS, R. G. Conservative posterior ceramic restorations: a literature review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 63, n. 6, p. 619–626, Jun. 1990.

BARATIERI, L N. Restaurações Cerâmicas do Tipo Inlay/Onlay. **Odontologia Restauradora: Fundamentos e Possibilidades**. 1. ed. [S.l.]: Santos Livraria Editora - São Paulo, 2001. .

BATES, J. F.; STAFFORD, G. D.; HARRISON, A. Masticatory function--a review of the literature. I. The form of the masticatory cycle. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 2, n. 3, p. 281–301, Jul. 1975.

BERGMAN, M. A. The clinical performance of ceramic inlays: a review. **Australian Dental Journal**, Sydney v. 44, n. 3, p. 157–168, Sep. 1999.

BOUSHELL, L. W.; RITTER, ANDRÉ V. Ceramic inlays: a case presentation and lessons learned from the literature. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, Hamilton, v. 21, n. 2, p. 77–87, Apr. 2009.

BURKE, F. J.; WILSON, N. H.; WATTS, D. C. The effect of cuspal coverage on the fracture resistance of teeth restored with indirect composite resin restorations. **Quintessence International**, Berlim, v. 24, n. 12, p. 875–880, Dec. 1993.

CARDOSO, M. V.; ALMEIDA NEVES, A. DE; MINE, A. *et al.* Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 56 Suppl 1, p. 31–44, Jun. 2011.

CHRISTENSEN, G J. Current use of tooth-colored inlays, onlays, and direct-placement resins. **Journal of Esthetic Dentistry**, Hamilton, v. 10, n. 6, p. 290–295, Nov. 1998.

CHRISTENSEN, GORDON J. In-office CAD/CAM milling of restorations: the future? **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 139, n. 1, p. 83–85, Jan. 2008.

CHRISTENSEN, GORDON J. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 140, n. 10, p. 1301–1304, Oct. 2009.

CLAUSEN, J.-O.; ABOU TARA, M.; KERN, MATTHIAS. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. **Dental Materials**, Washington, v. 26, n. 6, p. 533–538, Jun. 2010.

CONRAD, H. J.; SEONG, W.-J.; PESUN, I. J. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 98, n. 5, p. 389–404, Nov. 2007.

COSTA, J. B. DA; PELOGIA, F.; HAGEDORN, B.; FERRACANE, JACK L. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 35, n. 3, p. 324–329, Jun. 2010.

CUBAS, G. B. DE A.; HABEKOST, L.; CAMACHO, G. B.; PEREIRA-CENCI, T. Fracture resistance of premolars restored with inlay and onlay ceramic restorations and luted with two different agents. **Journal of Prosthodontic Research**, Tóquio, v. 55, n. 1, p. 53–59, Jan. 2011.

DEANY, I. L. Recent advances in ceramics for dentistry. **Critical**

Reviews in Oral Biology and Medicine, Boca Raton, v. 7, n. 2, p. 134–143, Jan. 1996.

DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. **Journal of Dental Research**, Michigan, v. 62, n. 1, p. 32–36, Jan. 1983.

DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. An artificial oral environment for testing dental materials. **IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering**, Nova Iorque, v. 38, n. 4, p. 339–345, Apr. 1991.

DEWALD, J. P. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. **Dental Materials**, Washington, v. 13, n. 2, p. 74–81, Mar. 1997.

DIJKEN, J. W. VAN; HÖGLUND-ABERG, C.; OLOFSSON, A. L. Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 26, n. 3, p. 219–225, Mar. 1998.

DONLY, K. J.; JENSEN, M. E.; TRIOLO, P.; CHAN, D. A clinical comparison of resin composite inlay and onlay posterior restorations and cast-gold restorations at 7 years. **Quintessence International**, Berlin, v. 30, n. 3, p. 163–168, Mar. 1999.

