

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Rodrigo Borges Fonseca

Influência da configuração do preparo cavitário
na resistência à fratura e adaptação marginal
de restaurações indiretas em cerômero

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

UBERLÂNDIA – MG
2004

FICHA CATALOGRÁFICA

F 676i

Fonseca, Rodrigo Borges, 1980-

Influência da configuração do preparo cavitário na resistência à fratura e adaptação marginal de restaurações indiretas em cerômero / Rodrigo Borges Fonseca. - Uberlândia, 2004.

208f. : il.

Orientador: Alfredo Júlio Fernandes Neto.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Obturações (Odontologia) - Teses. 2. Molares - Fraturas - Teses. 3. Resinas dentárias - Teses. I. Fernandes Neto, Alfredo Júlio. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314-089.27 (043.3)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Rodrigo Borges Fonseca

**Influência da configuração do preparo cavitário na resistência à fratura e
adaptação marginal de restaurações indiretas em cerômero.**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação
em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,
como requisito parcial para a obtenção do título de
mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Banca Examinadora:

Uberlândia, 30 de março de 2004.

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto - UFU

Prof. Dr. Lourenço Correr-Sobrinho - UNICAMP

Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU

DEDICATÓRIA

A Deus, “A gente pode comer mais ou menos, a gente pode dormir mais ou menos e a gente pode até viver mais ou menos, mas o que a gente não pode é sonhar e ter fé mais ou menos” (Frase de uma catadora de lixo – RJ). Deus, obrigado pela presença constante em minha vida e neste sonho que hoje se torna realidade.

Aos meus pais, vocês são as estrelas que guiam minha vida e, sem dúvida, foi devido aos seus tão sofridos esforços que consegui chegar a este ponto tão alto. Ser Pai e Mãe é renunciar ao luxo, aos prazeres e até à própria vida pelos filhos, e vocês são retratos exatos desta definição. Amo vocês incondicionalmente, sem tempo nem espaço, sem impedimentos nem dinheiro que possam medir o que sinto, mas apenas com todo amor possível. Espero que nossa família possa ser o que sempre foi, pois foram vocês dois, juntos, que a criaram. Esta vitória é dedicada em especial a você Pai e a você Mamãe.

À minha irmã Gi, à minha avó Júlia e avô Quirino, e toda minha família, obrigado por proporcionarem a mim um porto seguro, a certeza de que eu tenho pessoas maravilhosas que me amam. Gi, você é uma irmã linda. “Vó” Júlia, a senhora é minha segunda mãe, que cuidou de mim sempre com o maior carinho do mundo. Obrigado pelas comidinhas gostosas, pelas novenas rezadas, e por todo amor a mim dedicado. “Vô” Quirino, o senhor é o maior exemplo de quem gosta de agradar as pessoas. Obrigado pelo feijãozinho preto e pelo amor.

Ao Professor Dr. Carlos José Soares, às vezes, tudo o que se precisa é de alguém que lhe estenda a mão e, mesmo sem lhe conhecer, lhe ofereça tudo o que tem. Professor Carlos, ou Carlão, você representa para mim tantas coisas que seriam necessárias várias dissertações para enumerá-las. É amigo ao me ajudar e me considerar tanto, é professor por tantos ensinamentos, é companheiro pelas batalhas que vencemos juntos e é pai ao me acolher com carinho em sua cidade e em sua casa. Indubitavelmente dedico esta vitória a você. Minha gratidão é pequena, tamanha sua importância em minha vida. Muito obrigado.

Ao Professor Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto, o senhor é o maior exemplo de uma pessoa que preza pelo bem estar de quem gosta, é a personificação mais perfeita que conheço de um professor, é alguém que sem ao menos me conhecer confiou e sempre procurou, sem mesmo questionar o motivo, ajudar-me. Professor, dificilmente eu conhecerei alguém que, como o senhor, é tão importante e não se vangloria deste fato. Tamanha humildade me inspira para a vida. Muito obrigado.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos amigos de extrema lealdade e confiança que encontrei em Uberlândia, vindos das mais variadas partes do Brasil. Sua amizade para mim foi mais importante que a própria vitória conquistada neste momento pois de nada valeria o êxito se ele não pudesse ser dividido com as pessoas que participam de nossa vida sem exigir nada, sem necessitar de prestação de contas, mas apenas pelo simples fato de gostarem de nós. Muito obrigado **Gustavo Seabra (Natal) e Kelly, Cândido Badaró (Bada), Túlio Kalife, Mário Henri, Edílson, Eduardo, Luisão, Key Fabiano, Aderval, Marcelo Caetano, Caio, Sérgio (Carioca) e Natália, Murilo Menezes (Baiano) e Ellyne, Paulo Vinícius (Júnior), Hugo Carlo (Huginho), Samara, Alberto, André, Glécio (Severino) e Adeliana.**

Aos alunos de graduação da FO-UFU, pela oportunidade a mim concedida em compartilhar com vocês um pouco do que sei. Tenham a certeza de que quem mais aprendeu fui eu. Agradeço especialmente àqueles (as) que participaram de forma a se tornarem também amigos (as) do peito: **Gisele Silva (Profa.), Carolina Assaf (Carolzinha), Janine, Bruno, Paulo César (PC), Larissa, Natércia, Rodrigo (KK), Júlio Gomes, Itamar, Janaína, Bruna, Fernandinha, Michele Mendes, Renata Gil e Carol (do PC).**

A todos os funcionários da FO-UFU, pela disponibilidade em ajudar sempre que possível. Muito obrigado **Abigail, Josiane, “Seu” Advaldo, Vânia, Rosa, Nelson, Lindomar, Tavares e Giselda.**

Ao **Prof. Dr. Luís Carlos**, pela amizade e disponibilidade em ensinar ou mesmo aconselhar, sempre dotado de muita clareza e prezando pela qualidade.

Ao **Prof. Dr. Vanderlei Gomes**, pelo carinho paternal com o qual trata todas as pessoas ao seu lado. Seu lar é o exemplo máximo de sua personalidade sincera e amorosa.

Ao **Prof. Dr. Adérito Soares da Motta**, pela ajuda muitas vezes prestada durante o mestrado. Quem não o conhece nunca poderá admirá-lo pela pessoa que você é, nem mesmo poderá reconhecer os erros e pedir perdão. Sempre vou admirá-lo pois o conheço e sei que existe muita bondade em seu coração.

Ao **Prof. Dr. Ricardo**, pela amizade sincera.

Ao **Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves**, pelas oportunidades a mim concedidas em aprender com tamanha fonte de conhecimento.

Ao **Prof. Dr. Célio Jesus do Prado**, pela amizade, simplicidade e preocupação com quem se relaciona.

Aos demais professores da área de Prótese da FO-UFU, **Prof. Dra. Marlete, Prof. Ms. Luís, Prof. Ms. Cristina, Prof. Dr. Márcio e Prof. Ms. João Edson.** Obrigado pela oportunidade valiosa de aprender com vocês.

Ao **Prof. Dr. João Carlos G. Biffi**, coordenador do mestrado em Odontologia da FO-UFU, pela preocupação constante com o bom andamento do mestrado e com seus alunos.

Ao **Prof. Dr. Denildo de Magalhães**, pela maneira concisa em transmitir conhecimentos.

Ao **Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto**, pela relação que vai além do convencional aluno-professor. Obrigado pela amizade saudável, pelo apoio constante e pela alegria contagiante que você inspira.

Aos demais professores da área de Dentística da FO-UFU, **Prof. Dra. Jesuânia, Prof. Ms. Roberto, Prof. Ms. Nelson, Prof. Fernando e Prof. Ms. Paulo Simamoto**. Obrigado pela convivência alegre e pelos ensinamentos valiosos.

Aos meus professores da FOP-UNICAMP, que foram os primeiros a me ensinar os passos iniciais da arte de exercer a Odontologia. Em especial, agradeço aos professores: **Prof. Dr. Wilkens, Prof. Dr. Caio, Prof. Dr. Fabrício, Prof. Dra. Célia, Prof. Dr. Antônio Sallum, Prof. Dr. Martorelli (*in memorian*), Prof. Dr. Luis Roberto, Prof. Dr. Ranali, Prof. Dr. Mário, Prof. Dr. Simonides, Prof. Dr. Lourenço, Prof. Dr. Haiter e Prof. Dr. Celso (*in memorian*)**.

A todos os professores que já passaram pela minha vida. Em especial, aos Professores da **Escola Infantil Polliana e do Colégio Agostiniano**. O fruto do esforço de vocês está aqui, e certamente estará em mais momentos importantes de minha vida.

Ao grande amigo e praticamente irmão **Heisler** e toda a sua família. Você é o exemplo da mais pura, sincera e perfeita forma de amizade. Obrigado pelo apoio constante. Ao também amigo **Euller**, meu muito obrigado.

À **Maria Helena** pela grandiosa ajuda na correção gramatical e ortográfica deste texto.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Uberlândia, à Faculdade de Odontologia, e ao Programa de Pós-graduação (mestrado) em Odontologia, por me proporcionarem a concretização de mais um sonho. Na certeza de que as pessoas passam e as instituições que as formam sempre ficam, tenho a convicção que meu agradecimento sempre será pequeno, tamanha a importância deste momento em minha vida. Que eu possa ter retribuído e retribuir esta vitória na forma de muito trabalho.

Às empresas Dentsply, KG Sorensen, Ivoclar-Vivadent e Dental Vecci, pela doação total ou parcial dos materiais utilizados na parte experimental deste trabalho, sem os quais seria impossível sua realização.

Ao Laboratório de Prótese Atelier Protético, em Goiânia, do prezado amigo João Inácio, que gentilmente cedeu suas instalações para a confecção das restaurações. Sua presteza foi de importância inestimável.

À CAPES, pelo apoio ao Programa de Pós-graduação (mestrado) em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, e em especial à minha pessoa, pela bolsa concedida, sem a qual dificilmente eu me dedicaria exclusivamente a este curso.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, que na pessoa do Prof. Dr. Lourenço Correr-Sobrinho, cedeu as instalações do Laboratório de Materiais Dentários para a realização de uma parte experimental deste trabalho. Tenho o mais absoluto orgulho de poder ter sido aluno desta escola, deste e de outros professores, que ajudaram na minha formação não somente como cirurgião-dentista, mas como ser humano. Agradeço também ao técnico Marcos, do Laboratório de Materiais Dentários, pelo auxílio prestado.

À Universidade de São Paulo, USP-Esalq, que na pessoa do Prof. Dr. Elliot W. Kitagima, cedeu gentilmente as instalações do Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura, NAP/MEPA, para a realização de vários outros trabalhos executados durante o mestrado. Prof. Kitagima, seus ideais e respeito pela ciência e pela “coisa pública” são exemplos a serem não somente admirados, mas seguidos.

EPÍGRAFE

“Qualquer caminho é apenas um caminho e não constitui insulto algum – para si mesmo ou para os outros – abandoná-lo quando assim ordena o seu coração. (...) Olhe cada caminho com cuidado e atenção. Tente-o quantas vezes julgar necessárias... Então, faça a si mesmo e apenas a si mesmo uma pergunta: possui este caminho um coração? Em caso afirmativo, o caminho é bom. Caso contrário, esse caminho não possui importância alguma.”

Carlos Castañeda

SUMÁRIO

RESUMO	12
ABSTRACT.....	15
LISTAS.....	18
I. Figuras.....	18
II. Tabelas.....	21
III. Quadros.....	24
IV. Abreviaturas e Siglas.....	25
V. Palavras estrangeiras.....	27
1. INTRODUÇÃO	28
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	34
2.1 – MÉTODO DE INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL.....	35
2.2 – RESINAS COMPOSTAS LABORATORIAIS.....	39
2.3 – PREPARO CAVITÁRIO.....	45
2.4 – RESISTÊNCIA À FRATURA DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS.....	49
2.5 –ADAPTAÇÃO MARGINAL DE RESTAURAÇÕES INDIRETAS.....	72
3. PROPOSIÇÃO.....	83
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	85
4.1 – SELEÇÃO DOS DENTES.....	86
4.2 – INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL.....	87
4.3 – REALIZAÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS.....	89
4.4 – MOLDAGEM E CONFEÇÃO DE MODELOS EM GESSO.....	92
4.5 – CONFEÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÔMERO.....	93
4.6 – MEDIÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL.....	95
4.7 – FIXAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES INDIRETAS.....	97
4.8 – ENSAIOS MECÂNICOS DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO.....	99
4.9 – CLASSIFICAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA.....	100
4.10 – ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS.....	101
5. RESULTADOS.....	104
6. DISCUSSÃO	131
7. CONCLUSÃO	154
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	157
OBRAS CONSULTADAS.....	164
ANEXOS.....	166

“Feliz aquele que transfere o que sabe
e aprende o que ensina”
(Cora Coralina)

RESUMO

RESUMO

Este estudo avaliou a influência da configuração do preparo cavitário na adaptação marginal e resistência à fratura de molares com restaurações indiretas em cerômero. Noventa molares inferiores humanos hígidos com configurações geométricas semelhantes, foram divididos em nove grupos. Os dentes foram incluídos em cilindros de resina de poliestireno, simulando o ligamento periodontal. Um grupo foi constituído por dentes íntegros, e os outros grupos receberam os seguintes tipos de preparos: 2) *inlay* conservador; 3) *inlay* extenso; 4) *onlay* com abertura conservadora recobrindo a cúspide méso-vestibular; 5) *onlay* com abertura extensa recobrindo a cúspide méso-vestibular; 6) *onlay* com abertura conservadora recobrindo todas as cúspides vestibulares; 7) *onlay* com abertura extensa recobrindo todas as cúspides vestibulares; 8) *overlay* com abertura conservadora recobrindo todas as cúspides; 9) *overlay* com abertura extensa recobrindo todas as cúspides. Cada grupo foi restaurado com cerômero, Targis (n= 10). Os dentes foram moldados, as restaurações em cerômero confeccionadas e então fixadas. Os dentes foram adaptados à máquina de ensaio universal, EMIC DL-2000, e os testes de compressão axial efetuados com velocidade de 0,5 mm/minuto, até a fratura do conjunto (dente/restauração). O padrão de fratura foi analisado classificando o tipo de fratura em quatro níveis de comprometimento progressivo. Os dados obtidos nos testes de resistência à fratura foram submetidos à análise estatística empregando análise de variância ($\alpha=0,05$), teste de Tukey, em intervalo de confiança de 95%, teste de Fisher para comparações múltiplas, em intervalo de confiança de 99%, e teste de correlação de Pearson. Os resultados de resistência à fratura demonstraram diferença significativa entre o grupo controle e os grupos preparados, sendo que todos os grupos preparados apresentaram-se semelhantes ($P=0,000$).

Não houve diferença entre os grupos preparados para o fator abertura de caixa oclusal ($P=0,980$), ou recobrimento de cúspides ($P=0,273$); da mesma maneira não houve significância na interação entre ambos fatores ($P=0,972$). Houve grande porcentagem de fraturas catastróficas envolvendo espaço biológico, em todos os grupos. Os resultados de adaptação marginal mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P=0,005$), sendo que os melhores valores foram apresentados pelo grupo G3, e os piores pelo grupo G2. Para adaptação marginal, verificou-se a existência de diferença estatisticamente significativa para o fator abertura de caixa oclusal ($P=0,001$), sendo que a abertura extensa apresentou melhores valores do que a conservadora; entretanto, não houve diferença significativa com relação ao fator recobrimento de cúspide ($P=0,425$). A interação entre ambos os fatores não apresentou diferença estatisticamente significativa ($P=0,301$). O teste de correlação de Pearson demonstrou significância somente para o grupo G7. A ausência de diferenças na resistência à fratura entre os grupos preparados e os padrões de fratura demonstra a capacidade de formação de corpo único entre restauração e dente, levando à conclusão da ausência de necessidade de recobrimento de cúspide nos tipos de preparo confeccionados neste estudo. A melhor adaptação marginal dos grupos com abertura extensa remete à menor necessidade de ajustes internos das peças, fator que possivelmente gerou pior adaptação nos grupos de abertura conservadora.

Palavras-chave: resistência à fratura, adaptação marginal, resina composta laboratorial, restaurações indiretas estéticas.

“The most beautiful thing we can experience is the mysterious. It is the source of all true art and science, ... , I think and think for months and years. Ninety-nine times the conclusion is false. The hundredth time I am right.”
(Albert Einstein)

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of cavity preparation design on marginal adaptation and fracture resistance of indirect ceromer restorations. Ninety human mandibular molars with similar dimensions were divided into 9 groups. The teeth roots were embedded in a polystyrene resin reproducing the periodontal ligament. The control group had only intact teeth and the other teeth received the following cavity preparations: 2) conservative inlay; 3) extensive inlay; 4) conservative occlusal isthmus onlay with mesio-buccal cusp coverage; 5) extensive occlusal isthmus onlay with mesio-buccal cusp coverage; 6) conservative onlay with buccal cusps coverage; 7) extensive onlay with buccal cusps coverage; 8) conservative overlay; 9) extensive overlay. Prepared teeth were restored with a ceromer material, Targis (Ivoclar-Vivadent). Silicon impressions of prepared teeth were taken; the indirect restorations were manufactured and then adhesively fixed on each tooth. The teeth were submitted to an ultimate compressive strength test on a universal testing machine, EMIC DL-2000, at a crosshead speed of 0,5mm/min. The modes of fractures were classified according to four levels of tooth final damage. Data were submitted to statistical analysis by ANOVA ($\alpha=0,05$) following Tukey test (95% confidence intervals) or Fisher LSD test (99% confidence intervals), and Pearson correlation coefficient. Fracture resistance results failed to show differences among all groups of prepared teeth, but showed difference between prepared teeth and control group ($P=0,000$). Two-way ANOVA also failed to show any particular difference when considering the occlusal isthmus width alone ($P=0,980$) or cuspal coverage ($P=0,273$), or even the interaction between these factors ($P=0,972$). A great number of teeth had a harmful mode of fracture, which extended till the biological width. Marginal adaptation results showed differences among the prepared

teeth ($P=0,005$). G3 showed the best marginal adaptation and G2 the worst one. Two-way ANOVA showed particular differences when considering the occlusal isthmus width alone ($P=0,001$): in general, extensive occlusal isthmus preparations presented better results than conservative ones; however, the test failed to show differences when considering the cuspal coverage ($P=0,425$) or the interaction between both factors ($P=0,301$). Pearson correlation coefficient showed significance only on G7. The absence of differences on fracture resistance among prepared teeth and their fracture modes clearly show the adhesive capacity of this restorative treatment; thus it seems not to be necessary cuspal coverage when tooth preparations are similar to the ones of this study. Best marginal adaptation of extensive occlusal isthmus preparations over conservative ones seems to be related to the reduced necessity of internal restoration adjustment.

Keywords: fracture resistance, marginal adaptation, laboratorial composite resin, indirect esthetic restorations.

LISTAS

I. FIGURAS

Figura 1. A. Exemplos dos dentes coletados; B. Mensuração das coroas para seleção dos molares humanos inferiores.

Figura 2. Processo de inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal.

Figura 3. Realização dos preparos cavitários em aparelho padronizador de desgaste.

Figura 4. A. Dentes com preparos representativos de cada grupo; B. Preparo com caixa oclusal conservadora; C. Preparo com caixa oclusal extensa.

Figura 5. A. Molde em silicone por condensação, Silon 2 APS; B. Modelo em gesso tipo IV, Durone IV.

Figura 6. A e B. Troquéis em gesso sendo isolados com aplicação de isolante gel à base de água, KY Gel; C. Inserção da camada inicial de Targis Base 2, com aplicação única em todas as paredes internas do preparo; D. Camada inicial de Targis Base 2 após polimerização na unidade Targis Quick; E. Inserção incremental do Targis Dentin 140; F. Aplicação do isolante Targis Gel na restauração concluída para possibilitar polimerização final; G. Unidade Polimerizadora Targis Power; H e I. Polimerização final das restaurações na unidade Targis Power.

Figura 7. A. Estereomicroscópio empregado na medição da adaptação marginal, Olympus; B. Medição da adaptação marginal.

Figura 8. A. Exemplos de restaurações representativas de cada grupo; B. Tratamento das restaurações: jateamento e silanização; C. Agente de Ligação, Silano.

Figura 9. Tratamento de superfície da estrutura dental; A. Condicionamento com ácido fosfórico 35%; B. Remoção do excesso de umidade; C. Aplicação de sistema adesivo.

Figura 10. Fixação das restaurações; A. Materiais empregados; B. Aplicação de carga durante a cimentação e remoção do excesso de cimento; C. Fotopolimerização do cimento; D. Corpo-de-prova antes e após cimentação da restauração.

Figura 11. Teste de resistência à fratura dos corpos de prova. A. Sistema de sustentação da amostra; B. Esfera de 6,0 mm posicionada no centro da superfície oclusal; C. Visão aproximada da fratura; D. Fratura catastrófica de amostra.

Figura 12. Distribuição percentual de tipos de fratura em cada grupo experimental.

Figura 13. Exemplos dos padrões de fratura: A. Fratura adesiva e coesiva da restauração envolvendo crista marginal mesial; B. Fratura de cúspides não funcionais; C. Fratura da cúspide mésio-vestibular e crista marginal mesial; D. Fratura de cúspides funcionais; E. Fratura de cúspide mésio-vestibular envolvendo espaço biológico; F. Fratura catastrófica envolvendo espaço biológico; G e H. Exemplo de fratura envolvendo espaço biológico, resultando em separação do elemento dental ao meio.

Figura 14. Gráfico de colunas representativo das médias de resistência à fratura.

Figura 15. Distribuição percentual dos valores de adaptação marginal em todos os grupos preparados.

Figura 16. Gráfico dos resultados de adaptação marginal.

Figura 17. Exemplos de adaptação marginal. A. Adequada adaptação; B. Adaptação deficiente.

Figura 18. Gráfico comparativo do fator abertura de caixa - adaptação marginal.

Figura 19. Ilustrações representativas da melhor adaptação marginal nos grupos com amplitude de abertura oclusal extensa em relação à conservadora. A. Amplitude extensa; B. Amplitude conservadora.

Figura 20. Gráficos demonstrando correlação entre adaptação marginal e resistência à fratura.

Figura 21. Histograma de Normalidade para dados referentes à resistência à fratura ($P < 0,005$).

Figura 22. Histograma de normalidade para dados referentes à adaptação marginal ($P < 0,005$).

II. TABELAS

Tabela 1. Dados referentes à resistência à compressão do grupo controle, dentes hígidos.

Tabela 2. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 2, dentes preparados com *inlay* conservador.

Tabela 3. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 3, dentes preparados com *inlay* extenso.

Tabela 4. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 4, dentes preparados com *onlay* conservador recobrindo a cúspide méso-vestibular.

Tabela 5. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 5, dentes preparados com *onlay* extenso recobrindo a cúspide méso-vestibular.

Tabela 6. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 6, dentes preparados com *onlay* conservador recobrindo todas as cúspides vestibulares.

Tabela 7. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 7, dentes preparados com *onlay* extenso recobrindo todas as cúspides vestibulares.

Tabela 8. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 8, dentes preparados com *overlay* conservador.

Tabela 9. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 9, dentes preparados com *overlay* extenso.

Tabela 10. Análise de variância para resistência à fratura ($\alpha=0,05$).

Tabela 11. Análise de variância fatorial (4x2) para resistência à fratura.

Tabela 12. Dados referentes à adaptação marginal geral e em cada região, cervical ou face livre, dos grupos preparados.

Tabela 13. Análise de variância para adaptação marginal ($\alpha=0,05$).

Tabela 14. Análise de variância fatorial (4x2) para adaptação marginal.

Tabela 15. Desdobramento da análise de variância fatorial 4x2 para o fator abertura de caixa oclusal por meio do teste T ($\alpha=0,05$) - adaptação marginal.

Tabela 16. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *inlay*; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Tabela 17. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *onlay* recobrindo uma cúspide; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Tabela 18. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *onlay* recobrindo toda a vestibular; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Tabela 19. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *overlay*; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Tabela 20. Análise de variância em fator único ($\alpha=0,05$), comparando as faces dentais - adaptação marginal (μm).

Tabela 21. Valores médios de adaptação marginal (μm) para todas as faces dentais de todos os grupos; e categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

Tabela 22. Valores médios de adaptação marginal (μm) e desvio padrão para as regiões cervical e face livre de todos os grupos, e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Tabela 23. Teste de correlação de Pearson (r) ($\alpha=0,05$) para adaptação marginal e resistência à fratura.

Tabela 24. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 2, dentes preparados com *inlay* conservador.

Tabela 25. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 3, dentes preparados com *inlay* extenso.

Tabela 26. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 4, dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo a cúspide mésio-vestibular.

Tabela 27. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 5, dentes preparados com *onlay* extenso recobrimdo a cúspide mésio-vestibular.

Tabela 28. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 6, dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo todas as cúspides vestibulares.

Tabela 29. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 7, dentes preparados com *onlay* extenso recobrimdo todas as cúspides vestibulares.

Tabela 30. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 8, dentes preparados com *overlay* conservador.

Tabela 31. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 9, dentes preparados com *overlay* extenso.

III. QUADROS

QUADRO 1. Características dos grupos de preparos.

QUADRO 2. Pontos de medição de adaptação marginal.

QUADRO 3. Diagrama referencial para classificação do padrão de fratura das amostras após teste de resistência à fratura.

IV. ABREVIATURAS E SIGLAS:

CAD-CAM - Computer Aided Design/Computed Aided Manufactured, sistema computadorizado de confecção de cerâmica

Fig. – Figura

IC – Intervalo de confiança

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

KN - Unidade de força - carga aplicada (quilonewton)

MD - Dimensão mésio-distal dos dentes

MO - Classificação de cavidade (mésio-oclusal)

MOD - Classificação de cavidade (mésio-ocluso-distal)

MPa - Unidade de pressão – força / área (Mega Paschoal)

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

mm² - Unidade de área (milímetro quadrado)

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

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

nm - Unidade de comprimento (nanômetro)

Nº - Número

N - Unidade de pressão - carga aplicada (Newton)

PVC - Polivinil cloreto rígido

P - Probabilidade

RCI - Restauração em resina composta indireta

VL - Dimensões dos dentes (vestíbulo-lingual)

X - Amplitude (número de aumento)

± - Mais ou menos

α - Nível de confiabilidade

% - Porcentagem

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

$^{\circ}\text{C}$ - Unidade de temperatura (graus Celsius)

$^{\circ}$ - unidade de angulação (graus)

V. PALAVRAS ESTRANGEIRAS

ANOVA - Análise de variância.

Dual - Sistema de cura que associa a polimerização química e física, pela ativação com luz (dupla polimerização).

et al. - Abreviatura de “et alii” (e outros).

In vitro - Experimento desenvolvido em ambiente laboratorial.

In vivo – Experimento desenvolvido em ambiente clínico ou em seres vivos.

Inlay - Preparo intra-coronário para restauração indireta.

Onlay – Preparo para restauração indireta envolvendo cobertura de cúspide.

Overlay – Preparo para restauração indireta envolvendo cobertura de todas as cúspides.

Primer - Modificador de superfície.

“E assim continuamos a ir a Babel e para lá carregar tijolos, embora saibamos que a torre jamais se completará, e mesmo que ela seja queimada pelo raio e destruída a qualquer tempo. É trabalho frustrante, mas também divertido, parte da tragicomédia humana. Carregar tijolos para Babel não é nem dever nem privilégio; parece uma necessidade embutida nos cromossomos de nossa espécie.”

(Arthur Koestler)

1. INTRODUÇÃO

A crescente melhoria das técnicas e materiais odontológicos tem levado os pacientes a permanecer mais tempo com seus dentes, em função, na cavidade bucal (BURKE, 1992). Neste sentido, cada vez mais a fratura dental tem adquirido importância clínica na determinação do tratamento restaurador que será executado, visto que as fraturas podem envolver uma mínima porção do esmalte, toda uma cúspide ou mesmo atingir a porção radicular dental, elevando o risco de extração do referido elemento (BURKE, 1992). Na tentativa de solucionar esses problemas, as restaurações indiretas popularizaram-se na reabilitação de dentes posteriores com extensa destruição coronária, destacando-se atualmente o uso das restaurações livres de metal, confeccionadas em cerâmica ou resinas laboratoriais (NOACK e ROULET, 1991; KREJCI, LUTS e GAUTSCHI, 1994; BURKE e QUALTROUGH, 1994; KU, PARK e YANG, 2002). A presença de lesões extensas de cárie, fratura e restaurações insatisfatórias expõem o clínico a uma grande indefinição na configuração do preparo cavitário a ser empregado no procedimento restaurador (MONDELLI *et al.* 1980; BURKE, WILSON e WATTS, 1993; ETEMADI, S. *et al.*, 1999; CHO *et al.*, 2002). O limite definido entre a indicação de compósitos em dentes posteriores pela técnica direta e o emprego de técnicas restauradoras indiretas, é fator de extrema complexidade envolvendo aspectos estéticos, biomecânicos, anatômicos e financeiros, apresentando marcante fator de subjetividade (SOARES, 2003).

Ao optar pelo emprego de técnicas restauradoras indiretas o clínico depara-se com nova situação conflitante, a extensão do preparo cavitário (ST-GEORGES *et al.* 2003). Nas restaurações metálicas fundidas, o recobrimento total das cúspides não-funcionais e, principalmente das cúspides funcionais, é fator fundamental para o

sucesso destes procedimentos (FERNANDES NETO *et al.*, 2002), sendo recomendado por Vale (1956) e Mondelli *et al.* (1980) quando a extensão da caixa oclusal exceder $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea. Pela facilidade, eficiência e baixo custo, a fixação de restaurações metálicas, na sua grande maioria, é realizada com cimento fosfato de zinco; assim, o mecanismo de retenção ocorre puramente pelo embricamento mecânico gerado entre a superfície do preparo e a porosidade interna da restauração metálica, não havendo união adesiva entre a restauração e o dente (FERNANDES NETO *et al.*, 2002), sendo necessário o recobrimento total de(as) cúspide(s) para proteção da estrutura dental.

Com a possibilidade de emprego de restaurações indiretas adesivas, confeccionadas em cerâmica ou compósitos laboratoriais (cerômeros), a definição da extensão de desgaste da estrutura dental deve ser revista, visto que se torna possível a confecção de preparos menos retentivos e menos invasivos (BURKE e WATTS, 1994; BURKE, 1995) e, por consequência, menor desgaste dental (EDELHOFF e SORENSEN, 2002). Entretanto, nota-se que os procedimentos adesivos ainda são regidos pelos antigos conceitos direcionados para reabilitação mediante o uso de restaurações metálicas, sem levar em consideração a característica de união conseguida entre o material restaurador, cimento resinoso e hibridização da estrutura dental (SOARES, 2003). O recobrimento de cúspides funcionais ou não-funcionais acaba por ser indiscriminadamente executado na crença de que este procedimento possa determinar maior longevidade clínica da restauração (BREMER e GEURTSEN, 2001; TAKAHASHI, DE CARA e CONTIN, 2001). Contudo, em muitos casos, verifica-se remoção de estrutura dental sadia a ser substituída por material restaurador.

Os materiais restauradores empregados na confecção de restaurações indiretas, cerâmicas e cerômeros, possuem propriedades mecânicas e características estruturais que determinam configuração geométrica especial ao preparo cavitário (BURKE e QUALTROUGH, 1994). Os cerômeros são resinas compostas, de composição bastante semelhante às de uso direto, tendo como diferença importante apenas o processo de polimerização (CESAR, MIRANDA JÚNIOR e BRAGA, 2001) que é realizado em ambiente laboratorial, conferindo assim melhores propriedades físicas e mecânicas à restauração (BURKE e QUALTROUGH, 1994; CESAR, MIRANDA JÚNIOR e BRAGA, 2001; MANDIKOS *et al.*, 2001). Os cerômeros possuem boa estética (BURKE e QUALTROUGH, 1994), facilidade de uso, apresentam menores custos do que as cerâmicas (KREJCI, LUTS e GAUTSCHI, 1994), possuem adequada estabilidade oclusal (SCHEIBENBOGEN-FUCHSBRUNNER *et al.*, 1999; WASSELL, WALLS e MCCABE, 2000) e por serem fixadas com cimentos adesivos, unem-se às paredes dentais formando uma estrutura íntegra e resistente à fratura (SOARES, 2000). No entanto, os cerômeros não possuem a mesma estabilidade de cor das cerâmicas e por apresentarem módulo de elasticidade próximo à dentina, sendo fixadas adesivamente de forma a gerar um corpo único com o remanescente dental (CARLINI, 1999), o padrão de fratura de um dente restaurado com cerômero é mais desfavorável que um dente restaurado com uma restauração cerâmica (SOARES, 2000).

Dentre os diversos aspectos a serem explorados no campo das restaurações indiretas, duas propriedades têm sido exaustivamente pesquisadas, dada sua importância para o entendimento do desempenho clínico deste procedimento restaurador: a resistência à fratura e adaptação marginal. Embora alguns estudos tenham falhado em demonstrar uma clara correlação entre os dois fatores

(SOARES, 2000; FURUKAWA, NORIMICHI e TAGAMI, 2002) a importância relativa de cada um tem sido postulada (LEINFELDER, ISENBERG e ESSIG, 1989; TAYLOR e LINCH, 1993; KAWAY, ISENBERG e LEINFELDER, 1994; IRIE, SUZUKI e WATTS, 2004; MONDELLI *et al.*, 1980; BURKE e WATTS, 1994; KU, PARK e YANG, 2002).

A fratura dental tem sido relatada como a terceira causa mais comum de perda de dentes (CATOVIC, 1992). Os fatores que mais contribuem para a fratura de cúspides dentárias são: cárie, abrasão, erosão, maloclusão, acidentes, forças mastigatórias excessivas, preparos cavitários extensos, *inlays* MOD, relacionamento oclusal traumático, envelhecimento e desidratação decorrente de tratamento endodôntico (KHERA *et al.*, 1990). Entretanto, os fatores mais associados com fraturas são restaurações extensas e lesões de cárie (MONDELLI *et al.*, 1980; KHERA *et al.*, 1990), sendo que as cúspides não-funcionais são as de maior tendência à fratura (KHERA *et al.*, 1990). Assim, os testes de resistência à fratura, dentro de seus limites, têm a possibilidade de fornecer idéias sobre a capacidade das restaurações em suportar cargas mastigatórias quando em função (KU, PARK e YANG, 2002), e assim tornar apto o desenvolvimento de novas configurações de preparo que promovam maior resistência (BURKE e WATTS, 1994). Idealmente as restaurações deveriam fraturar antes da estrutura dental subjacente (BURKE e WATTS, 1994).

Por outro lado, os seguintes fatores têm sido relatados como influentes na adaptação de restaurações: tamanho e forma do preparo cavitário, término em esmalte ou dentina, uso ou não de técnica incremental, tipo de material restaurador, velocidade de presa, polimerização ou sinterização do material, tipo de ativação do material, uso de bases e tipo de acabamento e polimento final (TAYLOR e LINCH,

1993). Yeo, Yang e Lee (2003), afirmam que a adaptação marginal é muito importante porque fendas marginais pronunciadas permitem maior acúmulo de placa, maior fluido crevicular, perda óssea, resultando em microinfiltração, cáries secundárias e doença periodontal. De acordo com Leinfelder, Isenberg e Essig (1989) as fendas marginais deveriam ser menores que 100 μ m, visto que espaços maiores são locais propícios para colonização bacteriana, o que pode gerar irritação pulpar ou sensibilidade (IRIE, SUZUKI e WATTS, 2004), além de possibilitar o aparecimento de cárie secundária, infiltração marginal ou fraturas marginais (LEINFELDER, ISENBERG e ESSIG, 1989). Assim, os autores questionam qual a influência da configuração do preparo cavitário nos valores de adaptação marginal (SJÖGREN, 1995; SATO, MATSUMURA e ATSUDA, 2002) e resistência à fratura de restaurações em cerômero (SOARES, 2003). Soares (2003) demonstrou que, para cerâmica, diferentes configurações do preparo cavitário não resultaram em maior resistência à fratura e, por meio da análise por elementos finitos, notou-se grande acúmulo de tensões no interior do material cerâmico ao passo que grande transferência de tensões ao dente foi notada nos cerômeros, motivando a realização das análises de resistência à fratura para restaurações em cerômero.

Dentro desses aspectos, entende-se como fundamental a análise da influência da configuração geométrica determinada pela extensão do preparo cavitário na resistência à fratura e adaptação marginal de restaurações extensas confeccionadas em cerômero e a possível relação entre estes dois fatores.

“Só é útil o conhecimento que nos faz
melhores”

(Sócrates)

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Inclusão Dental e Simulação do Ligamento Periodontal

Coolidge (1937), utilizando 172 dentes humanos, avaliou a espessura da membrana periodontal e suas variações por meio de medições feitas na região próxima à crista alveolar, no terço médio da raiz e no ápice. As médias dessas espessuras foram: na crista alveolar em torno de 0,39 mm, no centro da raiz 0,17mm e próximo ao ápice 0,21 mm. O autor observou que essas espessuras variavam com a faixa etária, diminuindo com o avanço da idade e com a posição dos dentes no arco dental, sendo menor em dentes posteriores, por exercerem grande função oclusal.

Mühlemann e Zander (1954), afirmaram que há boas razões para admitir que o deslocamento inicial da raiz corresponde a uma posição funcional de prontidão em relação à força de tração. A magnitude dessa força é variável de indivíduo para indivíduo, de dente para dente, e depende sobretudo, das estruturas e organização do ligamento periodontal. Os autores afirmaram que o valor da mobilidade inicial para dentes anquilosados é zero, sendo toda a carga aplicada sobre o dente transferida diretamente às estruturas adjacentes.

Scharnagl (1998), avaliou a simulação do ligamento periodontal na realização de testes de resistência à fratura em restaurações indiretas confeccionadas em cerâmica, In Ceram. Foram realizados testes de movimentação dental em mandíbulas de porcos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido no ligamento artificial. A simulação do ligamento foi realizada com

diversos materiais elásticos: silicone por adição, poliéter, silicone de condensação de consistência leve e pesada. Os melhores resultados foram obtidos com o emprego do material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M-ESPE), aplicado em associação com o adesivo do material. O autor relatou que o ligamento periodontal artificial é fundamental para reproduzir as características clínicas da aplicação de tensões e as fraturas ocorridas em experimentos laboratoriais.

Objetivando avaliar a influência de pinos intra-radiculares pré-fabricados na resistência à fratura de dentes anteriores tratados endodonticamente, Carlini (1999), empregou a reprodução artificial do ligamento periodontal. O processo descrito foi iniciado com o recobrimento da raiz com uma fina camada de cera nº. 7, obtido pela imersão do dente em um recipiente contendo cera plastificada. O dente foi então fixado a um delineador, com objetivo de posicioná-lo corretamente na inclusão em cilindro de PVC. O cilindro foi invertido em uma placa perfurada e preenchido com resina de poliestireno. Após a polimerização, o dente foi retirado do cilindro, com água aquecida e limpo com jatos de bicarbonato e água. Para fixação do dente e reprodução do ligamento periodontal foi empregado um adesivo à base de Uretano, utilizado na colocação de vidros automotivos. O autor relatou que a reprodução do ligamento periodontal tornou o padrão de fratura mais semelhante ao que se verifica clinicamente.

Behr *et al.* (2002), analisaram a resistência à fratura e adaptação marginal de próteses adesivas em resina reforçada por fibra. Três sistemas foram empregados: um composto por fibra de polietileno (Belleglas/Connect, Kerr) e dois sistemas de fibra de vidro (Fibrekor/Sculpture, Jeneric-Pentron; e Targis/Vectris, Ivoclar-

Vivadent). Foram utilizados molares humanos extraídos com reprodução do ligamento periodontal, obtida a partir da cobertura das raízes com uma camada de 1mm de material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M-ESPE), e posteriormente incluídos em um bloco de resina de poliestireno. Os resultados foram: Targis/Vectris-Protecem 1361N, Targis/Vectris-Fuji Plus 923N, Belleglas/Connect 940N, e Fibrekor/Sculpture 524N. A adaptação marginal deteriorou de 13% a 21% com termociclagem. Os autores concluíram que nem todos os tipos de cimento são adequados para uso nestas próteses e que idealmente deve ser empregado um cimento resinoso.

Behr *et al.* (2003), analisaram a adaptação marginal e resistência à fratura de próteses adesivas em resina reforçada por fibra de vidro, contendo diferentes tipos de superfície interna. Três tipos de próteses foram confeccionados pelo sistema Targis/Vectris (Ivoclar-Vivadent): convencional (G1), contendo uma camada inicial de targis antes da fibra (G2), e contendo a fibra como primeira camada (G3). Somente os grupos G2 e G3 foram jateados e silanizados. Foram utilizados molares humanos extraídos com reprodução do ligamento periodontal, obtida a partir da cobertura das raízes com uma camada de 1mm de material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M-ESPE), e posteriormente incluídos em um bloco de resina de poliestireno. Os resultados não mostraram diferença estatística: G1 – 1509N, G2 – 1754N, e G3 – 1896N. A porcentagem de margens perfeitas foi de 80% a 90%. Devido aos resultados encontrados os autores concluíram que é possível usar uma camada de resina previamente à fibra, apesar deste procedimento não exercer influência significativa nas próteses.

Soares *et al.* (2004), analisaram a influência do método e material de inclusão e de reprodução do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura, empregando incisivos bovinos. Oitenta dentes foram selecionados, quarenta foram incluídos em resina acrílica e a outra metade em resina de poliestireno. Quatro métodos de simulação do ligamento periodontal foram executados: 1 – Sem ligamento; 2 – Material de moldagem à base de poliéter, Impregum F; 3 – Material de moldagem à base de polissulfeto, Permelastic; 4 – Material de fixação de vidros automotivos à base de borracha de poliuretano, sendo produzidas dez amostras por grupo. Os corpos de prova foram armazenados por 24 horas em 100% de umidade e então foram submetidos a um carregamento na porção palatina, de forma tangencial, reproduzindo o carregamento presente nos dentes superiores anteriores. Os testes foram realizados em máquina de ensaio universal Instron 4411, com velocidade de 0,5mm/minuto até a fratura. Os padrões de fraturas foram classificados em relação a parâmetros pré-estabelecidos: a - fratura coronária; b - fratura na transição da coroa para o cilindro de resina; c - fratura com invasão parcial do espaço biológico; d - fratura radicular. Os resultados demonstraram que o método e material de inclusão e o procedimento de reprodução do ligamento periodontal podem influenciar nos testes de resistência à fratura. O valor de resistência à fratura foi pouco influenciado pela presença do ligamento, porém o padrão de fratura foi altamente influenciado pela reprodução do ligamento periodontal. Os autores concluíram que a associação de inclusão com resina de poliestireno e reprodução do ligamento com Impregum F parece ser a mais indicada metodologia para testes de resistência à fratura.

2.2 Resinas Compostas Laboratoriais

Noack e Roulet (1991), em uma revisão sobre o uso de restaurações estéticas, relatam que as primeiras tentativas do uso de materiais estéticos em restaurações indiretas ocorreram por volta de 1862, com as cerâmicas. As melhorias nos processos de cimentação adesiva têm gerado boa adaptação marginal, embora em dentina este processo ainda seja de pior qualidade. Nas resinas, a adaptação marginal tem girado em torno de 17 μ m a 121 μ m. Por outro lado, melhores materiais restauradores têm sido produzidos por meio de modificações em sua composição química, como nas cerâmicas, ou nas resinas, que contam também com avanços nas técnicas polimerizadoras. Todavia, segundo os autores, quanto mais polimerizada estiver a resina, menos ligações duplas de carbono estarão disponíveis para interação com os cimentos resinosos. Como conclusão, os autores relatam que *inlays* em resina ou cerâmica são tendências atuais, em substituição às restaurações metálicas, necessitando de mais pesquisas na intenção de aperfeiçoá-las.

Em um trabalho de revisão abordando aspectos sobre materiais restauradores indiretos, Touati (1996) descreveu inicialmente as vantagens das restaurações indiretas, destacando os excelentes resultados estéticos, redução na contração de polimerização, eficiência na obtenção de ponto de contato e a maior facilidade de definição de uma adequada anatomia oclusal. Os materiais estéticos disponíveis para as restaurações indiretas são as cerâmicas e resinas laboratoriais. Em relação à cerâmica, o autor destacou como vantagens: a excelente estética, conseguida pelo alto nível de translucidez, opacidade e valor; estabilidade de cor; resistência ao

desgaste; habilidade de condicionamento com ácido hidrófluídrico, que aumenta a eficiência de fixação e a biocompatibilidade. Com o advento da porcelana Duceram LFC (Degussa), que apresenta uma temperatura de cocção de aproximadamente 660°C, conseguiram-se melhorias técnicas com as quais pode-se produzir uma melhor adaptação das margens sobre o modelo de gesso, aumentando a precisão marginal. Como desvantagens das cerâmicas, o autor destacou a susceptibilidade à fratura previamente à cimentação e ausência de resiliência, fazendo com que as tensões sejam rapidamente transmitidas à interface adesiva. Outro aspecto negativo é a capacidade de produzir desgaste nos dentes antagonistas devido à sua alta dureza. O autor relatou a evolução das resinas laboratoriais, que iniciou com as resinas de micropartículas lançadas no início dos anos 80, denominadas por ele de primeira geração, (Isosit-IVOCAR, Dentacolor-HERAEUS KULZER, Visiogem-3M-ESPE), até os novos sistemas que incluem os materiais Targis (IVOCAR), Artglass (HERAEUS KULZER) e Belle Glass (KERR). Estas novas resinas laboratoriais apresentam alta resistência flexural, entre 120 e 160 MPa, alto módulo de elasticidade, entre 8.500 e 12.000 MPa e são classificados como polímeros cerâmicos, cerômeros ou resinas laboratoriais de segunda geração. O sistema Targis apresenta cerca de 80% de peso e 67% em volume de partículas inorgânicas, resistência flexural de 160 MPa e módulo de elasticidade de 10.000 MPa. O sistema Artglass possui por volta de 72% em peso e 58% em volume de carga inorgânica, resistência flexural de 120 MPa e um módulo de elasticidade de 9.000 MPa. Por outro lado, o sistema Solidex (SHOFU) apresentou excelente qualidade estética, porém não deve ser classificado da mesma forma, devido à sua composição e módulo de elasticidade, pois apresenta cerca de 53% de peso e 39 % de volume de partículas e 61% de componentes orgânicos, sendo classificado pelo

autor como resina intermediária. O autor concluiu que as resinas laboratoriais disponíveis no mercado atual apresentam características biomecânicas adequadas e facilidade de construção laboratorial, o que as colocam como excelente alternativa estética às cerâmicas.

