

SANDRA REGINA OLIVEIRA COSTA ZAMBONI

**EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA NA DEFLEXÃO DE CÚSPIDES DE
PRÉ-MOLARES RESTAURADOS PELA TÉCNICA DIRETA E
INDIRETA: Estudo com *strain gauge***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária

SANDRA REGINA OLIVEIRA COSTA ZAMBONI

**EFEITO DA CICLAGEM MECÂNICA NA DEFLEXÃO DE CÚSPIDES
DE PRÉ-MOLARES RESTAURADOS PELA TÉCNICA DIRETA E
INDIRETA: Estudo com *strain gauge***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade em Prótese Dentária

Orientador Prof. Dr. Lafayette Nogueira Júnior

São José dos Campos

2007

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

Bellini AB. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

Zamboni, Sandra Regina Oliveira Costa

Efeito da ciclagem mecânica na deflexão de cúspides de pré-molares restaurados pela técnica direta e indireta: estudo com *strain gauge* / Sandra Regina Oliveira Costa Zamboni; Orientador Lafayette Nogueira Júnior. __ São José dos Campos, 2007.
121p. ; IL.

Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de Concentração em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007.

1. Materiais dentários - 2. Resistência à fratura - 3. Deflexão de cúspide – 4. Ciclagem mecânica.

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, / /

Assinatura :

E-mail: sczamboni@gmail.com

FOLHA DE APROVAÇÃO

Zamboni, SC. Efeito da ciclagem mecânica na deflexão de cúspides de pré-molares restaurados pela técnica direta e indireta: estudo com *strain gauge* [Dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2007.

São José dos Campos, 28 de Junho de 2007.

Banca examinadora

1)Prof.(a) Dr.(a): Lafayette Nogueira Júnior.

Titulação: docente da disciplina de Prótese Parcial Removível do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia do Câmpus de São José dos Campos da Unesp.

2)Prof.(a).Dr.(a): Tit. Lourenço Correr Sobrinho

Titulação: docente da disciplina de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas/Unicamp.

3)Prof.(a).Dr.(a): Prof. Dr. Fernando Eidi Takahashi

Titulação: docente da disciplina de Prótese Parcial Fixa do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia do Câmpus de São José dos Campos da Unesp.

DEDICATÓRIA

A Deus,

Obrigada senhor pela possibilidade de alcançar tão alto grau de instrução, sem sua luz e proteção nada teria sido alcançado.

A meus pais por serem as melhores referências de dedicação e honestidade. Os meus caminhos foram mais fáceis graças às oportunidades que vocês me proporcionaram

A meu amado Théron por toda dedicação e amor incondicional, essa conquista também é sua, graças a seu apoio pude trilhar esse longo caminho.

A meu amado irmão Júnior

Pela ajuda, pela compreensão e carinho a mim dedicado.

Obrigada por fazerem parte da minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus por sua infinita bondade, sua eterna proteção e por estar sempre ao meu lado mesmo eu não entendendo e compreendendo suas razões.

A minha querida Mãe

“Silêncio”! Pois estou pensando, estou recordando... recordando acontecimentos, passagens já vividas, parte da minha vida... Os momentos de colóquio amável, a palavra de incentivo e coragem, o carinho a compreensão, toda a dedicação... E hoje, quando esse sonho se faz real, meus olhos com ansiedade andam de um lado para outro procurando ver alguém que também sonhou esse momento. Desesperados voam por toda parte procurando ver uma imagem, mas ela não surge não se mostra... Não encontra na terra este inexplicável ser... Neste instante sentimentos tomam meu íntimo... saudades... muitas saudades... Ah! Que vontade... do mesmo abraço do início, de um choro de alegria, de um carinho... de ouvir... “Parabéns Filha” e de dizer um muito, muito obrigado. Meus olhos rasos d’água recolhem-se... voltam-se para dentro e só aí conseguem encontrar essa imagem tão almejada.

Desaparecida... Não! Hoje, mais do que nunca, ela está presente “... junto aos meus pensamentos e a minha alma.”