DRUMMOND, J. L.; LIN, L.; AL-TURKI, L. A.; HURLEY, R. K. Fatigue behaviour of dental composite materials. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 37, n. 5, p. 321–330, May. 2009.

EDELHOFF, D.; BRIX, O. All-ceramic restorations in different indications: a case series. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 142 Suppl 2, p. 14S-9S, Apr. 2011.

EDELHOFF, D.; SORENSEN, J. A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 87, n. 5, p. 503–509, May. 2002.

ELAYOUTI, A.; SERRY, M. I.; GEIS-GERSTORFER, J.; LÖST, C. Influence of cusp coverage on the fracture resistance of premolars with endodontic access cavities. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 44, n. 6, p. 543–549, Jun. 2011.

EL-BADRAWY, W. A.; EL-MOWAFY, O. M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 73, n. 6, p. 515–524, Jun. 1995.

ETEMADI, S.; SMALES, R. J.; DRUMMOND, P. W.; GOODHART, J. R. Assessment of tooth preparation designs for posterior resin-bonded porcelain restorations. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 26, n. 9, p. 691–697, Sep. 1999.

FAIRHURST, C. W.; LOCKWOOD, P. E.; RINGLE, R. D.; TWIGGS, S. W. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. **Dental Materials**, Washington, v. 9, n. 4, p. 269–273, Jul. 1993.

FASBINDER, D. J. Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 137 Suppl, p. 22S-31S, Sep. 2006.

FASBINDER, D. J. The CEREC system: 25 years of chairside CAD/CAM dentistry. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 141 Suppl 2, p. 3S-4S, Jun. 2010a.

FASBINDER, D. J. Materials for chairside CAD/CAM restorations. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, Jamesburg v. 31, n. 9, p. 702-704, 706, 708-709, Dec. 2010b.

FASBINDER, D. J.; DENNISON, J. B.; HEYS, D. R.; LAMPE, K. The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 136, n. 12, p. 1714–1723, Dec. 2005.

FENNIS, WILLEM M M; KUIJS, RUUD H; KREULEN, CEES M; VERDONSCHOT, N.; CREUGERS, N. H. J. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 17, n. 3, p. 313–317, Jun. 2004.

FLURY, S.; LUSSI, A.; ZIMMERLI, B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 35, n. 4, p. 470–481, Aug. 2010.

FONSECA, R. B.; FERNANDES-NETO, A. J.; CORRER-SOBRINHO, L.; SOARES, CARLOS JOSE. The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 98, n. 4, p. 277–284, Oct. 2007.

FRANKENBERGER, R.; KRÄMER, N.; APPELT, A. *et al.* Chairside vs. labside ceramic inlays: Effect of temporary restoration and adhesive luting on enamel cracks and marginal integrity. **Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials**, Washington, v. 27, n. 9, p. 892–898, Sep. 2011.

FRIEDL, K. H.; SCHMALZ, G.; HILLER, K. A.; SALLER, A. In-vivo evaluation of a feldspathic ceramic system: 2-year results. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 24, n. 1-2, p. 25–31, Mar. 1996.

FUJII, K.; CARRICK, T. E.; BICKER, R.; MCCABE, J. F. Effect of the applied load on surface contact fatigue of dental filling materials. **Dental Materials**, Washington, v. 20, n. 10, p. 931–938, Dec. 2004.

GARGIULO, A. W.; WENTZ, F. M.; ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. **Journal of Periodontology**, Indianópolis, v. 32, n. 3, p. 261–267, Jul. 1961.

GHAZY, M.; EL-MOWAFY, O.; ROPERTO, R. Microleakage of porcelain and composite machined crowns cemented with self-adhesive or conventional resin cement. **Journal of Prosthodontics**, Filadélfia, v. 19, n. 7, p. 523–530, Oct. 2010.

GIORDANO, R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 137 Suppl, p. 14S-21S, Sep. 2006.