Touati e Aidan (1997), discutiram as propriedades mecânicas e indicações clínicas de novos compósitos laboratoriais. Segundo os autores, a primeira geração de resinas compostas indiretas, Dentacolor (HERAEUS KULZER), SR Isosit N (IVOCLEAR), Visio-Gem (ESPE), constituía-se de resinas de micropartículas, com altos níveis de falhas, baixa resistência flexural (60 a 80 MPa), baixo módulo de elasticidade (2000 a 3500 MPa) e reduzida resistência ao desgaste em decorrência do alto conteúdo de matriz orgânica. Recentemente, novos compósitos laboratoriais foram lançados. Esses novos materiais apresentam uma variação de resistência flexural entre 120 e 180 MPa, alta porcentagem de carga microhíbrida por volume, 66% de carga e 33% de matriz, com mínima contração de polimerização e resistência ao desgaste semelhante à do esmalte. De acordo com essas características, os autores classificaram como compósitos de segunda geração, os materiais Conquest (JENERIC/PENTRON), Artglass (HERAEUS KULZER), Columbus (CENDRIX & METAUX), Targis (IVOCLEAR) e Belle Glass HP (KERR). Os sistemas Targis e Conquest apresentam um processo de pós-polimerização com aplicação de calor e luz. Já o material Belle Glass HP possui unidade polimerizadora que emprega calor e pressão em ambiente com nitrogênio, sempre com objetivo de melhorar as propriedades mecânicas do material. As resinas de segunda geração são de composição microhíbrida, com alta densidade de carga, com tamanhos entre 1-5 μm , na maioria vidro de bário e cerâmica. Os autores relataram ainda que outros

compósitos como o Cesead (KURARAY), Solidex (SHOFU), Vita Zeta (VIDENT), são também de composição microhíbrida, porém apresentaram maior quantidade de componente orgânico e não apresentaram as mesmas propriedades mecânicas; contudo, isso não significa que não possam apresentar bons resultados clínicos.

Scheibenbogen-Fuchsbrunner *et al.* (1999), avaliaram clinicamente resinas diretas e indiretas em dentes posteriores, por meio do critério do Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos (USPHS). Após dois anos, melhor desempenho para as resinas indiretas foi encontrado nos seguintes parâmetros: textura superficial, integridade marginal, anatomia superficial. Todavia, as resinas diretas foram superiores em relação à: cor, integridade, sensibilidade. Os melhores resultados das resinas indiretas são atribuídos aos métodos adicionais de polimerização. De acordo com os autores, a integridade marginal é o principal aspecto para o sucesso de uma restauração e neste quesito as restaurações indiretas apresentaram melhor comportamento. No total 93% das resinas indiretas e 90% das diretas apresentaram bom desempenho após dois anos de avaliação.

Wassell, Walls e McCabe (2000), em cinco anos de acompanhamento clínico de restaurações em resinas compostas indiretas e diretas, afirmaram que os preparos *inlay* têm sido empregados por mais de vinte anos, sendo que sua introdução no mercado veio na intenção de solucionar problemas ocorridos nas resinas para dentes posteriores, como susceptibilidade ao desgaste, rugosidade superficial, manchamento, fraturas e sensibilidade dental. As primeiras resinas laboratoriais eram materiais microparticulados polimerizados sob calor e pressão. Analisando vários critérios, os autores concluíram que as resinas de uso direto ou indireto para

preparos *inlay*, confeccionados em resinas laboratoriais de primeira geração, obtiveram resultados dentro dos padrões recomendados pela American Dental Association. Após cinco anos entretanto, os materiais indiretos não mostraram vantagens sobre os diretos além de possuírem maior possibilidade de falhas.

De acordo com Mandikos *et al.* (2001), a mais recente evolução das resinas indiretas foi a introdução da segunda geração de resinas laboratoriais, os cerômeros. Estes materiais têm unido as tecnologias das cerâmicas e resinas embora essencialmente possam ser considerados uma matriz resinosa com diferentes partículas inorgânicas. Em geral as propriedades de uma resina são influenciadas pelo tipo, quantidade e tamanho das partículas e pelo grau de união entre as partículas e matriz resinosa. O tipo de matriz e o grau de conversão da mesma também influenciam suas propriedades. Os autores analisaram neste estudo a resistência ao desgaste e a dureza dos seguintes materiais: Artglass, Belleglass, Sculpture, Targis, Heliomolar e Concept. Os resultados demonstraram menor desgaste para a resina Concept, uma resina laboratorial da primeira geração; a resina Targis apresentou maior desgaste que a resina Heliomolar. Com relação à dureza, apenas as resinas Targis e Heliomolar apresentaram resultados semelhantes. Não houve correlação entre as duas variáveis mensuradas. Os autores concluíram que a dimensão das partículas inorgânicas e a composição química dos cerômeros não diferem muito entre si. Entretanto, houve diferença entre os materiais e assim parece que esta diferença não é devido à composição inorgânica mas sim à composição orgânica e aos métodos de polimerização de cada material.

César, Miranda Júnior e Braga (2001), relataram que a composição das novas resinas laboratoriais, os cerômeros, é essencialmente a mesma das resinas diretas. Entretanto, suas melhores propriedades mecânicas são provenientes do alto grau de conversão possibilitado pelos métodos de polimerização, que envolvem: fotativação, calor, pressão e atmosfera de nitrogênio. Os autores relataram todavia que melhorias nas propriedades mecânicas destes materiais, em comparação às das resinas diretas, não têm sido evidentes. Este estudo comparou as resinas Artglass (G1), Belleglass (G2), Sculpture (G3), Targis (G4), e Z100 (G5). Os autores analisaram a influência do tempo de armazenagem e cor na resistência flexural, módulo flexural e dureza da resina. Foram empregadas duas cores, incisal e dentina, em dois períodos de observação, após 24 horas e 30 dias da confecção. Os resultados deste estudo mostraram que os métodos adicionais de polimerização não melhoraram as propriedades mecânicas das resinas indiretas em relação às das diretas. Alguns materiais mostraram influência da cor sobre suas propriedades (G2 e G3). Segundo os autores, é difícil estabelecer o fator de maior influência no comportamento clínico das resinas. As melhores propriedades foram alcançadas pelo G2, provavelmente devido à polimerização em ambiente livre de oxigênio. O tratamento com calor não ampliou as propriedades do G4 com relação ao G5, provavelmente devido à composição das resinas. Os autores concluíram que os métodos adicionais de polimerização não garantem melhoria das propriedades mecânicas ou da resistência à degradação hidrolítica.

Kakaboura *et al.* (2003), relataram que, na tentativa de superar propriedades indesejáveis das restaurações metalocerâmicas como abrasividade, dificuldade técnica e necessidade de opacificação, os fabricantes lançaram, no início dos anos

80, as primeiras resinas laboratoriais, que possuíam vantagens como: menor contração de polimerização, adequada polimerização em áreas de difícil acesso e facilidade no controle de forma e contatos proximais. Entretanto, segundo os autores, esses materiais eram microparticulados, o que resultava em performance clínica desfavorável devido à baixa resistência flexural e alta susceptibilidade ao desgaste. No início dos anos 90 surgiu então, a segunda geração das resinas laboratoriais, com composições diversas e técnicas de polimerização variadas, combinando calor, pressão, vácuo e luz. De acordo com os autores, esses materiais combinam partículas inorgânicas ultrafinas e monômeros polifuncionais. Este estudo analisou diversas propriedades das novas resinas laboratoriais Belleglass (Kerr) e Sinfony (3M-ESPE). Os resultados demonstraram que a resina Sinfony apresentou grau de conversão semelhante ao das resinas diretas (66%), ao passo que Belleglass obteve grau de conversão mais alto (80%). A microdureza da resina Sinfony foi menor (77,8VHN) do que da resina Belleglass (174,0VHN). Os autores concluíram que essas e outras diferenças parecem estar relacionadas à composição e protocolos de polimerização.

2.3 Preparo Cavitário

Em um trabalho de revisão da literatura sobre *inlays* para cerâmica e resina composta, Burke e Qualtrough (1994), afirmaram que o aspecto estético está se tornando cada vez mais importante no tratamento odontológico. Segundo os autores as maiores vantagens das técnicas indiretas estão relacionadas à menor contração de polimerização, além do fato de possuírem melhores propriedades físicas, resultantes dos avançados métodos de polimerização. O preparo *inlay* para cerâmica ou cerômero deve possuir de 4° a 15° de inclinação das paredes internas,

em cavidades médias ou largas, com profundidade mínima de 1,5mm, abertura oclusal mínima de 2mm, ângulos internos arredondados, ausência de bisel no ângulo cavosuperficial e na necessidade de recobrimento oclusal, deve-se remover de 1,5mm a 2,0mm. Os autores concluíram que as cerâmicas estão melhor indicadas para situações de intenso desgaste oclusal, enquanto que as resinas possuem maior facilidade de manuseio e são menos onerosas ao paciente.

Etemadi *et al.* (1999), avaliaram o preparo cavitário para restaurações cerâmicas. Esse estudo examinou a geometria dos preparos cavitários para restaurações unitárias e coroas totais, construídos em modelos de gesso especial por clínicos especialistas, com o objetivo de compará-las com os princípios de resistência e retenção firmados na literatura. Cinquenta e sete modelos de gesso para preparo *onlay* e 46 para coroa total foram incluídos nesse estudo e as comparações foram feitas em relação a um preparo com características pré-definidas. As caixas proximais apresentaram retenções e desgaste oclusal resultantes da remoção de amálgama, fato comumente encontrado na clínica. Esta falha em área retentiva foi mais evidente nos preparos *onlay*. Verificou-se abertura mais larga na distal do que na mesial. Os ângulos internos e a divergência das paredes foram definidos em aproximadamente 20°, com relativa acentuação da abertura de istmo na caixa oclusal. Existiu grande variação na redução da superfície oclusal na região de fossa central e na definição de cobertura de cúspide. A implicação dessas diferentes configurações no sucesso das restaurações indiretas em cerâmica, à longo prazo, devem ser resolvidas.

Edelhoff e Sorensen (2002), analisaram a quantidade de estrutura dental removida em vários tipos de preparos inovadores e convencionais projetados para prótese fixa. Quatro dentes em resina Typodont, representando pré-molares inferiores e superiores foram preparados em várias configurações: caixa adesiva (1); asa e entalhe adesivo (2); *inlay* mésio-oclusal ou disto-oclusal (3); *inlay* mésio-ocluso-distal (4); *onlay* mésio-ocluso-distal (5); coroa parcial (6); meia coroa (só molares) (7); coroa total com 0,8mm de desgaste e término em chanfrado (8); coroa total com 1,0mm de desgaste com término em ombro arredondado (9); e coroa total com 1,4mm de redução axial com término em ombro na vestibular e chanfrado na lingual (10). Depois do preparo dos dentes (10 por grupo), a raiz foi separada da coroa anatômica ao nível da junção cimento-esmalte. A remoção de estrutura dental foi medida em balança de alta-precisão, antes e após os preparos serem confeccionados. Foram selecionados os preparos 2 e 10 para restaurações metálicas, e os outros preparos para restaurações em cerâmica pura. A remoção de estrutura dental de todos os dentes testados foi comparada. A caixa proximal para preparo adesivo e o *inlay* foram os preparos menos invasivos, com variação de 5,5% (1) a 27,2% (3) de remoção de estrutura dental. Os preparos para coroas total foram os mais invasivos, variando entre 67,5% (8) e 75,6% (10). A remoção de estrutura dental requerida para o grupo 10 era aproximadamente 14 vezes maior que a do preparo do grupo 1. A remoção de estrutura dental também foi influenciada pela morfologia do dente. O sistema de medição usado neste estudo foi um método preciso de quantificar a remoção de estrutura dental em preparos de próteses fixas. As configurações de preparos inovadores estudados neste trabalho demonstraram remover quantidade significativamente menor de estrutura dental, gerando um prognóstico mais favorável ao dente restaurado.

Fernandes Neto *et al.* (2002), descrevendo sobre preparos para restaurações parciais em dentes posteriores, relataram que, devido à evolução dos materiais restauradores diretos, a solução restauradora para preparo *inlay* deve prioritariamente ser por meio de técnica direta. Contudo, quando se opta por restaurações indiretas abre-se uma nova discussão sobre a forma e extensão do preparo. Para os autores, restaurações retidas de forma puramente friccional, devem ser associadas ao recobrimento total de cúspides e ainda envolver o terço oclusal das cúspides vestibulares dos dentes inferiores e palatinas dos dentes superiores. Em relação às restaurações adesivas, confeccionadas em cerâmica ou cerômeros, os autores relataram que estas possuem características diferenciadas pela formação de corpo único entre a estrutura remanescente, o material de fixação e a restauração indireta, minimizando ou até mesmo eliminando o efeito de cunha. Contudo, os autores relacionaram a preservação parcial de estrutura dental com a complexidade do preparo, o que geraria dúvidas, tais como quando confiar em uma parede de dentina e esmalte, a espessura mínima para a sua manutenção e até onde envolver desgaste de estrutura dental resultará em aumento de retenção e estabilidade. Os autores concluíram que essas respostas são complexas e podem resultar em fracasso da restauração, definindo por ora indicação do recobrimento de cúspides com considerável perda de estrutura dental resultando em espessura mínima de 1,5mm, com definição de preparo com término em ombro, ângulo interno arredondado, abertura de caixa oclusal de 2,0mm no mínimo e paredes divergentes.

2.4 Resistência à Fratura de Restaurações Indiretas

Provavelmente Vale (1956), tenha sido um dos primeiros pesquisadores a explorar a influência do preparo cavitário na resistência à fratura de dentes posteriores. Em seu estudo, pares contralaterais de pré-molares, sendo um dente pertencente ao grupo controle e o outro ao grupo teste, receberam preparos classe II e foram submetidos ao carregamento compressivo axial no centro do preparo por meio de uma esfera de 4,76mm de diâmetro. Suas conclusões mostraram que: quando o istmo oclusal correspondia a $\frac{1}{4}$ da distância intercuspídea, a resistência dental era a mesma do grupo controle; quando o istmo era $\frac{1}{3}$ da distância intercuspídea, a resistência dental caía em 33%; não houve diferença entre dentes apenas preparados e dentes preparados e reabilitados com restaurações metálicas; os dentes restaurados, com ouro, e recobrimento total de cúspide foram duas vezes mais resistentes que os não restaurados.

Mondelli *et al.* (1980), atestando que dentes saudáveis raramente fraturam na boca e que dentes cariados ou com preparos devem ser mais susceptíveis à fratura, estudaram a resistência à fratura de pré-molares preparados: G1 – dentes intactos, G2 – cavidades classe I com 2,5mm de profundidade, G3 – cavidades classe II MO, G4 – cavidades classe II MOD. Os resultados mostraram que em cavidades classe I a abertura oclusal parece ser de pouca importância. Já nos preparos classe II esse aspecto é importante, e quanto maior a abertura, menor a resistência do dente. Para os preparos classe II a serem restaurados com amálgama, com abertura oclusal maior que $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea, deve ser executado o recobrimento de cúspides.

Eakle e Braly (1985), alegando que estudos fotoelásticos têm demonstrado que ângulos internos arredondados proporcionam menor concentração de tensões, estudaram a resistência à fratura de dentes com preparos MOD e ângulos internos arredondados ou não. Trinta pré-molares superiores receberam preparos MOD para amálgama com ângulos internos arredondados ou não. Os resultados mostraram não haver diferença estatística entre os dois grupos. Os autores relatam que em preparos com aberturas mais amplas o efeito dos ângulos não arredondados seria maior e que o fato de não ter obtido diferença entre os grupos analisados pode ser sinal da dificuldade de padronização dos métodos utilizados.

Atestando que o material restaurador amálgama não promove reforço da estrutura dental remanescente, Stampalia *et al.* (1986), selecionaram trinta pré-molares, incluídos em resina acrílica sem reprodução do ligamento periodontal, onde foram executados preparos MOD com 3mm de profundidade. Os dentes foram restaurados com: G1 – amálgama, G2 – resina composta autopolimerizável P-10 (3M) inserida em um só incremento. Justificando que, se aplicada sobre a restauração, a carga poderia ser em parte absorvida e assim o valor resultante no ponto de fratura seria uma super-estimação do valor real de resistência do elemento, os autores utilizam uma barra metálica com diâmetro de 3,9mm a 5mm aplicada somente sobre superfície dentária, a uma velocidade de 5cm/minuto. Os resultados demonstraram ausência de diferença entre os grupos restaurados: G1 – 78,7Kg, G2 – 78,3. O grupo controle (G3) apresentou resistência de 127,8Kg. Todas as restaurações em amálgama, exceto uma, separaram intactas e completamente do dente; o mesmo ocorreu com 6 restaurações em resina, fato atribuído à baixa adesão deste material. Por fim os autores concluíram que, mais importante que os

testes realizados é aplicação de um teste de fadiga pois este é o processo pelo qual as restaurações devem fraturar na boca.

Com o recente desenvolvimento, as resinas compostas têm se firmado com alternativa ao amálgama ou restaurações metálicas em geral. Neste sentido, Joynt *et al.* (1987), estudaram o efeito de restaurações em resina composta na resistência à fratura de cúspides de dentes posteriores. Pré-molares superiores com preparos MOD foram restaurados com amálgama ou com resina composta inseridos em único incremento. Outros dentes remanescentes constituíram os dentes controle e dentes preparados mas não restaurados. Duas barras metálicas de 2mm de diâmetro foram posicionadas na oclusal do dente na tentativa de somente contatar o dente e não as restaurações, para o teste de fratura, a 0,1mm/minuto de velocidade. Os resultados demonstraram que dentes preparados são menos resistentes à fratura, e dentes restaurados são mais resistentes do que dentes preparados. Não houve diferença entre dentes restaurados com amálgama ou resina. Houve fraturas englobando a resina ou a resina e o remanescente dental. Os autores concluíram que caso uma técnica incremental tivesse sido usada, a resistência dos dentes restaurados com resina poderia ter sido melhor do que a dos dentes restaurados com amálgama.

Salis *et al.* (1987), afirmaram que a maioria dos estudos tem usado dentes rigidamente montados, e apesar de confirmar a relação entre amplitude de abertura oclusal e resistência dental, os padrões de fratura produzidos acabam não sendo próximos ao real. Cinco grupos de estudo foram definidos: G1 – dentes intactos, G2 – dentes com preparo MOD restaurados com amálgama, G3 – dentes com preparo

MOD, recobrindo todas as cúspides, restaurados com amálgama, G4 – dentes com preparo MOD, recobrindo todas as cúspides, restaurados com ouro, e G5 – dentes com preparo para coroa total restaurados com coroa em ouro. Todos os dentes tiveram o ligamento periodontal simulado com 0,2mm de silicone. Os dentes foram então fixados em dispositivo para aplicação de carga impactual pendular de 600g na vertente lingual da cúspide vestibular. A maioria das fraturas foi oblíqua, do sulco oclusal até a cervical do dente. Nos dentes com preparos MOD, a fratura mais observada foi da base do preparo até a cervical do dente. Para que se reduza este problema os autores sugerem o uso de restaurações adesivas. Entretanto, Black (1908 apud SALIS et al., 1987) preconizava o recobrimento de cúspides e outros autores também o recomendavam quando a abertura da caixa oclusal fosse maior do que a altura das cúspides remanescentes. Os dentes com MOD e proteção de cúspide, restaurados com ouro transferiram suas fraturas para as raízes (26% dos casos), enquanto que no grupo controle esse fato ocorreu apenas em 4% dos casos.

Reel e Mitchell (1989), estudaram a resistência à fratura de pré-molares com preparos MOD restaurados com resina composta em diferentes procedimentos (uso ou não de adesivos), empregando sempre uma técnica de incremento único. Os dentes preparados mas não restaurados apresentaram resistência à fratura menor que todos os outros grupos. Não houve diferença entre os grupos restaurados com resina, independente do uso ou não de adesivo, provavelmente devido à técnica restauradora e ao alto grau de contração dos materiais usados. Os autores concluíram que preparos MOD enfraquecem a estrutura dental e que o biselamento do ângulo cavosuperficial não promove aumento da resistência dental.

Demonstraram ainda que adesivos dentinários não apresentaram melhores valores que os adesivos para esmalte.

Purk *et al.* (1990), compararam a resistência à fratura de dentes com as cristas marginais enfraquecidas restaurados com resina (classe I) e dentes com preparos classe II restaurados com resina ou amálgama. Os resultados mostraram que, nas restaurações em amálgama, apenas o material restaurador fraturava, enquanto que dos 25 dentes restaurados com resina, seis mostraram fratura mista (dente e restauração). O autor recomenda que em casos onde se prevê a fratura, restaurar com amálgama talvez seja melhor pois na eventual fratura existem condições fáceis para se restaurar novamente o elemento.

De acordo com Khera *et al.* (1990), vários fatores contribuem para a fratura de cúspides dentárias: cárie, abrasão, erosão, maloclusão, acidentes, forças mastigatórias excessivas, preparos cavitários extensos, *inlays* MOD, relacionamento oclusal traumático, envelhecimento, e desidratação decorrente de tratamento endodôntico. Afirma ainda que os fatores mais associados com fraturas são extensas restaurações e lesões de cárie, sendo que as cúspides não-funcionais são as de maior tendência à fratura. De acordo com o pressuposto que a anatomia dentária deve ser parcialmente responsável pela susceptibilidade à fratura dos dentes, os autores analisaram: a existência de diferença na espessura das cúspides vestibulares e linguais, a existência de diferença entre a inclinação das cúspides vestibulares e linguais, a existência de diferença entre a espessura do esmalte das cúspides vestibulares e linguais, a existência de diferença entre a inclinação da junção amelo-dentinária das cúspides vestibulares e linguais. Os resultados

mostraram diferenças entre os parâmetros analisados, entretanto os autores afirmaram que normalmente as fraturas ocorrem em situações específicas de alta carga sobre os dentes ou quando uma oclusão não guiada pelo canino leva ao contato cúspides enfraquecidas. Em geral, observou-se: 1) as cúspides funcionais, exceto dos pré-molares superiores, são mais espessas que as não-funcionais, sendo mais resistentes; 2) as cúspides não funcionais dos molares e funcionais dos pré-molares superiores têm inclinações maiores e portanto são mais resistentes; 3) a espessura do esmalte foi tida como maior nas cúspides funcionais do que nas não-funcionais, o que as torna mais resistentes, exceto nos 2^{os} pré-molares inferiores; 4) a angulação da junção amelo-dentinária não foi significativa nos dentes superiores, mas somente nos inferiores. Concluíram atestando que apesar de nos molares a cúspide não-funcional fraturar mais que a funcional, isto pode ser devido à sua anatomia, mas principalmente ao enfraquecimento existente. Sugeriram ainda que as dimensões de uma restauração, no que diz respeito à abertura de caixa, número de superfícies envolvidas e profundidade de desgaste são diretamente relacionados com a freqüência de fraturas.

Analisando vários aspectos da fratura dental, *in vivo* e *in vitro*, Burke (1992) em uma revisão da literatura, relata que a fratura dental tem tomado grande importância clínica desde que os dentes têm permanecido mais tempo na boca dos pacientes. As fraturas podem ser completas, onde parte da cúspide ou ela inteira destaca-se do dente, ou incompleta, permanecendo oculta e dificultando enormemente seu diagnóstico. Segundo o autor, diversos fatores são responsáveis pelas fraturas dentais: contato excessivo entre as cúspides dos dentes posteriores em movimentos mandibulares excêntricos, restaurações extensas, desgaste, maloclusão,

desidratação decorrente de tratamento endodôntico e planos inclinados ou fossas proeminentes nos dentes. Entretanto, cita a cárie e preparos extensos como os fatores mais importantes. O autor demonstra que os estudos utilizam grande diversidade de métodos de aplicação de carga, sendo que estas podem ainda ser aplicadas sobre a restauração ou sobre as superfícies dentais. Caso aplicada sobre o dente, as cúspides vestibulares e linguais são submetidas a tensões na interface restauração/dente. Por outro lado, caso aplicada sobre a restauração, esta pode absorvê-la e a transferir para o dente, havendo também tensões na interface restauração/dente. Nesta revisão, o autor menciona parte de sua tese onde, analisando as configurações ideais de preparo para restaurações indiretas em resina, comprovou que o recobrimento de 2mm das cúspides elevou a resistência à fratura a valores comparáveis aos de dentes hígidos.

Segundo Catovic (1992), após cárie e periodontite a fratura dental é a maior causa de perda de dentes, propondo então estudar o carregamento dinâmico em dentes preparados e intactos. Dois grupos de dentes foram preparados: coroa total com ângulos internos vivos, coroa total com ângulos internos arredondados e o grupo controle, mantido intacto. Os dentes foram submetidos a carregamento cíclico variando de 290N a 1400N. Os dentes intactos resistiram mais tempo ao carregamento, e não houve diferença entre os 2 grupos de dentes preparados. O autor concluiu que quanto maior a carga aplicada, menor o número de ciclos necessários para fraturá-los.

Analisando o efeito da inclinação das paredes axiais internas de um preparo MOD para resina laboratorial, Burke, Wilson e Watts (1993), selecionaram 40 pré-

molares humanos, divididos em 4 grupos: G1 – inclinação de 2°, G2 – inclinação de 4°, G3 – inclinação de 6°, e G4 – controle. Os preparos possuíam caixa oclusal com 1/3 da distância intercuspídea, caixa proximal com 1/2 da distância intercuspídea, 4mm de profundidade de desgaste oclusal, e caixa proximal 1mm acima da junção cimento-esmalte. A resina selecionada foi a Brilliant (Coltene AG). Os *inlays* não receberam nenhum tratamento de superfície e foram cimentados adesivamente após condicionamento ácido por 60 segundos no esmalte, não sendo aplicado nenhum tipo de adesivo. Dois métodos de aplicação de carga foram feitos: uma esfera de 4mm de diâmetro ou uma barra metálica de 4mm de diâmetro, ambos aplicados no centro da face oclusal da restauração, a 1mm/minuto de velocidade, classificando-se o padrão de fratura. Os resultados não mostraram diferença entre os valores de resistência para os 3 tipos de inclinação, mas o tipo de aplicação de carga influenciou o tipo de fratura encontrado, sendo que o uso da barra metálica gerou fraturas mais catastróficas. O grupo controle apresentou resistência superior aos grupos preparados. Os autores sugeriram que a inclinação das paredes é de importância insignificante quando um procedimento adesivo é empregado, entretanto a aplicação de carga com uma esfera parece apresentar resultados mais uniformes. Relataram ainda que, além da resistência à fratura, deve-se levar em conta a facilidade de manuseio e praticidade dos procedimentos laboratoriais e clínicos. Concluíram então que a inclinação de 4° é mais satisfatória, pois a de 2° gerou a necessidade de muito ajuste nas peças, além do que menor quantidade de fraturas severas ocorreram naquele grupo.

Burke, Wilson e Watts (1994) postularam que entre os diversos fatores influentes na resistência à fratura de dentes restaurados estão a dimensão da

cavidade, as propriedades físicas do material restaurador, e o cimento usado. Estudaram então o efeito de variações nas técnicas para cimentação e tipos de cimento, na resistência à fratura de dentes restaurados com resina composta laboratorial. Preparos MOD foram executados em pré-molares que foram posteriormente restaurados segundo os seguintes grupos: G1 – dentes intactos, G2 – o esmalte foi condicionado, aplicou-se o adesivo e cimento resinoso (Duo Core, Coltene) e cimentou-se o *inlay*, G3 – o esmalte foi condicionado, aplicou-se o adesivo e a resina (Coltene Brilliant Dentin, Coltene) e cimentou-se o *inlay*, G4 - o esmalte foi condicionado, aplicou-se o adesivo e cimento resinoso (Duo Core, Coltene) e cimentou-se o *inlay*, G5 – sem condicionamento, aplicou-se o adesivo e cimento resinoso (Duo Core, Coltene) e cimentou-se o *inlay*, G6 - o esmalte foi condicionado, aplicou-se o adesivo e cimento resinoso (Superbond, Sun Medical) e cimentou-se o *inlay*. Os grupos 2 e 3 tiveram a abertura da caixa oclusal menor do que os grupos 4, 5, e 6. Os resultados mostraram igualdade entre os grupos 2 (0,60kN), 3 (0,73kN), 4 (0,72kN), e 5 (0,72kN), e dos grupos 3, 4, 5, e 6 (0,85kN), sendo o grupo controle (0,97kN) maior que os outros e comparável somente ao grupo 6. O G3 apresentou maior resistência que o G2, embora sem diferença estatística, e talvez isto esteja relacionado à maior viscosidade do material cimentante. Ao mesmo tempo, mais fraturas catastróficas ocorreram no G3, o qual também apresentou 90% de fraturas na interface cimento/corona contra 60% do grupo 2, demonstrando que a adesão com cimento menos viscoso é melhor. Devido a esses resultados, os autores recomendaram o desenvolvimento de novos materiais que unam maior viscosidade com adequado escoamento. A ausência de condicionamento pareceu não afetar o procedimento adesivo, embora os autores não a recomendem pois pode-se prejudicar a integridade marginal.

Burke e Watts (1994) atestam que o uso de cimento resinoso pode reduzir a propagação de trincas dentro do material restaurador, além do que possibilita a confecção de coroas menos retentivas, com terminos em ombro ou chanfro pequenos, ou mesmo em lâmina de faca. Os autores analisaram, então, a resistência à fratura de coroas cerâmicas (Mirage – Chameleon Dental) cimentadas adesivamente em 20 pré-molares humanos superiores preparados com um desgaste médio de 2mm, término em lâmina de faca e inclinação das paredes 6° ou 8°. O tratamento do substrato dentário foi executado pelo uso do Mirage ABC Kit (Chameleon Dental), sendo a dentina condicionada por 1 minuto com ácido nítrico 3%, seca, e então o adesivo era aplicado. Depois de cimentados, os dentes permaneceram 24 horas em água aguardando a polimerização final do cimento resinoso. O teste de fratura foi realizado em máquina de ensaio universal, com aplicação de força compressiva a velocidade de 1mm/minuto mediante o uso de esfera de 4mm de diâmetro. O padrão de fratura foi descrito em 5 níveis: fratura mínima, menos da metade da coroa, metade da coroa perdida, mais da metade da coroa perdida, fratura severa do dente e coroa. Os resultados não mostraram diferença entre as inclinações de 6° (0,77KN) e 8° (0,71KN), e destes com o controle (0,97KN). No grupo 6° houve apenas uma fratura severa, englobando dente e coroa, sendo as outras apenas fraturas pequenas. No grupo 8° todas as fraturas foram pequenas, não acometendo o dente. Os autores afirmaram que o teste de fratura é invariavelmente catastrófico, mas é importante para que se determinem as forças que causam as fraturas das restaurações e assim, investigue-se novas configurações do preparo cavitário que promovam maior resistência. Segundo os autores, idealmente a restauração deveria fraturar antes do dente pois, desta

maneira, ainda existiria a possibilidade de reabilitar o elemento novamente. Concluíram, que o recobrimento de cúspides enfraquecidas por restaurações adesivas promove maior resistência à fratura, chegando a ponto de não haver diferença com relação ao grupo controle em restaurações de resina laboratorial (Coltene) recobrindo 2mm das cúspides.

Burke (1995), estudou o efeito de alterações no procedimento adesivo na resistência à fratura de coroas em cerâmica pura. Quarenta pré-molares humanos receberam preparo para coroa total, com 2mm de desgaste, 6° de inclinação axial e término em ombro de 0,5mm. Para os grupos 1 e 3, a superfície interna das coroas foi condicionada com mistura composta por ácido nítrico, ácido hidrocloreídrico e hidrofluorídrico e posteriormente silanizadas. Para os grupos 2 e 4 não foi feito tratamento interno. Com relação ao tratamento dentinário, somente os grupos 1 e 2 receberam condicionamento com ácido nítrico 3% por 1 minuto, secagem e aplicação do adesivo, seguida de cimentação adesiva. Os grupos 3 e 4 não receberam tratamento dentinário, mas o grupo 3 foi cimentado com cimento resinoso ao passo que o grupo 4, com cimento de fosfato de zinco. Uma esfera de 4mm de diâmetro foi aplicada no centro do dente para o teste de fratura, a 1mm/minuto de velocidade, classificando-se o padrão de fratura. Os grupos 1 e 2 apresentaram maiores valores de resistência à fratura - 0,77kN e 0,76kN respectivamente - do que o grupo 4 - 0,39kN - mas estes valores foram comparáveis ao grupo 3 - 0,55kN. O autor revela que não houve grande diferença entre os grupos no que diz respeito ao padrão de fratura, embora nos grupos cimentados adesivamente houvesse a ocorrência de fraturas mais severas. Concluiu atestando que o procedimento adesivo pode ampliar a resistência à fratura de coroas em

cerâmica pura, embora este procedimento não seja necessário para prevenir que a estrutura dentária subjacente não frature.

Burke (1996), relatou que não havia um parâmetro exato sobre o tipo ideal de preparo para restaurações em cerâmica pura. Analisando então o efeito da configuração do preparo cavitário, selecionou 40 pré-molares humanos, divididos em 4 grupos: G1 - coroa total (2mm de desgaste) com término em lâmina de faca, G2 - coroa total com 1mm a mais de redução oclusal e término em ombro de 1mm, G3 - metade do dente preparado de acordo com o grupo 1 e a outra metade de acordo com o grupo 2, G4 - coroa total idêntica ao grupo 1, mas com término em ombro de 1mm. Uma esfera de 4mm de diâmetro foi aplicada no centro do dente para o teste de fratura, a 1mm/minuto de velocidade. Os resultados mostraram G1 – 0,77KN, G2 – 0,99KN, G3 – 0,91KN e G4 – 0,78KN, não havendo diferença entre os grupos. Mesmo atestando que não há teste que substitua as avaliações clínicas de uma restauração, o autor defende o uso dos testes de fratura. Concluiu que o desgaste oclusal de 2mm é suficiente e o término pode ser feito em lâmina de faca pois, ao menos sob o ponto de vista de resistência à fratura, ele é conveniente.

Loose *et al.* (1998), compararam a resistência à fratura e adaptação marginal de próteses adesivas fixas em cerômero reforçadas por fibra (Targis/Vectris – Ivoclar-Vivadent) e próteses adesivas em cerâmica pura (In Ceram – Vita). Quarenta e oito próteses foram confeccionadas, sendo 16 em cerômero, sem o Vectris single (G1), 16 em cerômero com o Vectris single (G2), e 16 em cerâmica pura (G3). Preparos tipo coroa total foram executados e as próteses foram submetidas a termociclagem e carregamento mecânico, simulando envelhecimento por 5 anos. O teste de fratura

foi aplicado por uma esfera de 12,5mm de diâmetro no centro da prótese e a avaliação de adaptação marginal antes e após cimentação, por meio de modelos de gesso, em MEV. Os resultados de resistência à fratura foram: G1 – 1470N, G2 – 1305N, G3 – 334N. Com relação à adaptação marginal, não houve diferença entre as próteses, sendo que os valores de desadaptação variaram entre 15µm a 150µm. De acordo com os autores o teste de fratura é um método para se determinar a resistência das restaurações mediante o uso de forças mastigatórias e, como as próteses em cerômero suportaram grandes cargas, elas se mostram importantes como opções reabilitadoras.

Steele e Johnson (1999) afirmaram que a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente é menor devido à remoção de estrutura dental, pois a dureza e umidade de dentina remanescente são similares a dentes vitais. Em seu estudo, analisaram a resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente, com preparos MOD ou somente com o acesso endodôntico, restaurados com amálgama ou resina composta. A aplicação de carga ocorreu a uma velocidade de 0,75mm por minuto, com uso de uma esfera de 8mm de diâmetro. Os dentes não foram incluídos reproduzindo o ligamento periodontal. Grande maioria das fraturas ocorreu na base da cúspide lingual ou vestibular. Os resultados mostraram que somente o acesso endodôntico não enfraquece o dente, ao passo que acesso e cavidade MOD sim, devido à remoção da crista marginal. Os autores sugerem que qualquer tipo de restauração pode ampliar a resistência dental embora nunca se iguale à do dente hígido. Os autores recomendaram que técnicas adesivas podem ser usadas com sucesso em dentes com pequena perda de estrutura, sem a necessidade de cobertura de cúspide.

Soares (2000), avaliou a adaptação marginal e resistência à fratura de restaurações estéticas, confeccionadas cerâmica ou cerômero. Sessenta molares inferiores receberam preparos MOD com 6° de expulsividade, e foram restaurados com 3 tipos de cerômero, Targis, Artglass e Solidex, e uma cerâmica feldspática, Dulceram LFC. A adaptação marginal foi analisada em sistema computadorizado de coleta de imagem. Os resultados mostraram melhor adaptação para região cervical em relação à região oclusal, para todos os sistemas restauradores. Os dentes restaurados com cerâmica apresentaram menor resistência à fratura (205,44Kgf) do que os dentes restaurados com cerômero (Targis - 304,23Kgf; Artglass - 199,87Kgf; Solidex - 293,16Kgf). O padrão de fratura das cerâmicas envolveu em maior proporção a própria restauração, enquanto que os cerômeros mostraram maior acometimento de estrutura dental.

Bremer e Geurtsen (2001) relataram que dependendo da extensão da cavidade o tratamento odontológico predispõe o dente à fratura e portanto recomenda-se o recobrimento de cúspide em preparos mais amplos. Citando a possibilidade das técnicas adesivas em unir cúspides enfraquecidas, os autores analisaram a resistência à fratura de molares após restaurados com *inlays* de cerâmica ou resina. Cinquenta molares inferiores foram selecionados para o estudo, sendo que quarenta deles receberam preparos MOD. Dois grupos foram restaurados com *inlays* cerâmicos (Cerec – Sirona, IPS Empress – Ivoclar-Vivadent) e outros dois com resina direta em incrementos de 1mm (Arabesk – Voco, Charisma – Kulzer). A aplicação de carga ocorreu à velocidade de 0,5mm por minuto, com uso de barra metálica de 2mm de diâmetro sobre a restauração. O grupo restaurado com Cerec

(2139N) apresentou resistência semelhante à do grupo controle (2102N) sendo maior que a dos grupos Empress (1459N) e Arabesk (1459N) e semelhante à do grupo Charisma (1562N). O padrão de fratura do grupo Cerec foi semelhante ao grupo controle, demonstrando fraturas coesivas das cúspides e das paredes cavitárias dentro da estrutura dental. Os grupos Empress e Arabesk mostraram predominância de fratura envolvendo uma única cúspide. O grupo Charisma apresentou fraturas severas verticais. Os autores relataram que a adesão somente ao esmalte é suficiente para adequada resistência à fratura, embora não tenham pesquisado o condicionamento ácido total. As técnicas adesivas demonstraram capacidade em estabilizar cúspides enfraquecidas. Provavelmente o grupo Cerec apresentou maiores valores devido a melhores condições de fabricação, concluindo que o tipo de cerâmica é de importância decisiva para estabilidade das cúspides. Apesar de menor resistência à fratura, os grupos com resina mostraram que também podem estabilizar cúspides. A pequena diferença entre as propriedades físicas das resinas indica que outro fator deve ser responsável, em maior porcentagem, pela diferença observada na resistência à fratura dos molares restaurados. Nas cerâmicas, este fato foi atribuído às melhores condições de fabricação laboratorial do grupo Cerec, o qual apresentou o melhor desempenho.

Takahashi, De Cara e Contin (2001), afirmaram que restaurações sem cobertura de cúspides, quando submetidas a cargas axiais, exercem um verdadeiro efeito de cunha, levando a deflexão das cúspides. Assim, propõem o estudo da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente, restaurados com resina composta, com cobertura de cúspide. Quarenta pré-molares foram divididos em 4 grupos: G1 – hígidos, G2 – dentes com preparo MOD, com exposição da câmara pulpar,

restaurados com resina, G3 - dentes com preparo MOD, com exposição da câmara pulpar e redução oclusal, restaurados com resina, e G4 - dentes com preparo MOD, com exposição da câmara pulpar, não restaurados. Os dentes foram restaurados por técnica incremental e sistema adesivo Prime Bond 2.1 (Dentsply) com resina Herculite. A aplicação de carga ocorreu em velocidade de 0,381mm por minuto, com uso de esfera. Os resultados mostraram que os dentes com cobertura de cúspide foram mais resistentes que os restaurados sem a mesma, provavelmente devido à redução do efeito de cunha e melhor distribuição das cargas.

De acordo com Cho *et al.* (2002), os cerômeros são a segunda geração das resinas laboratoriais e possuem melhores propriedades mecânicas devido ao alto conteúdo inorgânico e ótima polimerização. Os autores afirmaram que a presença de fendas marginais pode expor o cimento levando ao seu desgaste e permitindo a colonização por bactérias, devendo então ser evitada. No que diz respeito à resistência à fratura dos materiais, os autores afirmaram que o módulo de elasticidade da estrutura subjacente, as propriedades do cimento, o tipo de preparo, a rugosidade superficial e a espessura das restaurações são fatores influentes. Como a carga oclusal média de um adulto atinja entre 400 a 800N na região de molares, 300N em pré-molares e 200N em anteriores (CRAIG, 1996 *apud* Cho *et al.* 2002), os autores propuseram analisar diferentes preparos para coroas totais em cerômero reforçado por fibra, quanto à adaptação marginal e resistência à fratura. As fendas marginais variaram de 0 a 149 μ m sendo que, quanto maior a convergência para oclusal maior foi a discrepância encontrada. Antes da cimentação, 95,6% das fendas marginais foram menores que 100 μ m, e após a mesma, 90,5%. Os resultados da resistência à fratura variaram de 1542N para

preparos a 6°, passando a 1366N para preparos a 10° e até 1262N para preparos a 15°, sem diferença estatística. Os autores concluíram que o preparo para restaurações em cerômero reforçado por fibra deve ser paralelo o tanto quanto possível e que a adaptação marginal produzida por esse sistema é adequada.

De Freitas *et al.* (2002), analisaram a resistência à fratura de dentes restaurados com cerômero ou resina direta, empregando em seu estudo trinta pré-molares divididos em 3 grupos: G1 – controle, com dentes hígidos, G2 – preparos MOD restaurados incremental e diretamente com Filtek Z250 (3M-ESPE), e G3 – preparos MOD restaurados indiretamente com Solidex (Shofu). A aplicação de carga ocorreu a uma velocidade de 0,5mm por minuto, com uso de ponta em lâmina de faca com 1mm de espessura e 7mm de comprimento, no centro da superfície oclusal. Os resultados demonstraram maior resistência do G3 (178Kgf) em relação ao G1 (120Kgf), sendo os 2 grupos comparáveis ao G2 (145Kgf). Os autores relataram que os resultados mostraram a capacidade do material restaurador em suportar cargas verticais, reforçando o dente por meio da união entre as cúspides remanescentes, reduzindo sua deflexão, ao contrário do que ocorre em restaurações em amálgama. O G1 mostrou padrão de fratura envolvendo a cúspide palatina, o mesmo ocorrendo no G2 onde, entretanto, a fratura iniciava-se na crista marginal. O G3 mostrou fratura na interface dente-restauração. Os autores atribuíram os resultados às melhores propriedades mecânicas, provenientes de sua composição diferenciada, e melhor polimerização do cerômero. Os autores concluíram que as forças geradas intra-oralmente variam em magnitude, velocidade e direção, enquanto que as aplicadas neste estudo foram constantes e

unidirecionais, devendo então ser realizados mais estudos sobre as habilidades dos cerômeros e resinas em reforçar dentes enfraquecidos.

Os materiais cerâmicos, segundo Furukawa, Inai e Tagami (2002), são caracterizados por serem vítreos e portanto susceptíveis à fratura, além de gerar desgaste no dente antagonista. Já as resinas possuem a inconveniente susceptibilidade ao desgaste e manchamento. De acordo com os autores esses foram os motivos para o desenvolvimento de um material cerâmico híbrido, que na verdade é uma resina laboratorial com as vantagens das resinas e cerâmicas. Este estudo analisou os efeitos da espessura e adesão de cimentos resinosos na resistência à fratura de restaurações em cerâmica híbrida. Fatias de 1mm de espessura de dentina bovina foram produzidas e sobre estas, cimentados discos do material cerâmico híbrido de maneira a totalizar uma espessura de 2mm, variando a espessura do cimento de 50 μ m, 150 μ m e 500 μ m. Posteriormente, testes de resistência flexural foram executados. Testes de resistência ao cisalhamento foram executados para verificar a resistência adesiva. Os resultados não mostraram correlação entre os padrões de fratura e resistência adesiva. Em alguns grupos houve correlação entre maior espessura de cimento e menor resistência à fratura. Houve grande correlação entre resistência adesiva e carga aplicada para fraturar a espécime, demonstrando que quanto melhor a adesão promovida mais resistente será o corpo. Os autores concluíram que a resistência à fratura é dependente da adesão promovida pelos materiais usados. Apesar da espessura de cimento influenciar a resistência à fratura em alguns grupos, este fato deve ser de mínima importância clinicamente, visto que a desadaptação das peças normalmente girou em torno de 100 μ m a 200 μ m. Entretanto recomenda-se o uso de cimentos

resinosos que promovam alta resistência adesiva e tenham boas propriedades mecânicas.