A meu querido Pai

Obrigada pelo seu amor infinito, paciência e apoio. Seu exemplo de vida tem me ensinado a lutar por todos os meus objetivos com amor, honestidade e lealdade. Seu esforço foi o alicerce do meu

êxito

A meu amado Théron

Deus me trouxe você, e meus dias se tornaram pequenos para tanta felicidade.

Com o passar do tempo surgiram as dificuldades e os problemas pareciam não ter solução. Mas novamente lá estava você, e tudo se resolvia.

Um dia já cansada e desiludida quis tudo abandonar, e quando as lágrimas rolaram, foi você que veio me confortar.

Agora finalmente o dia chegou... e ao meu lado está você, como no começo, sempre a me apoiar.

E neste momento eu sei que não bastaria apenas agradecer, mas mesmo assim.

Muito obrigada

A meu amado irmão cujos laços de amizade mostraram que são nas dificuldades que as relações são fortalecidas. Muito me orgulha por sua personalidade, bondade, lealdade e honestidade.

Obrigada por ser exatamente como você é e pela cumplicidade e amizade incondicional! Obrigada por fazer parte da minha vida!

A meu querido orientador e amigo Lafayette Nogueira Júnior, por seu crédito e empenho que me possibilitaram chegar até aqui. Sua paciência constante e sua presteza em todos os momentos demonstraram que é muito mais que um grande professor e orientador, mas um ser humano de especial grandeza. Obrigada pela dedicação em todas as fases deste trabalho. Foi graças ao seu crédito e empenho que me possibilitaram chegar até aqui!

Meu profundo agradecimento!

Ao querido professor Marco Antônio Bottino, pela pessoa que mesmo com tantos afazeres sempre se mostrou disponível, dando estímulo, esclarecendo dúvidas, orientando e com valiosas sugestões para a esperada conclusão deste trabalho. Obrigada pela confiança e pela oportunidade de fazer parte desta renomada equipe. Um exemplo de caráter, carinho e dedicação a ser seguido! Sem seu apoio não teria atingido meu objetivo, a minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Adjunto **Paulo Villela Santos**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pelo Prof. Adjunto **Clóvis Pagani**, pela oportunidade concedida.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Prof. Adjunto **Lafayette Nogueira Júnior**.

Aos professores da Disciplina de Materiais Odontológicos, Prof. Adjunto **Estevão Tomomitsu Kimpara**, Prof. Adjunto **Sigmar de Mello Rode**, Prof. Dr. **Alexandre Luiz Souto Borges** e Prof. Dr. **Rubens Nisie Tango** pelos ensinamentos transmitidos.

Aos Profs. Doutores **Fernando Eidi Takahashi** e **Tarcísio José Arruda Paes-Júnior** e **Renato Sussumo Nishioka**, da Disciplina de Prótese Parcial Fixa da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP pelos ensinamentos transmitidos.

Às secretárias da secção de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pelas informações e atenção prestadas.

Às secretárias **Suzana Cristina de Oliveira e Eliane Wenzel**, do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção dispensada neste período.

Aos técnicos de laboratório, **Maria Inês Moreira dos Santos e Fernando Carlos Fontes** pelo suporte nos trabalhos realizados.

Ao querido Prof. **Ivan Balducci**, pela atenção dispensada e pela disponibilidade na realização da parte estatística deste trabalho.

Ao querido **Professor Lourenço Correr Sobrinho**, obrigada pela amizade, pela colaboração na minha formação e lealdade a mim dedicada. Obrigada por tudo que fez por mim.

Aos Professores **Marcos Maekawa e Eduardo Shigeyuki Uemura** obrigada pela amizade, orientação e conselhos. Meu sincero agradecimento.

À minha amiga **Flávia Flório** pela amizade sempre e disponibilidade para me auxiliar em todos os momentos.

Ao querido amigo de hoje e sempre **Rui Barbosa de Brito Júnior** pela amizade sincera durante os momentos difíceis de minha vida.

À minha querida amiga **Marta**, pela dedicação, amor e carinho sempre me ajudando em todos os momentos de minha vida, a minha sincera gratidão.

À minha querida sogra, **D. Claydes** pelo exemplo de dedicação e, sobretudo pelo carinho, ajuda e apoio a mim sempre dedicado.

Ao meus cunhados e cunhadas pelo carinho e constante estímulo durante todo esse processo.