GOLDSTEIN, G. R. The longevity of direct and indirect posterior restorations is uncertain and may be affected by a number of dentist-, patient-, and material-related factors. **The Journal of Evidence-Based Dental Practice**, Los Angeles, v. 10, n. 1, p. 30–31, Mar. 2010.

HABEKOST, L. DE V.; CAMACHO, G. B.; PINTO, M. B.; DEMARCO, F. F. Fracture resistance of premolars restored with partial ceramic restorations and submitted to two different loading stresses.

Operative Dentistry, Seattle, v. 31, n. 2, p. 204–211, Apr. 2006.

HANNIG, C.; WESTPHAL, C.; BECKER, K.; ATTIN, T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 94, n. 4, p. 342–349, Oct. 2005.

HEINTZE, S. D. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. **Dental Materials**, Washington, v. 22, n. 8, p. 712–734, Aug. 2006.

HUTH, K. C.; CHEN, H. Y.; MEHL, A.; HICKEL, R.; MANHART, J. Clinical study of indirect composite resin inlays in posterior stress-bearing cavities placed by dental students: results after 4 years. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 39, n. 7, p. 478–488, Jul. 2011.

ISIDOR, F; BRØNDUM, K. A clinical evaluation of porcelain inlays. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 74, n. 2, p. 140–144, Aug. 1995.

JACKSON, R. D. Indirect resin inlay and onlay restorations: a comprehensive clinical overview. **Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry**, Nova Iorque, v. 11, n. 8, p. 891-900; quiz 902, Oct. 1999.

JACKSON, R. D.; FERGUSON, R. W. An esthetic, bonded inlay/onlay technique for posterior teeth. **Quintessence International**, Berlim, v. 21, n. 1, p. 7–12, Jan. 1990.

JØRGENSEN, K. D. A new cavity preparation for cast inlays. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 14, n. 3, p. 520–523, 1, May. 1964.

KATO, H.; MATSUMURA, H.; TANAKA, T.; ATSUTA, M. Bond strength and durability of porcelain bonding systems. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 75, n. 2, p. 163–168, Feb. 1996.

KELLY, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 81, n. 6, p. 652–661, Jun. 1999.

KELLY, J. R.; NISHIMURA, I.; CAMPBELL, S. D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 75, n. 1, p. 18–32, Jan. 1996.

KERN, M; STRUB, J R; LÜ, X. Y. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 26, n. 5, p. 372–378, May. 1999.

KRIFKA, S.; ANTHOFER, T.; FRITZSCH, M. *et al.* Ceramic inlays and partial ceramic crowns: influence of remaining cusp wall thickness on the marginal integrity and enamel crack formation in vitro. **Operative Dentistry**, Washington, v. 34, n. 1, p. 32–42, Feb. 2009a.

KRIFKA, S.; STANGL, M.; WIESBAUER, S. *et al.* Influence of different cusp coverage methods for the extension of ceramic inlays on marginal integrity and enamel crack formation in vitro. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v. 13, n. 3, p. 333–341, Sep. 2009b.

KUIJS, R H; FENNIS, W M M; KREULEN, C M; *et al.* A comparison of fatigue resistance of three materials for cusp-replacing adhesive restorations. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 34, n. 1, p. 19–25, Jan. 2006.

LAND, M. F.; HOPP, C. D. Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. **The Journal of Evidence-Based Dental Practice**, Los Angeles, v. 10, n. 1, p. 37–38, Mar. 2010.

LANGE, R.-T.; PFEIFFER, P. Clinical evaluation of ceramic inlays compared to composite restorations. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 34, n. 3, p. 263–272, Jun. 2009.

LIU, P.-R.; ESSIG, M. E. Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, Jamesburg, v. 29, n. 8, p. 482, 484, 486–488, Oct. 2008.

LOPES, G. C.; THYS, D. G.; KLAUS, P.; OLIVEIRA, G. M. S.; WIDMER, N. Enamel acid etching: a review. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, Jamesburg, v. 28, n. 1, p. 18–24; quiz 25, 42, Jan. 2007.