Kolbeck *et al.* (2002), compararam a resistência à fratura e a adaptação marginal de próteses adesivas fixas reforçadas por fibra de polietileno (G1) (Connect/Belleglass – Belle De St. Claire) ou fibra de vidro (G2)(Fibrekor/Sculpture – Jeneric/Pentron). Sessenta e quatro terceiro molares humanos foram inseridos em resina de poliestireno, reproduzindo o ligamento periodontal com poliéter. Preparos tipo coroa total foram executados e as próteses confeccionadas, sendo submetidas a termociclagem e carregamento mecânico, simulando envelhecimento por 5 anos. O teste de fratura foi aplicado por meio de esfera de 12,5mm de diâmetro no centro da prótese e a avaliação de adaptação marginal, antes e após cimentação, por meio de modelos de gesso, em MEV. Os resultados de resistência à fratura foram semelhantes: G1 – 830N, e G2 – 884N e no quesito adaptação marginal, as próteses reforçadas por fibra de vidro demonstraram maior incidência de margens perfeitas 98% do que as reforçadas por fibra de polietileno 82%. Assumindo que as forças mastigatórias na região posterior giram em torno de 500N, segundo Körber e Ludwig (1983 *apud* KOLBECK *et al.*, 2002), os autores concluíram que estas próteses mostraram-se eficientes para reabilitação de pequenos espaços protéticos.

Segundo Ku, Park e Yang (2002), a falta de translucidez das restaurações metalocerâmicas tem levado ao desenvolvimento de restaurações livres de metal, usando, por exemplo, os cerômeros. Em seu estudo, os autores analisaram a resistência à fratura de coroa metalocerâmica e 3 sistemas de coroas em cerômero. Padrões de incisivo central em níquel-cromo com preparo para coroa total, foram

empregados no estudo. A coroa metalocerâmica foi confeccionada em Ceramco II (Dentsply) (G1) e os cerômeros empregados foram: Artglass (G2), Sculpture (G3) e Targis (G4). A aplicação de carga ocorreu no ângulo incisivo-lingual a uma inclinação de 130° com relação ao longo eixo dental, a uma velocidade de 1mm por minuto. Os resultados foram: G1 – 1317N, G2 – 575N, G3 – 621N e G4 – 602N, não havendo diferença entre os cerômeros, sendo todos inferiores ao G1. O G1 mostrou fratura da porção vestibular, enquanto os outros grupos sempre apresentaram o seccionamento medial das coroas. Segundo os autores, os testes de resistência à fratura sugerem a capacidade em suportar cargas pelas restaurações, além de gerar conhecimentos para estudos clínicos. Os autores postularam que os cerômeros devem possuir melhores propriedades devido a mudanças na composição, ao alto volume de partículas inorgânicas e devido aos diversos métodos de confecção e polimerização disponíveis.

Krejci *et al.* (2003), avaliaram a adaptação marginal, retenção e resistência à fratura de restaurações adesivas em dentes não-vitais com ou sem pinos. Foram definidos 5 grupos: G1 – preparos MOD com cobertura de cúspide, sem acesso endodôntico; G2 – coroa total em dente com coroa ausente e tratamento endodôntico; G3 – coroa total em dente com coroa ausente, tratamento endodôntico e pino adesivo intracanal; G4 – cavidade extensa MOD sem cobertura de cúspide e tratamento endodôntico; G5 – idêntico ao grupo 4 mas com cobertura de cúspides. Os dentes foram submetidos a carregamento cíclico com um máximo de 49N. Os resultados demonstraram 100% de retenção das restaurações após carregamento cíclico. Não houve diferença entre a porcentagem de margens contínuas antes e após carregamento. Não houve um padrão de fratura característico em cada grupo

e os altos valores de desvio padrão impossibilitaram a detecção de diferenças entre os grupos. Os autores sugerem que a retenção pode ser conseguida por meio do uso de restaurações adesivas, sem a necessidade de pinos, pois o G2 e G3 apresentaram o mesmo nível de retenção coronária. Os autores sugerem que a premissa de recobrimento de cúspides começa a ser mudada com o advento das restaurações adesivas. A ausência de diferenças entre os grupos demonstrou que somente o acesso endodôntico não é capaz de enfraquecer amplamente o dente. Os autores atribuíram a excelente interface entre resina e cimento ao jateamento e silanização efetuados nas peças. Por fim, os autores concluíram não haver diferenças na retenção, adaptação marginal e resistência à fratura entre dentes vitais e não vitais e, portanto, eles devem ser tratados da mesma maneira. Entretanto, necessitam-se de estudos *in vivo* para que isto possa ser melhor confirmado.

Soares (2003), avaliou a influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de molares restaurados com restaurações indiretas estéticas. Noventa molares inferiores humanos hígidos foram incluídos em resina de poliestireno e com material elastomérico foi reproduzido o ligamento periodontal. O grupo 1 foi constituído por dentes hígidos e os demais grupos definidos por preparos; 2) *inlay* conservador; 3) *inlay* extenso; 4) *onlay* com abertura conservadora e cobertura da cúspide méso-vestibular; 5) *onlay* com abertura extensa e cobertura da cúspide méso-vestibular; 6) *onlay* com abertura conservadora e cobertura de todas as cúspides vestibulares; 7) *onlay* com abertura extensa e cobertura de todas as cúspides vestibulares; 8) *overlay* com abertura conservadora e cobertura de todas as cúspides; 9) *overlay* com abertura extensa e

cobertura de todas as cúspides. Os dentes foram moldados, as restaurações confeccionadas em cerâmica, Cergogold (Degussa), e então fixadas adesivamente. Após a fixação, os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C em 100% de umidade por 24 horas e então submetidos ao ensaio de fratura em máquina de ensaio universal, EMIC DL-2000, com velocidade de 0,5 mm/minuto. Na análise de elementos finitos (MEF) foi produzido desenho de um corte vestibulo-lingual de molar inferior com dimensões representativas dos dentes selecionados. O desenho foi digitalizado em aplicativo MycroStation, reproduzindo apenas os preparos dos grupos 1, 2, 3, 4, 7, 8 e 9, que digitalmente receberam restaurações em cerâmica e cerômero, sendo submetidos a ensaios de tensões por meio de elementos finitos. Os valores de resistência à fratura demonstraram que o grupo de dentes hígidos apresentou resistência significativamente superior aos demais grupos. Verificou-se significância para o fator tipo de preparo, para a interação entre os fatores extensão e tipo de preparo e não houve significância para o fator extensão isoladamente. O fator extensão do preparo foi significante apenas para os preparos *onlay* com recobrimento de apenas uma cúspide e *overlay*. Em relação à abertura conservadora, o preparo *onlay* recobrindo apenas uma cúspide apresentou a menor resistência quando comparado ao *inlay* e *onlay* recobrindo duas cúspides. Por outro lado, em relação à abertura extensa, o preparo do tipo *overlay* mostrou menor resistência que os demais com diferença significativa em relação aos preparos *inlay* e *onlay* que envolvia as duas cúspides vestibulares. A análise comparativa para o padrão de distribuição de tensões para a análise em máxima intercuspidação mostrou que houve sensível concentração de tensões na cúspide funcional e que as diferentes configurações de preparo mostraram pequenas variações da distribuição de tensões nesta região. Já no movimento de lateralidade, as tensões foram

acentuadas nos modelos com abertura extensa. Quando se comparou o efeito do material restaurador, verificou-se maior concentração de tensões no interior da restauração cerâmica e maior transmissão de tensões à estrutura dental para as restaurações em cerômero. O autor concluiu que ao analisar a concentração de tensões verificadas no MEF e as características de fraturas ocorridas nos ensaios mecânicos observou-se a existência de correlação direta entre os resultados de ambos métodos de estudo.

Segundo St-Georges *et al.* (2003), vários fatores podem afetar a resistência à fratura de dentes: profundidade e abertura dos preparos, relacionamento oclusal, estrutura da cúspide e uso de restaurações que meramente preenchem o preparo. De acordo com os autores, alguns estudos têm mostrado que as técnicas adesivas podem aliviar o efeito enfraquecedor dos preparos cavitários. Em seu estudo, os autores analisaram a resistência à fratura de dentes intactos (G1), ou com preparos MOD (G2), restaurados em cerâmica (G3 – Cerec 2, Sirona; G4 – Vitablocks, Vita) e restaurados em resina laboratorial (G5 – Paradigm, 3M-ESPE). A aplicação de carga ocorreu na oclusal dos dentes, a uma velocidade de 0,5mm por minuto, com uma esfera de 4,8mm de diâmetro. Os resultados, em Newtons, foram: G1 – 843,97^a, G2 – 348,51^b, G3 – 407,21^b, G4 – 383,94^b, e G5 – 472,54^b. Os dentes preparados mas não restaurados precisaram de apenas 40% da força aplicada em dentes íntegros para fraturar. Segundo os autores, o aumento dos preparos em tamanho e profundidade enfraquece os dentes e produz maior deflexão das cúspides. Assim, o preparo mais indicado para estes dentes é *onlay* recobrindo cúspides, embora seja indefinido o limite a partir do qual é necessário recobrir as cúspides. Este estudo demonstrou que dentes preparados são menos resistentes. O

tipo mais comum de fratura foi de cúspide lingual com parte da restauração, demonstrando que a adesão promovida foi resistente a ponto de suportar a carga aplicada. Quatro de 10 dentes restaurados com cerâmica fraturaram ao meio demonstrando boa adesão. Para os grupos restaurados com resina, quase metade das fraturas ocorreu na cúspide lingual somente, significando que a adesão foi menor nestes grupos. Os autores concluíram que restaurações em resina ou cerâmica não restauram a resistência inicial do dente.

2.5 Adaptação Marginal de Restaurações Indiretas

Leinfelder, Isenberg e Essig (1989), em estudo sobre um novo método computadorizado para construção de restaurações cerâmicas, afirmaram que a desadaptação marginal das restaurações em geral não deve exceder 100µm, particularmente na superfície oclusal. Segundo os autores, fendas marginais maiores do que este valor possibilitam maior desgaste do agente cimentante, manchamento marginal, microinfiltração, cáries secundárias e fraturas marginais.

A adaptação marginal das restaurações é vital para o sucesso clínico das restaurações, segundo Holmes *et al.* (1989). De acordo com os autores, a falta de adaptação adequada é potencialmente perigosa para o dente e tecidos periodontais de suporte. Os autores então, em uma série de considerações sobre medição de adaptação marginal, definem alguns termos: a medida perpendicular da superfície interna das restaurações até a parede axial do preparo é chamada fenda marginal interna; a fenda marginal é resultante da mesma medida, efetuada na margem das restaurações. A discrepância marginal horizontal mede, no eixo horizontal, a sobre

ou sob-extensão das restaurações, enquanto que a discrepância marginal vertical mede, no eixo vertical, a sobre ou sob-extensão das restaurações.

Inokoshi *et al.* (1992), relataram uma desadaptação média de 52 μ m tanto para o novo como para o antigo software, usados na confecção de restaurações no sistema Cerec CAD/CAM. Para a aferição da adaptação marginal realizaram mensurações em 20 pontos, sendo 5 em cada face dental, utilizando um estereomicroscópio ao aumento de x5 ou x12,5.

Van-Meerbeek *et al.* (1992), investigando a adaptação marginal de *inlays* de 3 sistemas cerâmicos e 1 resina laboratorial experimental, confeccionados pelo sistema CAD-CAM, encontraram que todos os sistemas apresentaram mais de 50% de margens perfeitas, embora após 6 meses tenham sido detectados severos desgastes do cimento resinoso (Microfill) em todos os grupos. De acordo com os autores, este cimento possui rugosidade superficial aumentada devido ao tamanho de suas partículas inorgânicas, além de grandes espaços entre estas partículas. Outros cimentos, com partículas menores, exibiram menor rugosidade e desgaste, concluindo que cimentos resinosos com partículas submicrométricas são significativamente mais resistentes ao desgaste do que cimentos contendo partículas inorgânicas grandes.

Taylor e Linch (1993), em uma revisão da literatura sobre adaptação marginal, relataram que o termo adaptação tem sido definido como o grau de proximidade ou o inter-relacionamento entre o material restaurador e as paredes do preparo cavitário. Os autores citam os seguintes fatores como influentes na adaptação de

restaurações: tamanho e forma do preparo cavitário, término em esmalte ou dentina, uso de técnica incremental ou não, tipo de material restaurador, velocidade de presa, polimerização ou sinterização do material, tipo de ativação do material, uso de bases e tipo de acabamento e polimento final. Dentre as maneiras de se avaliar a adaptação marginal, os autores citam o uso de estereomicroscópios como uma análise não-invasiva. Os autores salientaram a existência de poucos estudos avaliando meticulosamente a importância do preparo cavitário na adaptação marginal, além de que, poucos estudos relatam como as dimensões dos preparos realizados são checadas para que tenham maior similaridade entre si.

Kaway, Isenberg e Leinfelder (1994), relataram que pouco se tem pesquisado sobre a dimensão crítica de desadaptação marginal em que o desgaste do cimento não seria ampliado significativamente. Para tanto, propõem em seu estudo correlacionar o tipo de cimento usado, a amplitude de desadaptação marginal, avaliando assim o desgaste do cimento. Confeccionou-se cavidades classe I em molares humanos e restaurações cerâmicas (Dicor) foram feitas com desadaptações pré-estabelecidas variando de 50 μ m a 400 μ m. Os *inlays* foram cimentados com 3 cimentos resinosos, sendo 2 híbridos e 1 microparticulado. Os resultados demonstraram correlação positiva entre amplitude de desadaptação e desgaste do cimento, sendo que para os cimentos híbridos esta correlação foi mais forte. Mesmo com menor desadaptação, o desgaste do cimento pôde ser verificado; portanto, os autores recomendam que a busca por melhor adaptação marginal é de extrema importância clínica.

Krejci, Lutz e Gaustchi (1994) relataram que tanto as cerâmicas como as resinas compostas podem ser usadas como materiais para restaurações do tipo *inlay*, sendo que o uso de resina composta apresenta algumas vantagens, tais como: maior facilidade de fabricação e menor custo. Estes autores analisaram a resistência ao desgaste na face oclusal, gerada nos dentes antagonistas e nos restaurados, a resistência ao desgaste do cimento resinoso e a adaptação marginal de restaurações em resina, tanto em esmalte como em dentina. Para tanto, 30 primeiros molares inferiores receberam preparos classe II, e 5 tipos diferentes de resinas foram empregadas, sendo 2 diretas (Estilux e Brilliant) e 3 indiretas (Clearfil CR, Visio Gem e Isosit). Para avaliação da adaptação marginal selecionaram-se 12 pontos, sendo 3 em cada face dental. As resinas microparticuladas (Visio Gem e Isosit) foram as que menos desgastaram os dentes antagonistas mas, por outro lado, apresentaram maiores taxas de fratura e desintegração marginal, provavelmente devido ao seu baixo módulo de elasticidade. A resina híbrida Brilliant apresentou o menor desgaste e abrasão ao antagonista, enquanto que as outras duas resinas testadas provocaram o maior desgaste e abrasão. Com relação ao cimento, este foi o que apresentou maior desgaste, independente da restauração a ele associada, provavelmente devido ao seu reduzido conteúdo inorgânico, ou mesmo devido a bolhas incorporadas durante a espatulação do material. Apesar de não ter comprometido a adaptação das peças cimentadas, os autores alertam que este desgaste é prejudicial à restauração pois gera acúmulo de placa e inflamação gengival. Nos compósitos indiretos, a adaptação interna foi pior do que nos diretos devido a mudanças na forma dos *inlays* durante sua confecção que não puderam ser compensadas pelas propriedades do gesso usado nos modelos, sendo então necessários diversos ajustes, principalmente nas paredes internas dos *inlays*, fato

atribuído pelos autores à maior discrepância encontrada posteriormente na região cervical. Os autores concluíram que dentre os fatores analisados, resistência ao desgaste, abrasão e adaptação marginal – essenciais para a longevidade dos *inlays* - as resinas híbridas comportam-se melhor.

Thordrup, Isidor e Hörsted-Bindslev (1994), entendendo que a espessura da camada de cimento pode influenciar tanto o risco de desintegração do mesmo quanto a microinfiltração, compararam a adaptação e microinfiltração em *inlays* de dois tipos de cerâmica (Cerec e Vitadur N) e dois tipos de resina (Brilliant e Estilux). As medições da discrepância marginal, definida como a menor distância entre a estrutura dentária e a restauração, nos *inlays* construídos sobre preparos Mésio-Ocluso-Distal (MOD), foram feitas em microscópio de transmissão de luz a aumentos de 125x ou 250x, em secções das amostras. Os resultados demonstraram melhor adaptação para VitadurN e pior adaptação para a cerâmica Cerec e a resina Estilux. A cerâmica VitadurN apresentou melhor adaptação nas proximais enquanto que para a resina Estilux, a adaptação na oclusal foi melhor. Concluíram então que, independente do material restaurador, grandes variações na adaptação entre cada região das restaurações podem existir.

Estudando a adaptação interna e marginal de sistemas cerâmicos após cimentação, Sjögren (1995) preparou em cinquenta pré-molares humanos, cavidades MOD, com 2mm de profundidade oclusal e metade da distância intercuspídea de abertura vestibulo-lingual. Utilizando os sistemas Cerec, Empress, Vita In-ceram Spinell e Celay o autor avaliou, em vinte pontos pré-estabelecidos a adaptação marginal e, posteriormente, os dentes foram seccionados para medição

da adaptação interna. Todos os sistemas apresentaram desadaptação marginal superior a 100µm, valor considerado teoricamente por Leinfelder, Isenberg e Essig (1989) como o máximo clinicamente aceitável, sendo que não houve um padrão em cada face dental. O autor relatou que desgastes feitos no interior das restaurações durante a instalação das mesmas podem ter ampliado a desadaptação interna. Outros estudos demonstram valores diferentes devido a: variações no tipo de preparo cavitário, localização e número de medições por dente, momento de medição da adaptação (antes ou depois da cimentação), técnica empregada na confecção das restaurações e tipo de cimento usado. Finalmente o autor levanta a questão sobre como a configuração do preparo cavitário poderia afetar a adaptação marginal de restaurações cerâmicas, sugerindo novos trabalhos.

Gemalmaz *et al.* (1997), estudaram a adaptação marginal de uma porcelana sinterizada (Dulcera) antes e após a cimentação, confeccionando 10 preparos MOD em molares inferiores humanos. Segundo os autores, o preparo tipo *inlay* é muito irregular e possui um grande número de ângulos internos, o que torna necessário um ajuste interno da peça antes da cimentação. Por este motivo, as peças prontas foram primeiramente ajustadas nos respectivos modelos de gesso antes de serem cimentadas. Para que se avaliasse a adaptação interna, um silicone leve foi dispensado sobre o preparo e os *inlays* eram pressionados levemente com o indicador até a presa final. Posteriormente este filme de silicone era recoberto com silicone de média consistência e removido, sendo então fatiado para determinação da adaptação marginal em um microscópio de transmissão a um aumento de x150. Após cimentados os *inlays*, os dentes foram também seccionados para avaliação pós-cimentação. Os resultados demonstraram antes da cimentação uma

desadaptação menor na face oclusal ($71,83\mu\text{m}$) do que na face proximal ($105,60\mu\text{m}$) e, após a cimentação, este fato se repetiu ($78,77\mu\text{m}$ – oclusal; $128,85\mu\text{m}$ – proximal). Portanto, ampliou-se a desadaptação, embora não tenha sido detectada diferença estatística entre os dados; os autores atribuíram este fato, provavelmente, à baixa viscosidade do cimento resinoso dual utilizado.

Groten *et al.* (2000), questionando a inexistência de parâmetros sobre como executar medições de adaptação marginal em coroas, *in vivo* ou *in vitro*, propõem determinar o número mínimo de medições necessárias para se estimar verdadeiramente a discrepância marginal em coroas totais. Aproveitando a citação de Homes *et al.* (1989), os autores definem: a medida perpendicular da superfície interna da restauração até a parede axial do preparo é chamada desadaptação interna e esta mesma medida, quando feita na margem da restauração é chamada de desadaptação marginal. Dez coroas em cerâmica pura In-Ceram foram fabricadas, sobre um troquel mestre metálico, o qual possuía marcações para que se pudessem identificar os locais de medição. Inicialmente foram medidos 230 pontos distando $100\mu\text{m}$ entre si e, então, ampliava-se a distância entre os mesmos, reduzindo-se o número de pontos. Os limites de tolerância para que os dados coletados, mesmo com menor número de pontos, fornecessem informação adequada sobre a adaptação da coroa foram: $\pm 500\mu\text{m}$ para as médias, e $300\mu\text{m}$ para o desvio padrão. Reduzindo para quarenta a cinquenta pontos de mensuração, os limites de tolerância não eram ultrapassados, embora entre dez a trinta pontos a maioria dos dados coletados enquadravam-se no limite da média. Para se enquadrar tanto no limite da média como do desvio padrão, os autores verificaram a necessidade mínima de cinquenta pontos de mensuração. De acordo com o nível de

precisão desejado, este número pode ser reduzido até 20 a 25 pontos. Por fim os autores sugerem que os resultados desta pesquisa devem ser aplicados somente para coroas totais pois diferentes geometrias e formas de preparo afetam as observações sobre adaptação marginal diferentemente.

Sato, Matsumura e Atsuda (2002), relataram que apesar do sistema Cerec CAD/CAM estar em uso desde 1985, há limitado número de estudos sobre a inter-relação entre a configuração do preparo cavitário e a adaptação marginal na face oclusal das restaurações. Foram simulados 12 tipos de preparos cavitários, variando a inclinação das cúspides (0° , 15° , 30° , e 45°) e das paredes internas do preparo (-4° , 0° e $+4^{\circ}$). Os resultados demonstraram não haver influência da inclinação das cúspides na adaptação marginal, mas com -4° de inclinação das paredes internas a adaptação foi estatisticamente pior do que com os outros dois tipos de inclinação.

Yeo, Yang e Lee (2003), afirmaram que a adaptação marginal é muito importante porque fendas pronunciadas permitem maior acúmulo de placa, maior fluido crevicular, perda óssea, resultando em microinfiltração, cáries secundárias e doença periodontal. Os autores citam que McLean e Fraunhofer (1971 *apud* Yeo, Yang e Lee 2003) recomendam discrepância marginal máxima de $120\mu\text{m}$. Assim, analisaram a adaptação marginal em 3 sistemas de cerâmica pura: Celay In-Ceram, In-Ceram convencional e IPS Empress 2. Encontraram os seguintes valores médios de desadaptação: $83\mu\text{m}$ para o sistema Celay In-Ceram, $112\mu\text{m}$ para o sistema In-Ceram convencional e $46\mu\text{m}$ para o sistema IPS Empress 2, comprovando que a composição do material cerâmico influencia os valores de adaptação marginal.

Haller, Häßner e Moll (2003), relataram que polimerizar a camada de adesivo antes do assentamento de restaurações indiretas pode comprometer a adaptação interna da peça, particularmente quando o adesivo é rico em carga inorgânica; além disso, o uso de cimento resinoso dual tem assegurado melhor polimerização no interior das restaurações. Os autores então pesquisaram a adaptação de *inlays* cerâmicos cimentados com 3 tipos de adesivos, sendo 1 autocondicionante (Art Bond) e dois necessitando de condicionamento ácido total (Nexus e Optibond FL), e 3 tipos de cimento resinoso (Prodigy, Nexus e Vita Cerec Duo Cement). Os resultados deste trabalho mostraram que a qualidade marginal é determinada pela associação entre sistema adesivo e cimento resinoso.

Soares *et al.* (2003), atestando boas propriedades de resinas laboratoriais, propuseram comparar a adaptação marginal de *inlays* confeccionados em cerâmica (Dulceram LFC) e 3 resinas laboratoriais (Artglass, Targis e Solidex). Sessenta molares inferiores humanos receberam preparos MOD com 6° de expulsividade, confeccionados pelo uso de aparelho padronizador de preparo cavitário e os *inlays* foram feitos de acordo com as orientações dos fabricantes. Após posicioná-los nas cavidades, a medida da discrepância marginal foi executada por sistema computadorizado de coleta de imagens em aumento de 250x. Doze pontos, sendo 4 na oclusal, 4 na mesial e 4 na distal foram aferidos. Os resultados demonstraram melhor adaptação para as resinas do que para a cerâmica: Dulceram LFC (120,44µm), Solidex (39,28µm), Artglass (32,09µm) e Targis (31,54µm). Os autores relataram que, possivelmente, este fato ocorreu devido à complexa técnica de confecção do material cerâmico e à menor contração das resinas. Os autores

também demonstraram haver diferença entre as faces oclusal e proximais, sendo a desadaptação menor na oclusal, independentemente do material.

Behr *et al.* (2004), postularam que os sistemas adesivos dentinários necessitam de vários passos e são muito susceptíveis a erros de técnica; para compensar essas limitações um novo cimento resinoso, que agrupa as funções de um adesivo autocondicionante e de um cimento foi desenvolvido (Rely X Unicem – 3M-ESPE). Os autores propõem então testar a adaptação promovida por este novo cimento em coroas de cerâmica pura (IPS Empress 2). Após condicionamento com ácido hidrofluorídrico 10% por 20 segundos e silanização, as coroas foram cimentadas e submetidas a termociclagem e aplicação de carga, representando um período de 5 anos em ambiente bucal. A adaptação marginal foi avaliada em microscópio de varredura por meio de réplicas dos dentes com as coroas cimentadas. Classificou-se a adaptação em: margens perfeitas, fenda marginal e área inacessível. Posteriormente os dentes foram submetidos à infiltração por fucsina básica. Os resultados demonstraram margens perfeitas em mais de 90% dos casos, independente do tipo de cimento empregado. O novo cimento apresentou menos de 25% de infiltração enquanto que os outros cimentos convencionais apresentaram altos níveis. Os autores concluíram que a adaptação marginal promovida pelo Reli X Unicem é comparável à de outros cimentos já estabelecidos no mercado.

De acordo com Irie, Suzuki e Watts (2004), a existência de fendas marginais pode levar ao acúmulo de bactérias, as quais podem gerar irritação pulpar ou mesmo sensibilidade; sendo assim, a adaptação e adesão entre cimento e dentina é fator decisivo para o sucesso clínico. Segundo os autores, o acabamento e

polimento das restaurações devem ser realizados 24 horas após a cimentação para prevenir a formação de fendas marginais entre o cimento e dentina, enquanto o cimento ainda não atingiu sua presa final.

“Quem define um problema já
o resolveu pela metade”
(Julian Huxley)

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho foi:

- 1** - Avaliar a influência da configuração geométrica do preparo cavitário na resistência e padrão de fratura de molares inferiores humanos restaurados com cerômero, variando a extensão do preparo cavitário;

- 2** - Avaliar a influência da configuração geométrica do preparo cavitário na adaptação marginal de restaurações em cerômero, confeccionadas em molares inferiores humanos, variando a extensão do preparo cavitário;

- 3** - Relacionar os valores obtidos na análise do padrão e resistência à fratura com a análise de adaptação marginal das restaurações em cerômero.

“Não tenha medo da perfeição, você jamais poderá atingi-la.”
(Salvador Dali)



MATERIAIS E MÉTODOS

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados 90 molares inferiores humanos hígidos com dimensões semelhantes, que foram coletados nas Clínicas de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com prévio consentimento dos pacientes que estavam cientes do uso dos dentes nesta pesquisa. De maneira a padronizar as dimensões dos dentes, foi executada medição com micrômetro digital nos sentidos méso-distal (MD) e vestibulo-lingual (VL) da superfície oclusal (Fig. 1A e B). Idealizando o molar como sendo um retângulo com lados definidos, pelas medidas MD e VL, foi determinada a área da superfície oclusal. Foram selecionados dentes que apresentavam área da coroa na superfície oclusal com variação máxima de 10% em relação ao valor médio.

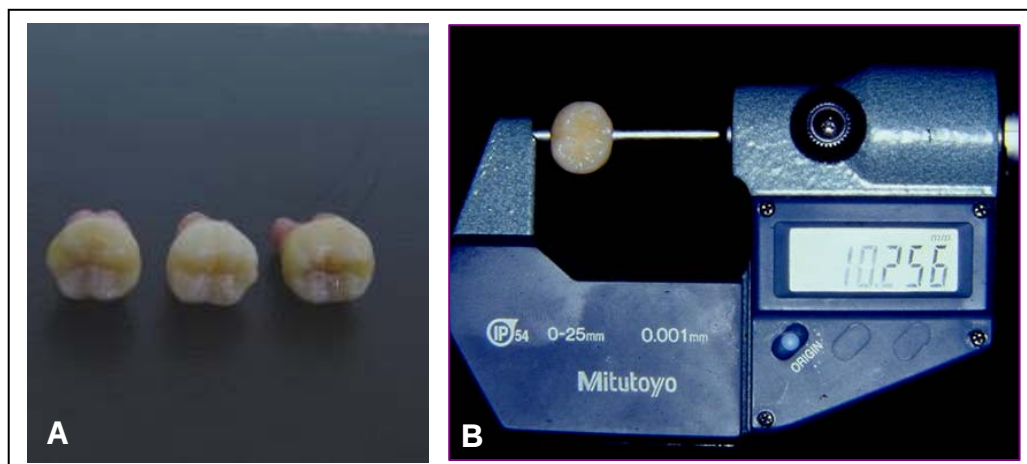


Figura 1. A. Exemplos dos dentes coletados; B. Mensuração das coroas para seleção dos molares humanos inferiores.

4.2 INCLUSÃO E SIMULAÇÃO DO LIGAMENTO PERIODONTAL

A movimentação do dente no alvéolo (MÜHLEMANN e ZANDER, 1954) foi obtida por meio da simulação de ligamento periodontal, empregando material elastomérico (CARLINI, 1999). O dente foi incluído em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter, Impregum-F (SOARES *et al.*, 2004). Para ser incluído, o dente foi recoberto com cera nº. 7 e demarcado com grafite distando 2mm apicalmente da junção amelo-cementária, representando assim o limite de inclusão de cada dente e, por consequência, a altura hipotética normal do osso alveolar (Fig. 2A). De maneira a reproduzir a espessura correta do ligamento periodontal (COODLIDGE, 1937), as raízes dos dentes foram medidas no sentido mésio-distal e vestibulo-lingual previamente à cobertura com cera nº. 7 (Fig. 2B). Posteriormente os dentes foram inseridos rapidamente em um recipiente contendo cera nº. 7 liquefeita a 80°C, e imediatamente inseridos em recipiente contendo água à temperatura ambiente para que a cera solidificasse. As raízes foram então novamente medidas de modo que a espessura da cera ficasse entre 0,2 a 0,3mm (Fig. 2C). Então, o dente foi fixado com cera pegajosa, por meio da coroa, à haste de um delineador protético, mantendo a mesma perpendicular ao plano horizontal (Fig. 2D). A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente e sobre esta, foi posicionado um cilindro de PVC e um filme radiográfico nº 1, com perfuração central de 10mm, obtida com um vazador para couro nº 10. O dente foi fixado à película com cera pegajosa (Fig. 2E). Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15 mm. Um Cilindro de PVC com 25 mm de altura e 18 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz do dente e

vazelinado (Fig. 2F). Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC. Decorridas 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com jato de bicarbonato e água (Fig 2G e H). O material de moldagem Impregum F, (SCHARNAGL, 1998; SOARES *et al.*, 2004), foi inserido no alvéolo e o dente introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelo-cementário coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Fig. 2I). Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n. 11 e as amostras armazenadas em água destilada em estufa a 37°C (Fig. 2J).



Figura 2. Processo de inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal.

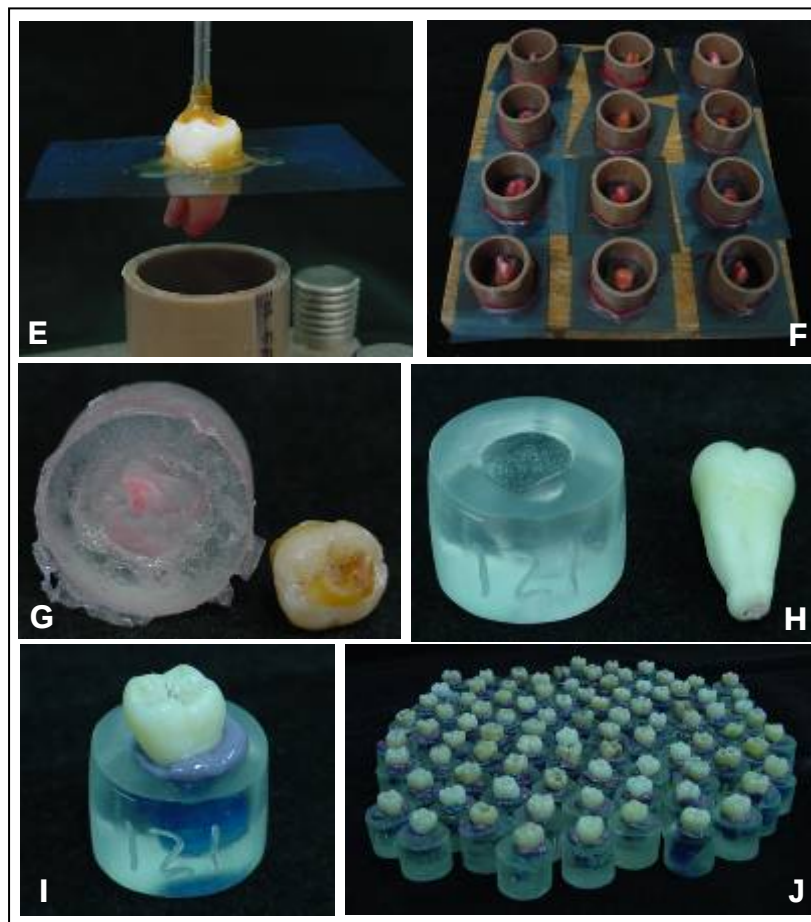


Figura 2. Processo de inclusão dos dentes e simulação do ligamento periodontal.

4.3 REALIZAÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS

Os dentes foram numerados sequencialmente e então separados aleatoriamente em 9 grupos de 10. O grupo 1 foi constituído por dentes íntegros, sem preparo cavitário. Os demais grupos receberam preparos com características de configuração detalhadas no Quadro 1, seguindo a mesma variação dos preparos de Soares (2003). O preparo cavitário foi realizado em aparelho padronizador de desgaste (Fig. 3 A e B), que possui dois eixos de coordenadas controladas por micrômetros (SOARES, 2000). Os preparos foram feitos com pontas diamantadas n. 2131 e 3131 (KG Sorensen), posicionadas perpendicularmente ao longo eixo do

dente, determinando expulsividade de 6° nas paredes circundantes e nas paredes axiais dos preparos cavitários, e ângulos internos arredondados. Deste modo, totalizaram-se 80 dentes preparados, sendo 10 para cada grupo (Fig. 4 e Quadro 1). Cada ponta diamantada foi utilizada para cinco preparos, confeccionados em alta rotação e sob abundante irrigação.

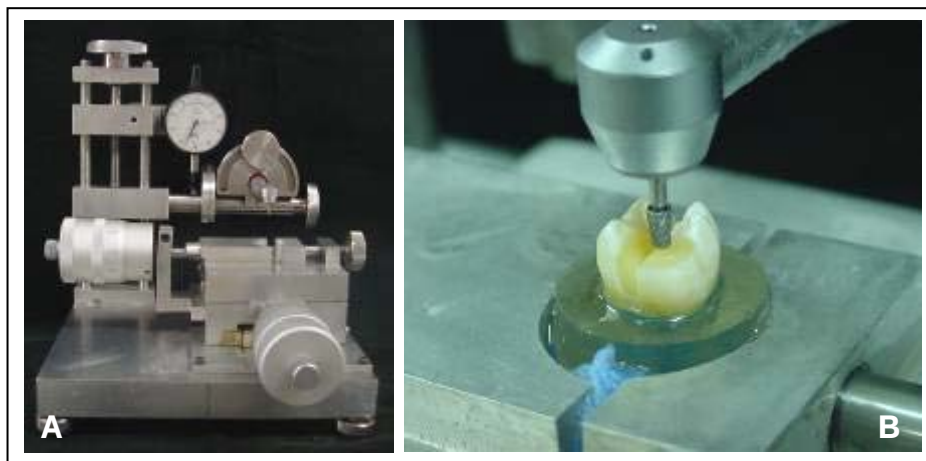
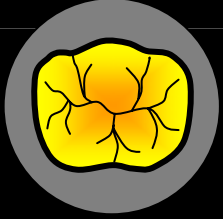
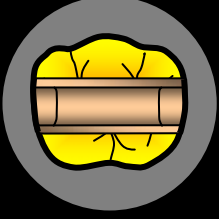
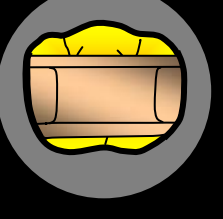
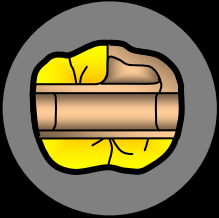
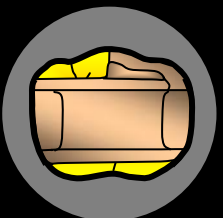
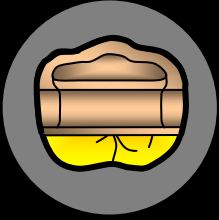
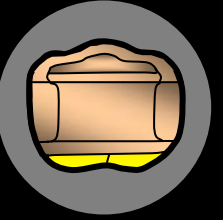
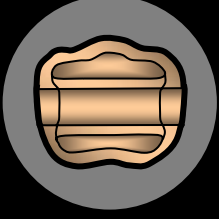
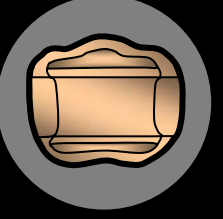


Figura 3. Realização dos preparos cavitários em aparelho padronizador de desgaste.

O preparo conservador foi definido com 2,5mm de abertura vestibulo-lingual; 2,5 mm de profundidade na caixa oclusal em relação ao centro da superfície oclusal. As caixas proximais apresentaram 4,0 mm de extensão cérvico-oclusal e 2,0 mm de espessura da parede gengival. O preparo extenso foi definido com abertura vestibulo-lingual de 5,0mm e as demais dimensões semelhantes ao anterior. O desgaste da cúspide foi feito com redução cérvico-incisal de 2,5mm em relação à cúspide e o término de 1,5 mm, na forma de ombro arredondado.

QUADRO 1. Características dos grupos de preparos.

		Grupo 1 <i>Dente hígido</i> Sem preparo cavitário	
Grupo 2 <i>Inlay conservador</i> 1. Abertura vestibulo-lingual de 2,5 mm; 2. Profundidade caixa oclusal 2,5 mm em relação ao fundo de sulco; 3. Profundidade caixa proximal de 4,0 mm.		Grupo 3 <i>Inlay extenso</i> 1. Abertura vestibulo-lingual de 5,0 mm; 2. Profundidade caixa oclusal 2,5 mm em relação ao fundo de sulco; 3. Profundidade caixa proximal de 4,0mm.	
Grupo 4 <i>Onlay (G2) recobrindo a cúspide méso-vestibular</i> 1. Característica grupo 2; 2. Recobrimento com 2,5 mm da cúspide Méso-vestibular; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura em relação à ponta da cúspide.		Grupo 5 <i>Onlay (G3) recobrindo a cúspide méso-vestibular.</i> 1. Característica grupo 3; 2. Recobrimento com 2,5 mm da cúspide Méso-vestibular; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.	
Grupo 6 <i>Onlay (G2) recobrindo as cúspides vestibulares</i> 1. Característica grupo 2; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides vestibulares; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.		Grupo 7 <i>Onlay (G3) recobrindo as cúspides vestibulares</i> 1. Característica grupo 3; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides vestibulares; 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.	
Grupo 8 <i>Overlay (G2) recobrindo todas as cúspides</i> 1. Característica grupo 2; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.		Grupo 9 <i>Overlay (G3) recobrindo todas as cúspides</i> 1. Característica grupo 3; 2. Recobrimento com 2,5 mm de todas as cúspides 3. Redução vestibular de 1,5 mm de profundidade e 4,00 mm de altura.	

FONTE: Soares (2003).

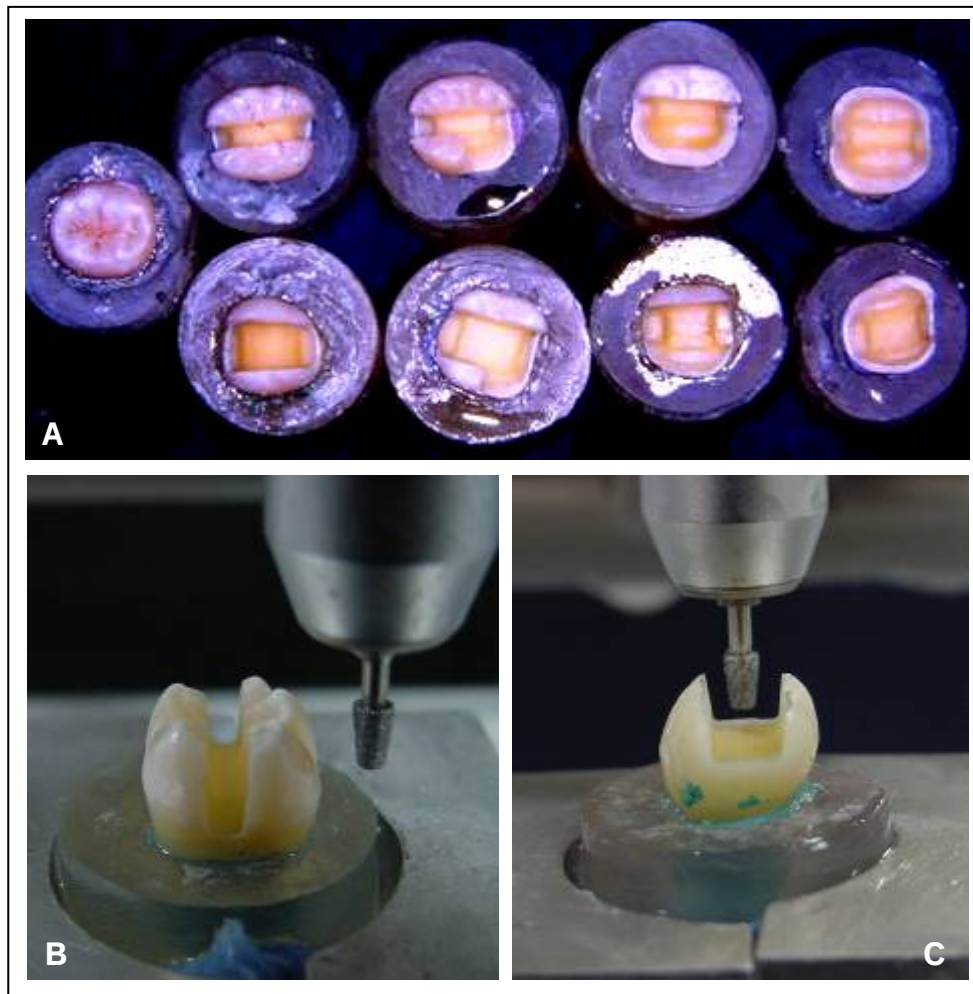


Figura 4. A. Dentes com preparos representativos de cada grupo; B. Preparo com caixa oclusal conservadora; C. Preparo com caixa oclusal extensa.

4.4 MOLDAGEM E CONFECÇÃO DE MODELOS EM GESSO

A moldagem foi executada empregando como moldeira cilindro de PVC de 12,5 mm fixado a puxador metálico (SOARES, 2000) e silicone por condensação, Silon 2APS (DENTSPLY), em moldagem em dois tempos (Fig. 5A). Após 15 minutos em repouso, os moldes foram vazados com gesso tipo IV, Durone IV (DENTSPLY), e, após 1 hora, o modelo foi removido, os excessos de gesso eliminados e os troquéis numerados em referência à numeração inicial dos dentes (Fig. 5B).



Figura 5. A. Molde em silicone por condensação, Silon 2 APS; B. Modelo em gesso tipo IV, Durone IV.

4.5 CONFEÇÃO DAS RESTAURAÇÕES EM CERÔMERO

As restaurações dos grupos 2 a 9 foram confeccionadas em cerômero, Targis (IVOCLAR-VIVADENT), utilizando-se o Targis Base 2 (140) em fina camada inicial e completando a restauração com a inserção do Targis Dentin 140, sendo que ambos materiais possuem matiz correspondente ao matiz B2. Os troquéis em gesso foram isolados com aplicação de isolante gel à base de água (Fig. 6A e B), KY Gel (Jonhson & Jonhson), e procedeu-se à inserção da camada inicial de Targis Base 2 (Fig. 6C), a qual era polimerizada em unidade polimerizadora Targis Quick por 10 segundos (Fig. 6D) a $180\text{mw}/\text{cm}^2$. Posteriormente inseriu-se o Targis Dentin 140 (Fig. 6E), em incrementos de 2mm, até que se definisse a anatomia do dente preparado. Cada incremento foi polimerizado em unidade polimerizadora Targis Quick por 10 segundos e após o término da restauração, a mesma foi isolada externamente com o isolante Targis Gel (Fig. 6F) e levada à unidade polimerizadora Targis Power (Fig. 6G) por 25 minutos a 90°C , para a polimerização final (Fig. 6H e I).