Ao grande amigo **Leonardo Buso**, sua amizade e apoio constantes contribuíram de forma decisiva para minha evolução profissional.

Aos queridos amigos de mestrado **Cris, Sarina, Rodrigo, Geraldo, Sheila e Silvinha**, pela convivência e trabalhos realizados. Obrigada pela amizade tão especial de vocês.

Às queridas amigas **Sheila e Aleska**, pela amizade, incentivo e auxílio na parte experimental deste trabalho. Obrigada por estarem sempre ao meu lado.

À querida **Cristiane** pela valiosa parceria e por ter compartilhado vários momentos desta pesquisa.

À querida amiga de mestrado **Gisela** pela oportunidade de conhecer tão especial pessoa.

A querida **Priscila** pela importante colaboração na execução da parte experimental deste trabalho.

Ao amigo **Luis Felipe Valandro** pela colaboração no delineamento da metodologia deste trabalho.

Ao **Prof. Roberto Scotti** e **Prof. Paolo Baldissara** pela ajuda e amizade demonstrada de forma singular durante o período que estagiei na Universidade de Bologna.

Aos colegas do Programa de Pós-graduação: **Fernanda, Angela, João, Lílian, Juliana, Alessandro, Daniel, Mariana, Lecy, Elaine, Manoela, Giovana, Alessandra, Selma**, pelo companheirismo, respeito e por todos os trabalhos realizados em conjunto.

Aos colegas do Departamento de Prótese Dentária: **Aleska, Alfredo, Aline, Regina, Fernanda, Graziela, Guilherme, Lucas, Renata Faria, Renata Melo, Gustavo, Sílvia e Susana** pela disponibilidade e companheirismo.

À bibliotecária, **Ângela de Brito Bellini**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com muita dedicação.

Ao **Sr. Carlos Guedes** pela participação fundamental na representação do Comitê de Ética e Pesquisa desta Universidade, sempre muito atencioso e prestativo.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa (Fapesp)**, pelo apoio à pesquisa e concessão de bolsa de estudo.

A todos os **funcionários e pacientes** da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da UNESP que direta ou indiretamente contribuíram para o início desta carreira acadêmica.

Agradeço também aos **amigos** não citados aqui, mas sempre próximos no meu coração e jamais esquecidos.

Meu profundo agradecimento!

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE TABELAS E QUADROS	15
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	16
RESUMO	18
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	23
3 PROPOSIÇÃO.....	65
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	66
4.1 Seleção e preparo dos dentes	66
4.2 Constituição dos grupos	68
4.3 Preparos cavitários	69
4.4 Confecção das restaurações diretas e indiretas	71
4.5 Cimentação.....	79
4.6 Mensurações	81
4.6.1 Teste de resistência à fratura: <i>strain gauge</i>	81
4.7 Ciclagem mecânica.....	83
4.8 Análise estatística dos dados.....	84
5 RESULTADOS.....	85
6 DISCUSSÃO	92
7 CONCLUSÃO	108
8 REFERÊNCIAS	109
ANEXO	119
ABSTRACT.....	120

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	Seleção dos dentes.....	66
FIGURA 2-	Análise das amostras.....	67
FIGURA 3-	Dispositivo de inclusão dos corpos de prova.....	67
FIGURA 4-	Seqüência de inclusão dos cp.....	68
FIGURA 5-	Corpos de prova incluídos em cores diferentes para diferenciar grupos.....	69
FIGURA 6-	Seqüência de montagem e preparo padronizado dos pré-molares. a) alta rotação com ponta diamantada tronco cônica 3131 KG Sorensen; b) alta rotação montada em microscópio óptico; c) preparo oclusal....	70
FIGURA 7-	Execução do preparo cavitário tipo MOD padronizado: a) preparo oclusal; b) preparo proximal..	70
FIGURA 8-	Pré-molar preparado e não restaurado: a) início do preparo; b) caixa proximal;.....	72
FIGURA 9-	<i>Inlay</i> de resina composta direta: a) resina Filtek™ Z350 3M ESPE; b) fotoativação do sistema adesivo; c) restauração finalizada.....	72
FIGURA 10-	Sistema Sinfony a) unidade Visio Alfa; b) unidade Visio Beta Vario.....	74
FIGURA 11-	Delineador acoplado a dispositivo de moldagem a) moldeira acoplada a ponta analisadora durante a moldagem.....	75
FIGURA 12-	Sistema Empress 2: a) pastilha de cerâmica sendo colocada no cilindro; b) cilindro posicionado sobre a pastilha; c) cilindro de revestimento com pistão posicionado no centro do forno EP600.....	76