- MAGNE, P.; BELSER, URS C. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, Chicago, v. 23, n. 6, p. 543–555, Dec. 2003.
- MAGNE, P.; KNEZEVIC, A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. **Quintessence International**, Berlim, v. 40, n. 2, p. 125–133, Feb. 2009a.
- MAGNE, P.; KNEZEVIC, A. Thickness of CAD-CAM composite resin overlays influences fatigue resistance of endodontically treated premolars. **Dental Materials**, Washington, v. 25, n. 10, p. 1264–1268, Oct. 2009b.
- MAGNE, P.; PARANHOS, M. P. G.; BURNETT, L. H., Jr; MAGNE, M.; BELSER, URS CHRISTOPH. Fatigue resistance and failure mode of novel-design anterior single-tooth implant restorations: influence of material selection for type III veneers bonded to zirconia abutments. **Clinical Oral Implants Research**, Berlim, v. 22, n. 2, p. 195–200, Feb. 2011.
- MAGNE, P.; SCHLICHTING, L. H.; MAIA, H. P.; BARATIERI, LUIZ NARCISO. In vitro fatigue resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Lombard, v. 104, n. 3, p. 149–157, Sep. 2010.
- MARTIN, N.; JEDYNAKIEWICZ, N. M. Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. **Dental Materials**, Washington, v. 15, n. 1, p. 54–61, Jan. 1999.
- MEHL, A.; KUNZELMANN, K.-H.; FOLWACZNY, M.; HICKEL, R. Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. **The Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, v. 6, n. 3, p. 239–245, Sep. 2004.
- MEYER, A., Jr; CARDOSO, L. C.; ARAUJO, E.; BARATIERI, LUIZ NARCISO. Ceramic inlays and onlays: clinical procedures for predictable results. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, Hamilton, v. 15, n. 6, p. 338-351; discussion 352, Nov. 2003.

MIRMOHAMMADI, H.; ABOUSHELIB, M. N.; KLEVERLAAN, C. J.; JAGER, N. DE; FEILZER, A. J. The influence of rotating fatigue on the bond strength of zirconia-composite interfaces. **Dental Materials**, Washington, v. 26, n. 7, p. 627–633, Jul. 2010.

MIYAZAKI, T.; HOTTA, Y.; KUNII, J.; KURIYAMA, S.; TAMAKI, Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dental Materials Journal**, Tóquio, v. 28, n. 1, p. 44–56, Jan. 2009.

MORIMOTO, S.; VIEIRA, G. F.; AGRA, C. M.; SESMA, N.; GIL, C. Fracture strength of teeth restored with ceramic inlays and overlays. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 20, n. 2, p. 143–148, May. 2009.

MÖRMANN, W. H. The evolution of the CEREC system. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 137 Suppl, p. 7S-13S, Sep. 2006.

ODERICH, E.; BOFF, L. L.; CARDOSO, A. C.; MAGNE, P. Fatigue resistance and failure mode of adhesively restored custom implant zirconia abutments. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.25, Nov. 2011.

OHYAMA, T.; YOSHINARI, M.; ODA, Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 12, n. 1, p. 28–37, Feb. 1999.

ONA, M.; WATANABE, C.; IGARASHI, Y.; WAKABAYASHI, N. Influence of preparation design on failure risks of ceramic inlays: a finite element analysis. **The Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, v. 13, n. 4, p. 367–373, Aug. 2011.

OTTO, T.; SCHNEIDER, D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 21, n. 1, p. 53–59, Feb. 2008.

PEGORARO, T. A.; SILVA, N. R. F. A. DA; CARVALHO, R. M. Cements for use in esthetic dentistry. **Dental Clinics of North America**, Filadélfia, v. 51, n. 2, p. 453-471, Apr. 2007.