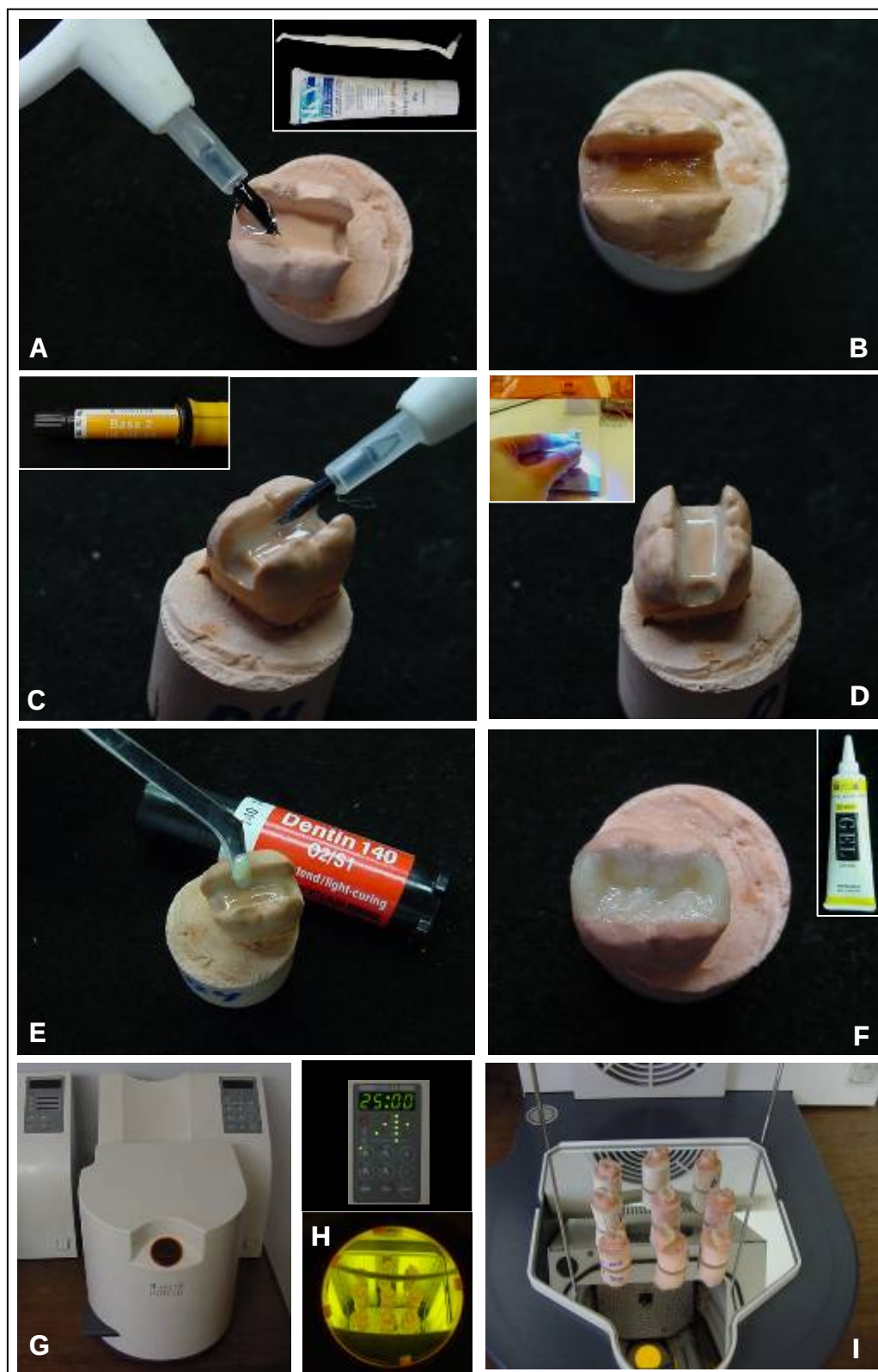


Figura 6. A e B. Troquéis em gesso sendo isolados com aplicação de isolante gel à base de água, KY Gel; C. Inserção da camada inicial de Targis Base 2, com aplicação única em todas as paredes internas do preparo; D. Camada inicial de

Targis Base 2 após polimerização na unidade Targis Quick; E. Inserção incremental do Targis Dentin 140; F. Aplicação do isolante Targis Gel na restauração concluída para possibilitar polimerização final; G. Unidade Polimerizadora Targis Power; H e I. Polimerização final das restaurações na unidade Targis Power.

4.6 MEDIÇÃO DA ADAPTAÇÃO MARGINAL

As restaurações foram removidas dos troquéis de gesso e adaptadas aos respectivos dentes para posterior análise da adaptação marginal, sendo ainda jateadas internamente com óxido de alumínio 50µm por 10 segundos. Procedeu-se então ao acabamento e polimento das mesmas, utilizando-se pontas diamantadas finas e extra-finas n.2135 (KGSorensen), pontas de silicone (KGSorensen) e discos de óxido de alumínio, Sof-Lex (3M-ESPE). Empregou-se então um estereomicroscópio em aumento de 40X, com mesa de coordenadas (precisão de 0,0005mm) com controle digital (Modelo STN, Olympus, Tóquio, Japão) para aferição da adaptação marginal das peças (Fig. 7A).

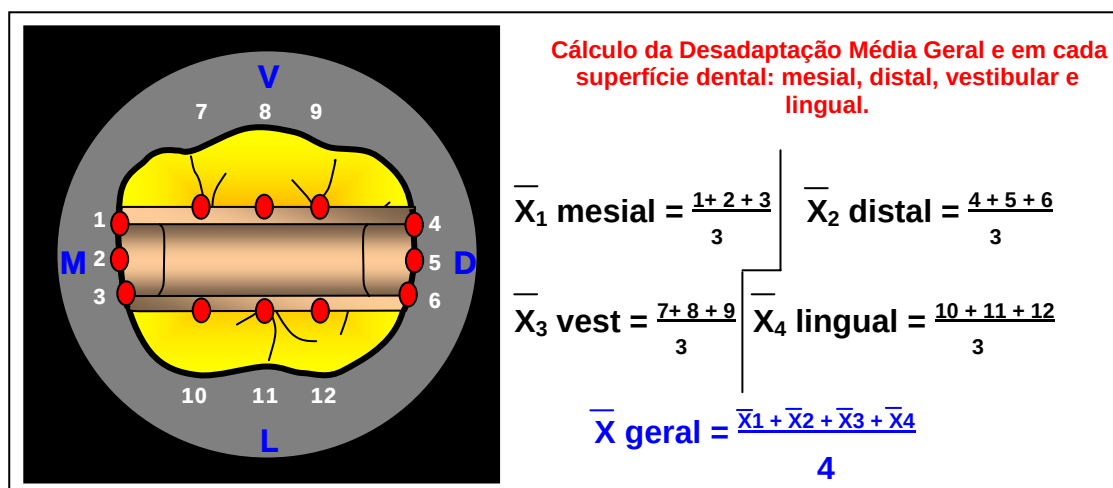
O estereomicroscópio em questão possui três eixos de medição, X, Y e Z, e como a medição da adaptação marginal é feita por uma medida linear, somente o eixo horizontal (X) foi empregado. Por meio da mesa de coordenadas posicionava-se a fenda a ser medida em posição perpendicular ao eixo horizontal e se determinava a amplitude da mesma pela definição de dois pontos, sendo um localizado no ângulo cavosuperficial da superfície dental e o outro na restauração (Fig. 7B). Esta aferição foi realizada por um único avaliador, de maneira randomizada entre os grupos.



Figura 7. A. Estereomicroscópio empregado na medição da adaptação marginal, Olympus; B. Medição da adaptação marginal.

Foram definidos doze pontos para medição da adaptação marginal, sendo três em cada face dental, mesial, distal, vestibular e lingual, independente da característica do preparo cavitário de cada grupo (Quadro 2). A média destes três pontos representou, então, a desadaptação de cada face. A desadaptação média geral de cada dente foi calculada pela média aritmética entre as desadaptações das 4 superfícies dentais.

QUADRO 2. Pontos de medição de adaptação marginal.



4.7 FIXAÇÃO DAS RESTAURAÇÕES INDIRETAS

O tratamento das restaurações foi realizado mediante jateamento com óxido de alumínio 50 μ m por 10 segundos, e silanização (Silano – DENTSPLY). Após jateamento, as restaurações foram lavadas abundantemente com jato ar/água e secas. Mediante o emprego de agente de ligação, Silano, não pré-hidrolizado, disponível em dois frascos, dispensou-se uma gota de cada frasco (Ativador e Primer) em recipiente apropriado, o qual foi vedado, aguardando-se a hidrólise do produto por 5 minutos e, então, aplicou-se nas restaurações, deixando atuar por 1 minuto (Fig. 8 A, B e C).

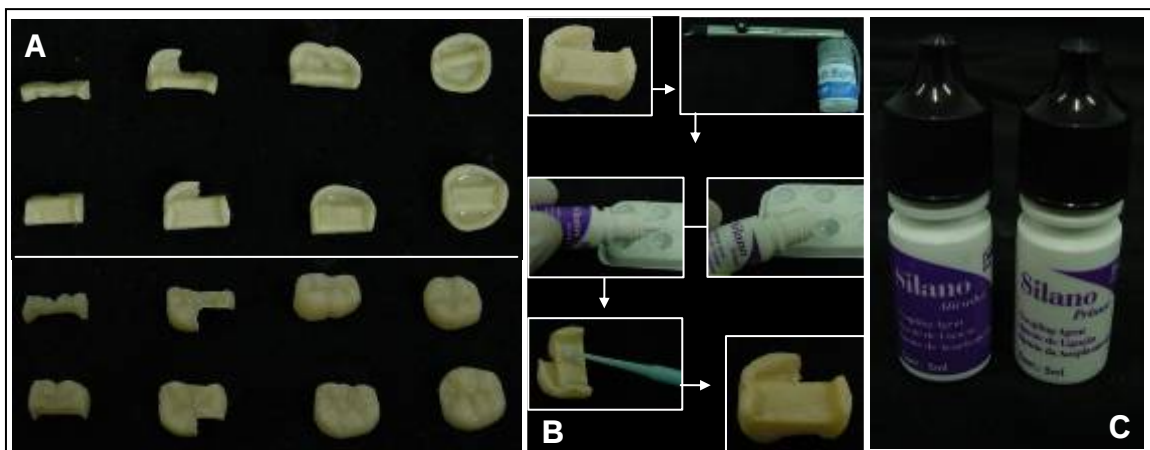


Figura 8. A. Exemplos de restaurações representativas de cada grupo; B. Tratamento das restaurações: jateamento e silanização; C. Agente de Ligação, Silano.

Os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos (Fig. 9A), lavados com jato de ar/água por 15 segundos e o excesso de água removido com papel absorvente (Fig. 9B). Aplicou-se o adesivo Prime Bond 2.1 (DENTSPLY) sobre o substrato dental (Fig. 9C), aguardando 20 segundos, sendo então reaplicado e fotoativado por 20 segundos.

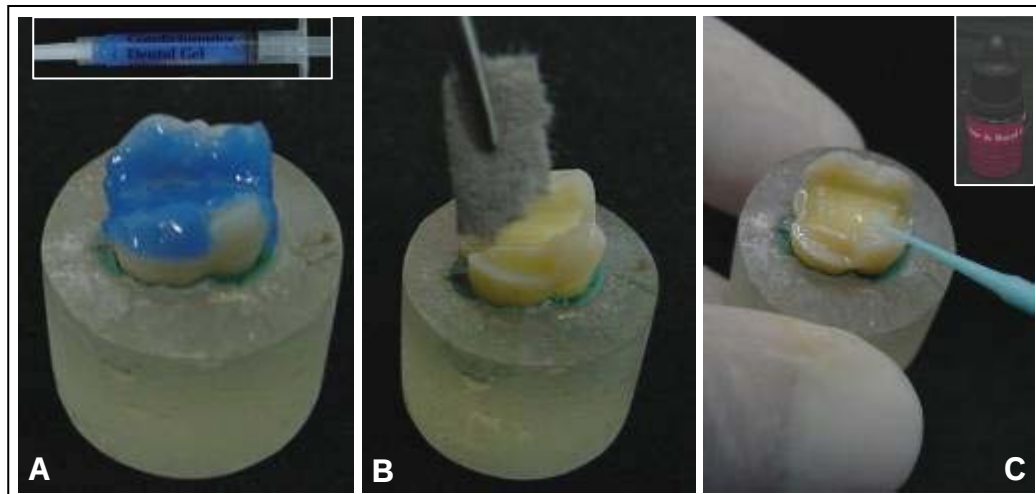


Figura 9. Tratamento de superfície da estrutura dental; A. Condicionamento com ácido fosfórico 35%; B. Remoção do excesso de umidade; C. Aplicação de sistema adesivo.

Para a cimentação das restaurações utilizou-se o agente de fixação à base de resina de dupla ativação, matiz A2, Enforce (DENTSPLY). O agente de fixação foi manipulado e aplicado na porção interna da restauração e esta, inserida no preparo cavitário sob pressão digital. O conjunto foi posicionado em prensa mecânica com aplicação de carga por 10 minutos (SOARES, 2000; SOARES, 2003) e o excesso de cimento removido (Fig. 10A e B). A fotoativação do cimento foi realizada em 40 segundos por face, utilizando fonte de luz, XL3000 (3M-ESPE). As margens das restaurações foram acabadas com pontas diamantadas 2135F (KG Sorensen) e discos Sof-Lex (3M-ESPE) (Fig. 10 C e D) e então armazenadas em água destilada em estufa a 37°C por 24 horas.

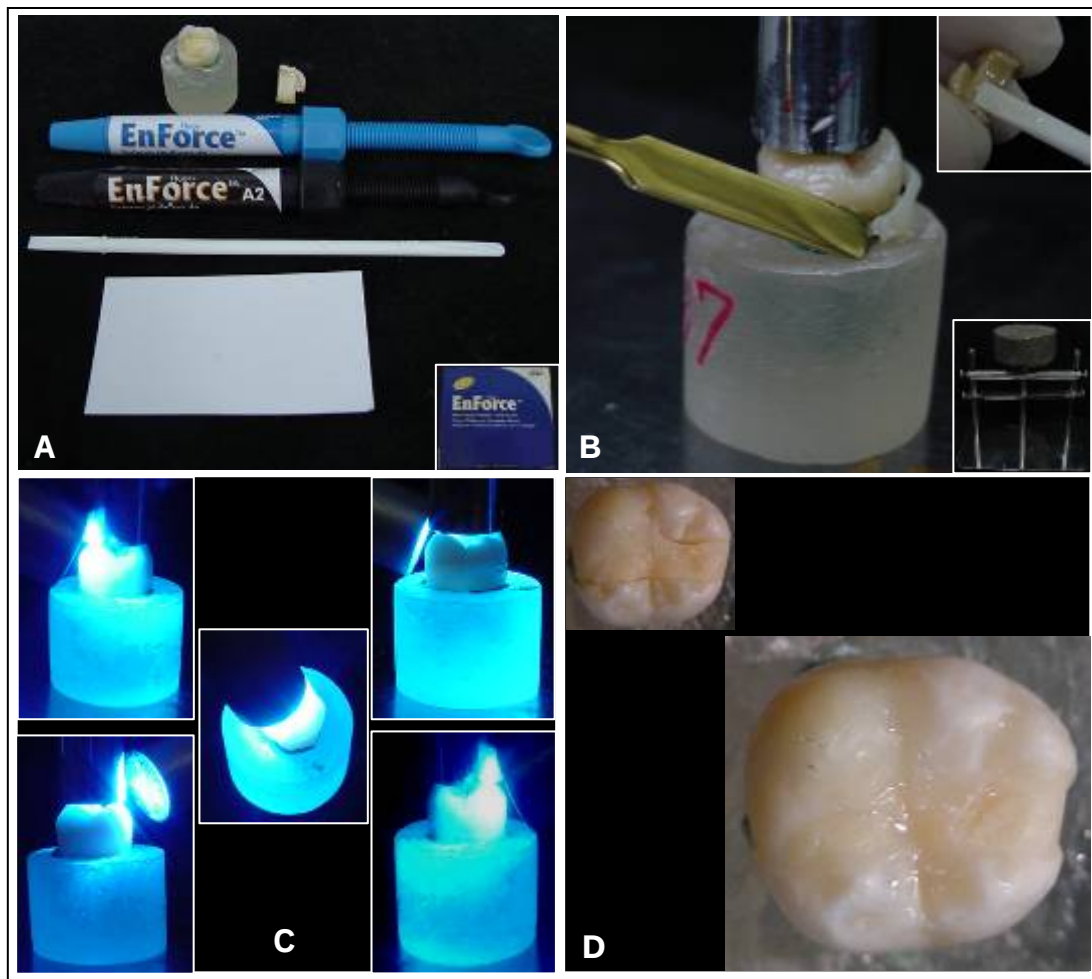


Figura 10. Fixação das restaurações; A. Materiais empregados; B. Aplicação de carga durante a cimentação e remoção do excesso de cimento; C. Fotopolimerização do cimento; D. Corpo-de-prova antes e após cimentação da restauração.

4.7. ENSAIOS MECÂNICOS DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO

Decorrido o prazo de armazenagem, os corpos-de-prova foram inseridos em dispositivo metálico que funcionou como base de sustentação e reforço do cilindro de resina (Fig. 11 A). Esse conjunto foi posicionado na máquina de ensaio universal (EMIC, DL-2000, São José dos Pinhais, Brasil). O contato da esfera de 6,0 mm de diâmetro foi ajustado na porção central da coroa do molar (Fig. 11 B), e o

carregamento axial de compressão aplicado com velocidade de 0,5 mm/minuto até ocorrer a fratura da amostra (Fig. 11 C e D). Os valores da resistência à fratura foram obtidos em quilograma força (kgf) e as amostras armazenadas em frascos com água destilada para análise do padrão de fratura de cada uma das espécimes.

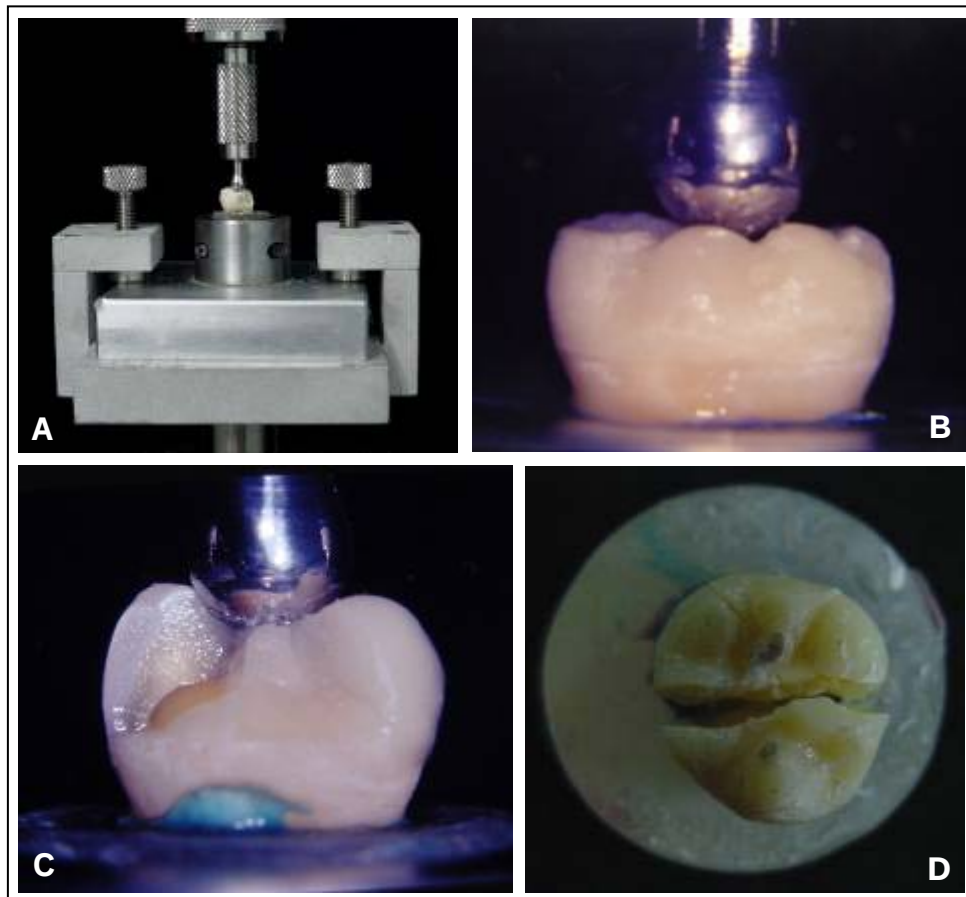


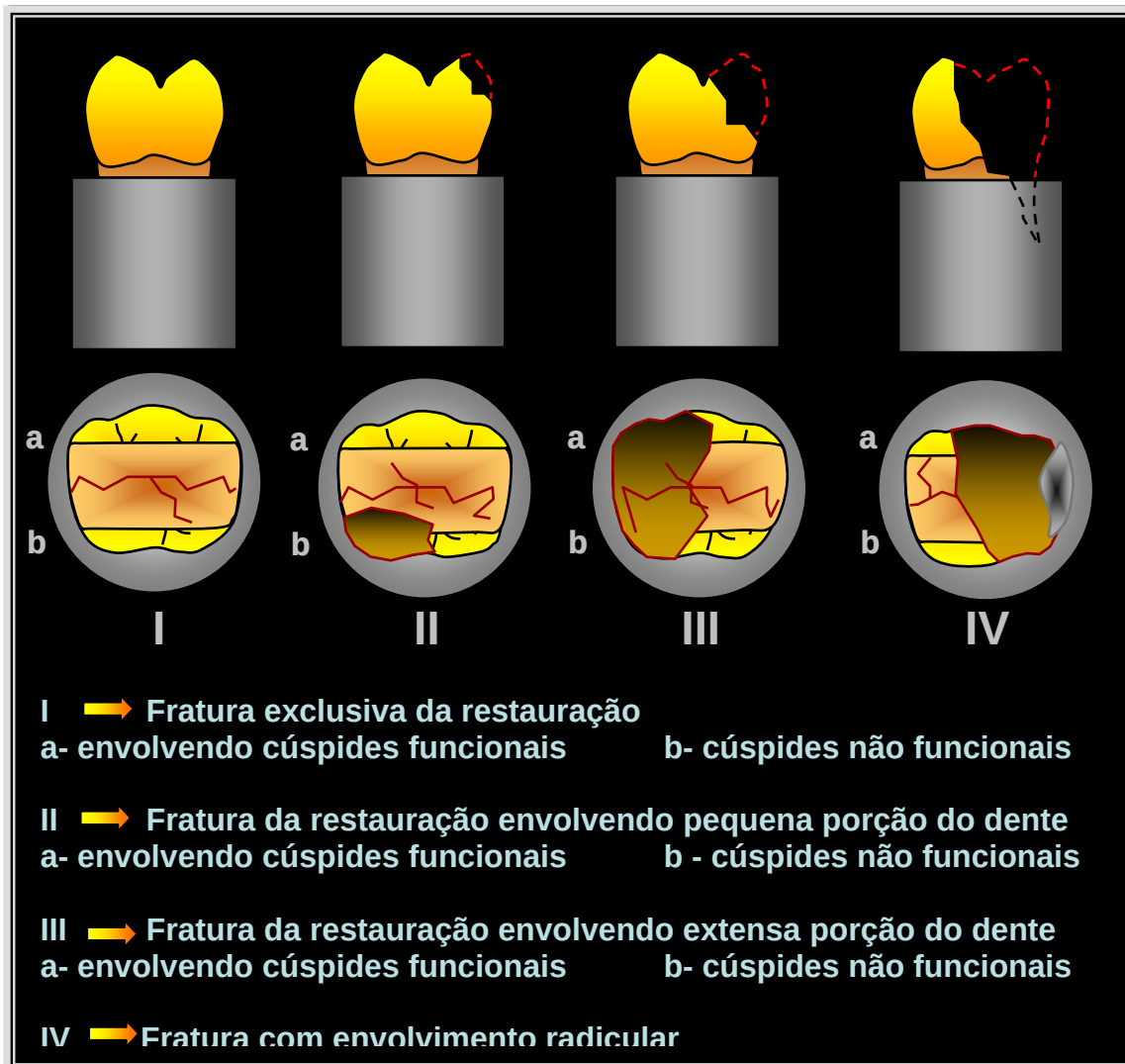
Figura 11. Teste de resistência à fratura dos corpos de prova. A. Sistema de sustentação da amostra; B. Esfera de 6,0 mm posicionada no centro da superfície oclusal; C. Visão aproximada da fratura; D. Fratura catastrófica de amostra.

4.8. CLASSIFICAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA

As amostras fraturadas foram avaliadas para determinar o padrão de falhas, tendo como referência a escala de classificação proposta por Soares (2000) que foi

modificada para caracterizar o envolvimento de cúspides funcionais ou não funcionais.

QUADRO 3. Diagrama referencial para classificação do padrão de fratura das amostras após teste de resistência à fratura.



FONTE: Soares (2003).

4.8. ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Todos os dados foram analisados no programa de estatística Minitab (Minitab Corporation, USA). Os dados referentes à adaptação marginal e resistência à fratura

foram submetidos ao teste de normalidade para verificação de sua homogeneidade de distribuição. Os testes de normalidade empregados foram Aderson-Darling e Ryan-Joiner ($\alpha=0,05$). Como todos os dados apresentaram distribuição normal e homogênea, tornou-se possível a aplicação segura de testes paramétricos para comparação entre as médias.

Para os valores referentes à resistência à fratura aplicou-se primeiramente a análise de variância ($\alpha=0,05$) e, em seguida, para a comparação entre as médias, utilizou-se o teste de Tukey em intervalo de confiança de 95%. Para este estudo estabeleceu-se intervalo de confiança de 95%, o que, na prática, significa dizer que a probabilidade em de se cometer um erro estatístico tipo I (rejeitar a hipótese de nulidade erradamente) é de 5%. Caso a análise de variância não acusasse significância, não era aplicado nenhum teste auxiliar para comparação entre as médias.

Posteriormente, foi aplicada análise de variância fatorial (4x2), excluindo-se o grupo controle, para que se examinasse a possibilidade de interação entre os fatores em estudo: recobrimento de cúspides (nenhum, 1 cúspide, vestibular toda, e todas as cúspides) *versus* amplitude de abertura da caixa oclusal (conservador e extenso).

Para os valores referentes à adaptação marginal, aplicou-se primeiramente a análise de variância ($\alpha=0,05$), examinando-se a possibilidade de diferenças entre os grupos, e em seguida para a comparação entre as médias utilizou-se o teste de Fisher para comparações múltiplas, em intervalo de confiança de 99%, o qual possibilitou maiores taxas de ausência de erro familiar ou individual do que intervalos de 95%. Para análise da adaptação marginal na região cervical, representada pelas faces mesial e distal, e na região de face livre, representada

pelas faces vestibular e lingual, aplicou-se o teste T ($\alpha=0,05$), visto que a comparação foi feita entre grupos com o mesmo tipo de recobrimento de cúspide, variando apenas a abertura de caixa oclusal, ou seja, G2 *versus* G3, G4 *versus* G5 , G6 *versus* G7 e G8 *versus* G9. Na intenção de se examinar a possibilidade de diferenças entre as 4 regiões dentais mensuradas (mesial, distal, vestibular e lingual), aplicou-se então a análise de variância e, em seguida, o teste de Tukey em intervalo de confiança de 95%. Posteriormente, foi aplicada análise de variância fatorial (4x2), excluindo-se o grupo controle, para que se examinasse a possibilidade de interação entre os fatores em estudo: recobrimento de cúspides (nenhum, 1 cúspide, vestibular toda, e todas as cúspides) *versus* amplitude de abertura da caixa oclusal (conservador e extenso).

Finalmente, buscou-se analisar a existência de correlação entre as variáveis resistência à fratura e adaptação marginal, em cada grupo experimental, por meio da aplicação do teste de Correlação de Pearson ($\alpha=0,05$).

“O conhecimento não tem dono. Se
você esconde para si o que des-cobriu,
de que vale sua descoberta?”

(Alfredo Júlio Fernandes Neto)

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Os resultados são apresentados em três seções: resistência e padrão de fratura, adaptação marginal e correlação entre ambas variáveis.

5.1. Resistência à Fratura – Ensaios Mecânicos de Compressão

Todos os valores coletados referentes aos dados dos testes de compressão estão detalhados nas Tabelas 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, e 9. Nestas tabelas estão contidos a média, desvio padrão, coeficiente de variação de cada grupo experimental e a respectiva qualificação do modo de fratura de cada espécime.

Tabela 1. Dados referentes à resistência à compressão do grupo controle, dentes hígidos.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	C1	442,97	Fratura coronária envolvendo cúspides funcionais	
2	C2	333,5	Fratura coronária envolvendo cúspide mésio-vestibular	
3	C3	281,2	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	
4	C4	270,35	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	
5	C5	443,75	Fratura coronária envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	
6	C6	286,8	Fratura coronária envolvendo cúspides não-funcionais	
7	C7	303,7	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	
8	C8	447,74	Fratura coronária envolvendo cúspides funcionais	
9	C9	248,7	Fratura coronária envolvendo cúspide mésio-vestibular	
10	C10	350,24	Fratura coronária envolvendo cúspide mésio-vestibular	
Média		340,90		
Desvio Padrão		77,40		
Coeficiente de Variação		22,70		

Os dados do grupo controle apresentaram resistência média de 340,90 Kgf, com predominância de fraturas coronárias envolvendo as cúspides vestibulares (funcionais) – 60%, sendo que os maiores valores corresponderam à fratura de todas as cúspides funcionais. Um dente apresentou fratura severa de cúspides funcionais e não funcionais (10%) e 3 outros dentes mostraram fraturas catastróficas invadindo o espaço biológico (30%), sendo que estes 4 últimos casos impossibilitavam futura reabilitação dental.

Tabela 2. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 2, dentes preparados com *inlay* conservador.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	19	176,08	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
2	91	167,41	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
3	10	167,22	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
4	69	303,39	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
5	Sem nº	291,35	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
6	105	165,58	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
7	93	187,72	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
8	18	144,39	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
9	43	165,58	Fratura adesiva, envolvendo deslocamento da cúspide mésio-vestibular somente	IIa (só dente)
10	98	165,58	Pequena fratura envolvendo somente a restauração	I
Média		193,40		
Desvio Padrão		55,90		
Coeficiente de Variação		28,89		

Os dados do grupo de dentes preparados com *inlay* conservador (G2) apresentaram média de 193,40 Kgf. Metade dos dentes demonstrou fraturas

catastróficas com invasão do espaço biológico, impossibilitando futura reabilitação (50%). Três dentes apresentaram fraturas amplas, envolvendo ou todas cúspides funcionais (20%) ou todas cúspides não-funcionais (10%). Um único dente apresentou fratura adesiva com deslocamento da cúspide mésio-vestibular (10%), e um único dente apresentou fratura exclusiva da restauração (10%).

Tabela 3. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 3, dentes preparados com *inlay* extenso.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	05	193,1	Fratura adesiva, envolvendo deslocamento da cúspide mésio-vestibular somente	Ila (só dente)
2	107	192,19	Grande fratura coronária envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIIab
3	07	172,95	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
4	88	264,07	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
5	04	190,49	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
6	126	197,69	Pequena fratura envolvendo somente a restauração	I
7	109	197,07	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
8	03	189,82	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
9	85	232,12	Pequena fratura envolvendo somente a restauração	I
10	40	193,12	Pequena fratura envolvendo somente a restauração	I
Média		202,26		
Desvio Padrão		26,21		
Coeficiente de Variação		12,96		

Os dados do grupo de dentes preparados com *inlay* extenso (G3) apresentaram média de resistência à fratura de 202,26Kgf. Os tipos de fratura foram diversos, com predominância para fraturas severas, sendo que em 30% houve envolvimento de espaço biológico, em outros 30% houve fraturas envolvendo ou todas cúspides

funcionais (20%) ou todas cúspides não-funcionais (10%). Três dentes apresentaram fraturas envolvendo pequena porção da restauração (30%) e um único dente apresentou fratura adesiva com deslocamento da cúspide méso-vestibular (10%).

Tabela 4. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 4, dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo a cúspide méso-vestibular.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	12	204,47	Fratura envolvendo cúspide méso-vestibular	Ila
2	02	253,46	Fratura envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIab
3	122	140,55	Fratura envolvendo cúspide méso-vestibular	Ila
4	97	131,29	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
5	117	228,55	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
6	104	308,6	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
7	32	240,40	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
8	111	255,95	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
9	112	178,64	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
10	128	216,41	Grande fratura adesiva, envolvendo deslocamento das cúspides funcionais	IIIa (só dente)
Média		215,80		
Desvio Padrão		54,50		
Coeficiente de Variação		25,25		

Os dados do grupo de dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo a cúspide méso-vestibular (G4) apresentaram média de resistência à fratura de 215,80Kgf. Este grupo também apresentou porcentagem considerável de fraturas envolvendo espaço biológico (30%), sendo que outros 30% demonstraram fratura extensa envolvendo as cúspides funcionais. Dois dentes (20%) apresentaram pequena fratura envolvendo a cúspide méso-vestibular, enquanto que um único

dente (10%) mostrou pequena fratura envolvendo as cúspides funcionais e não-funcionais. Um último elemento (10%) apresentou grande fratura adesiva com o deslocamento somente das cúspides funcionais.

Tabela 5. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 5, dentes preparados com *onlay* extenso recobrimdo a cúspide mésio-vestibular.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	58	125,32	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
2	11	149,56	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
3	121	113,71	Grande fratura adesiva, envolvendo deslocamento das cúspides não-funcionais	IIIb (só dente)
4	94	304,6	Fratura envolvendo cúspide mésio-vestibular	IIa
5	123	177,33	Grande fratura coronária envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIIab
6	118	340,14	Fratura envolvendo cúspide mésio-lingual	IIb
7	14	298,08	Pequena fratura coronária na região de crista marginal mesial	II
8	92	138,76	Fratura envolvendo cúspide mésio-lingual	IIb
9	08	222,05	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
10	116	211,22	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
Média		208,08		
Desvio Padrão		81,60		
Coefficiente de Variação		39,24		

Os dados do grupo de dentes preparados com *onlay* extenso recobrimdo cúspide mésio-vestibular (G5) apresentaram média de resistência à fratura de 208,08Kgf. Este grupo apresentou como maioria grandes fraturas coronárias (40%), distribuindo-se irregularmente entre fraturas envolvendo cúspides funcionais, não-funcionais e fraturas adesivas deslocando ambas as cúspides. Outros tipos comuns de fratura observados neste grupo foram fraturas pequenas envolvendo

principalmente a cúspide mésio-lingual (20%), fato inédito até o momento. Em um dente houve acometimento somente da crista marginal mesial (10%) e, em outro, pequena fratura envolvendo a cúspide mésio-vestibular. Em dois dentes notou-se novamente a presença de fraturas envolvendo espaço biológico (20%).

Tabela 6. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 6, dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo todas as cúspides vestibulares.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	110	262,13	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
2	125	249,73	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
3	52	279,47	Grande fratura adesiva, envolvendo deslocamento das cúspides não-funcionais	IIIb (só dente)
4	01	182,57	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
5	17	167,46	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
6	99	202,05	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
7	03	164,18	Fratura envolvendo cúspide mésio-vestibular	IIa
8	106	103,51	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
9	51	186,7	Fratura envolvendo cúspide mésio-vestibular	IIa
10	114	115,82	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
Média		191,36		
Desvio Padrão		58,80		
Coeficiente de Variação		30,73		

Os dados do grupo de dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo todas as cúspides vestibulares (G6) apresentaram média de resistência à fratura de 191,36Kgf. O tipo mais comum e inédito de fratura, até o momento, foi a fratura somente da restauração envolvendo as cúspides vestibulares (30%). Este grupo

também apresentou grandes fraturas coronárias (30%), distribuindo-se irregularmente entre fraturas envolvendo cúspides funcionais, não-funcionais e fraturas adesivas deslocando ambas as cúspides. Em dois dentes (20%) houve ocorrência de pequena fratura envolvendo a cúspide mésio-vestibular. Novamente, em dois dentes notou-se a presença de fraturas envolvendo espaço biológico (20%).

Tabela 7. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 7, dentes preparados com *onlay* extenso recobrindo todas as cúspides vestibulares.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	73	193,9	Grande fratura coronária envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIIab
2	22	129,44	Grande fratura coronária envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIIab
3	115	219,52	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
4	102	282,32	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
5	72	282,6	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
6	06	193,95	Fratura envolvendo cúspide mésio-vestibular	IIa
7	21	165,51	Fratura envolvendo cúspide mésio-vestibular	IIa
8	13	95,98	Fratura envolvendo cúspide mésio-vestibular	IIa
9	62	137,21	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
10	129	182,12	Fratura envolvendo cúspide mésio-lingual	IIb
Média		188,26		
Desvio Padrão		61,40		
Coefficiente de Variação		32,61		

Os dados do grupo de dentes preparados com *onlay* extenso recobrindo todas as cúspides vestibulares (G7) apresentaram média de resistência à fratura de 188,26Kgf. Este grupo apresentou alta proporção de grandes fraturas coronárias

(40%), distribuindo-se irregularmente entre fraturas envolvendo cúspides funcionais, não-funcionais e fraturas adesivas deslocando ambas as cúspides. Outro tipo comum de fratura foi a ocorrência de pequena fratura envolvendo a cúspide mésio-vestibular em três dentes (30%), além da presença de pequena fratura envolvendo cúspide mésio-lingual (10%). Neste grupo, em um dente notou-se a presença de fratura envolvendo espaço biológico (10%) e um dente demonstrou fratura exclusiva da restauração envolvendo cúspides vestibulares (10%).

Tabela 8. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 8, dentes preparados com *overlay* conservador.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	20	244,93	Fratura envolvendo cúspide mésio-lingual	IIb
2	34	202,3	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
3	16	260,89	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
4	82	238,79	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
5	81	202,3	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
6	42	248,33	Grande fratura coronária envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIIab
7	47	224,36	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
8	61	218,33	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
9	119	148,16	Fratura envolvendo cúspide mésio-lingual	IIb
10	36	230,77	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
Média		221,92		
Desvio Padrão		32,20		
Coeficiente de Variação		14,51		

Os dados do grupo de dentes preparados com *overlay* conservador (G8) apresentaram média de resistência à fratura de 221,92Kgf. Este grupo apresentou

alta proporção de fraturas envolvendo espaço biológico (40%). Notou-se também grandes fraturas coronárias (20%), distribuindo-se entre fraturas envolvendo cúspides funcionais ou não-funcionais. Houve a ocorrência de pequena fratura envolvendo a cúspide méso-lingual em dois dentes (20%). Dois dentes apresentaram fratura somente da restauração envolvendo cúspides vestibulares (20%).

Tabela 9. Dados referentes à resistência à compressão do grupo 9, dentes preparados com *overlay* extenso.

Amostra	Número de Referência	Resistência à Fratura (Kgf)	Característica da Fratura	Padrão de Fratura
1	124	145,87	Fratura envolvendo cúspide méso-lingual	IIb
2	37	186,08	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
3	46	311,21	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
4	38	180,54	Grande fratura envolvendo todas as cúspides funcionais	IIIa
5	87	314,9	Fratura corono-radicular com invasão de espaço biológico	IV
6	53	193,83	Fratura somente da restauração, envolvendo as cúspides vestibulares	Ia
7	33	203,69	Grande fratura coronária envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIIab
8	90	286,89	Fratura envolvendo cúspides funcionais e não-funcionais	IIab
9	130	178,62	Fratura envolvendo cúspide méso-lingual	IIb
10	50	225,46	Grande fratura envolvendo todas as cúspides não-funcionais	IIIb
Média		222,71		
Desvio Padrão		60,20		
Coeficiente de Variação		27,03		

Os dados do grupo de dentes preparados com *overlay* extenso (G9) apresentaram média de resistência à fratura de 222,71Kgf. Este grupo apresentou 30% de fraturas envolvendo grandes fraturas coronárias, distribuindo-se entre

fraturas envolvendo cúspides funcionais ou não-funcionais. Outro tipo de fratura foi a ocorrência de pequenas fraturas envolvendo a cúspide mésio-lingual em dois dentes (20%), e as cúspides funcionais e não funcionais (10%). Dois dentes (20%) apresentaram fratura exclusiva da restauração envolvendo cúspides vestibulares. Novamente, em dois dentes notou-se a presença de fraturas envolvendo espaço biológico (20%).

A figura abaixo (Fig. 12) demonstra a distribuição percentual dos padrões de fratura em cada grupo experimental, e na figura 13 são ilustrados alguns tipos comuns de fratura observados.

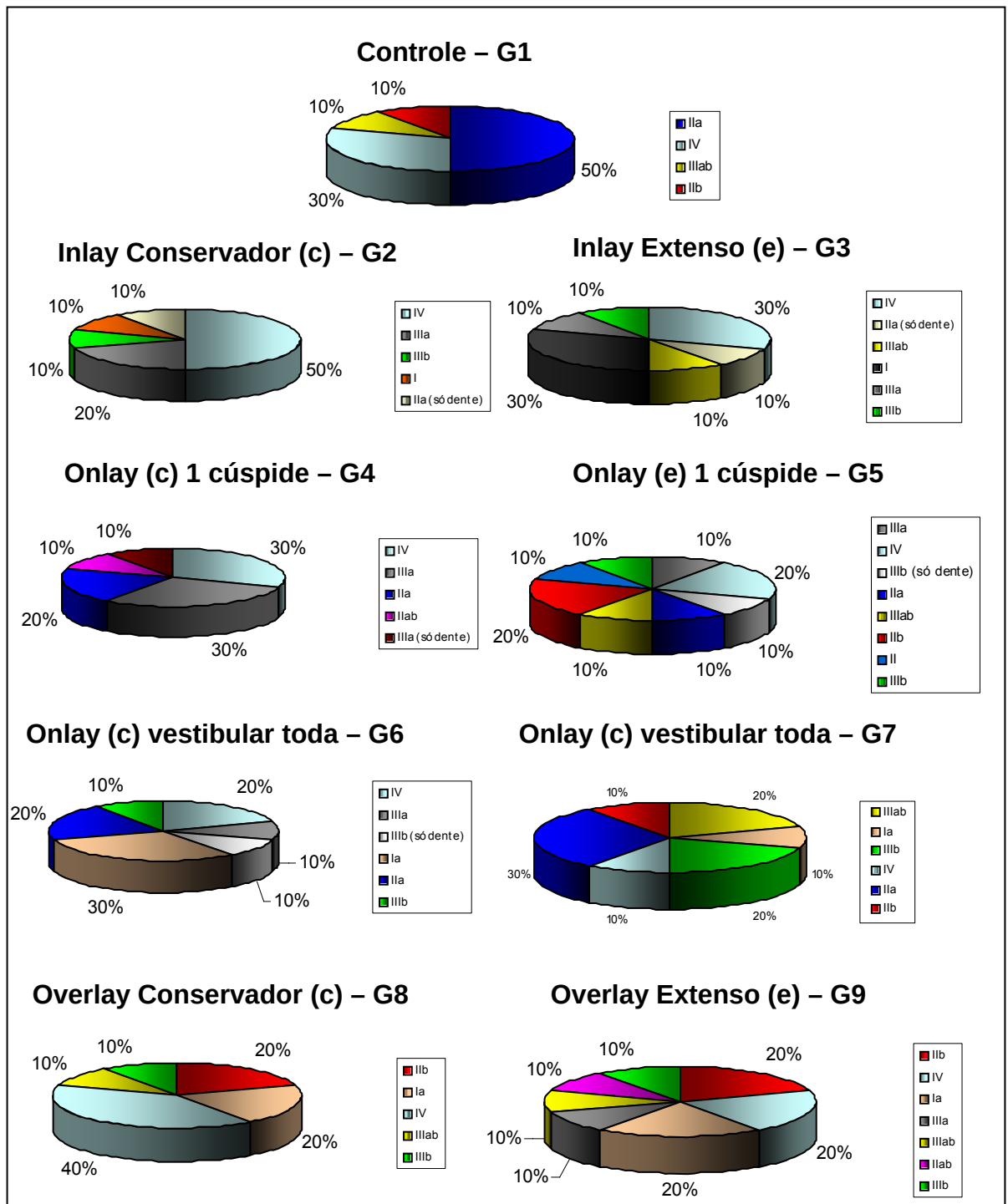


Figura 12. Distribuição percentual de tipos de fratura em cada grupo experimental.