FIGURA 13-	Modelo em gesso Dentona sendo escaneado por Scanner Ineos.....	78
FIGURA 14-	Seqüência digitalizada sistema CEREC CAD/CAM a- Imagem do preparo digitalizada; b- software dimensionando a futura restauração; c- perspectiva da restauração; d- perspectiva da restauração posicionada no modelo, pronta para usinagem.....	78
FIGURA 15-	a) bloco do sistema CEREC – Vita Mark II; b) execução de restauração tipo <i>inlay</i> ; c) <i>inlay</i> finalizada	79
FIGURA 16-	Cilindro desenvolvido e utilizado para realização do teste de compressão axial.....	83
FIGURA 17-	Máquina de ciclagem mecânica em meio aquoso.....	83
FIGURA 18-	Força de 100 N sendo aplicada.....	84
FIGURA 19-	Condição sem ciclagem. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de microdeformação (μst) segundo os grupos.....	87
FIGURA 20-	Esquema dos cinco números (diagrama de caixa, <i>box-plot</i>) dos valores de microdeformação obtidos em 10 cp, sem ciclagem, em cada tipo de material restaurador.....	88
FIGURA 21-	Condição com ciclagem. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de microdeformação (μstr) segundo os grupos.....	89
FIGURA 22-	Esquema dos cinco números (diagrama de caixa, <i>box-plot</i>) dos valores de microdeformação obtidos em 10 cp, com ciclagem, em cada tipo de material restaurador.....	90
FIGURA 23-	Média (desvio padrão) da deflexão da cúspide em função dos grupos e tempo de ciclagem.....	92

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1-	Estatística descritiva dos dados de resistência à deflexão obtidos no ensaio com <i>strain gauge</i> (μ strain) associados ao teste de compressão (N), segundo os diferentes tipos de materiais, antes da ciclagem mecânica.....	86
Tabela 2-	Estatística descritiva dos dados de resistência à deflexão obtidos no ensaio com <i>strain gauge</i> (μ strain) associados ao teste de compressão (N), segundo os diferentes tipos de materiais, após a ciclagem mecânica.....	88
Tabela 3-	Análise de variância para os dados obtidos.....	90
Tabela 4-	Média (desvio padrão) da deflexão da cúspide em função dos grupos e tempo de ciclagem.....	91
Quadro 1-	Materiais restauradores utilizados.....	71
Quadro 2-	Materiais utilizados na cimentação.....	81
Quadro 3-	Outros materiais utilizados.....	81

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA = Análise de Variância

Bis-GMA = Bisfenol Glicidil Metacrilato

CAD/CAM = Computer Aided Designing / Computer Aided Machining

CEREC = Ceramic Reconstruction

cm = centímetros

cp = corpos de prova

Fabric = fabricante

FEA = análise de elementos finitos

g = grama

gl = grau de liberdade

Gpa = Giga Pascal

° C = grau Celsius

H = horas

Hz = Hertz

Kg = Kilograma

Kgf = Kilograma força

lab = Laboratório

Máx. = Máximo

MEV = Microscopia eletrônica de Varredura

Min = Mínimo

min = minutos

ml = mililitros

mm = milímetros

mm² = milímetro quadrado

μm = micrometro

MOD = Mésio-ocluso-distal

MPa = mega Pascal

μst = microstrain

N = Newton

OPC = optimal pressable ceramic

R.M.F. = Restauração metálica fundida

s = segundos

TEG-DMA = trietilenoglicol dimetacrilato

TM = trade mark

UDMA = urano dimetacrilato

UEDMA = uretano etileno dimetacrilato

Zamboni SC. Efeito da ciclagem mecânica na deflexão de cúspides de pré-molares restaurados pela técnica direta e indireta: estudo com *strain gauge* [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007. 120f.