- PERDIGÃO, JORGE. New developments in dental adhesion. **Dental Clinics of North America**, Filadélfia, v. 51, n. 2, p. 333-357, Apr. 2007.
- PEUMANS, M.; MUNCK, J. DE; LANDUYT, K. VAN; *et al.* Two-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays. **The Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, v. 12, n. 2, p. 151-161, Apr. 2010.
- PLOTINO, G.; BUONO, L.; GRANDE, N. M.; LAMORGESE, V.; SOMMA, F. Fracture resistance of endodontically treated molars restored with extensive composite resin restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Lombard, v. 99, n. 3, p. 225-232, Mar. 2008.
- PO, J. M. C.; KIESER, J. A.; GALLO, L. M. *et al.* Time-frequency analysis of chewing activity in the natural environment. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 90, n. 10, p. 1206-1210, Oct. 2011.
- POL, C. W. P.; KALK, W. A systematic review of ceramic inlays in posterior teeth: an update. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 24, n. 6, p. 566-575, Dec. 2011.
- POTICNY, D. J.; KLIM, J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 141 Suppl 2, p. 5S-9S, Jun. 2010.
- RITTER, A V; BARATIERI, L N. Ceramic restorations for posterior teeth: guidelines for the clinician. **Journal of Esthetic Dentistry**, Hamilton, v. 11, n. 2, p. 72-86, Jul. 1999.
- ROLLAND, S. L.; CARRICK, T. E.; WALLS, A. W.; MCCABE, J. F. Dentin decontamination using chloramine T prior to experiments involving bacteria. **Dental Materials**, Washington, v. 23, n. 12, p. 1468-1472, Dec. 2007.
- ROULET, J. F. Longevity of glass ceramic inlays and amalgam--results up to 6 years. **Clinical Oral Investigations**, Berlim, v. 1, n. 1, p. 40-46, Feb. 1997.

SADIGHPOUR, L.; GERAMIPANAH, F.; RAEESI, B. In vitro mechanical tests for modern dental ceramics. **Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences**, Teerã, v. 3, n. 3, Mar. 2006.

SCHLICHTING, L. H.; MAIA, H. P.; BARATIERI, LUIZ NARCISO; MAGNE, P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Lombard, v. 105, n. 4, p. 217–226, Apr. 2011.

SEGHI, R. R.; DENRY, I. L.; ROSENSTIEL, S. F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, vLombard, 74, n. 2, p. 145–150, Aug. 1995.

SHAH, M. B.; FERRACANE, J L; KRUZIC, J. J. Mechanistic aspects of fatigue crack growth behavior in resin based dental restorative composites. **Dental Materials**, Washington, v. 25, n. 7, p. 909–916, Jul. 2009.

SJÖGREN, G.; MOLIN, M.; DIJKEN, J. W. V. VAN. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 241–246, Apr. 2004.

SJÖGREN, G.; MOLIN, M.; DIJKEN, J. W. V. VAN. A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 241–246, Apr. 2004.

SOARES, CARLOS JOSE; MARTINS, L. R. M.; FONSECA, R. B.; CORRER-SOBRINHO, L.; FERNANDES NETO, A. J. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Lombard, v. 95, n. 6, p. 421–429, Jun. 2006.

SOARES, CARLOS JOSÉ; PIZI, E. C. G.; FONSECA, R. B.; MARTINS, L. R. M. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Brazilian Oral Research**, Ribeirão Preto, v. 19, n. 1, p. 11–16, Mar. 2005.

SOARES, P. V.; SANTOS-FILHO, P. C. F.; MARTINS, L. R. M.; SOARES, CARLOS JOSE. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Lombard, v. 99, n. 1, p. 30–37, Jan. 2008.

STAPPERT, C. F. J.; ATT, W.; GERDS, T.; STRUB, JOERG R. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. **Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 137, n. 4, p. 514–522, Apr. 2006.

STAPPERT, C. F. J.; CHITMONGKOLSUK, S.; SILVA, N. R. F. A.; ATT, W.; STRUB, JOERG R. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. **Dental Materials**, Washington, v. 24, n. 9, p. 1248–1257, Sep. 2008.