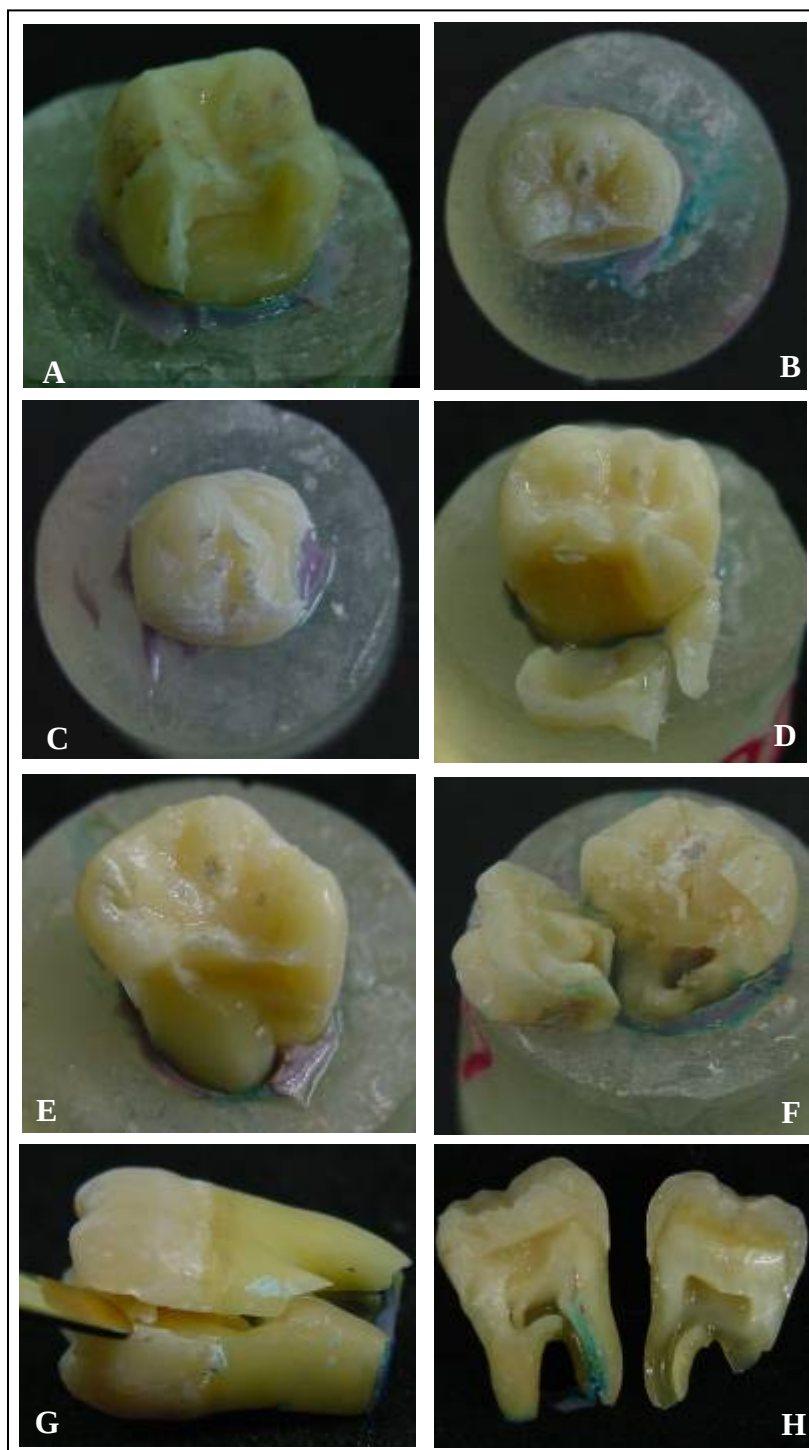


Figura 13. Exemplos dos padrões de fratura: A. Fratura adesiva e coesiva da restauração envolvendo crista marginal mesial; B. Fratura de cúspides não funcionais; C. Fratura da cúspide mésio-vestibular e crista marginal mesial; D. Fratura de cúspides funcionais; E. Fratura de cúspide mésio-vestibular envolvendo

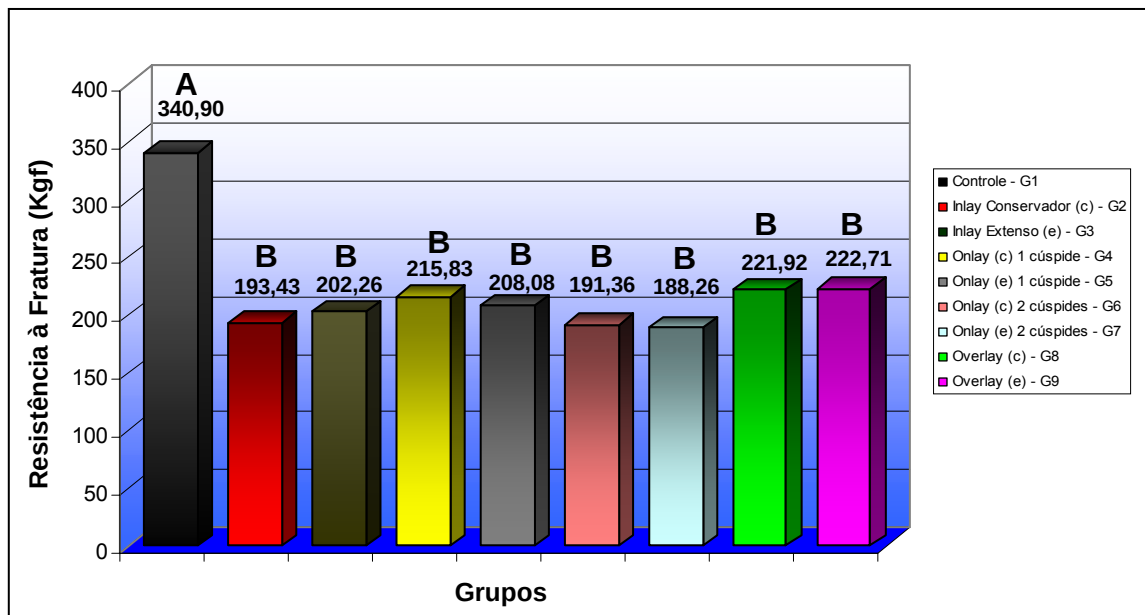
espaço biológico; F. Fratura catastrófica envolvendo espaço biológico; G e H. Exemplo de fratura envolvendo espaço biológico, resultando em separação do elemento dental ao meio.

Os dados referentes à resistência à fratura demonstraram distribuição normal e homogênea, possibilitando a aplicação de testes paramétricos para comparação entre as médias (Anexo A). A aplicação do teste de análise de variância ($\alpha=0,05$) demonstrou que os resultados referentes à resistência à fratura mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P=0,000$), como visto na Tabela 10. Aplicando-se então o teste de Tukey para comparação entre as médias, verificou-se que em intervalo de confiança em nível de 95%, todos os grupos de dentes preparados e restaurados apresentaram resistência comparável entre si, e menor do que o grupo controle.

Tabela 10. Análise de variância para resistência à fratura ($\alpha=0,05$).

Fonte de variação	Grau de Liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	F calculado	P
Tipos de Preparo	8	176321	22040	6,33	0,000
Resíduo	81	281923	3481		
Total	89	458244			

Não houve diferença entre os grupos preparados com relação à resistência à fratura, como pode ser verificado na figura 14, por meio de gráfico de colunas.



Médias seguidas por letras diferentes apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P=0,000$).

Figura 14. Gráfico de colunas representativo das médias de resistência à fratura.

Para que se pudesse analisar especificamente o efeito da extensão do preparo na caixa oclusal, chamada neste estudo de abertura conservadora ou extensa, e do efeito do recobrimento de cúspides funcionais ou não, um *design* fatorial foi executado possibilitando análise estatística por modelo linear geral, comparando-se as médias em análise de variância 4x2, sendo então quatro tipos de recobrimento de cúspide: nenhum, uma cúspide, todas as vestibulares, e todas as cúspides; e dois tipos de abertura oclusal: conservadora e extensa.

Verificou-se a inexistência de diferença estatisticamente significativa no que diz respeito ao fator abertura de caixa oclusal ($P=0,980$), ou em relação ao fator recobrimento de cúspide ($P=0,273$). A interação entre ambos os fatores também não apresentou diferença estatisticamente significativa ($P=0,972$), como observado na Tabela 11.

Tabela 11. Análise de variância fatorial (4x2) para resistência à fratura.

Fonte de variação	Grau de Liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	F calculado	P
Abertura de caixa oclusal	1	2	2	0,00	0,980
Recobrimento de cúspide	3	12583	4194	1,32	0,273
Interação	3	740	247	0,08	0,972
Resíduo	72	228017	3167		
Total	79	241341			

5.2. Adaptação Marginal.

Todos os valores coletados referentes à aferição da adaptação marginal estão detalhados em tabelas, nos Anexos B, C, D, E, F, G, H e I. Nestas tabelas estão contidos a média geral, desvio padrão e coeficiente de variação de cada grupo experimental, além das médias referentes a cada face dental.

Na tabela 12 podem-se encontrar os valores referentes à adaptação na região cervical, representando a média dos valores coletados nas faces mesial e distal, e na região de face livre, representando os valores coletados nas faces vestibular e lingual, de todos os grupos. Encontram-se também nesta tabela a média e desvio padrão de cada grupo.

Tabela 12. Dados referentes à adaptação marginal geral e em cada região, cervical ou face livre, dos grupos preparados.

Grupo	Adaptação Marginal (µm)		Média Geral	Desvio Padrão
	Cervical	Face Livre		
<i>Inlay</i> Conservador - G2	149,37	108,13	128,80	97,34
<i>Inlay</i> Extenso - G3	96,35	58,27	73,30	54,73
<i>Onlay</i> (c) 1 cúspide - G4	128,72	76,53	102,60	81,0
<i>Onlay</i> (e) 1 cúspide - G5	101,80	59,33	80,60	62,84
<i>Onlay</i> (c) vest. Toda - G6	186,59	57,42	122,0	88,20
<i>Onlay</i> (e) vest. Toda - G7	93,74	61,94	77,80	60,21
<i>Overlay</i> Conservador - G8	128,61	104,38	116,50	61,12
<i>Overlay</i> Extenso - G9	117,63	103,53	110,60	91,60

Para que se avaliasse a distribuição percentual dos valores de adaptação marginal em cada grupo, os gráficos dispostos na figura 15 foram criados.

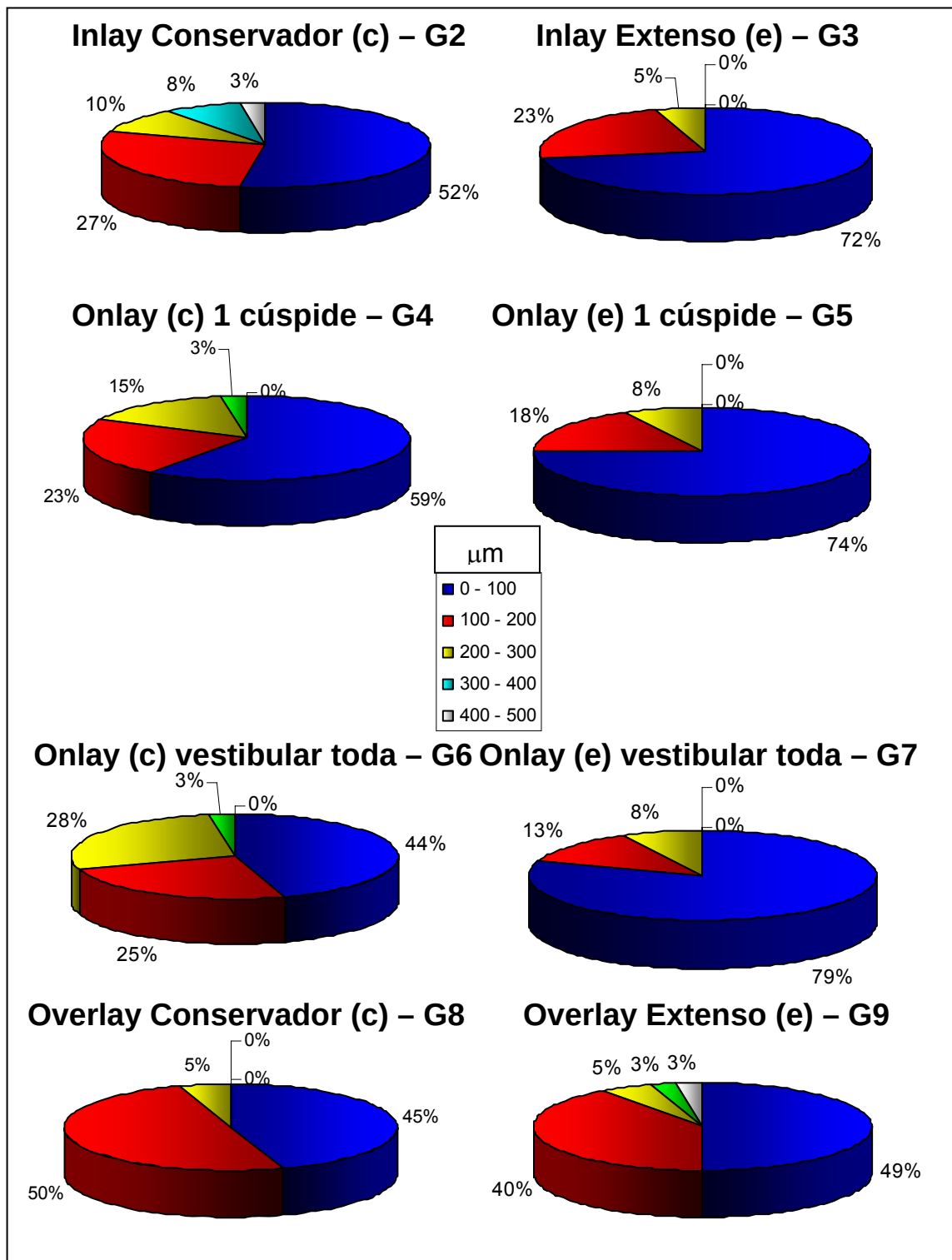


Figura 15. Distribuição percentual dos valores de adaptação marginal em todos os grupos preparados.

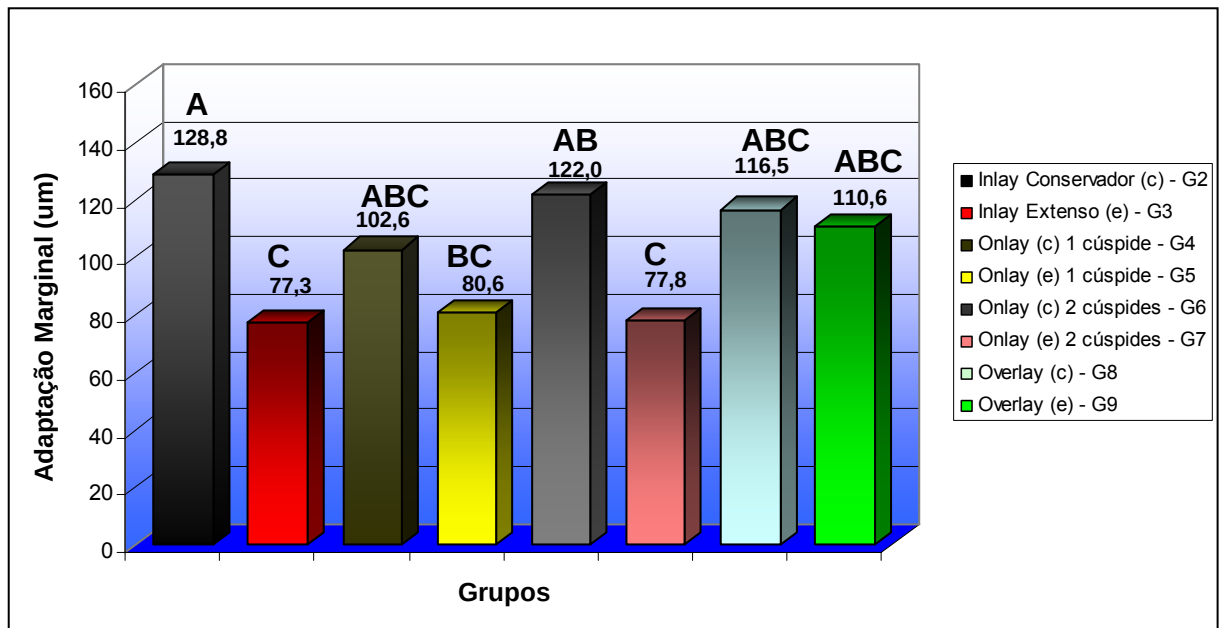
Assim como seria esperado, as maiores porcentagens de medição de adaptação marginal situadas entre 0 e 100 μ m foram observadas nos grupos de melhor adaptação. Ao mesmo tempo, as maiores porcentagens de medição de adaptação marginal acima de 100 μ m foram observadas nos grupos de pior adaptação. Três dos 9 grupos apresentaram menos de 50% dos valores de adaptação situados entre 0 e 100 μ m.

Os dados referentes à adaptação marginal demonstraram distribuição normal e homogênea, possibilitando a aplicação de testes paramétricos para comparação entre as médias (Anexo 10).

A aplicação do teste de análise de variância ($\alpha=0,05$) demonstrou que os resultados referentes à adaptação marginal apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($P=0,005$), como pode ser visto na tabela 13. Aplicando-se então o teste de Fisher para comparações múltiplas entre as médias, verificou-se, em intervalo de confiança ao nível de 99%, quais seriam as diferenças entre os grupos em estudo (Fig. 16). A escolha do teste de Fisher com intervalo de confiança ao nível de 99% baseou-se na detecção da eliminação de taxa de erro individual de 99% e familiar de 84,12%, possibilitando assim melhor confiabilidade dos resultados. A figura 17 mostra exemplos de adaptação das restaurações.

Tabela 13. Análise de variância para adaptação marginal ($\alpha=0,05$).

Fonte de variação	Grau de Liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	F calculado	P
Tipos de Preparo	7	122107	17444	3,00	0,005
Resíduo	312	1813581	5813		
Total	319	1935687			



Médias seguidas por letras diferentes apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P < 0,05$).

Figura 16. Gráfico dos resultados de adaptação marginal.

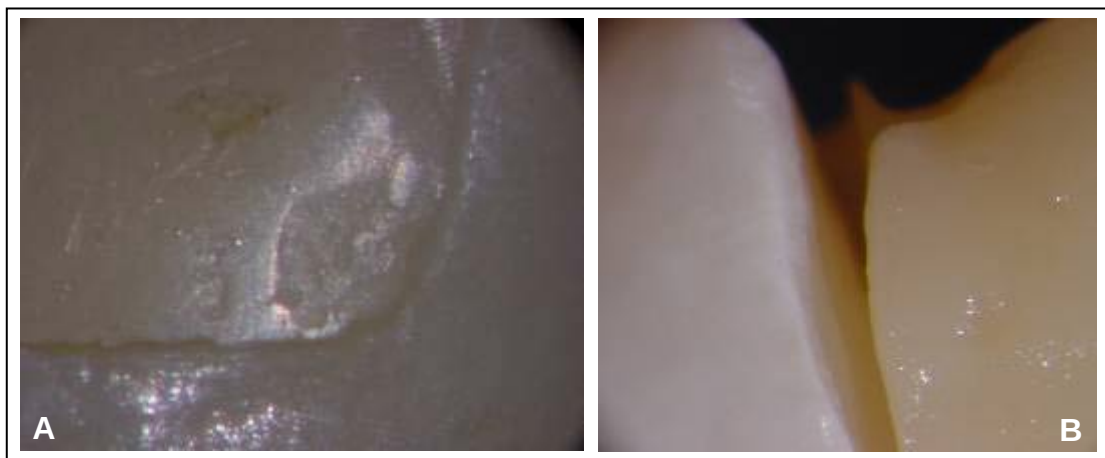


Figura 17. Exemplos de adaptação marginal. A. Adequada adaptação; B. Adaptação deficiente.

Para que se pudesse analisar isoladamente o efeito da extensão do preparo na caixa oclusal, chamada neste estudo de abertura conservadora ou extensa, e do efeito do recobrimento de cúspides funcionais ou não, um *design* fatorial foi executado possibilitando análise estatística por modelo linear geral, comparando-se

as médias em análise de variância 4x2, sendo então quatro tipos de recobrimento de cúspide: nenhum, uma cúspide, todas as vestibulares, e todas as cúspides; e dois tipos de abertura oclusal: conservadora e extensa.

Verificou-se a existência de diferença estatisticamente significativa no que diz respeito ao fator abertura de caixa oclusal ($P=0,001$); entretanto, não houve diferença significativa com relação ao fator recobrimento de cúspide ($P=0,425$). A interação entre ambos os fatores também não apresentou diferença estatisticamente significativa ($P=0,301$), como pode ser visto na tabela 14.

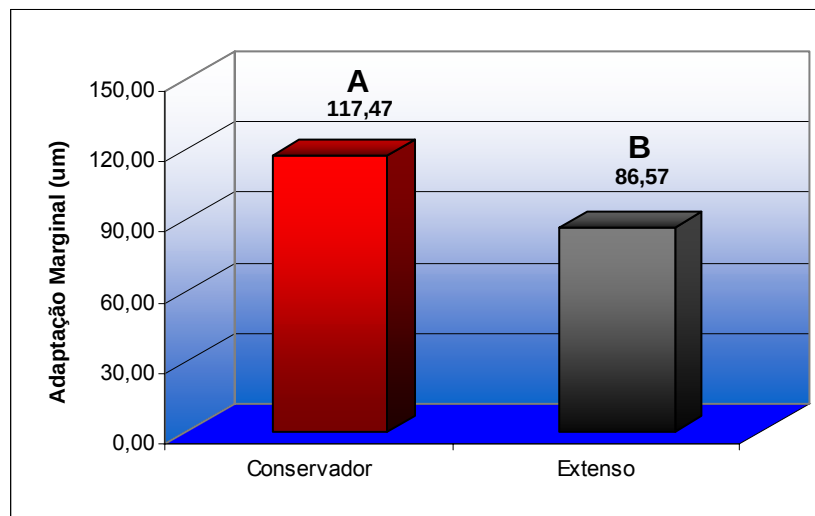
Tabela 14. Análise de variância fatorial (4x2) para adaptação marginal.

Fonte de variação	Grau de Liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	F calculado	P
Abertura de caixa oclusal	1	19092	19092	10,92	0,001
Recobrimento de cúspide	3	4937	1646	0,94	0,425
Interação	3	6504	2168	1,24	0,301
Resíduo	72	125843	1748		
Total	79	156376			

Como se verificou significância para o fator abertura de caixa, a análise isolada do fator “tipos de preparo” foi ignorada e passou-se a considerar o desdobramento deste fator segundo a abertura oclusal, conservadora ou extensa (Tabela 15). A aplicação do teste T ($\alpha=0,05$) demonstrou que os preparos com abertura conservadora apresentaram média de adaptação marginal ($117,47\mu\text{m}$) estatisticamente superior aos preparos com abertura extensa ($86,57\mu\text{m}$) ($P=0,001$), como pode ser visto na figura 18 e 19.

Tabela 15. Desdobramento da análise de variância fatorial 4x2 para o fator abertura de caixa oclusal por meio do teste T ($\alpha=0,05$) - adaptação marginal.

Fonte de variação	Grau de Liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	F calculado	P
Abertura de caixa	1	19092	19092	10,85	0,001
Resíduo	78	137284	1760		
Total	79	156376			



Médias seguidas por letras diferentes apresentaram diferença estatisticamente significante ($P=0,001$).

Figura 18. Gráfico comparativo do fator abertura de caixa - adaptação marginal.



Figura 19. Ilustrações representativas da melhor adaptação marginal nos grupos com amplitude de abertura oclusal extensa em relação à conservadora. A. Amplitude extensa; B. Amplitude conservadora.

Para detalhar o efeito do fator abertura de caixa em cada tipo de preparo, o teste T ($\alpha=0,05$) foi aplicado, demonstrando que: para os preparos *inlay* a abertura conservadora apresentou maior desadaptação que a extensa (Tabela 16); para os preparos *onlay* recobrindo uma cúspide não houve diferença significativa entre os dois tipos de abertura de caixa (Tabela 17); para os preparos *onlay* recobrindo toda a vestibular, a abertura conservadora também apresentou maior desadaptação que a extensa (Tabela 18); para os preparos *overlay* não houve diferença significativa entre os dois tipos de abertura de caixa (Tabela 19).

Tabela 16. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *inlay*; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Grupos	Média	Desvio Padrão	Categorias Estatísticas Tukey	P
<i>Inlay</i> Conservador	128,80	54,22	A	0,020
<i>Inlay</i> Extenso	77,30	28,73	B	

Tabela 17. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *onlay* recobrindo uma cúspide; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Grupos	Média	Desvio Padrão	Categorias Estatísticas Tukey	P
<i>Onlay</i> (c) 1 cúspide	102,60	49,70	A	0,266
<i>Onlay</i> (e) 1 cúspide	80,60	34,31	A	

Tabela 18. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *onlay* recobrindo toda a vestibular; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Grupos	Média	Desvio Padrão	Categorias Estatísticas Tukey	P
<i>Onlay</i> (c) vest. toda	122,0	25,49	A	0,003
<i>Onlay</i> (e) vest. toda	77,80	30,49	B	

Tabela 19. Valores médios de adaptação marginal (μm) para os preparos *overlay*; e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Grupos	Média	Desvio Padrão	Categorias Estatísticas Tukey	P
<i>Overlay</i> Conservador	116,50	39,66	A	0,795
<i>Overlay</i> Extenso	110,60	58,46	A	

Posteriormente, na intenção de se analisar a existência de diferenças quanto à adaptação marginal em cada face dental, entre todos os grupos, o teste ANOVA em fator único foi aplicado ($\alpha=0,05$), demonstrando existir diferença estatisticamente significativa (Tabela 20).

Tabela 20. Análise de variância em fator único ($\alpha=0,05$), comparando as faces dentais - adaptação marginal (μm).

Fonte de variação	Grau de Liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	F calculado	P
Faces dentais	31	588942	18998	4,06	0,000
Resíduo	288	1346745	4676		
Total	319	1935687			

Posteriormente, o teste de Tukey ($\alpha=0,05$) foi utilizado para o detalhamento das diferenças existentes, como pode ser observado na tabela 21.

Tabela 21. Valores médios de adaptação marginal (μm) para todas as faces dentais de todos os grupos; e categorias estatísticas definidas pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

Tipo de Preparo	Grupo	Adaptação Marginal (μm)			
		Mesial	Distal	Vestibular	Lingual
<i>Inlay</i> Conservador	G2	104,23 ^{ABa}	194,51 ^{ABa}	84,92 ^{Aa}	131,33 ^{ACa}
<i>Inlay</i> Extenso	G3	89,97 ^{ABa}	102,72 ^{ABa}	56,58 ^{Aa}	59,95 ^{Aba}
<i>Onlay</i> (c) 1 cúspide	G4	173,81 ^{Bb}	83,63 ^{Aa}	90,93 ^{Aab}	62,12 ^{ABCa}
<i>Onlay</i> (e) 1 cúspide	G5	126,31 ^{ABb}	77,29 ^{Aab}	81,85 ^{Aab}	36,81 ^{BDa}
<i>Onlay</i> (c) vest. toda	G6	168,47 ^{ABb}	204,7 ^{Bb}	61,1 ^{Aa}	53,73 ^{Bea}
<i>Onlay</i> (e) vest. toda	G7	74,17 ^{Aa}	113,31 ^{ABa}	64,13 ^{Aa}	59,74 ^{Aba}
<i>Overlay</i> Conservador	G8	113,55 ^{ABa}	143,67 ^{Aba}	123,3 ^{Aa}	85,46 ^{ACDEa}
<i>Overlay</i> Extenso	G9	71,63 ^{Aa}	163,63 ^{ABa}	74,16 ^{Aa}	132,9 ^{Ca}

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na vertical e minúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ($P<0,05$).

Devido ao fato de que os resultados sugeriam diferenças entre a adaptação na região cervical - mesial e distal - com relação à região de faces livres - vestibular e lingual - seguiu-se a orientação de Soares (2000) e Soares *et al.* (2003) para que se comparasse a média dos grupos nestas respectivas regiões. Aplicou-se então o teste T ($\alpha=0,05$) para comparação entre os valores de adaptação cervical e face livre de cada grupo entre si. A opção pelo teste T foi baseada no fato de que, nesta fase, foi necessária a comparação entre duas regiões entre si, de cada grupo, e não comparações múltiplas. Os resultados dessas análises estão dispostos na tabela 22.

Tabela 22. Valores médios de adaptação marginal (μm) e desvio padrão para as regiões cervical e face livre de todos os grupos, e categorias estatísticas definidas pelo teste T ($\alpha=0,05$).

Tipo de Preparo	Grupo	Adaptação Marginal (μm)		P
		Cervical	Face Livre	
<i>Inlay</i> Conservador	G2	149,37 ($\pm 117,45$) ^A	108,13 ($\pm 68,98$) ^A	0,184
<i>Inlay</i> Extenso	G3	96,30 ($\pm 66,0$) ^A	58,30 ($\pm 32,10$) ^B	0,028
<i>Onlay</i> (c) 1 cúspide	G4	128,70 ($\pm 98,50$) ^A	76,50 ($\pm 48,30$) ^B	0,043
<i>Onlay</i> (e) 1 cúspide	G5	101,80 ($\pm 77,50$) ^A	59,30 ($\pm 34,0$) ^B	0,033
<i>Onlay</i> (c) vest. toda	G6	186,60 ($\pm 69,90$) ^A	57,40 ($\pm 49,90$) ^B	0,000
<i>Onlay</i> (e) vest. toda	G7	93,70 ($\pm 64,60$) ^A	61,90 ($\pm 52,30$) ^A	0,096
<i>Overlay</i> Conservador	G8	128,60 ($\pm 59,50$) ^A	104,40 ($\pm 61,80$) ^A	0,214
<i>Overlay</i> Extenso	G9	118,0 ($\pm 117,0$) ^A	103,50 ($\pm 57,50$) ^A	0,634

Médias seguidas de letras distintas, na horizontal, diferem entre si pelo teste T ($P<0,05$).

5.3 Correlação entre Adaptação Marginal e Resistência à Fratura.

Em uma última análise, aplicou-se o teste de correlação de Pearson (r) ($\alpha=0,05$) na intenção de se detalhar a possível influência da adaptação marginal na resistência à fratura, em cada grupo experimental. Dentre todos os grupos o único que apresentou correlação positiva significativa entre as duas variáveis em estudo foi o grupo de dentes preparados com *onlay* extenso recobrindo vestibular toda (G7), como pode ser visto na tabela 23.

Tabela 23. Teste de correlação de Pearson (r) ($\alpha=0,05$) para adaptação marginal e resistência à fratura.

Tipo de Preparo	Grupo	r	P
<i>Inlay</i> Conservador	G2	-0,183	0,612
<i>Inlay</i> Extenso	G3	0,118	0,746
<i>Onlay</i> (c) 1 cúspide	G4	0,015	0,967
<i>Onlay</i> (e) 1 cúspide	G5	0,511	0,131
<i>Onlay</i> (c) vest. toda	G6	0,402	0,249
<i>Onlay</i> (e) vest. toda	G7	0,702	0,024
<i>Overlay</i> Conservador	G8	0,235	0,513
<i>Overlay</i> Extenso	G9	-0,540	0,107

Os gráficos da figura 20 ilustram a Inter-relação entre adaptação marginal e resistência à fratura, salientando que quanto mais próximo “r” estiver dos valores 1 ou -1 mais claro será o relacionamento entre ambas variáveis.

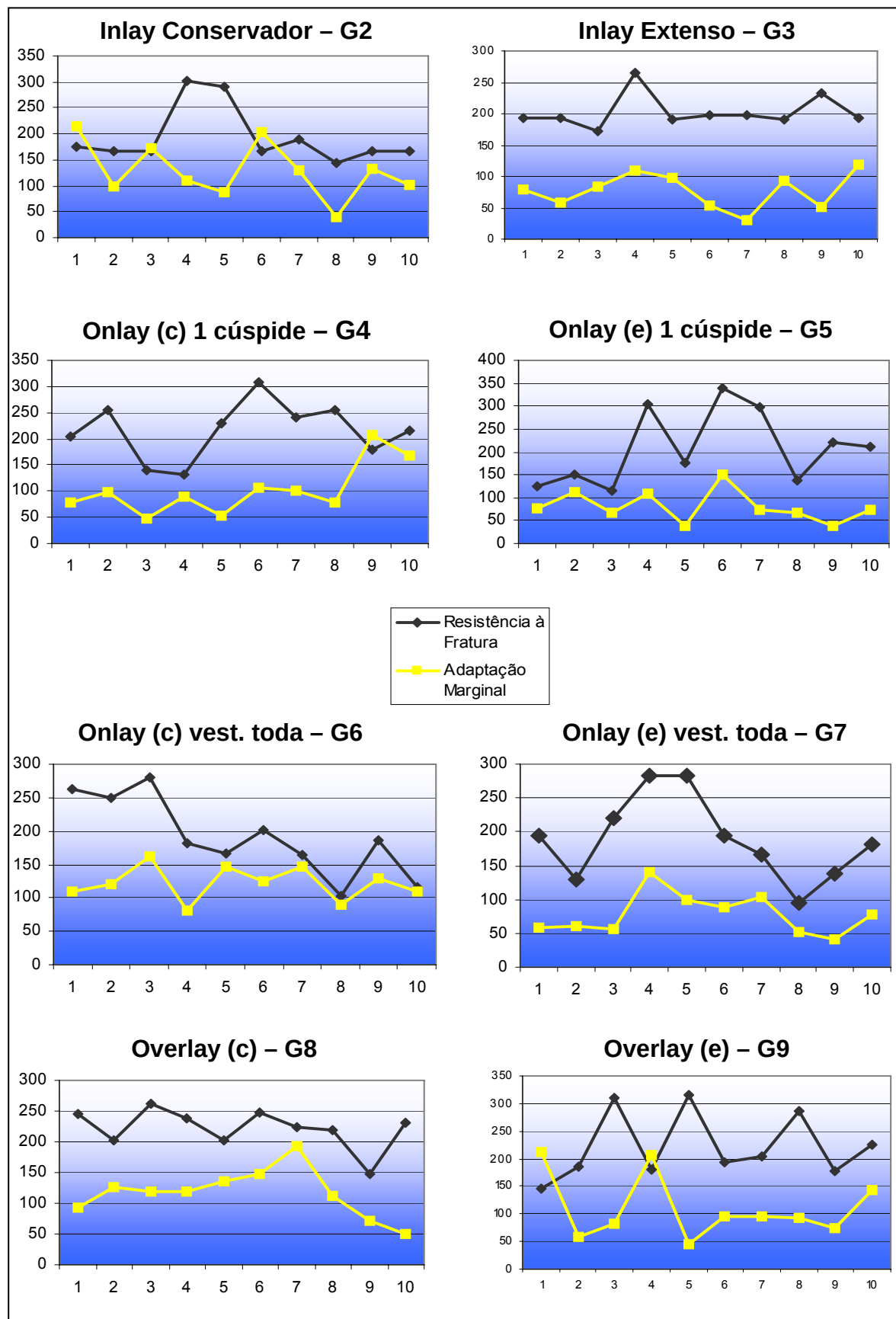


Figura 20. Gráficos demonstrando correlação entre Adaptação Marginal e Resistência à Fratura.

“O Homem é mortal por seus medos e
imortal por seus anseios”

(Pitágoras)

6. DISCUSSÃO

A incorporação de estruturas metálicas nas restaurações indiretas tem sido usada na tentativa de ampliar sua resistência à fratura e melhorar a adaptação; entretanto, com a crescente demanda por procedimentos estéticos, restaurações livres de metal ganham evidência notável, sendo preferidas por muitos pacientes (NOACK e ROULET, 1991; BURKE e QUALTROUGH, 1993). As cerâmicas e as resinas laboratoriais são os materiais usados neste sentido. As primeiras resinas laboratoriais surgiram na década de 80 (TOUATI, 1996) e foram caracterizadas por alta susceptibilidade à fraturas marginais (KREJCI, LUTZ e GAUTSCHI, 1994), excessivo desgaste, baixo módulo de elasticidade e pobres propriedades mecânicas pois além de serem resinas microparticuladas, possuíam baixo conteúdo inorgânico (TOUATI, 1996; TOUATI e AIDAN, 1997; KAKABOURA *et al.*, 2003). Nos anos 90, surgiram então novas resinas laboratoriais, caracterizadas por alta resistência flexural, entre 120 e 160 MPa, alto módulo de elasticidade, entre 8.500 e 12.000 MPa, sendo classificadas como polímeros cerâmicos, cerômeros ou resinas laboratoriais de segunda geração (TOUATI, 1996). Contudo, estas resinas têm sido relatadas como materiais de grande semelhança às resinas de uso direto (CESAR, MIRANDA e BRAGA, 2001) possuindo algumas propriedades também similares apesar dos mais variados métodos de polimerização (CESAR, MIRANDA e BRAGA, 2001; MANDIKOS *et al.*, 2001). Todavia, a melhoria destes materiais tem sido creditada aos sofisticados processos de polimerização e a diferenças na matriz orgânica, mais do que ao conteúdo inorgânico (MANDIKOS *et al.*, 2001).

A resina laboratorial Targis, utilizada neste estudo, foi lançada em 1996 pela Ivoclar (KAKABOURA *et al.*, 2003) e é caracterizada por cerca de 80% de peso e

67% em volume de partículas inorgânicas, resistência flexural de 160 MPa e módulo de elasticidade 10.000 Mpa (TOUATI e AIDAN, 1997).

Nota-se, portanto, que o emprego das resinas laboratoriais, ou mesmo das cerâmicas, tem tomado importância no sentido de que não somente a estética deve ser privilegiada mas também a função (BURKE e WATTS, 1994). Dentre os vários aspectos que requerem investigação mais apurada estão a resistência à fratura e adaptação marginal das restaurações (BURKE, 1996).

Apesar de os testes de resistência à fratura serem catastróficos por natureza, sua importância principal reside no fato de que existe a necessidade em se determinar as forças necessárias para fraturar uma restauração ou estrutura dental e assim permitir a sugestão de novas configurações do preparo cavitário que promovam maior resistência (VALE, 1956; MONDELLI *et al.*, 1980; SALIS *et al.*, 1987; BURKE, WILSON e WATTS, 1993; BURKE e WATTS, 1994; BURKE, 1996; CHO *et al.*, 2002); além disso, estes testes promovem bases para o desenvolvimento de estudos clínicos (KU, PARK e YANG, 2002), possibilitam a análise de novos materiais e técnicas (LOOSE *et al.*, 1998; KOLBECK *et al.*, 2002; BEHR *et al.*, 2002; BEHR *et al.*, 2003; KREJCI *et al.*, 2003) e suportam ensaios matemáticos sobre distribuição de tensões (SOARES, 2003).

Por outro lado, o estudo da adaptação marginal se faz também importante pois esta propriedade tem sido considerada como a mais relevante para o sucesso, em longo prazo, das restaurações (HOLMES *et al.*, 1989; SJÖGREN, 1995). Uma pobre adaptação marginal possibilita microinfiltração, cárie secundária, fraturas marginais (LEINFELDER, ISENBERG e ESSIG, 1989), nichos para crescimento bacteriano levando a irritação pulpar e sensibilidade (IRIE, SUZUKI e WATTS, 2004), maior desgaste ou dissolução do cimento (KAWAI, ISENBERG e LEINFELDER, 1994;

CHO *et al.*, 2002), doença periodontal, aumento do fluido crevicular e perda óssea (YEO, YANG e LEE, 2003).

Vários fatores podem influenciar a resistência à fratura de restaurações indiretas: tipo de cimento (BURKE, WILSON e WATTS, 1994; BEHR *et al.*, 2002), módulo de elasticidade da estrutura subjacente, rugosidade superficial, presença de tensões residuais, espessura da restauração (CHO *et al.*, 2002), propriedades físicas do material restaurador (BURKE, WILSON e WATTS, 1994), condições de fabricação da restauração (BREMER e GEURTSSEN, 2001), emprego de técnica adesiva (BURKE, WILSON e WATTS, 1993; BURKE e WATTS, 1994; BURKE, WILSON e WATTS, 1994; BURKE, 1995; SOARES, 2000; BREMER e GEURTSSEN, 2001; BEHR *et al.*, 2002; DE FREITAS *et al.*, 2002; FURUKAWA, INAI e TAGAMI, 2002; KREJCI *et al.*, 2003; SOARES, 2003) e a configuração do preparo cavitário (BURKE, 1992; SOARES, 2003). Atuando, neste estudo, como fator de principal importância, a configuração do preparo cavitário tem sido relatada como relevante nos seguintes aspectos: recobrimento de cúspides (SALIS *et al.*, 1987; BURKE, 1992; BURKE, WILSON e WATTS, 1993; BURKE e WATTS, 1994; TAKAHASHI, DE CARA e CONTIN, 2001; KREJCI *et al.*, 2003; SOARES, 2003), amplitude de abertura da caixa oclusal e profundidade de desgaste (VALE, 1956; MONDELLI *et al.*, 1980; STAMPALIA *et al.*, 1986; JOYNT *et al.*, 1987; SALIS *et al.*, 1987; PURK *et al.*, 1990; KHERA *et al.*, 1990; BURKE, WILSON e WATTS, 1994; BREMER e GEURTSSEN, 2001; ST-GEORGES *et al.*, 2003), presença de ângulos internos arredondados (EAKLE e BRALY, 1985), inclinação das paredes do preparo cavitário (CATOVIC, 1992; BURKE, WILSON e WATTS, 1993; BURKE e WATTS, 1994; CHO *et al.*, 2002), confecção de bisel no ângulo cavosuperficial (REEL e MITCHELL, 1989), acesso endodôntico com remoção das cristas marginais

(STEELE e JOHNSON, 1999; TAKAHASHI, DE CARA e CONTIN, 2001; KREJCI *et al.*, 2003), velocidade e modo de aplicação de carga (STAMPALIA *et al.*, 1986; JOYNT *et al.*, 1987; SALIS *et al.*, 1987; BURKE, 1992; BURKE, WILSON e WATTS, 1993).

Há grande diversidade no que diz respeito à velocidade e ao modo de aplicação de carga utilizados nos diversos estudos de resistência à fratura. Nota-se o uso de esferas de metal dos mais variados diâmetros, barras metálicas cilíndricas, simples ou duplas, pontas afiladas ou mesmo dentes antagonistas em metal (BURKE, 1992). Burke, Wilson e Watts (1993) recomendaram o emprego tanto de uma esfera como de uma barra metálica, sob a justificativa de que, embora a barra metálica seja de mais fácil adaptação à superfície oclusal, a esfera produz padrões de fratura mais uniformes. Burke (1992) relata que as cargas podem ser aplicadas sobre a restauração ou sobre as superfícies dentais. Caso aplicadas sobre o dente, as cúspides vestibulares e linguais são submetidas a tensões na interface restauração/dente. Por outro lado, caso aplicadas sobre a restauração, esta pode absorvê-la antes de a transferir para o dente, levando à super-estimação dos valores de resistência (STAMPALIA *et al.*, 1986), havendo também tensões na interface restauração/dente. Neste estudo foi empregada uma esfera de 6mm de diâmetro, direcionada a contatar dente e restauração, embora nos grupos com recobrimento total de cúspides o contato ficasse somente na restauração.

Outro grande problema nos estudos de resistência à fratura, variando a configuração do preparo cavitário, relaciona-se à padronização dos preparos (EAKLE e BRALY, 1985; BREMER e GEURTSEN, 2001). Para solucionar esse inconveniente, este estudo empregou uma máquina padronizadora de preparos cavitários desenvolvida na Faculdade de Odontologia e Faculdade de Engenharia

Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (SOARES, 2000; SOARES, 2003) à semelhança dos aparelhos usados em outros estudos (TAKAHASHI, DE CARA e CONTIN, 2001; DE FREITAS *et al.*, 2002).

Com a espessura e profundidade de desgaste padronizada, procurou-se estabelecer diversos tipos de preparo para que se pudesse analisar o efeito do recobrimento de cúspides quando a abertura da caixa oclusal era definida como conservadora ou extensa. Black (1908 *apud* SALIS *et al.*, 1987) talvez tenha sido o primeiro a recomendar o recobrimento de cúspides segundo o conceito de extensão para prevenção. Desde então, vários outros pesquisadores procuram estabelecer parâmetros que guiem o cirurgião-dentista na decisão de recobrir ou não uma cúspide, embora para St-Georges (2003) ainda é bastante controverso o ponto a partir do qual torna-se necessário tal procedimento.

Utilizando técnicas não-adesivas, baseadas puramente na retenção friccional das restaurações, Vale (1956) e Mondelli *et al.* (1980) recomendam que preparos com abertura oclusal maior que $\frac{1}{2}$ da distância intercuspídea devem ter suas cúspides recobertas para proteção da estrutura dental remanescente. Mesmo fazendo uso de resina composta, direta ou indireta, diversos estudos não comprovaram seu efeito em reforçar dentes enfraquecidos pelo preparo cavitário (STAMPALIA *et al.*, 1986; JOYNT *et al.*, 1987; REEL e MITCHELL, 1989; STEELE e JOHNSON, 1999; TAKAHASHI, DE CARA e CONTIN, 2001), recomendando o recobrimento das cúspides (BURKE, 1992; BURKE, WILSON e WATTS, 1993; TAKAHASHI, DE CARA e CONTIN, 2001), chegando Purk *et al.* (1990) a recomendar o uso de amálgama em dentes onde se prevê a fratura da restauração, pois futuramente seria mais fácil substituí-la. O grande inconveniente neste caso é que grande parte dos estudos comprova que materiais sem adesão, inseridos em

cavidades intracoronárias, funcionam como verdadeiras cunhas, ampliando o risco de fratura dental catastrófica (TAKAHASHI, DE CARA e CONTIN, 2001). Deste pensamento parte a idéia de que é necessário o recobrimento de cúspides (FERNANDES NETO, 2002). Deve-se ter em mente que tanto Stampalia *et al.* (1986) quanto Joynt *et al.* (1987) empregaram, em seu estudo, resinas autopolimerizáveis em incremento único, fato que provavelmente abalou consideravelmente a adesão deste material (JOYNT *et al.*, 1987); Reel e Mitchell (1989) demonstraram que dentes preparados são menos resistentes que dentes intactos e que, dependendo do tipo de resina usada, esta resistência poderia ser ampliada significativamente; Steele e Johnson (1999) relatam que qualquer tipo de restauração irá aumentar a resistência de dentes com tratamento endodôntico e rompimento das cristas marginais, embora não soubessem explicar o motivo pelo qual a resina apresentou-se comparável ao amálgama em seu estudo; e, Takahashi, de Cara e Contin (2001) trabalharam em dentes com tratamento endodôntico e cavidades MOD, fato que amplia sua fragilidade consideravelmente (STEELE e JONHSON, 1999).

Em contrapartida a estes resultados, outros pesquisadores demonstraram a capacidade de formação de corpo único entre restaurações em resina e estrutura dental, reduzindo a deflexão das cúspides e contribuindo para melhor resistência do conjunto (SOARES, 2000; BREMER e GEURTSSEN, 2001; ST-GEORGES, 2003). Em seu estudo, de Freitas *et al.* (2002) chegaram a conseguir resistência à fratura maior do que em dentes intactos, ao usar resinas direta ou indireta. Krejci *et al.* (2003) afirmam que a necessidade de recobrimento de cúspides deve ser reavaliada para o futuro, visto que as técnicas adesivas promovem adequada estabilização dental.