RESUMO

A proposta deste trabalho foi avaliar a deformação cuspídea após aplicação de uma carga oclusal em dentes com restaurações diretas e indiretas tipo *inlays* em 60 pré-molares hígidos divididos em seis grupos: Grupo 1-dentes hígidos; Grupo 2-dentes preparados; Grupo 3-dentes restaurados com resina composta direta filtek™ Z350 (3M ESPE); Grupo 4-dentes restaurados com resina composta indireta Sinfony (3M ESPE); Grupo 5- dentes restaurados com *inlays* de cerâmica injetada IPS Empress 2 (Ivoclar) e Grupo 6-dentes restaurados com *inlays* produzidos pelo sistema CAD/CAM (CEREC 2). Todas as restaurações indiretas foram cimentadas com cimento resinoso adesivo RelyX ARC(3M ESPE). Os pré-molares receberam medidores de tensão (strain-gauge 060BG–Excel Sensores Brasil) colados nas superfícies vestibular e lingual que possibilitou a mensuração da deflexão das cúspides força aplicada de 100N na face oclusal dos dentes. Foram feitas medições em μ strain antes e após a ciclagem mecânica com frequência de 1Hz. Foram realizados testes ANOVA para medidas repetidas e Tukey para analisar o efeito do tratamento antes e após a ciclagem mecânica. O teste de Dunnett foi usado para comparar cada tratamento com o controle. Os resultados antes da ciclagem foram em μ strain: Grupo 1- 577,02 \pm 2,70; Grupo 2- 583,37 \pm 2,76; Grupo 3- 579,16 \pm 3,92; Grupo 4- 578,12 \pm 1,38; Grupo 5- 578,68 \pm 1,57 e Grupo 6- 577,53 \pm 1,93 e após Grupo 1- 577,02 \pm 2,70; Grupo 2- 584,38 \pm 0,827; Grupo 3- 579,24 \pm 0,976 Grupo 4- 578,24 \pm 1,05; Grupo 5- 578,74 \pm 0,788 e Grupo 6- 580,54 \pm 0,99. Após análise dos dados concluiu-se que os dentes que receberam preparo cavitário tiveram aumentada significativamente a deflexão de cúspide; não houve diferença significativa entre os materiais diretos e indiretos antes da ciclagem mecânica e o fator ciclagem mecânica interferiu significativamente no aumento da deflexão de cúspide para o Grupo 6 .

PALAVRAS-CHAVE: Materiais dentários; resistência à fratura; deflexão de cúspide; ciclagem mecânica.

1 INTRODUÇÃO

O aumento da busca pela estética pelos pacientes tem contribuído para o crescente declínio da utilização de restaurações metálicas e, conseqüentemente, aumento no uso dos materiais restauradores estéticos.

Fraturas em dentes íntegros são raramente observadas sob esforço mastigatório normal. Entretanto, os dentes com restaurações extensas sofrem fraturas das cúspides com relativa freqüência.^{5,40,69} Em 1982, Bell et al.,⁵ encontraram evidências que permitiram uma clara descrição do mecanismo de fratura dos dentes. As cúspides fragilizadas pelo preparo cavitário ou lesão de cárie, fraturam devido à fadiga e à propagação de micro trincas causadas pela deflexão das cúspides sob carregamentos mastigatórios repetidos. A cárie é o principal fator no enfraquecimento das cúspides que é agravado pelo preparo cavitário. A aplicação de um material restaurador não adesivo não reforça a estrutura remanescente e nem evita a maior flexão das cúspides⁴⁸.

Os preparos cavitário realizados nesses dentes fazem com que as cúspides fiquem delgadas, favorecendo a deflexão das mesmas, principalmente as superiores, segundo Jagadish e Yogesh.⁵¹ Através de um estudo *in vivo*, Helkimo e Ingervall⁴⁵ observaram que forças mastigatórias em pacientes com dentição normal estão em torno de 19,5 Kgf a 81,7 kgf, e foi verificada uma média de 48 kgf.