STEINER, M.; MITSIAS, M. E.; LUDWIG, K.; KERN, MATTHIAS. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. **Dental Materials**, Washington, v. 25, n. 4, p. 494–499, Apr. 2009.

STUDART, A. R.; FILSER, F.; KOCHER, P.; GAUCKLER, L. J. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. **Biomaterials**, Guildford, v. 28, n. 17, p. 2695–2705, Jun. 2007.

SWIFT, E. J., Jr; PERDIGÃO, J; HEYMANN, H. O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. **Quintessence International**, Berlin, v. 26, n. 2, p. 95–110, Feb. 1995.

TERRY, D. A.; TOUATI, B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review. **Practical Procedures & Aesthetic Dentistry**, Mahwah, v. 13, n. 1, p. 51-58; quiz 60, Feb. 2001.

THOMPSON, M. C.; THOMPSON, K. M.; SWAIN, M. The all-ceramic, inlay supported fixed partial denture. Part 1. Ceramic inlay preparation design: a literature review. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 55, n. 2, p. 120-127; quiz 231, Jun. 2010.

THORDRUP, M; ISIDOR, F; HÖRSTED-BINDSLEV, P. A 3-year

study of inlays milled from machinable ceramic blocks representing 2 different inlay systems. **Quintessence International**, Berlin, v. 30, n. 12, p. 829–836, Dec. 1999.

THORDRUP, M.; ISIDOR, F.; HÖRSTED-BINDSLEV, P. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. **Quintessence International**, Berlin, v. 32, n. 3, p. 199–205, Mar. 2001.

THORDRUP, MARIANNE; ISIDOR, FLEMMING; HÖRSTED-BINDSLEV, PREBEN. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. **Quintessence International**, Berlin, v. 37, n. 2, p. 139–144, Feb 2006.

TWIGGS, S. W.; FAIRHURST, C. W.; LOCKWOOD, P. E.; RINGLE, R. D. Cyclic fatigue of a model feldspathic porcelain. **Dental Materials**, Washington, v. 11, n. 4, p. 273–276, Jul. 1995.

VACEK, J. S.; GHER, M. E.; ASSAD, D. A.; RICHARDSON, A. C.; GIAMBARRESI, L. I. The dimensions of the human dentogingival junction. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, Chicago, v. 14, n. 2, p. 154–165, Apr. 1994.

WALTIMO, A.; KÖNÖNEN, M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. **Scandinavian Journal of Dental Research**, Copenhagen, v. 101, n. 3, p. 171–175, Jun. 1993.

WITTNEBEN, J.-G.; WRIGHT, R. F.; WEBER, H.-P.; GALLUCCI, G. O. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. **The International Journal of Prosthodontics**, Lombard, v. 22, n. 5, p. 466–471, Oct. 2009.

YAMANEL, K.; CAGLAR, A.; GÜLSAHI, K.; OZDEN, U. A. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. **Dental Materials Journal**, Tóquio, v. 28, n. 6, p. 661–670, Nov. 2009.

ZIMMER, S.; GÖHLICH, O.; RÜTTERMANN, S. *et al.* Long-term survival of Cerec restorations: a 10-year study. **Operative Dentistry**, Seattle, v. 33, n. 5, p. 484–487, Oct. 2008.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos.



Imprimir Certificado

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
Pro-Reitoria de Pesquisa e Extensão
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos

CERTIFICADO Nº 2054

O Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos (CEPSH) da Pró-Reitoria de Pesquisa e Extensão da Universidade Federal de Santa Catarina, instituído pela PORTARIA N.º 0584 GR.99 de 04 de novembro de 1999, com base nas normas para a constituição e funcionamento do CEPSH, considerando o contido no Regimento Interno do CEPSH, **CERTIFICA** que os procedimentos que envolvem seres humanos no projeto de pesquisa abaixo especificado estão de acordo com os princípios éticos estabelecidos pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP.