Este estudo demonstrou que independente do tipo de preparo cavitário, sempre que o dente perde estrutura, o conjunto formado por dente e restauração torna-se menos resistente que dentes intactos ($P=0,000$), assim como postularam Vale (1956), Mondelli *et al.* (1980), Stampalia *et al.* (1986), Joynt *et al.* (1987), Reel e Mitchell (1989), Steele e Johnson (1999). Todavia, observou-se que a maior remoção de estrutura nos grupos com abertura de caixa extensa não resultou em pior resistência, provavelmente devido ao módulo de elasticidade e propriedades físicas (BURKE, WILSON e WATTS, 1994; CHO *et al.*, 2002) da resina laboratorial e à capacidade de adesão promovida (BURKE, WILSON e WATTS, 1993; BURKE e WATTS, 1994; BURKE, WILSON e WATTS, 1994; BURKE, 1995; SOARES, 2000; BREMER e GEURTSSEN, 2001; BEHR *et al.*, 2002; DE FREITAS *et al.*, 2002; FURUKAWA, INAI e TAGAMI, 2002; KREJCI *et al.*, 2003; SOARES, 2003), reforçando o conjunto. Quanto maior o módulo de elasticidade de um material, maior a capacidade que este material tem de transferir tensões acumuladas em seu interior resultantes da aplicação de carga sobre o mesmo (CARLINI, 1999; CESAR, MIRANDA e BRAGA, 2001). Inversamente, quanto menor for o módulo de elasticidade maior a capacidade do material em absorver cargas (CARLINI, 1999; CESAR, MIRANDA e BRAGA, 2001), atuando literalmente como uma borracha. Esta regra geral possui algumas particularidades quando se observa a característica estrutural atômica dos materiais. As cerâmicas possuem altíssimo módulo de elasticidade (por volta de 96.000Mpa – SOARES, 2003), o que, assim como um pino metálico (CARLINI, 1999) levaria as mesmas a transferirem toda a carga sobre elas aplicada para o dente; porém as cerâmicas são materiais vítreos, que dependendo de sua composição, tornam-se incapazes de transferir totalmente a carga sobre ela aplicada antes de fraturar. Soares (2003) demonstrou este acontecimento

claramente ao comparar o acúmulo de tensões dentro do material cerâmico, por meio do método de elementos finitos, com a grande porcentagem de fraturas envolvendo somente a restauração, ou esta e pequena porção do dente. A resina laboratorial empregada neste estudo possui módulo de elasticidade (10.000Mpa – TOUATI e AIDAN, 1997) muito mais próximo ao da dentina (17.600Mpa – SOARES, 2003) fato que possibilita que a mesma acumule e transfira grande parte das tensões para a estrutura dental subjacente.

Neste estudo, ao mesmo tempo em que não houve diferenças entre os grupos experimentais, tanto com relação aos fatores recobrimento de cúspide ou amplitude de abertura de caixa oclusal, a interação entre ambos fatores também não mostrou significância. Apesar de Burke, Wilson e Watts (1993) relatarem que quando uma técnica adesiva é empregada, não existe diferença entre a resistência à fratura promovida por diferentes inclinações do preparo, e Burke (1995) atestar o efeito benéfico dos procedimentos adesivos na resistência dental, o mesmo autor menciona em seus artigos, um dado de sua tese referente ao aumento da resistência à fratura, comparável à de dentes intactos, quando *onlays* em resina laboratorial recobrem 2mm das cúspides (BURKE, 1992; BURKE, WILSON e WATTS, 1993). Não obstante, o ponto central da questão deve ser relacionado com a premissa de que até que ponto é necessário maior desgaste dental para reforçar o dente, pois sabe-se que quanto maior o desgaste, mais fraca será a estrutura dental por si só. O advento das técnicas adesivas torna possível que grandes perdas de estrutura dental sejam compensadas pela capacidade de adesão (KREJCI *et al.*, 2003) e na possibilidade de menor desgaste, maior a longevidade dental visto que grande parte dos procedimentos odontológicos gira em torno da substituição de restaurações antigas, gerando mais desgaste dental em sua remoção (SOARES,

2003). Ainda assim, segundo St-Georges (2003), extremamente questionável é o ponto a partir do qual seria recomendado *onlays* em detrimento a *inlays* adesivamente cimentados.

Soares (2003) demonstrou, com os mesmos preparos cavitários usados neste estudo, a possibilidade de não se indicar recobrimento de cúspide para restaurações cerâmicas, mesmo quando apenas uma mínima espessura da cúspide remanescente estiver presente. Este fato torna-se seguro pois, em grande parte dos casos, a cerâmica fraturava isoladamente ou com pequena porção dental, possibilitando futura restauração, assim como preconizado por Burke e Watts (1994). Além disso, a média de resistência dos grupos ficou entre 164,40Kgf a 251,40Kgf, valores maiores do que a força máxima de mastigação admitida por Craig (1996 *apud* CHO *et al.*, 2002) em molares – 40Kgf a 80Kgf. Esta inferência deve ser tomada com cuidado pois grande parte das fraturas dentais ocorre por impacto acidental (SALIS *et al.*, 1987) ou fadiga (STAMPALIA *et al.*, 1986), diferindo da aplicação dinâmica de carga (DE FREITAS *et al.*, 2002). Este estudo apresentou média de resistência à fratura dos grupos entre 188,26 Kgf e 222,71Kgf, valores também superiores a 80Kgf. Observa-se que a resistência dos dentes restaurados com cerâmica (SOARES, 2003) ou cerômero – presente estudo – não apresentam grande discrepância. Entretanto, um outro parâmetro de importância *sine qua non* na possibilidade de indicação de maior ou menor extensão de um preparo é o padrão de fratura observado.

Soares (2004) observou a existência de grande influência do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal no padrão de fratura de dentes submetidos ao carregamento compressivo axial. A inclusão de dentes sem a reprodução do ligamento produzia, em grande maioria, fraturas horizontais contíguas à união entre

o material de inclusão e a raiz dental, assim como no estudo de Steele e Jonhson (1999), visto que esta união é rígida. Sendo rígida, esta união é completamente diferente da mobilidade normal que os dentes possuem (Mühlemann e Zander, 1954). Provavelmente Salis *et al.* (1987) tenha sido o primeiro pesquisador a sugerir a reprodução do ligamento periodontal em testes laboratoriais, alegando que vários estudos comprovam a relação entre amplitude de abertura oclusal e resistência dental, mas produzem padrões de fratura totalmente atípicos daqueles encontrados clinicamente. Em seu estudo eles usaram um silicone por condensação (Xantopren – BAYER) em espessura de 0,2mm. Scharnagl (1998) avaliou a reprodução do ligamento concluindo esta ser fundamental para maior proximidade entre os resultados laboratoriais e as situações clínicas. Neste estudo, assim como no de Carlini (1999), Soares (2000) e Soares (2003), empregou-se um material à base de poliéter, Impregum-F (3M-ESPE), em espessura de 0,3mm (Coolidge, 1936) para reprodução do ligamento periodontal.

Comparando os resultados deste estudo com os de Soares (2003), caracteriza-se bem a influência do material restaurador nos padrões de fratura dental. Utilizando os mesmos preparos, mas confeccionando as restaurações em cerâmica, este autor obteve somente 1 dente, entre 80, com fratura tipo IV, ou seja, com envolvimento de espaço biológico. Esse dado comprova mais uma vez a característica vítrea do material cerâmico, que tende a fraturar antes de transmitir tensões à estrutura dental. Burke e Watts (1994) observaram somente 1 dente entre 20, com fratura acometendo restauração cerâmica e pequena porção dental, sendo que os outros 19 apresentaram fratura exclusiva da restauração. Burke (1995) relatou que a cerâmica fratura antes do dente, independente de se usar uma técnica adesiva ou não. Entretanto, Bremer e Geurtsen (2001) encontraram padrões de fratura bastante

semelhantes entre o grupo controle e o grupo restaurado com cerâmica. Provavelmente esse fato tenha acontecido devido à menor dimensão dos preparos cavitários, levando o material cerâmico a substituir quase que somente o esmalte ausente, que também é uma estrutura vítrea à semelhança da cerâmica. Outro fator importante foi a aplicação de carga, efetuada somente sobre a restauração. St-Georges (2003) encontrou padrões diferentes de fratura entre dentes intactos e aqueles restaurados com cerâmica, em preparos MOD extensos confeccionados em pré-molares. Em seu estudo quatro de dez dentes restaurados com cerâmica fraturaram ao meio, envolvendo a raiz dental. Os dentes restaurados com resina laboratorial tiveram fraturas mais semelhantes às fraturas dos dentes intactos, embora a maioria tenha gerado fratura da cúspide lingual ou parte da restauração. Provavelmente, esse fato tenha ocorrido devido ao melhor tratamento de superfície realizado nas cerâmicas, possibilitando maior adesão ao preparo. Behr *et al.* (2003) e Krejci *et al.* (2003), relatam que o melhor tratamento de superfície para resinas é o jateamento com óxido de alumínio e silanização, assim como realizado neste estudo. Este autor, realizando diversos preparos restaurados com resina laboratorial, encontrou padrões não-uniformes de fratura, embora a maioria dos dentes tenha fraturado ao meio, comprovando o efeito de adequada adesão e da característica de tenacidade da resina composta.

Sob este aspecto Furukawa, Inai e Tagami (2002) compararam as variáveis: resistência à fratura, resistência adesiva e espessura de cimento. Os autores notaram uma correlação extremamente forte entre adesão e resistência à fratura, visto que os grupos de maior resistência adesiva apresentaram melhor resistência à fratura. Nestes grupos, quanto maior a espessura do cimento, pior a resistência à fratura, sendo que nos grupos com menor adesão, não havia correlação entre

espessura e resistência à fratura. Todavia, os autores afirmam que os estudos relatam desadaptações médias de 100µm a 200µm, valores dentre os quais não há correlação entre espessura do cimento e resistência à fratura, mas que não justificam o uso de cimentos com baixa adesão. Deste modo, tornam-se claros os benefícios de se empregar materiais que promovam a melhor adesão tanto quanto possível.

Analisando as conclusões tanto de Furukawa, Inai e Tagami (2002) como de Krejci *et al.* (2003), pode-se ter a segurança em afirmar que os materiais empregados neste estudo produziram boa, mas não perfeita adesão, visto que cerca de 10% a 50% dos dentes de todos os grupos apresentaram fratura tipo IV, envolvendo espaço biológico e impossibilitando futura restauração do elemento dental. Tendo em mente estes dados, parece que uma boa adesão chega a ser prejudicial ao conjunto dente-restauração. Porém, o grupo de dentes intactos, os quais apresentaram maior resistência à fratura, também apresentou padrão similar de fratura tipo IV, levando à conclusão que as restaurações em cerômero, nas condições deste estudo, apresentaram comportamento mais próximo a dentes intactos, no que diz respeito ao padrão de fratura, do que dentes restaurados com cerâmica (SOARES, 2003).

Outro fator importante de se analisar no padrão de fratura é a anatomia dos dentes em questão. Salis *et al.* (1987) relatou que a morfologia dental pode influenciar o padrão de fratura. Partindo deste princípio, Khera *et al.* (1990) demonstram que as cúspides não-funcionais dos molares tendem a fraturar mais facilmente, pois são menos espessas, possuem menor inclinação, possuem menos esmalte e a junção amelo-dentinária é mais inclinada em direção ao centro dental. Neste estudo, embora em geral 29% a menos de fraturas acometessem as cúspides

não-funcionais, observou-se que, sempre que a amplitude da caixa oclusal era estendida, uma maior proporção de dentes sofria fratura na cúspide não-funcional, comprovando assim sua menor resistência.

Percebe-se assim que, em preparos mais extensos, a restauração com cerâmica tende a produzir padrões de fratura mais facilmente restaurados, do que em dentes com cerômero. Entretanto, do ponto de vista da resistência à fratura, ambos os materiais podem ser empregados com sucesso, sendo que o recobrimento de cúspide deve ser avaliado para as cerâmicas pois, em alguns grupos, quanto maior o desgaste menor foi a resistência encontrada por Soares (2003). O padrão de fratura das cerâmicas também favorece o não recobrimento das cúspides pois grande parte das restaurações fraturou por si só (SOARES, 2003).

Com relação aos cerômeros, este estudo demonstrou que o recobrimento de cúspide não afeta a resistência à fratura, mesmo quando preparos mais extensos são confeccionados devendo, então, ser evitado para que não se remova estrutura dental desnecessariamente. Todavia, não menos importante é o padrão de fratura produzido quando se recobre uma cúspide. Analisando este aspecto, notou-se que nos preparos com abertura de caixa oclusal conservadora o recobrimento das cúspides mésio-vestibular (G4 – *onlay* recobrindo cúspide mésio-vestibular) ou da vestibular inteira (G6 – *onlay* recobrindo todas cúspides vestibulares) aumentou o índice de fratura destas cúspides em 40% em relação ao G2 (*inlay*), provavelmente devido a algum prejuízo na resistência adesiva destas restaurações. Entretanto, ao recobrir todas a cúspides (G8 – *overlay*) as fraturas passaram a ser notadas principalmente na cúspide não-funcional, corroborando os achados de Khera *et al.* (1990), pois agora ambas as cúspides haviam perdido proporções similares de estrutura tornando a cúspide não-funcional, normalmente mais susceptível à fratura

(KHERA *et al.*, 1990), mais frágil. Portanto, o recobrimento em preparos conservadores parece ser desnecessário. Nos preparos com abertura de caixa oclusal extensa, 30% dos dentes no G3 (*inlay*) fraturaram as cúspides funcionais, outros 30% obtiveram o mesmo tipo de fratura no G5 (*onlay* recobrindo cúspide méso-vestibular) e esta ocorrência aumentou para 60% no G7 (*onlay* recobrindo todas cúspides vestibulares) ou 50% no G9 (*overlay*), demonstrando assim não haver melhoria no padrão de fratura. Mais uma vez, sob o aspecto padrão de fratura, para abertura de caixa oclusal extensa, também não se recomenda o recobrimento de cúspides.

Vários métodos têm sido empregados para a avaliação da adaptação marginal de restaurações diretas e indiretas, dividindo-se entre métodos invasivos e não-invasivos. De acordo com Thordrup, Isidor e Hörsted-Bindslev (1994), os métodos invasivos são baseados em secções das amostras, inutilizando-as para outros eventuais estudos, embora produzindo resultados mais realísticos e estatisticamente significantes. Dentre os métodos não-invasivos, destaca-se o seccionamento múltiplo para análise em microscópio de transmissão de luz (THORDRUP, ISIDOR e HÖRSTED-BINDSLEV, 1994). Os métodos não-invasivos utilizam as amostras de forma intacta, possibilitando seu emprego em outros testes (SOARES *et al.*, 2003). Dentre estes métodos destacam-se: profilometria (TAYLOR e LINCH, 1993), análise de réplicas em microscópio eletrônico de varredura (KREJCI, LUTZ e GAUTSCHI, 1994; LOOSE *et al.*, 1998; KOLBECK *et al.*, 2002; KREJCI *et al.*, 2003, HALLER, HAßNER E MOLL, 2003; BEHR *et al.*, 2004) ou uso de estereomicroscópios de medição (SJÖGREN, 1995; INOKOSHI *et al.*, 1992; SOARES *et al.*, 2003). Neste estudo empregou-se estereomicroscópio em aumento

de 40X, com mesa de coordenadas (precisão de 0,0005mm) com controle digital (Modelo STN, Olympus, Tóquio, Japão).

Apesar deste ser um parâmetro extensivamente pesquisado, existe grande diferença entre os valores de adaptação obtidos nos estudos. Segundo Sjögren (1995) e Soares *et al.* (2003) esse fato baseia-se nos diferentes métodos empregados, no aumento usado na mensuração, no momento em que as medições foram executadas (antes ou após cimentação), na capacidade do técnico que confeccionou tais restaurações e de quem executou as medidas, na exatidão do equipamento empregado e no número de medições. No que diz respeito ao número de medições, Inokoshi *et al.* (1992) selecionou um total de 20 pontos de medição e, Groten *et al.* (2000), sugeriu um número mínimo de 50 medições em preparos para coroa total, para que se obtivesse o maior custo benefício entre a exatidão, a precisão e o poder das medições em demonstrar as desadaptações marginais de forma realística. Entretanto, o autor sugere que este número de medições deve ser aplicado em preparos do tipo coroa total, visto que diferentes configurações afetam as medições de maneira diferente. Os limites de tolerância para que os dados fornecessem informações mais exatas possível foram: as médias de cada amostra não poderiam ultrapassar 500 μ m de diferença entre si, e o desvio padrão 300 μ m. A média final do grupo, dependendo do número de medições, não poderia ultrapassar a diferença de 8 μ m apenas. Neste estudo, das 960 medições, nenhuma ultrapassou os valores acima descritos por Groten *et al.* (2000), sendo que apenas 8 medidas ultrapassaram 400 μ m de diferença, o que no total representa apenas 0,83% dos dados, e por grupo representa 6,6% dos dados. Portanto, apesar de doze medições por amostra ser um valor pequeno, os dados apresentaram-se dentro dos limites de tolerância fixados por Groten *et al.* (2000).

Dentre os vários fatores que influenciam na adaptação marginal, o tamanho e a forma dos preparos cavitários parecem ser tópicos abordados por poucos estudos, segundo Taylor e Linch (1993). Sjögren (1995) questiona: como a configuração dos preparos cavitários pode influenciar na adaptação marginal das restaurações? De acordo com Cho *et al.* (2002), o aumento na convergência dos preparos produz pior adaptação marginal. Todavia, Burke, Wilson e Watts (1993) postulam que preparos mais paralelos necessitam de muito ajuste interno para sua adaptação no preparo. Gemalmaz *et al.* (1997) relataram que o preparo do tipo *inlay* é muito irregular e precisa de muito ajuste interno durante a adaptação da peça no dente. De acordo com Krejci, Lutz e Gautschi (1994), nos compósitos indiretos a adaptação interna é pior do que nos diretos, devido à mudanças na forma dos *inlays* durante sua confecção que não podem ser compensadas pelas propriedades do gesso usado nos modelos, sendo então necessários diversos ajustes, principalmente nas paredes internas dos *inlays*, fato atribuído pelos autores à maior discrepância encontrada posteriormente na região cervical. Neste estudo, uma convergência de 3° foi adotada, o que resultou na necessidade de vários ajustes internos, fato que pode ter influenciado nos resultados. Para solucionar este inconveniente, Loose *et al.* (1998) recomendam o uso de espaçadores aplicados nos modelos de gesso, embora este passo não tenha sido adotado neste estudo, visto que poderia ser mais um fator de influência nos resultados. Outro ponto importante foi a realização do jateamento interno das peças com óxido de alumínio, que pode também ter contribuído para deterioração das margens.

Este estudo apresentou melhor adaptação para os preparos com abertura extensa em relação aos preparos conservadores ($P=0,001$), provavelmente devido à maior necessidade de ajustes internos nestes em comparação àqueles. O fator

recobrimento de cúspide ($P=0,425$) ou a interação entre recobrimento e amplitude de abertura da caixa oclusal ($P=0,301$) não apresentaram significância estatística. Analisando cada tipo de preparo em separado, variando-se a amplitude de abertura da caixa oclusal, verificou-se diferença significativa apenas para os *inlays* ($P=0,020$), e para os *onlays* recobrindo todas as cúspides vestibulares ($P=0,003$), justamente os tipos de preparo com caixa conservadora que necessitaram de maior ajuste interno.

Diferentemente de Soares *et al.* (2003) que encontrou desadaptação de $20,83\mu\text{m}$ a $43,08\mu\text{m}$ para *inlays* extensos, com convergência de 6° , confeccionados em Targis, este estudo encontrou valores médios variando entre $36,81\mu\text{m}$ e $204,70\mu\text{m}$ em todos os grupos (Tabela 21). Loose *et al.* (1998) relatam desadaptações de $15\mu\text{m}$ a $150\mu\text{m}$ para o sistema Targis/Vectris. Em preparos para coroa total, restaurados com o cerômero Targis, Cho *et al.* (2002) encontraram uma variação de 0 a $149\mu\text{m}$. Noack e Roulet (1991) relatam que as resinas laboratoriais produzem fendas marginais de $17\mu\text{m}$ a $121\mu\text{m}$. Observa-se grande variabilidade entre os estudos, conforme anteciparam Sjögren (1995) e Soares *et al.* (2003). Dos resultados deste estudo, é importante notar que um mínimo de 44% dos valores (G6) e um máximo de 79% dos valores (G7) situaram-se abaixo dos $100\mu\text{m}$ preconizados por Leinfelder, Isenberg e Essig (1989) como o limite máximo de desadaptação aceitável. Quando se faz esta mesma análise para os valores correspondentes à média geral de cada grupo, os grupos G3, G5 e G7 demonstraram valores abaixo de $100\mu\text{m}$, confirmando que abertura extensa resultou em melhor adaptação. Os outros grupos ficaram acima de $100\mu\text{m}$, com o máximo de $128,80\mu\text{m}$, valor este próximo ao limite de $120\mu\text{m}$ recomendado por McLean e Fraunhofer (1971 *apud* YEO, YANG e LEE, 2003).

Além de uma série de problemas gerados em desconfortos grandes, outro inconveniente que surge é a constatação de que, após cimentadas, as desconfortos tendem a ser maiores devido à viscosidade do cimento (Gemalmaz *et al.*, 1997; Cho *et al.*, 2002). Possibilita-se assim maior desgaste do cimento visto que há uma correlação positiva entre o aumento da fenda marginal e o desgaste do cimento (KAWAI, ISENBERG e LEINFELDER, 1994). Neste sentido os autores recomendam o uso de cimentos resinosos microparticulados, pois estes apresentam menor desgaste devido ao maior polimento que proporcionam (VAN MEERBECK *et al.*, 1992; KAWAI, ISENBERG e LEINFELDER, 1994; KREJCI, LUTZ e GAUTSCHI, 1994).

Quanto maior e mais próxima a desconforto estiver da região cervical, pior será para o elemento dental pois o acúmulo de placa pode facilitar a recorrência de cárie e doença periodontal (LEINFELDER, ISENBERG e ESSIG, 1989; YEO, YANG e LEE, 2003), enquanto que desconfortos na região oclusal expõem o cimento a maior desgaste (SOARES *et al.*, 2003). Soares *et al.* (2003) demonstraram maiores desconfortos na região cervical de restaurações em cerâmica ou cerômero, provavelmente devido à conformação geométrica da região proximal, com maior volume e mais ângulos internos resultando em alta contração volumétrica do material. Gemalmaz *et al.* (1998) relataram que a adaptação marginal na face oclusal é sempre melhor do que na região cervical, antes ou após a cimentação das restaurações. Com o mesmo raciocínio, Thordrup, Isidor e Hörsted-Bindslev (1994) relataram que nas restaurações em resina laboratorial, a adaptação marginal na face oclusal é melhor do que na região cervical.

Este estudo apresentou sempre maior desconforto na região cervical, representada pelas faces mesial e distal, do que na região de face livre,

representada pelas faces vestibular e lingual, embora não haja significância estatística para os grupos G2, G7, G8, e G9. Prova-se assim novamente que a conformação geométrica da região proximal, com maior volume e mais ângulos internos, influencia a adaptação das restaurações, principalmente na região cervical. Assim, quando da confecção do preparo cavitário, o clínico deve sempre tomar maior precaução na extensão do mesmo para subgengival, nas faces mesial e distal. Outro fato de considerável importância é a definição de preparos com convergência maior que 3°, fato que possivelmente possibilitaria menor necessidade de ajustes internos e melhor adaptação, assim como demonstrado por Soares *et al.* (2003) em preparos com 6° de convergência.

O comportamento dos grupos com relação à adaptação marginal em cada face dental foi heterogêneo, não apresentando diferenças nos grupos 2, 3, 7, 8, e 9. Como se observou anteriormente, ao se analisar a adaptação marginal das faces mesial e distal conjuntamente, contra a média das faces vestibular e lingual, os grupos 2, 7, 8, e 9 também não apresentaram significância estatística embora sempre a desadaptação fosse maior na cervical. Este fato demonstra que, mesmo existindo a influência da conformação geométrica específica de cada região, para alguns grupos isto não foi importante, provavelmente devido ao fato de que pequenos incrementos foram usados para a confecção das restaurações, reduzindo-se assim o efeito da contração de polimerização do material. Entretanto, como a desadaptação na cervical foi sempre maior que em faces livres, a preocupação com esta região nunca deve ser eliminada. No G4 a face mesial apresentou menor desadaptação que as outras três faces; no G5 a face lingual apresentou menor desadaptação que as outras três faces; no G6 as faces proximais apresentaram menor desadaptação. O fato ocorrido nos grupos 4 e 5 podem ser

atribuídos meramente ao acaso desde que não existe motivo que promova melhor adaptação em uma face dental específica; todavia, o G6 apresentou justamente o resultado da maior necessidade de ajustes internos nas regiões proximais. Apesar da ausência de diferença estatisticamente significativa observa-se que grande maioria dos piores resultados de adaptação estão localizados nas faces proximais, pois estas são as regiões onde se fizeram necessários mais ajustes internos das peças.

Comparando-se as faces dentais entre os grupos percebeu-se um padrão desordenado de semelhanças e diferenças, embora em todos os casos as piores adaptações estivessem localizadas nos preparos com caixa oclusal conservadora. O único valor que foge desta regra é a desadaptação na face lingual do G9, sendo esta a maior desadaptação nesta face, entre os grupos. Na face vestibular das restaurações de todos os grupos, não houve diferenças significantes dada a menor necessidade de ajustes. Este último fato comprova novamente a não interferência do fator recobrimento de cúspide na variável adaptação marginal.

Furukawa, Inai e Tagami (2002) notaram uma correlação extremamente forte entre adesão e resistência à fratura, e ao mesmo tempo uma correlação entre espessura do cimento e resistência à fratura quando a adesão era alta. Portanto, boa adesão significa boa resistência à fratura, dependendo da espessura do cimento. Assim, recomendaram o uso de bons adesivos e cimentos, além da busca por restaurações bem adaptadas. Todavia, os autores afirmam que os estudos relatam desadaptações médias de 100µm a 200µm, valores dentre os quais não há correlação entre espessura do cimento e resistência à fratura, não afetando assim o desempenho clínico dos materiais. Os resultados deste estudo mostraram

correlação positiva significante entre os valores de adaptação marginal e resistência à fratura somente para o G7.

O teste de correlação apresenta valores compreendidos entre -1 e $+1$, sendo que o valor 0 identifica ausência total de correlação. Se o valor da correlação apresenta-se positivo (+), quanto maior for uma variável maior será a outra, e vice-versa, principalmente quanto mais próximo de $+1$ for o coeficiente. Observando os gráficos na figura 21, nota-se claramente este acontecimento no G7, aonde as duas retas (adaptação marginal e resistência à fratura) caminham em sentidos semelhantes, o que denota sua significativa correlação positiva. Ao contrário, nos G2 e G9, existem situações onde quanto maior uma variável menor a outra. Estes acontecimentos controversos remetem ao fato de que nenhuma das variáveis possui, em estudos que simulam a situação clínica, controle exato de uma sobre a outra. Os valores de adaptação marginal nunca foram semelhantes entre todos os dentes dos grupos, nem mesmo entre as faces dos dentes de um mesmo grupo. Assim, sua inferência nos valores de resistência à fratura é imprevisível. Os testes de Furukawa, Inai e Tagami (2002) foram realizados em cortes longitudinais de dentina bovina, de $1,0\text{mm}$ de espessura, controlando-se exatamente a espessura do cimento usado. Isto não significa que seus resultados não sejam válidos, mas talvez sejam difíceis de serem repetidos em testes que envolvam estruturas de geometrias complexas como os vários tipos de preparos cavitários aqui executados. Os próprios autores sugerem que nas espessuras de cimento de $100\mu\text{m}$ a $200\mu\text{m}$, clinicamente não haveria interferência na resistência à fratura. Transportando estes resultados para uma situação clínica seria difícil dizer que quanto mais adaptada for uma restauração mais resistente ela será, por mais óbvio que este pensamento pareça ser. Desta maneira, os resultados deste estudo lançam dados controversos, como a

correlação positiva significativa no G7, onde significa dizer que, quanto pior a adaptação marginal, maior seria a resistência à fratura (ver figura 2).

Fica evidenciado neste estudo, pela resistência à fratura semelhante entre os grupos preparados, que restaurações em cerômero não são capazes de reforçar dentes que sofreram remoção de estrutura. As diferentes configurações do preparo cavitário não influenciaram a resistência final do conjunto dente-restauração. Este fato torna possível afirmar que o desgaste de estrutura dental com finalidade de reforçar o conjunto dente-restauração deve ser evitado pois tal ocorrência não foi notada neste estudo. Desgastando-se menos estrutura dental, melhor será o prognóstico do dente ao longo da vida dos pacientes pois, embora os materiais possam apresentar bons resultados, nada substitui com perfeição o esmalte e dentina que foram removidos. Ao mesmo tempo, notou-se que preparos com amplitude de abertura da caixa oclusal convencional apresentaram grande dificuldade de adaptação das restaurações, gerando necessidade de ajustes internos que influenciam significativamente na adaptação final das restaurações. Todavia, não se recomenda, sob esse ponto de vista, preparos mais extensos. Sugere-se, ao contrário, alternativas como maior convergência dos preparos do que a usada neste estudo, que levaria à menor necessidade de ajustes internos.

“...todas as minhas tentativas de adaptar o fundamento teórico da Física a esse novo conhecimento falharam completamente. Era como se o solo tivesse sido retirado de sob meus pés, sem que se conseguisse vislumbrar qualquer base sólida sobre a qual pudéssemos erguer alguma coisa.”

Albert Einstein

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia desenvolvida neste estudo e com base na análise dos resultados, conclui-se que:

- Diferentes configurações geométricas do preparo cavitário não alteraram a resistência à fratura de restaurações confeccionadas em cerômero, sendo que dentes intactos apresentaram-se sempre mais resistentes que dentes restaurados.
- O padrão de fratura de dentes restaurados com cerômero apresenta-se em grande parte catastrófico, envolvendo espaço biológico e impossibilitando futura restauração.
- Tanto os resultados da resistência à fratura como os padrões de fratura de restaurações adesivas em cerômero sugerem não haver melhoria significativa ao se recobrir uma cúspide, devendo este procedimento ser executado apenas quando restarem espessuras mínimas de estrutura dental.
- Diferentes configurações geométricas do preparo cavitário influenciaram a adaptação marginal das restaurações apenas no que diz respeito à amplitude de abertura da caixa oclusal, sendo que melhor adaptação foi verificada em preparos com abertura extensa.
- Apesar de significativa apenas em um grupo, a desadaptação marginal apresentou-se maior nas faces proximais do que na face oclusal (vestibular ou lingual).
- Apenas um grupo apresentou correlação positiva estatisticamente significativa entre adaptação marginal e resistência à fratura. Os

resultados controversos sugerem que, em situações clínicas, é difícil precisar o efeito exato de uma variável sobre a outra.

“São fúteis e cheias de erros as ciências
que não nasceram da experimentação,
mãe de todo conhecimento.”
(Leonardo da Vinci)

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BEHR, M. *et al.* Fracture resistance and marginal adaptation of conventionally cemented fiber-reinforced composite three-unit fpds. **The International Journal of Prosthodontics**, Chicago, v.15, n.2, p.467-472, Sep./Oct. 2002.
2. BEHR, M. *et al.* Marginal adaptation and fracture resistance of adhesively luted glass fibre-composite reinforced molar crowns with different inner crown surfaces. **Journal of Dentistry**, Oxford, v.31, n.7, p.503-508, Sep. 2003.
3. BEHR, M. *et al.* Marginal adaptation in dentin os a self-adhesive universal resin cement compared with weel-tried systems. **Dental Materials**, Washington, v.20, n.2, p.191-197, Feb. 2004.
4. BREMER, L.D.; GEURTSSEN, W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. **American Journal of Dentistry**, San Antonio, v.14, n.4, p.216-220, Aug. 2001.
5. BURKE, F.J.T. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. **Quintessence International**, Chicago, v.27, n.2, p.115-121, Feb. 1996.
6. BURKE, F.J.T. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. **Quintessence International**, Chicago, v.26, n.4, p.293-300, Apr. 1995.
7. BURKE, F.J.T. Tooth fracture in vivo and in vitro. **Journal of Dentistry**, Oxford, v.20, n.3, p.131-139, Jun. 1992.
8. BURKE, F.J.T.; QUALTROUGH, A.J.E. Aesthetic inlays: composite or ceramic? **British Dental Journal**, London, v.176, n.2, p.53-60, Jan. 1994.
9. BURKE, F.J.T.; WATTS, D.C. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. **Quintessence International**, Chicago, v.25, n.5, p.335-340, May 1994.
10. BURKE, F.J.T.; WILSON, N.H.F.; WATTS, D.C. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: the effect of alternative luting procedures. **Quintessence International**, Chicago, v.25, n.4, p.269-275, Apr. 1994.
11. BURKE, F.J.T.; WILSON, N.H.F.; WATTS, D.C. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. **Operative Dentistry**, Seattle, v.18, n.6, p.230-236, Nov./Dec. 1993.
12. CARLINI, B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular.** 1999. 185f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 1999.

13. CATOVIC, A.M. Comparative investigation of dynamic loading of prepared and intact human premolars. **Quintessence International**, Chicago, v.23, n.6, p.435-438, Jun. 1992.
14. CESAR, P.F.; MIRANDA JÚNIOR, W.G.; BRAGA, R.R. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.86, n.3, p.289-296, Sep. 2001.
15. CHO, L.R. *et al.* Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.88, n.4, p.388-395, Oct. 2002.
16. COODLIDGE, E.D. The thickness of human periodontal membrane. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v.24, p.1260-1270, Aug. 1937.
17. DE FREITAS, C.R.B. *et al.* Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer. **Quintessence International**, Chicago, v.33, n.8, p.589-594, Sep. 2002.
18. EAKLE, W.S.; BRALY, B.V. Fracture resistance of human teeth with mesio-occlusal-distal cavities prepared with sharp and round internal line forms. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.53, n.5, p.646-649, May 1985.
19. EDELHOFF, D.; SORENSEN, J.A. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. **The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Chicago, v.22, n.3, p.241-249, Jun. 2002.
20. ETEMADI, S. *et al.* 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.
21. FERNANDES NETO, A.J.; NEVES, F.D.; MOTA, A.S. Preparos para elementos unitários. In: CARDOSO, R.J.A.; GONÇALVES, E.A.N. **Oclusão/ATM, Prótese, Prótese sobre implante e Prótese Buco Maxilo Facial**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p.245-270.
22. FURUKAWA, K.; INAI, N.; TAGAMI, J. The effects of luting resin bond to dentin on the strength of dentin supported by indirect resin composite. **Dental Materials**, Washington, v.18, n.2, p.136-142, Mar. 2002.
23. GEMALMAZ, D.; ÖZCAN, M.; YORUÇ, A.B.; ALKUMRU, H.N. Marginal adaptation of a sintered ceramic inlay system before and after cementation. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.24, n.9, p.646-651, Sep. 1997.
24. GROTEN, M.; AXMANN, D.; PRÖBSTER, L.; WEBER, H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.83, n.1, p.40-49, Jan. 2000.

25. HALLER, B.; HÄßNER, K.; MOLL, K. Marginal adaptation of dentin bonded ceramic inlays: effects of bonding systems and luting resin composites. **Operative Dentistry**, Seattle, v.28, n.5, p.574-584, Sep-Oct. 2003.
26. HOLMES, J.R. *et al.* Considerations in measurement of marginal fit. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.62, n.4, p.405-408, Oct. 1989.
27. INOKOSHI, S. *et al.* Marginal accuracy of CAD/CAM inlays made with the original and the updated software. **Journal of Dentistry**, Oxford, v.20, n.3, p.171-177, Jun. 1992.
28. IRIE, M.; SUZUKI, K.; WATTS, D.C. Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage. **Dental Materials**, Washington, v.20, n.1, p.3-11, Jan. 2004.
29. JOYNT, R.B. *et al.* Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.57, n.4, p.431-435, Apr. 1987.
30. KAKABOURA, A. *et al.* In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. **Dental Materials**, Washington, v.19, n.5, p.393-398, Jul. 2003.
31. KAWAY, K.; ISENBERG, B.P.; LEINFELDER, K.F. Effect of gap dimension on composite resin cement wear. **Quintessence International**, Chicago, v.25, n.1, p.53-58, Jan. 1994.
32. KHERA, S.C. *et al.* Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.64, n.2, p.139-147, Aug. 1990.
33. KOLBECK, C. *et al.* In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.29, n.7, p.668-674, Jul. 2002.
34. KREJCI, I. *et al.* Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. **Operative Dentistry**, Seattle, v.28, n.2, p.127-135, Mar./Apr.2003.
35. KREJCI, I.; LUTZ, F.; GAUSTSCHI, L. Wear and marginal adaptation of composite resin inlays. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.72, n.3, p.233-244, Sep. 1994.
36. KU, C.H.; PARK, S.W.; YANG, H.S. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.88, n.2, p.170-175, Aug. 2002.
37. LEINFELDER, K.F.; ISENBERG, B.P.; ESSIG, M.E. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. **Journal of American Dental Association**, Chicago, v.118, n.6, p.703-707, Jun. 1989.

38. LOOSE, M. *et al.* In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus ceramic fixed partial dentures. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**, [S.l.], v.6, n.2, p.55-62, Jun. 1998.
39. MANDIKOS, M.N. *et al.* A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.85, n.4, p.386-395, Apr. 2001.
40. MONDELLI, J. *et al.* Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.43, n.4, p.419-422, Apr. 1980.
41. MÜHLEMANN, H.R.; ZANDER, H.A. Tooth mobility III. The mechanism of tooth mobility. **Journal of Periodontology**, Chicago, v.25, n.2, p.128, Apr. 1954.
42. NOACK, M.J.; ROULET, J.F. Tooth colored inlays. **Current Opinion in Dentistry**, Berlin, v.1, n.2, p.172-178, Apr. 1991.
43. PURK, J.H. *et al.* Fracture strength of class I versus class II restored premolars tested at the marginal ridge. I. Standard preparations. **Quintessence International**, Chicago, v.21, n.8, p.545-551, Aug. 1990.
44. REEL, D.C.; MITCHELL, R.J. Fracture resistance of teeth with class II composite restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.61, n.2, p.177-180, Feb. 1989.
45. SALIS, S.G. *et al.* Patterns of indirect fracture in intact and restored human premolar teeth. **Endodontics Dental Traumatology**, Copenhagen, v.3, n.1, Feb. 1987.
46. SATO, K.; MATSUMURA, H.; ATSUDA, M. Relation between cavity design and marginal adaptation in a machine-milled restorative system. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.29, n.1, p.24-27, Jan. 2002.
47. SCHARNAGL, P. **Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-belastungsprüfung dentaler restaurationen im "Regensburger Kausimulator" untersuchung am beispiel vollkeramischer In-Ceram-brücken.** 1998. 102f. Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg, Regensburg, 1998.
48. SCHEIBENBOGEN-FUCHSBRUNNER, A. *et al.* Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.82, n.4, p.391-397, Oct. 1999.
49. SJÖGREN, G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. **Acta Odontologica Scandinavica**, Oslo, v.53, n.1, p.24-28, Feb. 1995.
50. SOARES, C.J. **Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais.** 2000. 148f.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2000.

51. SOARES, C.J. **Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência à fratura de restaurações indiretas estéticas.** 2003. 179f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2003.

52. SOARES, C.J. *et al.* Influence of root embedment method and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Brazilian Oral Research**, São Paulo, 2005, in press.

53. SOARES, C.J. *et al.* Marginal adaptation of indirect composites and ceramic inlay systems. **Operative Dentistry**, Seattle, v.28, n.6, p.689-694, Nov./Dec. 2003.

54. STAMPALIA, L.L. *et al.* Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.55, n.6, p.694-698, Jun. 1986.

55. STEELE, A.; JOHNSON, B.R. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. **Journal of Endodontics**, Philadelphia, v.25, n.1, p.6-8, Jan. 1999.

56. ST-GEORGES, A.J. *et al.* Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.89, n.6, p.551-557, Jun. 2003.

57. TAYLOR, M.J.; LYNCH, E. Marginal adaptation. **Journal of Dentistry**, Oxford, v.21, n.5, p.265-273, Oct. 1993.

58. TAKAHASHI, C.U.; DE CARA, A.A.; CONTIN, I. Resistência à fratura de restaurações diretas com cobertura de cúspide em pré-molares superiores endodonticamente tratados. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, São Paulo, v.15, n.3, p.247-251, Jul./Set. 2001.

59. THORDRUP, M.; ISIDOR, F. HÖRSTED-BINDSLEV, P. Comparison of marginal fit and microleakage of ceramic and composite inlays: an *in vitro* study. **Journal of Dentistry**, Oxford, v.22, n.3, p.147-153, Jun. 1994.

60. TOUATI, B. The evolution of aesthetic materials for inlays and onlays: a review. **Practical Periodontics Aesthetic Dentistry**, New Jersey, v.8, n.7, p.657-666, Sep. 1996.

61. TOUATI, B.; AIDAN, N. Second-generation laboratory composite resins for indirect restorations. **Journal of Esthetic Dentistry**, Ontario, v.9, n.3, p.108-118, Mar. 1997.

62. VALE, W.A. Cavity preparation. **Irish Dental Review**, [S.I.], v.2, p.33-41, 1956.

63. VAN-MEERBEEK, B. *et al.* Marginal adaptation of four tooth-coloured inlay systems *in vivo*. **Journal of Dentistry**, Oxford, v.20, n.1, p.18-26, Feb. 1992.

64. YEO, I.S.; YANG, J.H.; LEE, J.B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.90, n.5, p.459-464, Nov. 2003.
65. WASSELL, R.W.; WALLS, A.W.; MCCABE, J.F. Direct composite inlays versus conventional composite restorations: 5-year follow-up. **Journal of Dentistry**, Oxford, v.28, n.6, p.375-382, Aug. 2000.

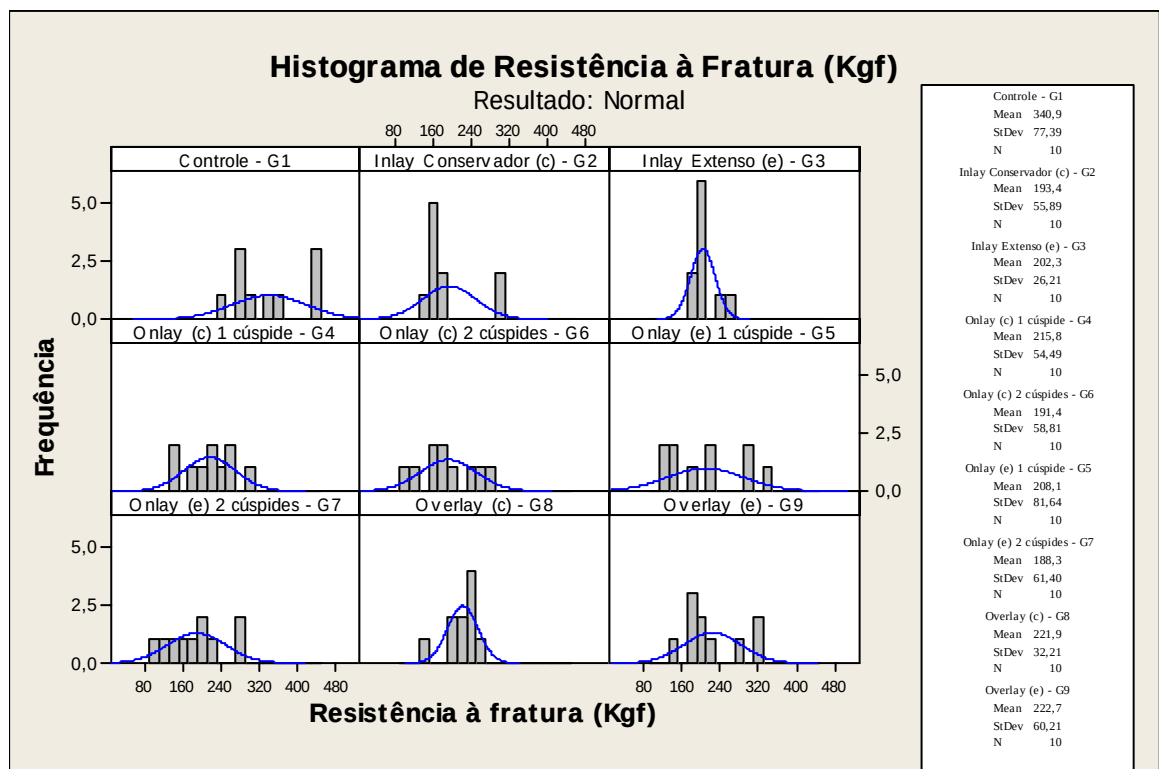
OBRAS CONSULTADAS

- ANUSAVICE, K.J. **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 412p.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14724**: Informação e documentação – Trabalhos acadêmicos – Apresentação. Rio de Janeiro, 2002, 6p.
- CALLEGARI-JACQUES, S.M. **Bioestatística**: princípios e aplicações. 1. ed. Porto Alegre: Artmed, 2003. 255p.
- FERREIRA, A.B. de H. **Novo dicionário da língua portuguesa**. Edição especial para Folha de São Paulo em 1994/1995. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1988. 687p.
- MILLER, W.G. **Users manual for openstat (OS2) and linuxostat**. Iowa: Iowa State University, 2003. Disponível em: <<http://statpages.com/miller/openstat/openstatmain.html>>. Acesso em: dez. 2003.
- MINITAB CORPORATION. Meet minitab release 14 for Windows. Manual disponível em arquivo no formato pdf, 2003. Disponível em: <www.minitab.com>. Acesso em: dez. 2003.
- MOTTA, V.T.; WAGNER, M.B. **Bioestatística**. 1. ed. Caxias do Sul: Educs, São Paulo: Robe Editorial, 2003. 201p.
- SILVA, A.M.; PINHEIRO, M.S.F.; DE FREITAS, N.E. **Guia para normalização de trabalhos técnico-científicos**: projetos de pesquisa, monografias, dissertações, teses. 3. ed. Uberlândia: Edufu, 2003. 158p.
- VIEIRA, S. **Introdução à bioestatística**. 3. ed. Rio de Janeiro: Campus, 1980. 196p.

ANEXOS

Anexo A

Figura 21. Histograma de Normalidade para dados referentes à resistência à fratura ($P < 0,005$).



Anexo B

Tabela 24. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 2, dentes preparados com *inlay* conservador.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (µm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	220,5	200,5	198,5	306,5	320,5	334,5	41,5	1,5	334	194	161	250,5	213,6
2	132,5	166,5	125,5	96	70,5	92,5	39,5	159	22	80	133,5	63	98,38
3	106	99	122,5	451,5	418,5	391,5	50	68,5	51,5	58	142,5	118,5	173,2
4	28,5	31	20	244,5	232,5	239	46,5	55	53	116,5	130	119,5	109,7
5	113,5	57	47	84,5	56,5	122,5	125,5	172,5	147	81	13,5	27,5	87,33
6	29,5	48,5	212,5	342,5	267,5	438	25,5	103	62	285	296,5	324,5	202,9
7	198,5	198,5	103,5	103,5	73,5	110	59,5	162	74	74,5	194	213	130,4
8	36	61,5	48	45	23	35	48,5	55	51,5	53	14,5	0	39,25
9	113,5	132	126	328,5	345,5	206	34,5	28,5	38,5	58,5	99	68,5	131,6
10	78	52,5	20	56	0	0	192,5	149	96,5	17,5	294	258,5	101,2
Média Específica	104,2		194,5			84,9			131,3				
Média Geral	128,80												
Desvio Padrão	97,34												
Coeficiente de Variação	75,61												

Os dados do grupo 2, *inlay* conservador, demonstraram adaptação marginal média de 128,80 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 104,20 μm ; distal – 194,50 μm ; vestibular – 84,90 μm ; lingual – 131,30 μm .