A freqüência de fratura de cúspide em pré-molares foi estudada, segundo Cavel et al.¹⁸, e uma maior ocorrência de fratura deste grupo de dentes foram encontradas na arcada superior, sendo que a cúspide não funcional, ou seja, a vestibular, a mais freqüente, devido a

fatores como anatomia e inclinação além do tipo de material presente. As cúspides não funcionais geralmente não possuem um alinhamento axial de forma que as forças oclusais terão um componente lateral maior, possibilitando maior ocorrência de flexão pela ação da força, que pode levar à fratura⁴⁹.

Mondeli et al.,⁶⁸ Larson et al.⁵⁸ e Blaser et al.⁷ verificaram por meio de ensaios de resistência à fratura, a importância da conservação do máximo de estrutura dentária para manter a resistência dos dentes.

Larson et al.⁵⁸ afirmaram que dentes com preparos cavitários são substancialmente mais fracos que dentes sadios. As cúspides de dentes posteriores sofrem deflexão quando submetidas às cargas mastigatórias e aumentando o istmo dos preparos, ou seja, aumentando a distância da cavidade entre as cúspides, mais enfraquecido estará o dente. Porém, é preciso considerar que, em muitos casos, a utilização de restaurações indiretas, pode ser muito mais efetiva em termos de estética e durabilidade⁶.

Morin et al.⁶⁹ investigaram o reforço de dentes restaurados com diferentes materiais restauradores, usando medidores de força de tensão (*strain gauge*) e observaram o deslocamento da cúspide de dentes restaurados. A perda de estrutura dentária substituída por restaurações adesivas, resulta em um reforço das cúspides, o que gera menor movimentação lateral^{84,85}.

O conceito da Odontologia Restauradora atual preconiza que, para qualquer tipo de procedimento, o profissional deve sempre optar pelo tratamento conservador evitando o desgaste desnecessário do elemento dental.

A técnica do condicionamento ácido em esmalte, desenvolvida por Buonocore¹³ e complementado pela técnica de condicionamento ácido em dentina, revolucionou e iniciou uma nova era na aplicação dos sistemas adesivos. Passou a ser desnecessário

comprometer estruturas dentárias sadias buscando retenções adicionais, tornando os preparos menos invasivos e mais conservadores.

A utilização de materiais restauradores adesivos, em especial a resina composta na forma direta para dentes posteriores, foi largamente difundida, entretanto, existe uma sensibilidade na técnica e associadas a isso existem limitações como falhas coesivas ou adesivas, contração de polimerização que podem resultar em microinfiltração, invasão bacteriana, sensibilidade pós – operatória, além de cárie recorrente.

No início dos anos 80, foram introduzidas a técnica de resina composta na forma indireta, que teve como intuito melhorar as propriedades físicas.

Lopes et al.⁶² constataram que as restaurações indiretas contribuíram no restabelecimento de 97% da rigidez inicial, evidenciando a capacidade do material restaurador em manter as cúspides unidas.

As tentativas iniciais da utilização da cerâmica foram frustradas devido à baixa resistência à fratura e a friabilidade. Restaurações totalmente cerâmicas falham devido à propagação de trincas, através da matriz vítrea, levando a falha da restauração²⁰. O próprio material cerâmico apresenta defeitos microscópicos que podem iniciar uma trinca e desencadear uma fratura catastrófica. Portanto, quanto maior a quantidade de vidro e menor a quantidade de cristais na cerâmica, menor será a resistência mecânica. Entretanto, os procedimentos adesivos podem contribuir com as cerâmicas com menor resistência mecânica. O condicionamento com ácido fluorídrico da superfície dessas cerâmicas e a cimentação adesiva podem limitar muito a propagação das micro-trincas, provavelmente através da união das trincas pelo cimento resinoso que se infiltra nas irregularidades criadas pelo ácido⁹. O emprego de sistemas adesivos no substrato dental associado a alguns cimentos resinosos com módulo de elasticidade

próximos ao da dentina contribui para aumentar a resistência à fratura da restauração *metal-free* ácido-sensíveis, de acordo com Bottino et al⁹.

Os agentes cimentantes resinosos foram criados com a finalidade de unir diversos materiais à estrutura dentária, visando à formação de uma estrutura integrada dente-material. A composição básica dos cimentos resinosos assemelha-se à das resinas compostas, ou seja, apresentando uma matriz orgânica e uma inorgânica, unidas pelo silano. Esses cimentos apresentam propriedades mecânicas superiores quando comparados aos cimentos odontológicos convencionais como o fosfato de zinco e o ionômero de vidro.