APROVADO

PROCESSO: 2054

FR: 425608

TÍTULO: Influência da espessura das paredes circundantes do remanescente dental e do material restaurador na resistência à fadiga de molares humanos

AUTOR: Renata Gondo Machado, Renata Gondo Machado, Éito Araújo, Shizuma Shibata

FLORIANÓPOLIS, 28 de Novembro de 2011.

Coordenador do CEPSH/UFSC

ANEXO B – Termo de consentimento livre esclarecido.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
CURSO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO - DENTÍSTICA**

Nome do(a) participante:

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

As informações contidas neste documento foram fornecidas por Shizuma Shibata, sob orientação da Profa. Dra. Renata Gondo Machado e do Prof. Dr. Élito Araújo, com objetivo de firmar por escrito, mediante a qual, o voluntário da pesquisa autoriza a participação, doando seus terceiros molares extraídos por motivos ortodônticos, sabendo que a extração do elemento dental foi realizada por um cirurgião dentista de sua escolha ou indicado pelo ortodontista, com pleno consentimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1) Título da pesquisa

"A influência do preparo cavitário e do material restaurador na resistência à fadiga de molares humanos"

2) Objetivos

"Avaliar a influência do preparo cavitário na resistência à fadiga, utilizando restaurações indiretas confeccionadas por CAD/CAM em diferentes materiais"

3) Justificativa

A melhora tanto no processo de fabricação das restaurações indiretas quanto na odontologia adesiva permitem preparos mais conservadores. Entretanto existem poucos estudos que confirmam essa afirmação, em relação a quantidade de remanescente dental que pode ser mantido e qual o material mais adequado a ser utilizado sem que se comprometa a integridade do dente. Assim através desse trabalho in vitro será possível avaliar a influência de diferentes tipos de preparos cavitários e do material restaurador na resistência à fadiga de Inlays.

4) Procedimentos da pesquisa

Esta pesquisa será desenvolvida com a doação de 80 terceiros molares humanos extraídos por razões ortodônticas, que imediatamente serão armazenados em solução de timol 0,2% à temperatura ambiente e posteriormente usados na fase laboratorial da pesquisa.

5) Desconforto

Possíveis desconfortos poderão ocorrer por razões da extração dental. Todavia, haverá a preocupação, por parte dos pesquisadores, em prestar todos os esclarecimentos, entrarem em contato com o responsável pela extração dental e ainda, se necessário realizar os primeiros cuidados para resolução das situações mais graves. Entretanto, vale ressaltar que a participação dessa pesquisa não acarretará em desconforto, já que será utilizado o elemento dental extraído.

6) Benefícios do estudo

- Conhecer as limitações das inlays em diferentes materiais, em relação à resistência à fadiga, para posterior aplicação na clínica odontológica.
- Verificar os limites de uso das inlays.

7) Informações

Os doadores dos dentes terão garantia de que receberão resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida em relação aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. Ainda, os doadores ficam cientes que a doação do elemento dental não garante atendimento posterior por parte dos pesquisadores, exceto nos casos de desconforto relacionados à extração, como citado no 5º item.

8) Retirada do consentimento

O voluntário tem total liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar da pesquisa.

9) Telefone para contato com o pesquisador

Shizuma Shibata – (48) 99279122

10) Aspecto legal:

Este manual foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas que regulamentam as pesquisas envolvendo seres humanos, atendendo às resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de saúde - Brasília-DF.

11) Consentimento pós-informação

Eu,-----,RG,-----

----- certifico que tendo lido as informações acima, e suficientemente esclarecido pelo mestrando Shizuma Shibata e pela Profa. Dra. Renata Gondo Machado, estou plenamente de acordo com a realização deste estudo, autorizando assim, minha participação.

Florianópolis, ____ de _____ de 20__.

Assinatura: _____.