Anexo C

Tabela 25. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 3, dentes preparados com *inlay* extenso.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (µm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	170	259	167	47	30	13,5	24	30,5	46,5	88,5	59,5	0	77,96
2	50	40	55	65	81	77,5	69	70	39	49,5	32	57	57,08
3	69,5	61,5	42	19,4	130	159	84,5	102,5	67	131	53	85,5	83,74
4	246,5	206	180	55	32	32	47,5	57,5	44	186	162	73,5	110,2
5	249,5	103	168	158,5	124	101,5	47	50,5	41,5	11	5,5	112	97,67
6	42,5	20,5	37	105,5	149,5	128,5	30	35,5	56,5	19	14,5	0	53,25
7	15,5	11	0	41,5	82	29,5	46,5	42	36,5	19,5	15	16	29,58
8	123	86	0	199,5	148,5	212	51	75	58,5	76,5	55,5	44	94,13
9	32	24,5	77,5	88,5	60	92,5	81,5	51	0	42,5	46	19,5	51,29
10	70	45,5	47	142	290	186,5	51,5	134	126,5	110,5	131	83	118,1
Média Específica	89,96			102,71			56,56			59,95			
Média Geral	73,30												
Desvio Padrão	54,73												
Coeficiente de Variação	70,80												

Os dados do grupo 3, *inlay* extenso, demonstraram adaptação marginal média de 73,30 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 86,96 μm ; distal – 102,71 μm ; vestibular – 56,56 μm ; lingual – 59,95 μm .

Anexo D

Tabela 26. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 4, dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo a cúspide mésio-vestibular.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (µm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	209	197,5	199	25,5	39	15,5	28,5	37	19,5	37	71	69	78,96
2	156,5	155,5	160,5	88,5	126,5	158	81	97	69,5	33,5	25	24	97,96
3	6,5	10	22	157	79	27,5	68,5	49	47	19,5	31	52,5	47,46
4	237	199	196,5	0	0	31,5	55,5	118,5	65	91	43,5	25	88,54
5	15,5	17,5	4,5	78	67,5	78	92,5	75	71,5	54,5	29,5	38,5	51,88
6	133	132,5	116	130,5	107,5	122	188,5	100,5	89,5	25	106	37	107,3
7	234,5	285	295	0	76	90	10	81	0	85	0	39	99,63
8	126	132,5	82	100	64	59,5	31,5	41	111	27	79	93	78,88
9	319,5	351,5	321	235	236	194	198	135	127	126	133,5	104,5	206,8
10	303,5	322	274	52	32	39	233,5	212,5	194	104,5	97,5	162,5	168,9
Média Específica	173,8			83,6			90,9			62,1			
Média Geral	102,6												
Desvio Padrão	81,0												
Coeficiente de Variação	78,84												

Os dados do grupo 4, *onlay* conservador recobrimdo a cúspide mésio-vestibular, demonstraram adaptação marginal média de 102,60 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 173,80 μm ; distal – 83,60 μm ; vestibular – 90,90 μm ; lingual – 62,10 μm .

Anexo E

Tabela 27. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 5, dentes preparados com *onlay* extenso recobrimdo a cúspide mésio-vestibular.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (µm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	107	125,5	41,5	56	56,5	158,5	22,5	106,5	120	24,5	46	42,5	75,58
2	245	262	230	42	45,5	54,5	58	105,5	92	61,5	88,5	41,5	110,5
3	129,5	144,5	138	14,5	19	17	44,5	84	83,5	39,5	36,5	40	65,88
4	87,5	83	88,5	187	181,5	174,5	40	162	209,5	37,5	35,5	15	108,5
5	61,5	67,5	43	13	21,5	18	34,5	36	29	66	53,5	36,5	40
6	181,5	219	256,5	0	785	48	104,5	106,5	39	24,5	33	18	151,3
7	151	105,5	121	15,5	14,5	28,5	87	65,5	107,5	67	54	55	72,67
8	131,5	115	93,5	48	36,5	33,5	45,5	92	111,5	37	45,5	27,5	68,08
9	96,5	65	12,3	42,5	25,5	43	47	47,5	18	41,5	22	0	38,4
10	130	119	138,5	88,5	38	13	30,5	175	150,5	14,5	0	0	74,79
Média Específica	126,3			77,3			81,8			36,8			
Média Geral	80,60												
Desvio Padrão	62,84												
Coeficiente de Variação	78,0												

Os dados do grupo 5, *onlay* extenso recobrimdo a cúspide mésio-vestibular, demonstraram adaptação marginal média de 80,60 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 126,30 μm ; distal – 77,30 μm ; vestibular – 81,80 μm ; lingual – 36,80 μm .

Anexo F

Tabela 28. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 6, dentes preparados com *onlay* conservador recobrimdo todas as cúspides vestibulares.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (µm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	204	183	354	113	141,5	148,5	17	37	25	48,5	15	30	109,7
2	112,5	139,5	134	185	180	212,5	23,5	32	26	137	166,5	109	121,5
3	130	114	115	198,5	162,5	393	99	505	32	91	48,5	48,5	161,4
4	72	45	47	224,5	102	34	37,5	115,5	158	40,5	40,5	58,5	81,25
5	150,5	148	148,5	345	283	296,5	76	53	74,5	47,5	55	77	146,2
6	120,5	75	122	375,5	230,5	271,5	100	29	34	49	52,5	32,5	124,3
7	206	185,5	219	260	256,5	289,5	16,5	44,5	49	90,5	75,5	74,5	147,3
8	197,5	257,5	197	119,5	107,5	140,5	20,5	32,5	0	0	0	0	89,38
9	310,5	265,5	193	198	200	212	9	28,5	24	30	30,5	46	128,9
10	187,5	188	232,5	180	150,5	130	60	57,5	17	33	46,5	38	110
Média Específica	168,5			204,7			61,1			53,7			
Média Geral	122,0												
Desvio Padrão	88,20												
Coeficiente de Variação	72,27												

Os dados do grupo 6, *onlay* conservador recobrimdo todas as cúspides vestibulares, demonstraram adaptação marginal média de 122,20 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 168,50 μm ; distal – 204,70 μm ; vestibular – 61,10 μm ; lingual – 53,70 μm .

Anexo G

Tabela 29. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 7, dentes preparados com *onlay* extenso recobrimdo todas as cúspides vestibulares.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (μm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	136	56,5	69,5	33	10	30,5	128,5	63,5	46,5	33,5	39	49	57,96
2	117,5	85,5	57,5	132	74,5	26	40	46,5	56	37,5	39,5	10,5	60,25
3	69,5	72	75	117,5	68	82,5	47	13,5	29,5	34,5	33	22	55,33
4	37	66	49	272	204,5	207,5	66	10	26,5	104,5	565	80,5	140,7
5	263,5	193	169	60,5	30,5	82,5	114,5	98	75	35	71,5	0	99,42
6	36	30	28,5	247	91,5	125,5	69,5	127,5	97,5	68,5	65,5	78,5	88,79
7	131	130,5	105	171,5	179,5	216	69	30,5	42	40	48	80	103,6
8	28,5	44,5	67,5	60	70,5	54	43,5	49	75,5	47	50,5	40,5	52,58
9	49	26,5	31,5	24,4	155,5	54	64,5	32	0	0	61	0	41,53
10	0	0	0	160	176	182,5	73,5	136,5	152	25	33	0	78,21
Média Específica	74,2			113,3			64,1			59,8			
Média Geral	77,80												
Desvio Padrão	60,21												
Coeficiente de Variação	73,35												

Os dados do grupo 7, *onlay* extenso recobrimdo todas as cúspides vestibulares, demonstraram adaptação marginal média de 77,80 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 74,20 μm ; distal – 113,30 μm ; vestibular – 64,10 μm ; lingual – 59,80 μm .

Anexo H

Tabela 30. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 8, dentes preparados com *overlay* conservador.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (µm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	191,5	139,5	187,5	63,5	97,5	87,5	41	67,5	95	56,5	48,5	31,5	92,25
2	132,5	315	109	186	114	137	83	72	80	54,5	87	153,5	127
3	116	149,5	72	138	140,5	160	171,5	148,5	120,5	93	87,5	39	119,7
4	124,5	95	42	226,5	202	108,5	182	174,5	188	15	43	18,5	118,3
5	179,5	143	147,5	177,5	129	111	166,5	200,5	205	29	68	72,5	135,8
6	195,5	192,5	169,5	137,5	104	130	111	107,5	90	189	183,5	149	146,6
7	151	129	164	151	153,5	358,5	660	37	101,5	95	172,5	133	192,2
8	49	63	92,5	219,5	182,5	179,5	120,5	93	81	102	60	94,5	111,4
9	16	8,5	15,5	145,5	148	149,5	61,5	78	88,5	45	45	62,5	71,96
10	16,5	0	0	28	46,5	98	29,5	44,5	0	96	125,5	114,5	49,92
Média Específica	113,6			143,7			123,3			85,5			
Média Geral	116,5												
Desvio Padrão	61,12												
Coeficiente de Variação	52,47												

Os dados do grupo 8, *overlay* conservador, demonstraram adaptação marginal média de 116,50 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 113,60 μm ; distal – 143,70 μm ; vestibular – 123,30 μm ; lingual – 85,50 μm .

Anexo I

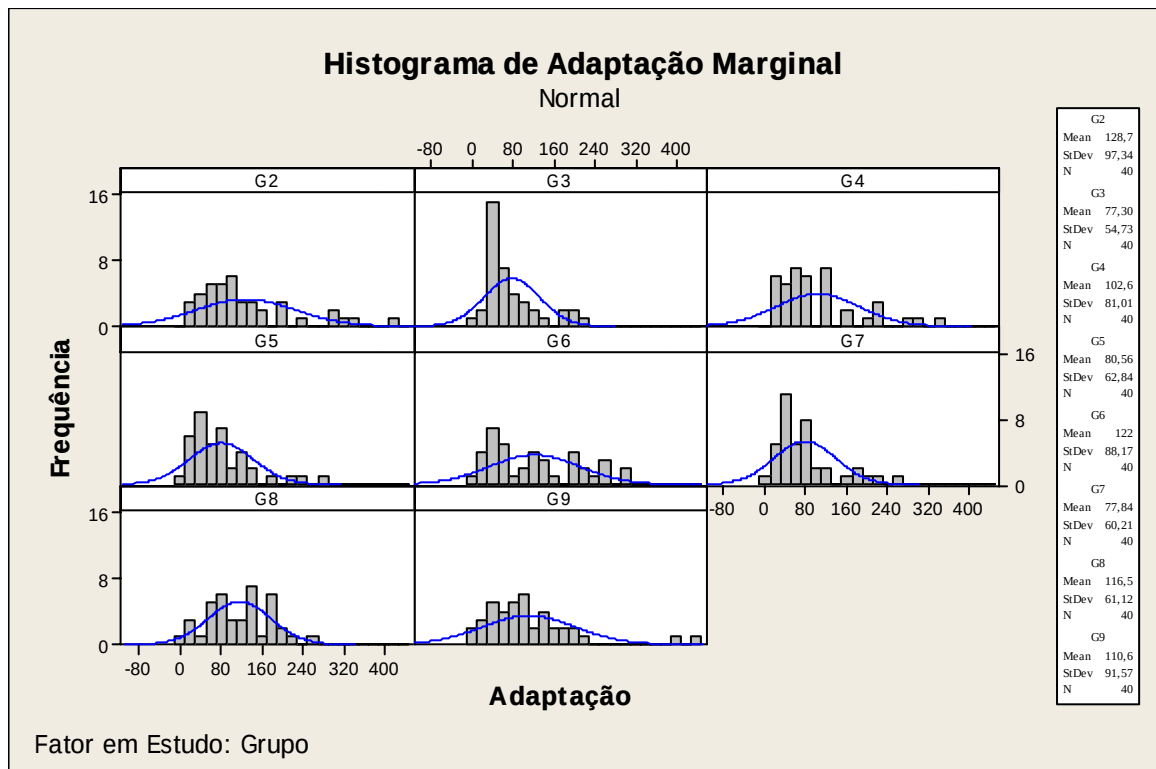
Tabela 31. Dados referentes à adaptação marginal do grupo 9, dentes preparados com *overlay* extenso.

Amostra	Pontos de medição da Adaptação Marginal (µm)												Média Amostra
	Mesial			Distal			Vestibular			Lingual			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	
1	64	72	120	501,5	416	419,5	95	86,5	214,5	133	194	243,5	213,3
2	87	54	80	26	35	21,5	36	25,5	42	77	85	118	57,25
3	45,5	42	4,5	286,5	123	110	10,5	28	100	48,5	57	143,5	83,25
4	123,5	98,5	78	381,5	424	381	143	119	127	455	108,5	42	206,8
5	25,5	46	61,5	0	0	0	0	0	0	171	111	124	44,92
6	23,5	15	12,5	203	175	146,5	154	130	96,5	111,5	49,5	21,5	94,88
7	34	43,5	58	139	171	168	44,5	63,5	100	70	110,5	135,5	94,79
8	102	114,5	101	94,5	73,5	76	62	45	44	149	136	130,5	94
9	92	64	93	24	0	18,5	74	121,5	106	169	79,5	54	74,63
10	126	134	134	142	159	193,5	43,5	87,5	26	231,5	197,5	231	142,1
Média Específica	71,6			163,6			74,2			132,9			
Média Geral	110,6												
Desvio Padrão	91,60												
Coeficiente de Variação	82,81												

Os dados do grupo 9, *overlay* extenso, demonstraram adaptação marginal média de 110,60 μm . Para cada superfície dental notou-se: mesial – 71,60 μm ; distal – 163,60 μm ; vestibular – 74,20 μm ; lingual – 132,90 μm .

Anexo J

Figura 22. Histograma de normalidade para dados referentes à adaptação marginal ($P < 0,005$).



Anexo L

Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística dos dados de resistência à fratura.

Minitab Project Report

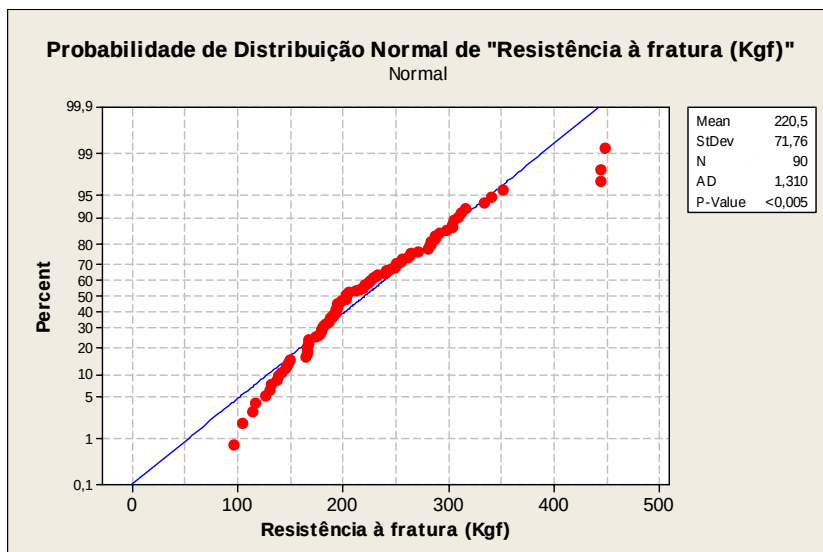
Análise Estatística - Resistência à Fratura - Parte 1

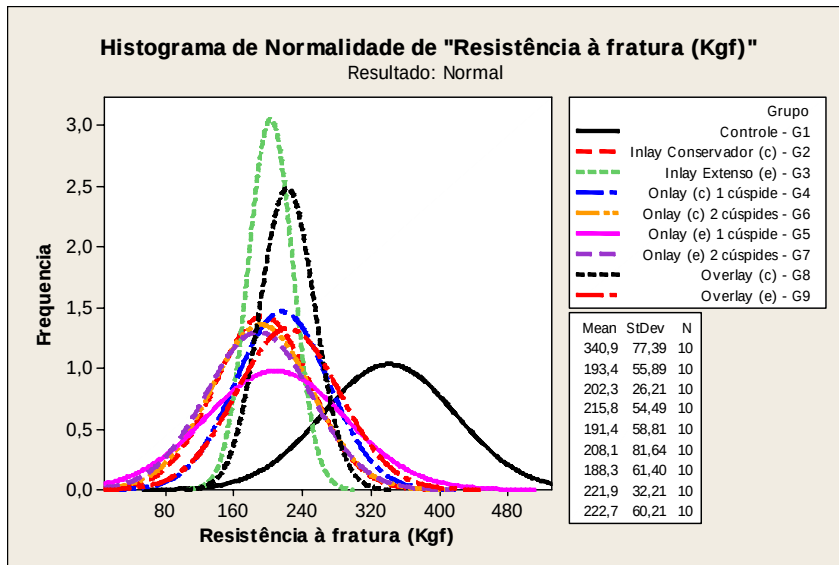
Descriptive Statistics: Resistência à fratura (Kgf)

Variable	Grupo	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar
Resistência à fr	Controle - G1	10	340,9	24,5	77,4	22,70
	Inlay Conservado	10	193,4	17,7	55,9	28,89
	Inlay Extenso (e	10	202,26	8,29	26,21	12,96
	Onlay (c) 1 cúsp	10	215,8	17,2	54,5	25,25
	Onlay (c) 2 cúsp	10	191,4	18,6	58,8	30,73
	Onlay (e) 1 cúsp	10	208,1	25,8	81,6	39,24
	Onlay (e) 2 cúsp	10	188,3	19,4	61,4	32,61
	Overlay (c) - G8	10	221,9	10,2	32,2	14,51
	Overlay (e) - G9	10	222,7	19,0	60,2	27,03

Variable	Grupo	Sum of Squares	Minimum	Maximum
Resistência à fr	Controle - G1	1216000,1	248,7	447,7
	Inlay Conservado	402260,6	144,4	303,4
	Inlay Extenso (e	415280,30	172,95	264,07
	Onlay (c) 1 cúsp	492564,4	131,3	308,6
	Onlay (c) 2 cúsp	397320,1	103,5	279,5
	Onlay (e) 1 cúsp	492951,7	113,7	340,1
	Onlay (e) 2 cúsp	388324,9	96,0	282,6
	Overlay (c) - G8	501804,9	148,2	260,9
	Overlay (e) - G9	528615,1	145,9	314,9

Análise de Normalidade:





One-way ANOVA: Resistência à fratura (Kgf) versus Grupos

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupos	8	176321	22040	6,33	0,000
Error	81	281923	3481		
Total	89	458244			

S = 59,00 R-Sq = 38,48% R-Sq(adj) = 32,40%

				Individual 95% CIs For Mean Based on Pooled StDev			
Level	N	Mean	StDev	-----+-----+-----+-----+-----+-----			
Controle - G1	10	340,90	77,39	(-----*-----)			
Inlay Conservado	10	193,43	55,89	(-----*-----)			
Inlay Extenso (e	10	202,26	26,21	(-----*-----)			
Onlay (c) 1 cúsp	10	215,83	54,49	(-----*-----)			
Onlay (c) 2 cúsp	10	191,36	58,81	(-----*-----)			
Onlay (e) 1 cúsp	10	208,08	81,64	(-----*-----)			
Onlay (e) 2 cúsp	10	188,26	61,40	(-----*-----)			
Overlay (c) - G8	10	221,92	32,21	(-----*-----)			
Overlay (e) - G9	10	222,71	60,21	(-----*-----)			
				-----+-----+-----+-----+-----+-----			
				180	240	300	360

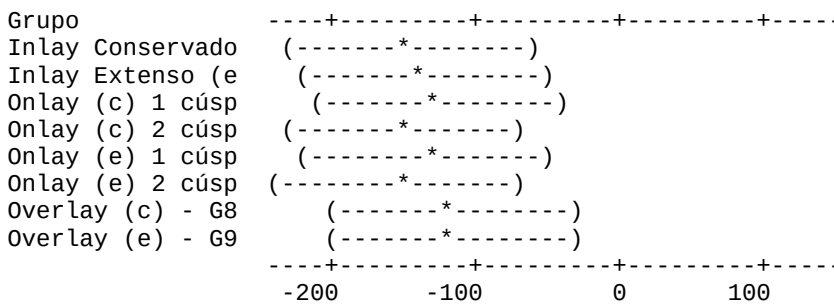
Pooled StDev = 59,00

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupos

Individual confidence level = 99,80%

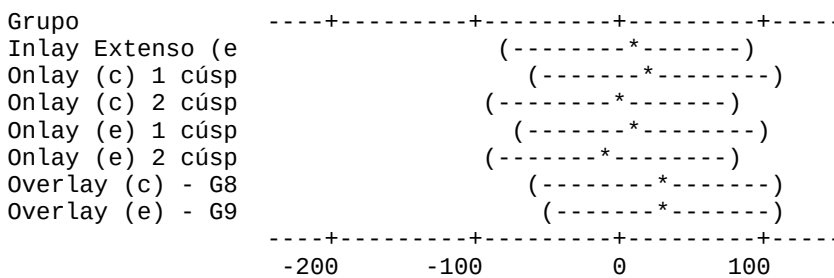
Grupo = Controle - G1 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
Inlay Conservado	-231,60	-147,47	-63,33
Inlay Extenso (e)	-222,77	-138,63	-54,49
Onlay (c) 1 cúsp	-209,20	-125,06	-40,92
Onlay (c) 2 cúsp	-233,67	-149,53	-65,39
Onlay (e) 1 cúsp	-216,96	-132,82	-48,68
Onlay (e) 2 cúsp	-236,78	-152,64	-68,50
Overlay (c) - G8	-203,12	-118,98	-34,84
Overlay (e) - G9	-202,33	-118,19	-34,05



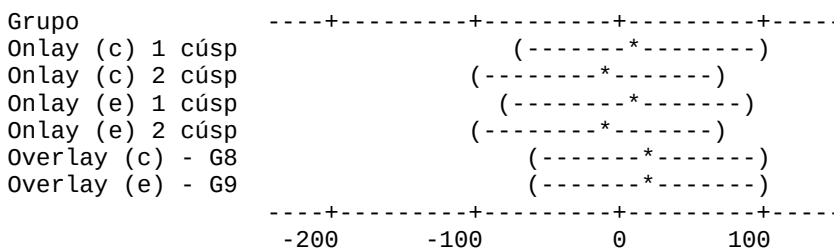
Grupo = Inlay Conservador (c) - G2 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
Inlay Extenso (e)	-75,31	8,83	92,97
Onlay (c) 1 cúsp	-61,74	22,40	106,54
Onlay (c) 2 cúsp	-86,21	-2,07	82,07
Onlay (e) 1 cúsp	-69,49	14,65	98,79
Onlay (e) 2 cúsp	-89,31	-5,18	78,96
Overlay (c) - G8	-55,65	28,49	112,63
Overlay (e) - G9	-54,86	29,28	113,42



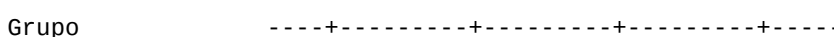
Grupo = Inlay Extenso (e) - G3 subtracted from:

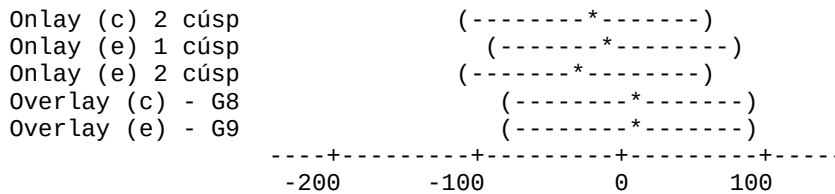
Grupo	Lower	Center	Upper
Onlay (c) 1 cúsp	-70,57	13,57	97,71
Onlay (c) 2 cúsp	-95,04	-10,90	73,24
Onlay (e) 1 cúsp	-78,32	5,81	89,95
Onlay (e) 2 cúsp	-98,15	-14,01	70,13
Overlay (c) - G8	-64,49	19,65	103,79
Overlay (e) - G9	-63,69	20,45	104,59



Grupo = Onlay (c) 1 cúspide - G4 subtracted from:

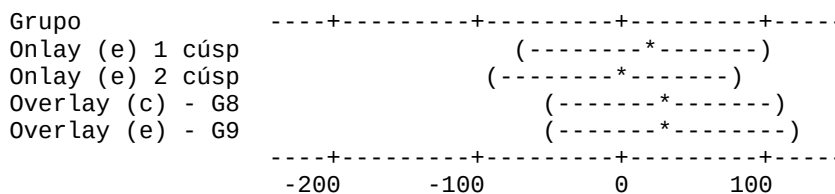
Grupo	Lower	Center	Upper
Onlay (c) 2 cúsp	-108,61	-24,47	59,67
Onlay (e) 1 cúsp	-91,90	-7,76	76,38
Onlay (e) 2 cúsp	-111,72	-27,58	56,56
Overlay (c) - G8	-78,06	6,08	90,22
Overlay (e) - G9	-77,26	6,88	91,02





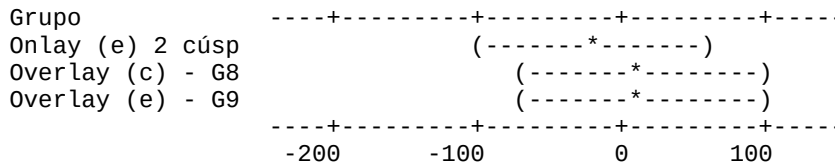
Grupo = Onlay (c) 2 cúspides - G6 subtracted from:

Grupo		Lower	Center	Upper
Onlay (e) 1	cúsp	-67,42	16,72	100,85
Onlay (e) 2	cúsp	-87,25	-3,11	81,03
Overlay (c)	- G8	-53,59	30,55	114,69
Overlay (e)	- G9	-52,79	31,35	115,49



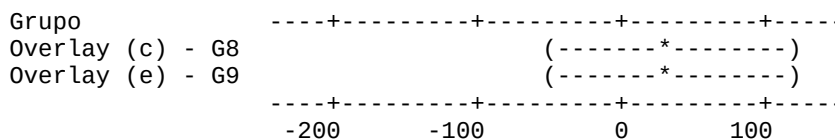
Grupo = Onlay (e) 1 cúspide - G5 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
Onlay (e) 2 cúsp	-103,96	-19,82	64,32
Overlay (c) - G8	-70,30	13,84	97,98
Overlay (e) - G9	-69,51	14,63	98,77



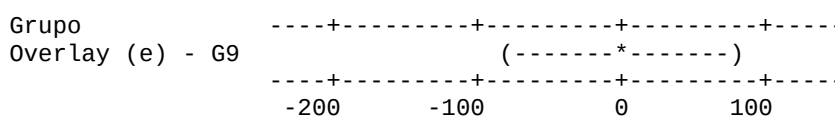
Grupo = Onlay (e) 2 cúspides - G7 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
Overlay (c) - G8	-50,48	33,66	117,80
Overlay (e) - G9	-49,69	34,45	118,59



Grupo = Overlay (c) - G8 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
Overlay (e) - G9	-83,35	0,79	84,93



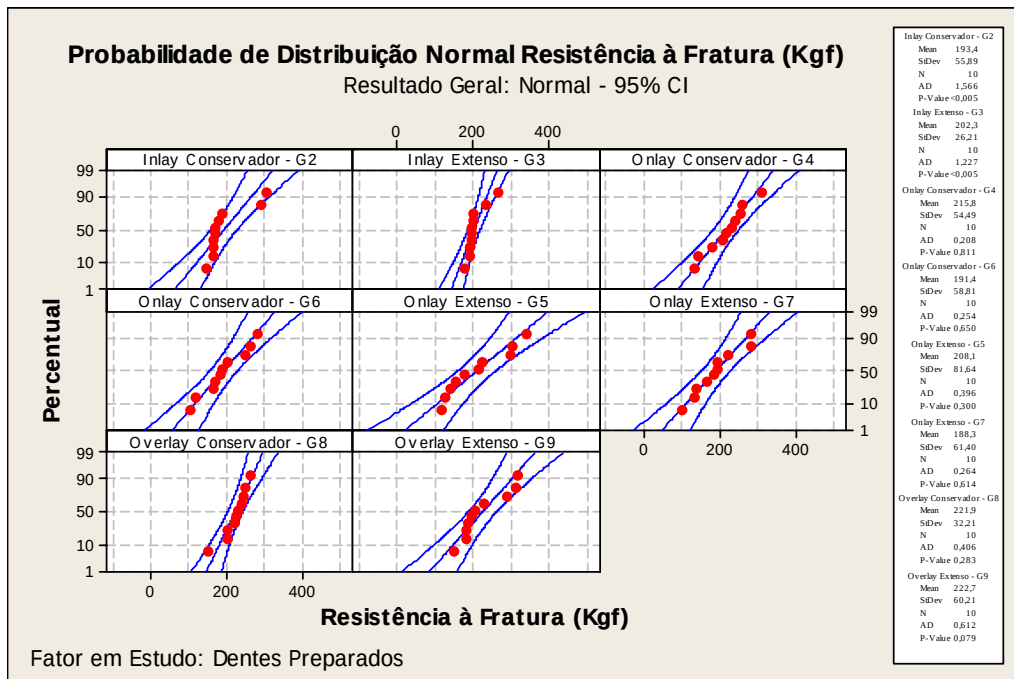
Anexo M

Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística fatorial 4x2 dos dados de resistência à fratura.

Minitab Project Report

Análise Estatística Fatorial 4x2 para Resistência à Fratura, desconsiderando o grupo controle

Normalidade dos Dados



Multilevel Factorial Design

Factors: 2 Replicates: 10
Base runs: 8 Total runs: 80
Base blocks: 1 Total blocks: 1

Number of levels: 2; 4

General Linear Model: Resistência versus Abertura de ; Recobrimento

Factor	Type	Levels	Values
Abertura de caixa oclusal	fixed	2	Extenso; Conservador
Recobrimento	fixed	4	Nenhuma; 1 cúspide; Vestibular toda; Todas as cúspides

Analysis of Variance for Resistência à fratura, using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Abertura de caixa oclusal	1	2	2	2	0,00	0,980
Recobrimento	3	12583	12583	4194	1,32	0,273
Abertura x Recobrimento	3	740	740	247	0,08	0,972
Error	72	228017	228017	3167		
Total	79	241341				

S = 56,2752 R-Sq = 5,52% R-Sq(adj) = 0,00%

Unusual Observations for Resistência à fratura

Obs	Resistência à fratura	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
32	303,390	193,430	17,796	109,960	2,06 R
38	340,140	208,077	17,796	132,063	2,47 R

R denotes an observation with a large standardized residual.

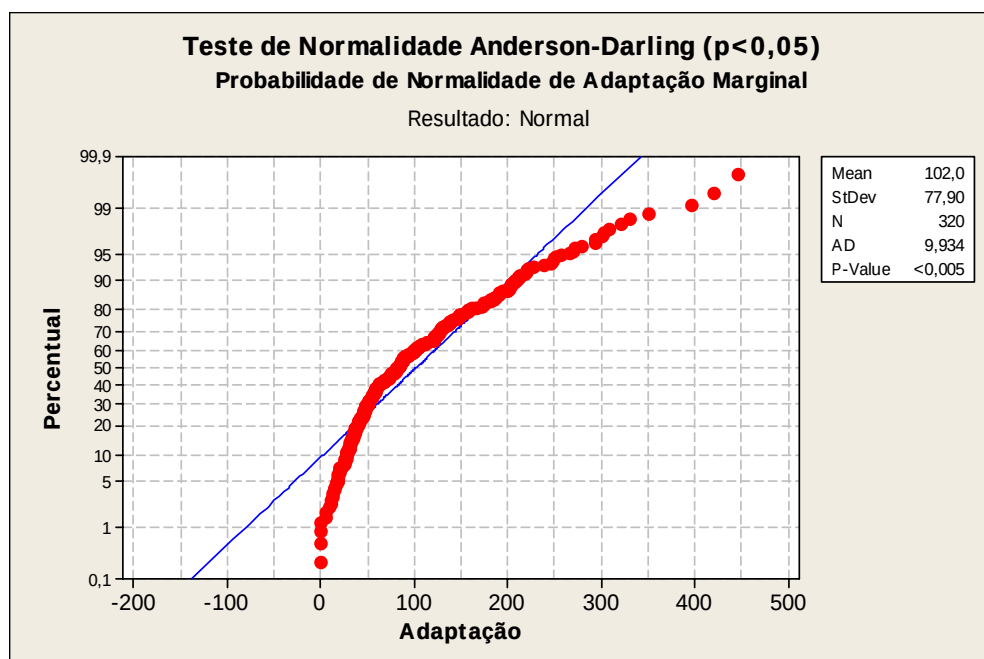
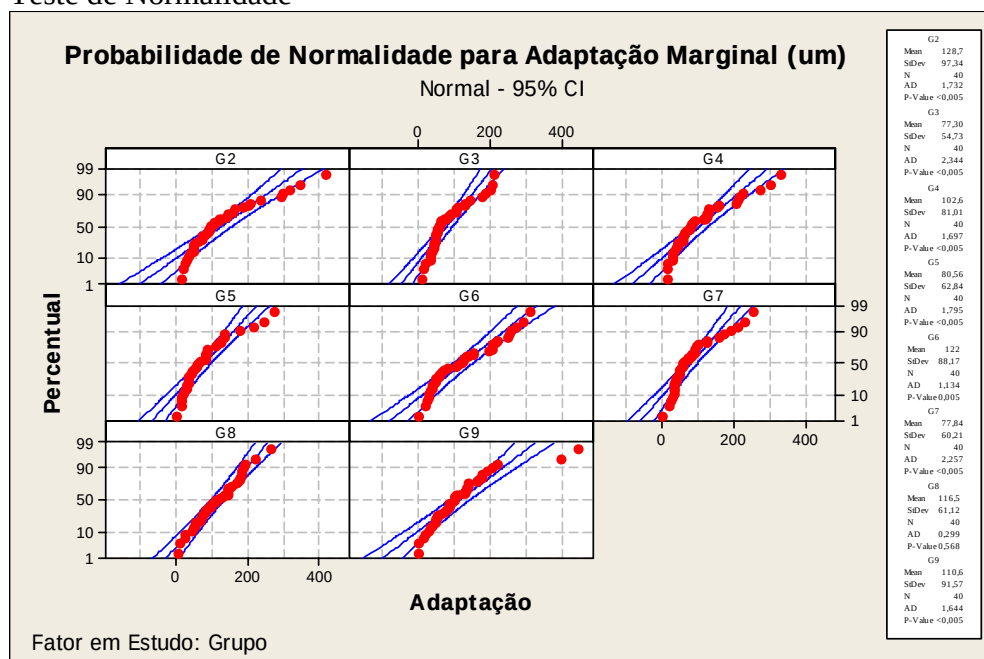
Anexo N

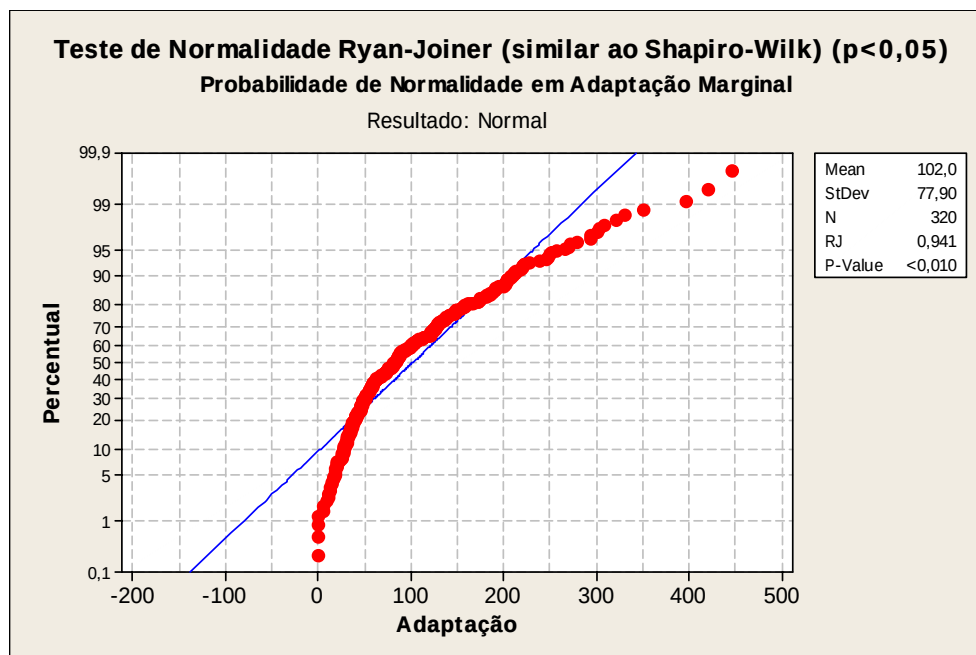
Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística dos dados de adaptação marginal.

Minitab Project Report

Análise Estatística para a variável Adaptação Marginal

Teste de Normalidade

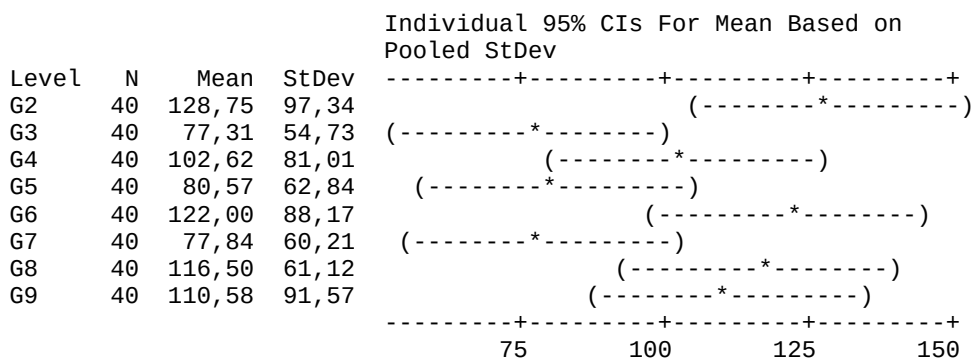




One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	7	122107	17444	3,00	0,005
Error	312	1813581	5813		
Total	319	1935687			

S = 76,24 R-Sq = 6,31% R-Sq(adj) = 4,21%



Pooled StDev = 76,24

Fisher 99% Individual Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Simultaneous confidence level = 84,12%

Grupo = G2 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	
G3	-95,63	-51,44	-7,26	(-----*-----)
G4	-70,31	-26,13	18,06	(-----*-----)
G5	-92,37	-48,18	-4,00	(-----*-----)
G6	-50,93	-6,75	37,44	(-----*-----)

G7	-95,09	-50,91	-6,73	(-----*-----)
G8	-56,44	-12,25	31,93	(-----*-----)
G9	-62,35	-18,17	26,02	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				-50 0 50 100

Grupo = G3 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	-----+-----+-----+-----+
G4	-18,87	25,32	69,50	(-----*-----)
G5	-40,92	3,26	47,44	(-----*-----)
G6	0,51	44,70	88,88	(-----*-----)
G7	-43,65	0,53	44,72	(-----*-----)
G8	-4,99	39,19	83,37	(-----*-----)
G9	-10,91	33,28	77,46	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				-50 0 50 100

Grupo = G4 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	-----+-----+-----+-----+
G5	-66,24	-22,06	22,13	(-----*-----)
G6	-24,81	19,38	63,56	(-----*-----)
G7	-68,97	-24,79	19,40	(-----*-----)
G8	-30,31	13,87	58,06	(-----*-----)
G9	-36,23	7,96	52,14	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				-50 0 50 100

Grupo = G5 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	-----+-----+-----+-----+
G6	-2,75	41,44	85,62	(-----*-----)
G7	-46,91	-2,73	41,46	(-----*-----)
G8	-8,25	35,93	80,11	(-----*-----)
G9	-14,17	30,02	74,20	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				-50 0 50 100

Grupo = G6 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	-----+-----+-----+-----+
G7	-88,35	-44,16	0,02	(-----*-----)
G8	-49,69	-5,50	38,68	(-----*-----)
G9	-55,60	-11,42	32,76	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				-50 0 50 100

Grupo = G7 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	-----+-----+-----+-----+
G8	-5,53	38,66	82,84	(-----*-----)
G9	-11,44	32,74	76,93	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				-50 0 50 100

Grupo = G8 subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	-----+-----+-----+-----+
G9	-50,10	-5,92	38,27	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				-50 0 50 100

Anexo O

Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística fatorial 4x2 dos dados de adaptação marginal.

Minitab Project Report

Análise Estatística Fatorial (4x2) para a variável Adaptação Marginal

Multilevel Factorial Design

Factors: 2 Replicates: 10
Base runs: 8 Total runs: 80
Base blocks: 1 Total blocks: 1

Number of levels: 2; 4

General Linear Model: Adaptação versus Abertura Cai; Recobrimento

Factor	Type	Levels	Values
Abertura Caixa Oclusal	fixed	2	Extenso; Conservador
Recobrimento de Cúspide	fixed	4	Nenhuma; 1 cúspide; vestibular toda; todas

Analysis of Variance for Adaptação, using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Abertura Caixa Oclusal	1	19092	19092	19092	10,92	0,001
Recobrimento de Cúspide	3	4937	4937	1646	0,94	0,425
Abertura Caixa Oclusal* Recobrimento de Cúspide	3	6504	6504	2168	1,24	0,301
Error	72	125843	125843	1748		
Total	79	156376				

S = 41,8069 R-Sq = 19,53% R-Sq(adj) = 11,70%

Unusual Observations for Adaptação

Obs	Adaptação	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
2	213,630	128,752	13,221	84,878	2,14 R
4	213,290	110,589	13,221	102,701	2,59 R
14	206,750	110,589	13,221	96,161	2,42 R
70	206,750	102,631	13,221	104,119	2,63 R
72	39,250	128,752	13,221	-89,502	-2,26 R

R denotes an observation with a large standardized residual.

Least Squares Means for Adaptação

Abertura Cai	Mean	SE Mean
Extenso	86,57	6,610
Conservador	117,47	6,610

Recobrimento			
Nenhuma		103,03	9,348
1 cúspide		91,60	9,348
vestibular toda		99,92	9,348
todas		113,54	9,348
Abertura Cai*Recobrimento			
Extenso	Nenhuma	77,30	13,221
Extenso	1 cúspide	80,56	13,221
Extenso	vestibular toda	77,84	13,221
Extenso	todas	110,59	13,221
Conservador	Nenhuma	128,75	13,221
Conservador	1 cúspide	102,63	13,221
Conservador	vestibular toda	122,00	13,221
Conservador	todas	116,50	13,221

Two-Sample T-Test and CI: Conservador; Extenso

Two-sample T for Conservador vs Extenso

	N	Mean	StDev	SE Mean
Conservador	40	117,5	43,1	6,8
Extenso	40	86,6	40,8	6,4

Difference = μ (Conservador) - μ (Extenso)

Estimate for difference: 30,8968

95% CI for difference: (12,2168; 49,5767)

T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 3,29 P-Value = 0,001 DF = 77

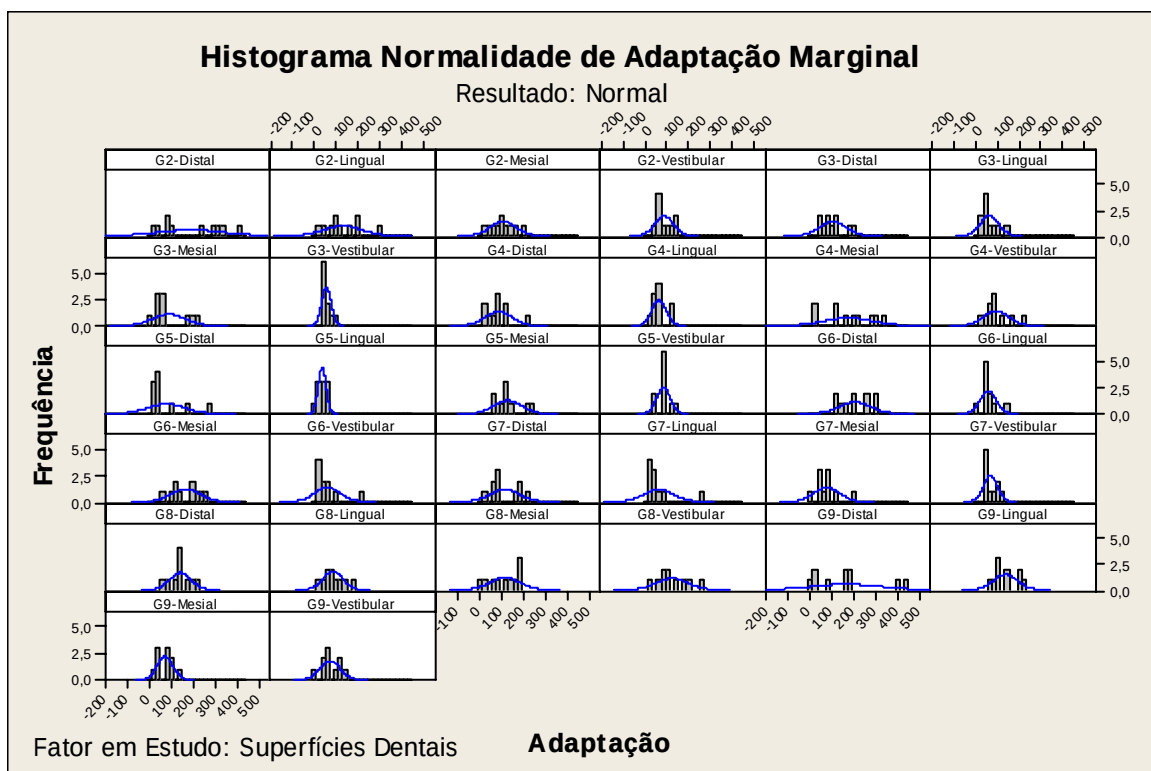
Anexo P

Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística dos dados de adaptação marginal para todas as faces dentais.

Minitab Project Report

Análise Estatística para as Superfícies Dentais comparadas entre si dentre os grupos, para Adaptação Marginal.

Teste de Normalidade dos Dados



One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	68533	22844	2,73	0,058
Error	36	300997	8361		
Total	39	369530			

S = 91,44 R-Sq = 18,55% R-Sq(adj) = 11,76%

Individual 95% CIs For Mean Based on Pooled StDev			
Level	N	Mean	StDev
G2-Distal	10	194,51	146,08
G2-Lingual	10	131,33	84,21

G2-Mesial	10	104,23	57,06	(-----*-----)
G2-Vestibular	10	84,92	41,92	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----
60 120 180 240

Pooled StDev = 91,44

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals
All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

Grupo = G2-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G2-Lingual	-173,35	-63,18	46,99
G2-Mesial	-200,45	-90,28	19,89
G2-Vestibular	-219,76	-109,59	0,58

Grupo	-----+-----+-----+-----+-----
G2-Lingual	(-----*-----)
G2-Mesial	(-----*-----)
G2-Vestibular	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----
-200 -100 0 100

Grupo = G2-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G2-Mesial	-137,27	-27,10	83,07
G2-Vestibular	-156,58	-46,41	63,76

Grupo	-----+-----+-----+-----+-----
G2-Mesial	(-----*-----)
G2-Vestibular	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----
-200 -100 0 100

Grupo = G2-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G2-Vestibular	-129,48	-19,31	90,86

Grupo	-----+-----+-----+-----+-----
G2-Vestibular	(-----*-----)

-----+-----+-----+-----+-----
-200 -100 0 100

One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	15370	5123	1,82	0,161
Error	36	101442	2818		
Total	39	116813			

S = 53,08 R-Sq = 13,16% R-Sq(adj) = 5,92%

Individual 95% CIs For Mean Based on
Pooled StDev

Level	N	Mean	StDev	
G3-Distal	10	102,72	59,85	(-----*-----)
G3-Lingual	10	59,95	40,98	(-----*-----)
G3-Mesial	10	89,97	74,32	(-----*-----)
G3-Vestibular	10	56,58	22,05	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----
				30 60 90 120

Pooled StDev = 53,08

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals
All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

Grupo = G3-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	
G3-Lingual	-106,73	-42,77	21,19	(-----*-----)
G3-Mesial	-76,71	-12,75	51,21	(-----*-----)
G3-Vestibular	-110,10	-46,14	17,82	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----
				-60 0 60 120

Grupo = G3-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	
G3-Mesial	-33,94	30,02	93,98	(-----*-----)
G3-Vestibular	-67,33	-3,37	60,59	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----
				-60 0 60 120

Grupo = G3-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper	
G3-Vestibular	-97,35	-33,39	30,57	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----
				-60 0 60 120

One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	72055	24018	4,70	0,007
Error	36	183890	5108		
Total	39	255945			

S = 71,47 R-Sq = 28,15% R-Sq(adj) = 22,17%

Level	N	Mean	StDev	
G4-Distal	10	83,63	60,95	(-----*-----)
G4-Lingual	10	62,12	33,39	(-----*-----)
G4-Mesial	10	173,81	110,66	(-----*-----)
G4-Vestibular	10	90,93	57,95	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----
				60 120 180 240

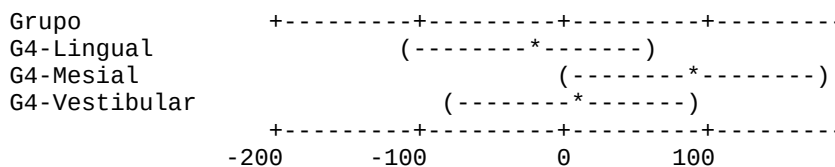
Pooled StDev = 71,47

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

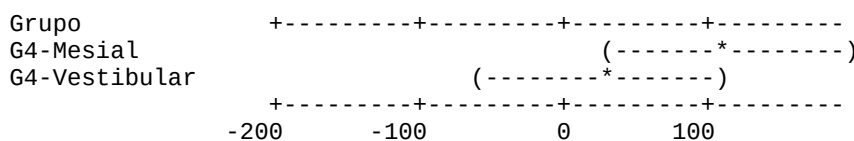
Grupo = G4-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G4-Lingual	-107,62	-21,51	64,60
G4-Mesial	4,07	90,18	176,29
G4-Vestibular	-78,81	7,30	93,41



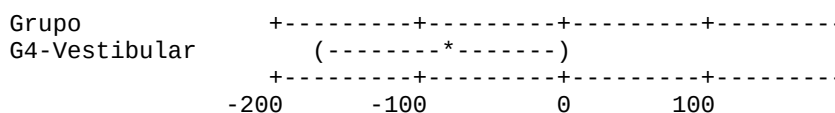
Grupo = G4-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G4-Mesial	25,58	111,69	197,80
G4-Vestibular	-57,30	28,81	114,92



Grupo = G4-Mesial subtracted from:

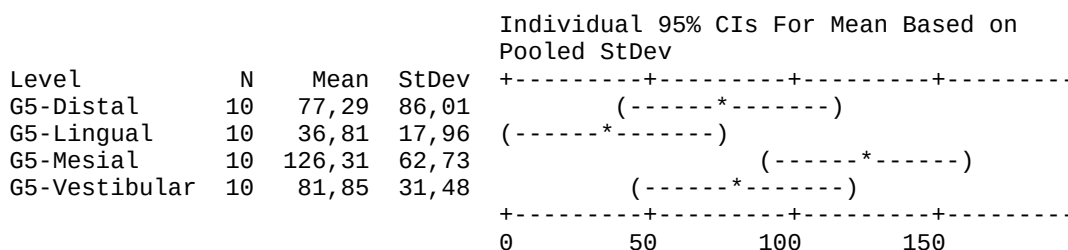
Grupo	Lower	Center	Upper
G4-Vestibular	-168,99	-82,88	3,23



One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	40195	13398	4,24	0,012
Error	36	113811	3161		
Total	39	154006			

S = 56,23 R-Sq = 26,10% R-Sq(adj) = 19,94%



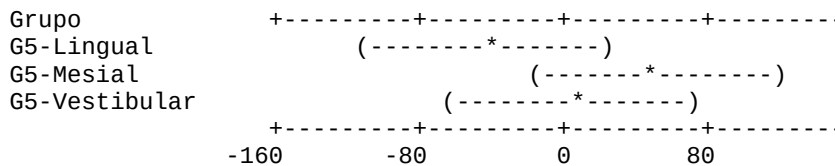
Pooled StDev = 56,23

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals
All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

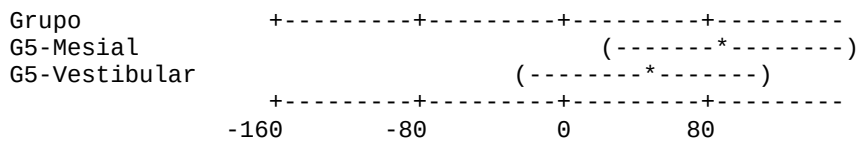
Grupo = G5-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G5-Lingual	-108,22	-40,48	27,26
G5-Mesial	-18,72	49,02	116,76
G5-Vestibular	-63,18	4,56	72,30



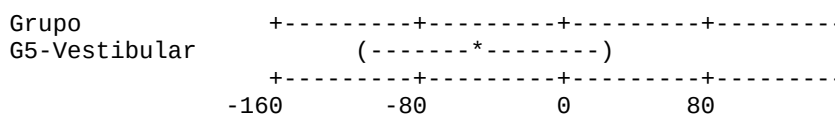
Grupo = G5-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G5-Mesial	21,76	89,50	157,24
G5-Vestibular	-22,70	45,04	112,78



Grupo = G5-Mesial subtracted from:

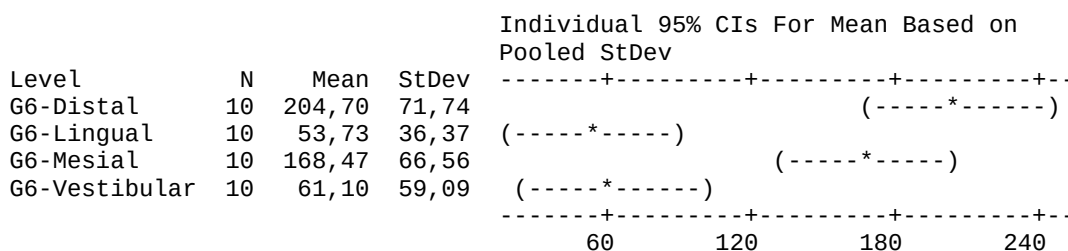
Grupo	Lower	Center	Upper
G5-Vestibular	-112,20	-44,46	23,28



One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	173684	57895	16,09	0,000
Error	36	129526	3598		
Total	39	303209			

S = 59,98 R-Sq = 57,28% R-Sq(adj) = 53,72%



Pooled StDev = 59,98

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals
All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

Grupo = G6-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G6-Lingual	-223,24	-150,97	-78,70
G6-Mesial	-108,50	-36,23	36,04
G6-Vestibular	-215,87	-143,60	-71,33

Grupo	-----+-----+-----+-----+
G6-Lingual	(-----*-----)
G6-Mesial	(-----*-----)
G6-Vestibular	(-----*-----)
	-----+-----+-----+-----+
	-120 0 120 240

Grupo = G6-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G6-Mesial	42,47	114,74	187,01
G6-Vestibular	-64,90	7,37	79,64

Grupo	-----+-----+-----+-----+
G6-Mesial	(-----*-----)
G6-Vestibular	(-----*-----)
	-----+-----+-----+-----+
	-120 0 120 240

Grupo = G6-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G6-Vestibular	-179,64	-107,37	-35,10

Grupo	-----+-----+-----+-----+
G6-Vestibular	(-----*-----)
	-----+-----+-----+-----+
	-120 0 120 240

One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	17872	5957	1,74	0,177
Error	36	123494	3430		
Total	39	141365			

S = 58,57 R-Sq = 12,64% R-Sq(adj) = 5,36%

Level	N	Mean	StDev	Individual 95% CIs For Mean Based on Pooled StDev
G7-Distal	10	113,31	67,41	(-----*-----)
G7-Lingual	10	59,74	68,72	(-----*-----)
G7-Mesial	10	74,17	58,49	(-----*-----)
G7-Vestibular	10	64,13	32,16	(-----*-----)
				-----+-----+-----+-----+
				35 70 105 140

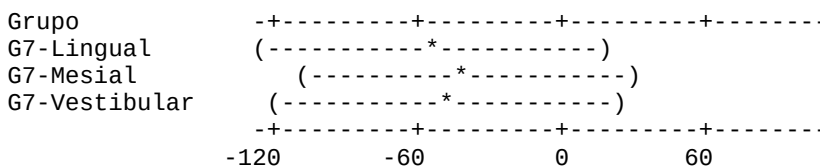
Pooled StDev = 58,57

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

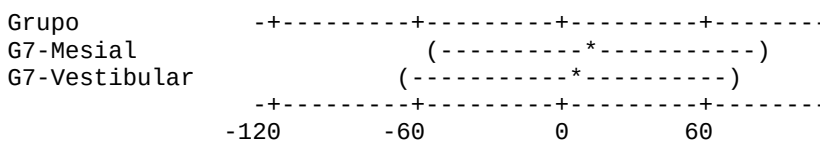
Grupo = G7-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G7-Lingual	-124,14	-53,57	17,00
G7-Mesial	-109,71	-39,14	31,43
G7-Vestibular	-119,75	-49,18	21,39



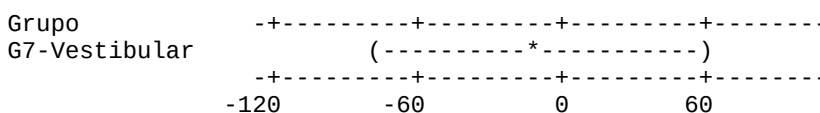
Grupo = G7-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G7-Mesial	-56,14	14,43	85,00
G7-Vestibular	-66,18	4,39	74,96



Grupo = G7-Mesial subtracted from:

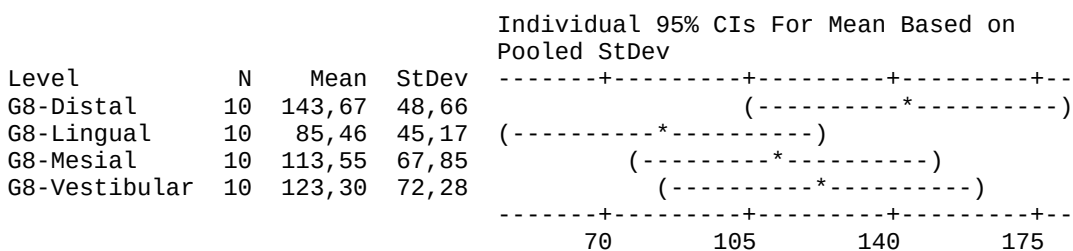
Grupo	Lower	Center	Upper
G7-Vestibular	-80,61	-10,04	60,53



One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	17566	5855	1,65	0,196
Error	36	128127	3559		
Total	39	145693			

S = 59,66 R-Sq = 12,06% R-Sq(adj) = 4,73%



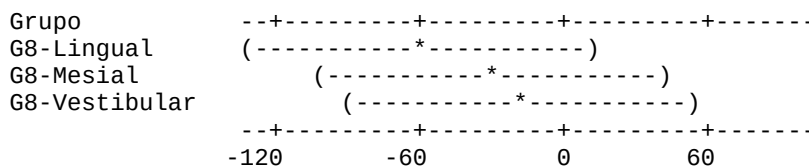
Pooled StDev = 59,66

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

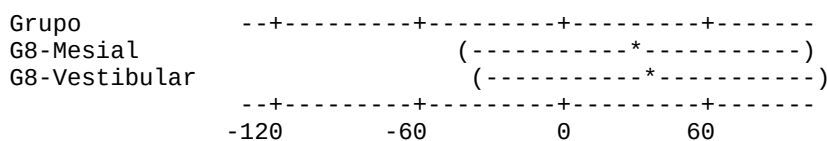
Grupo = G8-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G8-Lingual	-130,09	-58,21	13,67
G8-Mesial	-102,00	-30,12	41,76
G8-Vestibular	-92,25	-20,37	51,51

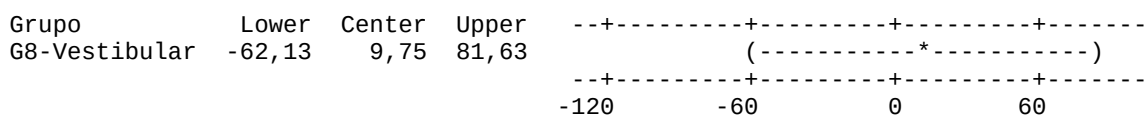


Grupo = G8-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G8-Mesial	-43,79	28,09	99,97
G8-Vestibular	-34,04	37,84	109,72



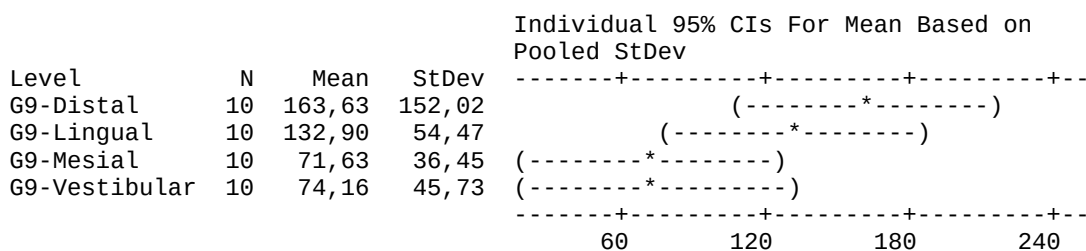
Grupo = G8-Mesial subtracted from:



One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	3	61560	20520	2,78	0,055
Error	36	265459	7374		
Total	39	327019			

S = 85,87 R-Sq = 18,82% R-Sq(adj) = 12,06%



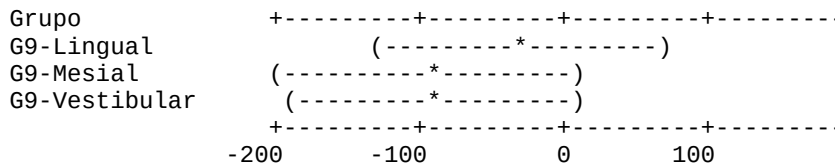
Pooled StDev = 85,87

Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 98,93%

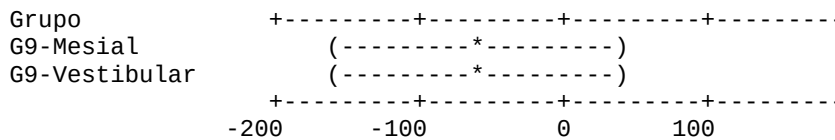
Grupo = G9-Distal subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G9-Lingual	-134,19	-30,73	72,73
G9-Mesial	-195,46	-92,00	11,46
G9-Vestibular	-192,93	-89,47	13,99



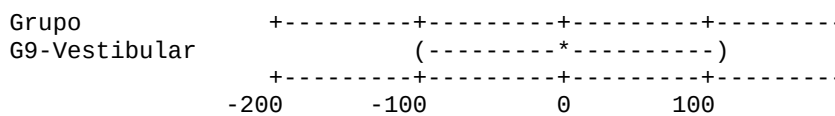
Grupo = G9-Lingual subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G9-Mesial	-164,73	-61,27	42,19
G9-Vestibular	-162,20	-58,74	44,72



Grupo = G9-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G9-Vestibular	-100,93	2,53	105,99



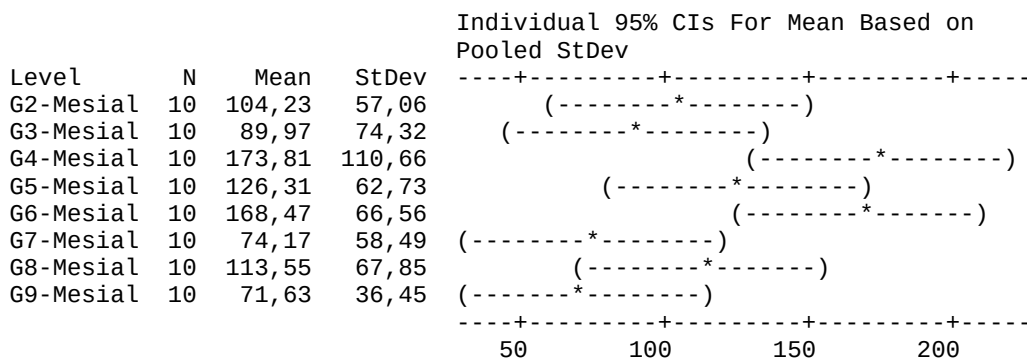
Anexo Q

Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística dos dados de adaptação marginal para cada face dental, entre os grupos.

One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	7	107376	15339	3,17	0,006
Error	72	348689	4843		
Total	79	456065			

S = 69,59 R-Sq = 23,54% R-Sq(adj) = 16,11%

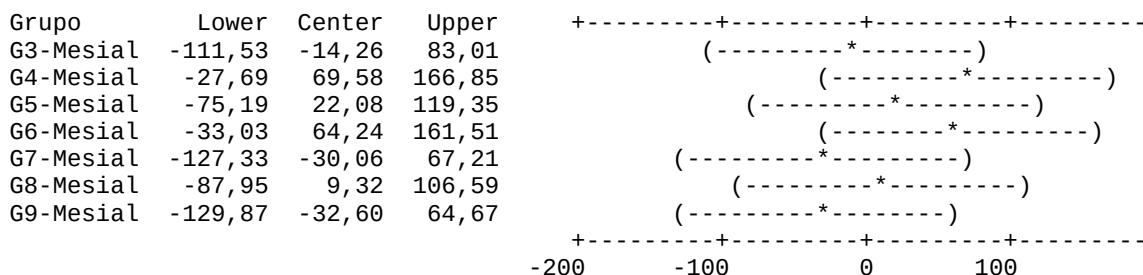


Pooled StDev = 69,59

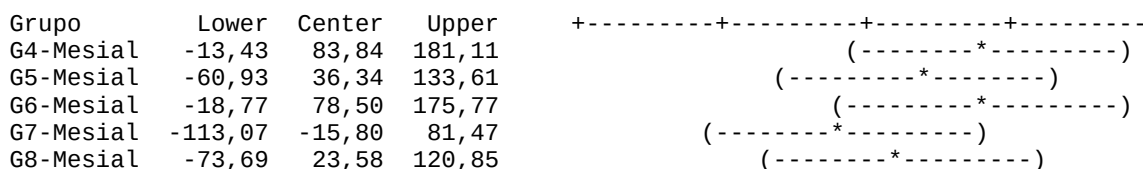
Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 99,74%

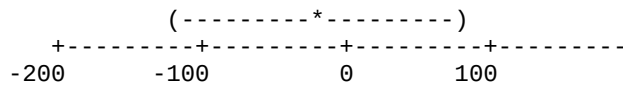
Grupo = G2-Mesial subtracted from:



Grupo = G3-Mesial subtracted from:

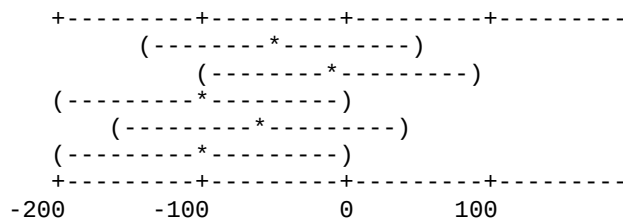


G9-Mesial -115,61 -18,34 78,93



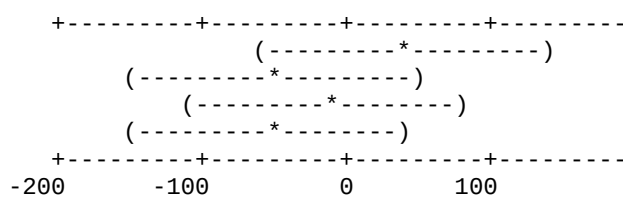
Grupo = G4-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G5-Mesial	-144,77	-47,50	49,77
G6-Mesial	-102,61	-5,34	91,93
G7-Mesial	-196,91	-99,64	-2,37
G8-Mesial	-157,53	-60,26	37,01
G9-Mesial	-199,45	-102,18	-4,91



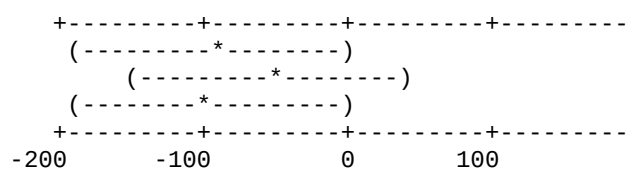
Grupo = G5-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G6-Mesial	-55,11	42,16	139,43
G7-Mesial	-149,41	-52,14	45,13
G8-Mesial	-110,03	-12,76	84,51
G9-Mesial	-151,95	-54,68	42,59



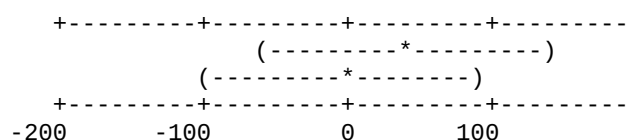
Grupo = G6-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G7-Mesial	-191,57	-94,30	2,97
G8-Mesial	-152,19	-54,92	42,35
G9-Mesial	-194,11	-96,84	0,43



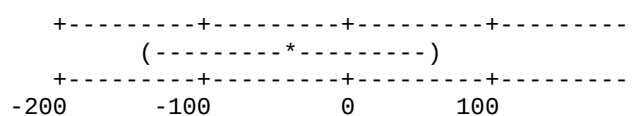
Grupo = G7-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G8-Mesial	-57,89	39,38	136,65
G9-Mesial	-99,81	-2,54	94,73



Grupo = G8-Mesial subtracted from:

Grupo	Lower	Center	Upper
G9-Mesial	-139,19	-41,92	55,35

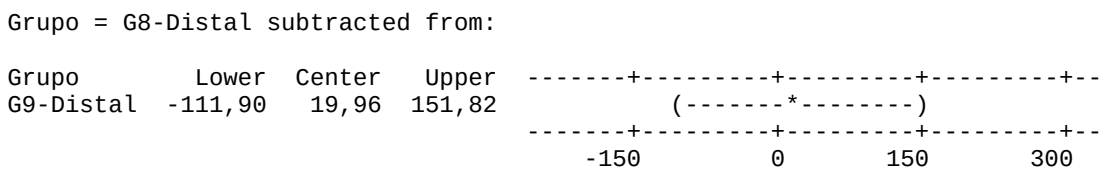
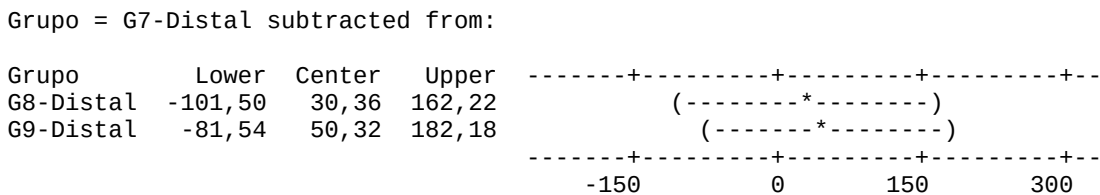
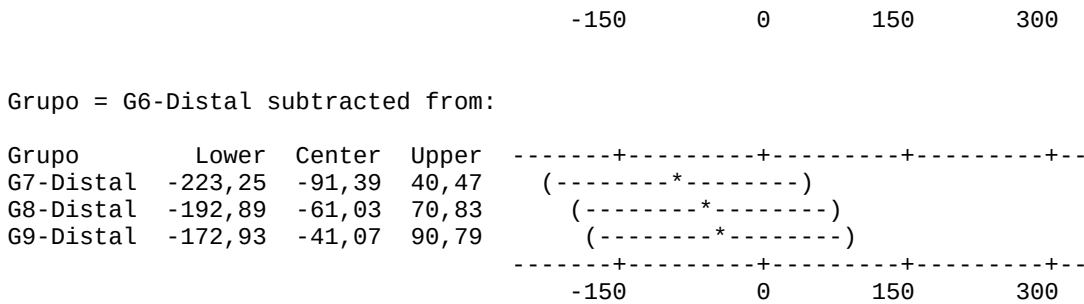


One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	7	167747	23964	2,69	0,016
Error	72	640795	8900		
Total	79	808541			

S = 94,34 R-Sq = 20,75% R-Sq(adj) = 13,04%

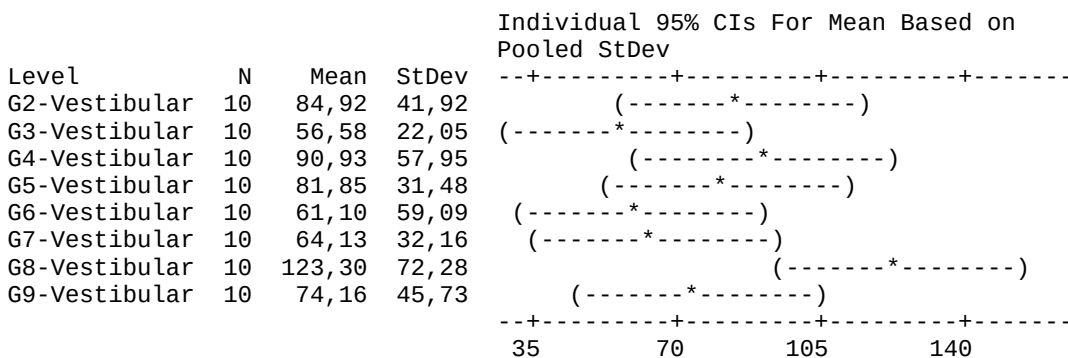
Individual 95% CIs For Mean Based on
Pooled StDev



One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	7	32125	4589	1,99	0,068
Error	72	165905	2304		
Total	79	198030			

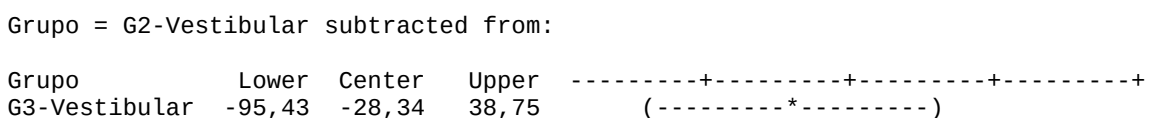
S = 48,00 R-Sq = 16,22% R-Sq(adj) = 8,08%

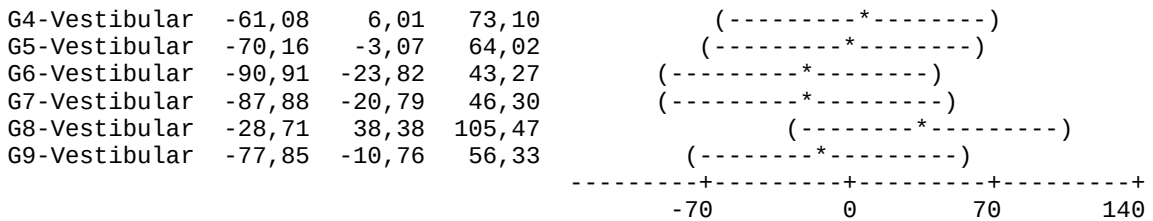


Pooled StDev = 48,00

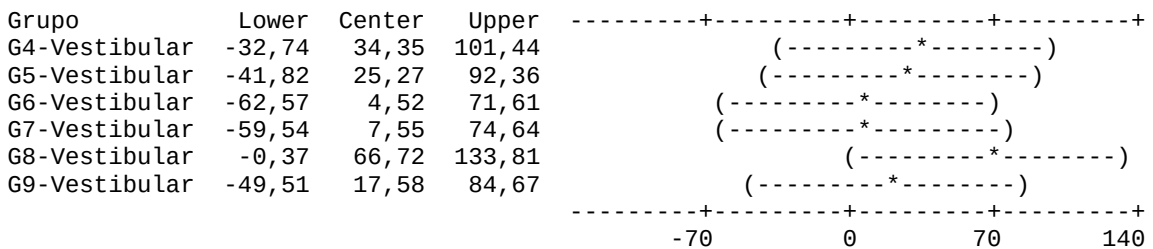
Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals
All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 99,74%

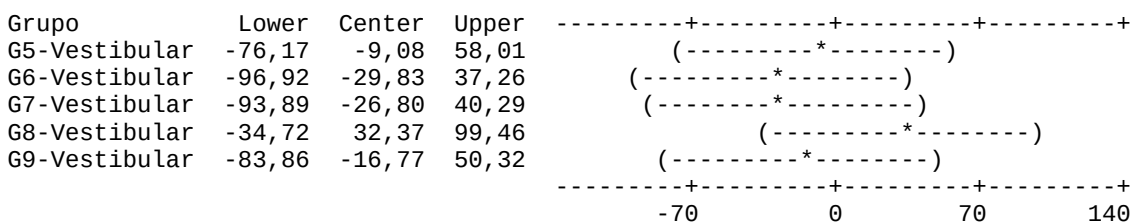




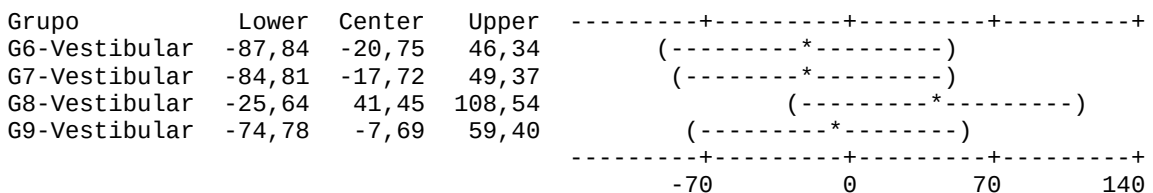
Grupo = G3-Vestibular subtracted from:



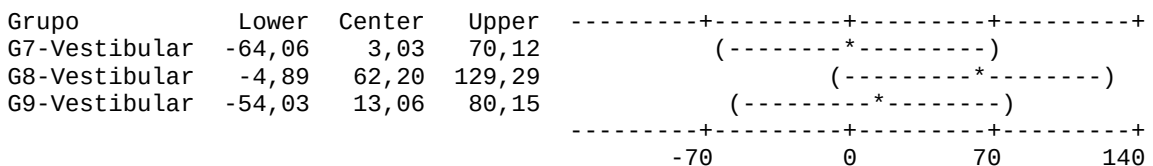
Grupo = G4-Vestibular subtracted from:



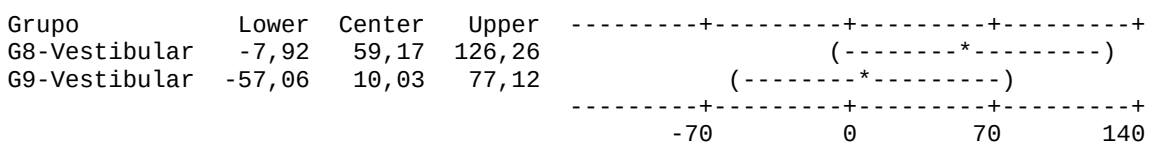
Grupo = G5-Vestibular subtracted from:



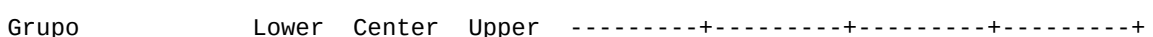
Grupo = G6-Vestibular subtracted from:

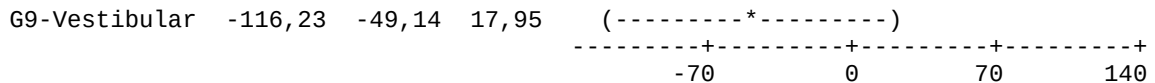


Grupo = G7-Vestibular subtracted from:



Grupo = G8-Vestibular subtracted from:

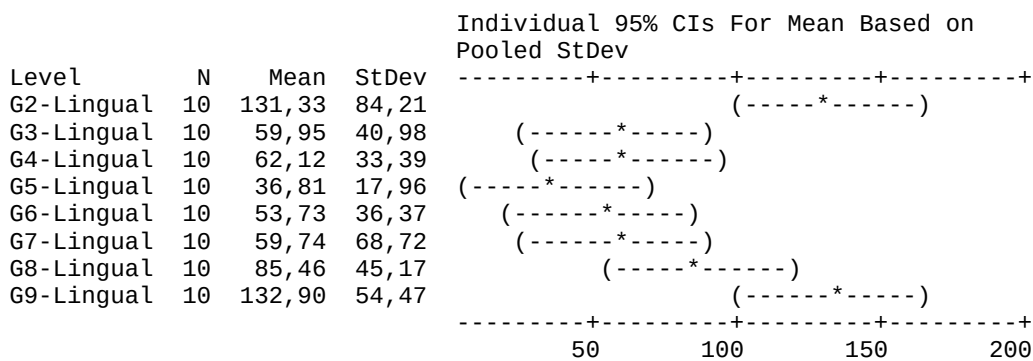




One-way ANOVA: Adaptação versus Grupo

Source	DF	SS	MS	F	P
Grupo	7	91103	13015	4,90	0,000
Error	72	191357	2658		
Total	79	282460			

S = 51,55 R-Sq = 32,25% R-Sq(adj) = 25,67%

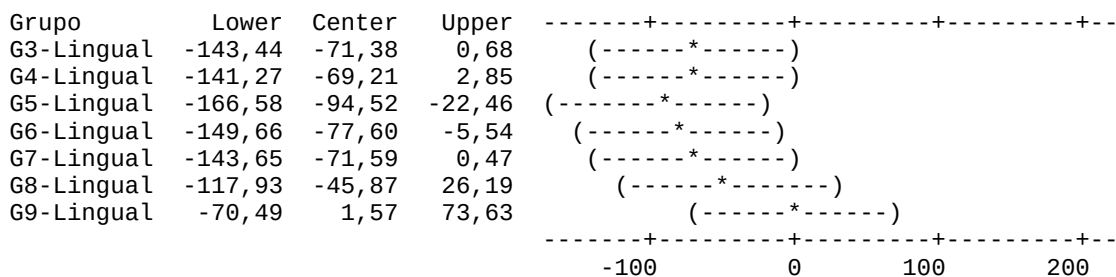


Pooled StDev = 51,55

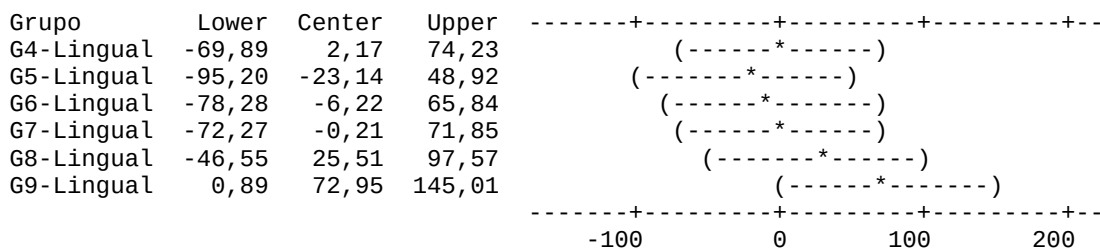
Tukey 95% Simultaneous Confidence Intervals All Pairwise Comparisons among Levels of Grupo

Individual confidence level = 99,74%

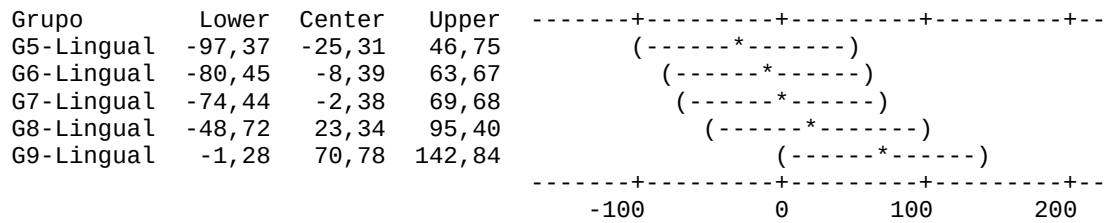
Grupo = G2-Lingual subtracted from:



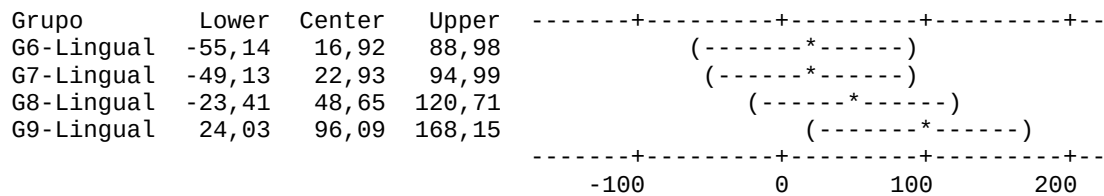
Grupo = G3-Lingual subtracted from:



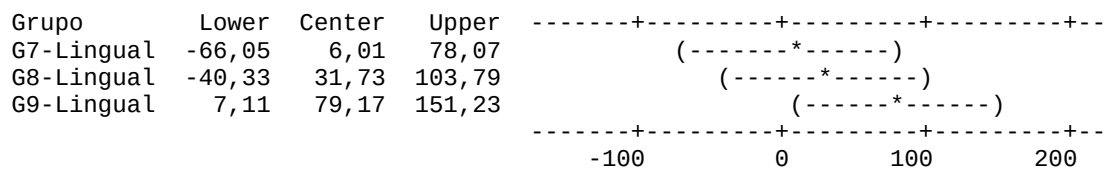
Grupo = G4-Lingual subtracted from:



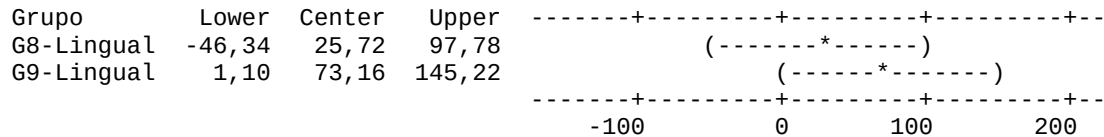
Grupo = G5-Lingual subtracted from:



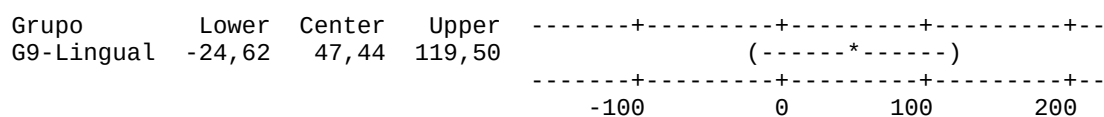
Grupo = G6-Lingual subtracted from:



Grupo = G7-Lingual subtracted from:



Grupo = G8-Lingual subtracted from:



Anexo R

Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística dos dados de adaptação marginal para as regiões cervical e faces livres.

Minitab Project Report

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
G2-Cervical	20	149	117	26
G2-Face Livre	20	108,1	69,0	15

Difference = μ (G2-Cervical) - μ (G2-Face Livre)
 Estimate for difference: 41,2450
 95% CI for difference: (-20,9582; 103,4482)
 T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 1,35 P-Value = 0,186 DF = 30

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
G3-Cervical	20	96,3	66,0	15
G3-Face Livre	20	58,3	32,1	7,2

Difference = μ (G3-Cervical) - μ (G3-Face Livre)
 Estimate for difference: 38,0800
 95% CI for difference: (4,4123; 71,7477)
 T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 2,32 P-Value = 0,028 DF = 27

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
G4-Cervical	20	128,7	98,5	22
G4-Face Livre	20	76,5	48,3	11

Difference = μ (G4-Cervical) - μ (G4-Face Livre)
 Estimate for difference: 52,1950
 95% CI for difference: (1,8583; 102,5317)
 T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 2,13 P-Value = 0,043 DF = 27

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
-------	---	------	-------	---------

G5-Cervical	20	101,8	77,5	17
G5-Face Livre	20	59,3	34,0	7,6

Difference = μ (G5-Cervical) - μ (G5-Face Livre)
 Estimate for difference: 42,4700
 95% CI for difference: (3,5877; 81,3523)
 T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 2,25 P-Value = 0,033 DF = 26

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
G6-Cervical	20	186,6	69,9	16
G6-Face Livre	20	57,4	47,9	11

Difference = μ (G6-Cervical) - μ (G6-Face Livre)
 Estimate for difference: 129,170
 95% CI for difference: (90,630; 167,710)
 T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 6,82 P-Value = 0,000 DF = 33

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
G7-Cervical	20	93,7	64,6	14
G7-Face Livre	20	61,9	52,3	12

Difference = μ (G7-Cervical) - μ (G7-Face Livre)
 Estimate for difference: 31,8050
 95% CI for difference: (-5,8867; 69,4967)
 T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 1,71 P-Value = 0,096 DF = 36

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
G8-Cervical	20	128,6	59,5	13
G8-Face Livre	20	104,4	61,8	14

Difference = μ (G8-Cervical) - μ (G8-Face Livre)
 Estimate for difference: 24,2300
 95% CI for difference: (-14,6367; 63,0967)
 T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 1,26 P-Value = 0,214 DF = 37

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação; Grupo

Two-sample T for Adaptação

Grupo	N	Mean	StDev	SE Mean
G9-Cervical	20	118	117	26
G9-Face Livre	20	103,5	57,5	13

Difference = μ (G9-Cervical) - μ (G9-Face Livre)
Estimate for difference: 14,1000
95% CI for difference: (-45,9084; 74,1084)
T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 0,48 P-Value = 0,634 DF = 27

Anexo S

Relatório gerado pelo programa Minitab para análise estatística dos dados de adaptação marginal para amplitude de abertura de caixa oclusal entre os grupos preparados.

Minitab Project Report

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação Marginal; Grupos

Two-sample T for Adaptação Marginal

Grupos	N	Mean	StDev	SE Mean
Inlay Conservado	10	128,8	54,2	17
Inlay Extenso -	10	77,3	28,7	9,1

Difference = μ (Inlay Conservador - G2) - μ (Inlay Extenso - G3)

Estimate for difference: 51,4520

95% CI for difference: (9,5306; 93,3734)

T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 2,65 P-Value = 0,020 DF = 13

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação Marginal; Grupos

Two-sample T for Adaptação Marginal

Grupos	N	Mean	StDev	SE Mean
Onlay Conservado	10	102,6	49,7	16
Onlay Extenso -	10	80,6	34,3	11

Difference = μ (Onlay Conservador - G4) - μ (Onlay Extenso - G5)

Estimate for difference: 22,0660

95% CI for difference: (-18,6380; 62,7700)

T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 1,16 P-Value = 0,266 DF = 15

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação Marginal; Grupos

Two-sample T for Adaptação Marginal

Grupos	N	Mean	StDev	SE Mean
Onlay Conservado	10	122,0	25,5	8,1
Onlay Extenso -	10	77,8	30,5	9,6

Difference = μ (Onlay Conservador - G6) - μ (Onlay Extenso - G7)

Estimate for difference: 44,1610

95% CI for difference: (17,6423; 70,6797)

T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 3,51 P-Value = 0,003 DF = 17

Two-Sample T-Test and CI: Adaptação Marginal; Grupos

Two-sample T for Adaptação Marginal

Grupos	N	Mean	StDev	SE Mean
Overlay Conserva	10	116,5	39,7	13
Overlay Extenso	10	110,6	58,5	18

Difference = μ (Overlay Conservador - G8) - μ (Overlay Extenso - G9)

Estimate for difference: 5,90800

95% CI for difference: (-41,70675; 53,52275)

T-Test of difference = 0 (vs not =): T-Value = 0,26 P-Value = 0,795 DF = 15