Processos como, a indução da cristalização com o aumento da fase cristalina durante o processo de ceramização, observação dos princípios biomecânicos dos preparos além da cimentação adesiva, foram responsáveis pela maior resistência à fratura, melhor adaptação e selamento marginal obtidos por esse material restaurador.

A conseqüência dos tratamentos é uma constante substituição de restaurações sempre seguidas por preparos adicionais e os resultados presentes na literatura mostram a importância em se verificar, técnicas e materiais que minimizem o estresse gerado nas cúspides garantindo maior durabilidade do tratamento restaurador.

Tendo em vista os diversos materiais presentes no mercado, torna-se importante o conhecimento de suas propriedades físicas que aliados à técnica correta proporcionam uma melhor indicação e durabilidade desta restauração.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Da bibliografia colocada ao nosso alcance, fazemos as citações que nos pareceram de maior relevância para a colocação do assunto.

Buonocore¹² apresentou um método simples para aumentar a adesão das resinas compostas à superfície do esmalte dental. O esmalte dos dentes condicionados com o ácido do fosfórico a 85% por 30 segundos aumentou a duração e a resistência da união da resina composta com a superfície tratada do esmalte. O autor concluiu que o aumento da adesão obtida intra oralmente com tratamento do esmalte pode ter ocorrido devido a fatores como: aumento da área de superfície pelo condicionamento ácido e remoção da camada superficial deixando-a mais favorável à adesão. Com forte união entre material e estruturas do dente, não seria necessário realizar modificações na forma dos preparos cavitários visando retenção e resistência.

Vale⁸⁸ realizou um dos primeiros estudos sobre o efeito dos tipos de preparos cavitários na resistência dos dentes. O autor utilizou pré-molares íntegros. No grupo controle não foi realizado qualquer tipo de preparo. Nos outros grupos foram realizados preparos de Classe II para restauração de amálgama, com as seguintes variáveis: Grupo 1 – largura do istmo com $\frac{1}{4}$ da distância intercuspídica; Grupo 2 – largura do istmo com $\frac{1}{3}$ da distância intercuspídica; Grupo 3 – cavidades preparadas e restauradas com amálgama; Grupo 4 – cavidades restauradas com blocos metálicos fundidos em ouro; e, Grupo 5 – cavidades similares às do grupo 4, com proteção das cúspides. Foi aplicada uma carga compressiva continuamente com o auxílio de uma esfera de aço de 4,76 mm, até que ocorresse a fratura do dente. Os resultados mostraram que

quando a largura do istmo foi de $\frac{1}{4}$ da distância intercuspídica, a força para fraturar foi a mesma para o grupo controle. Quando a largura do istmo foi de $\frac{1}{3}$ da largura intercuspídica, a força da fratura foi de $\frac{2}{3}$ da necessária para fraturar o dente hígido. Não houve diferença entre a força de fratura para dentes restaurados com amálgama e dentes preparados e não restaurados. Os dentes restaurados com blocos fundidos foram duas vezes mais resistentes que os dentes não restaurados e com o mesmo preparo.

Bowen¹⁰, após várias pesquisas, introduziu a resina composta reunindo a resina epóxica com resina acrílica, obtendo o Bisfenol Glicidil Metacrilato (BIS-GMA). Um componente da resina epóxica, o éter glicidil do bisfenol A, reagiu com o metacrilato da resina acrílica, dando origem à chamada resina de Bowen, que nada mais é do que a parte orgânica da resina composta. Para incrementar as propriedades físicas e químicas desse material, o autor incorporou uma carga inorgânica que foi unida à matriz orgânica através de um agente de união (silano).

Em 1976, Denehy e Torney²⁴ utilizaram uma resina composta autopolimerizável associada a um agente de união resinoso sem carga, através da união micromecânica após condicionamento ácido de esmalte (ácido fosfórico a 50%, por 1 minuto). Foram utilizadas amostras de esmalte com suporte de dentina removido através de brocas esféricas. Sobre estas amostras foi aplicada uma resina composta sob duas condições distintas: No primeiro grupo foi realizado condicionamento ácido do esmalte e aplicado um agente de união resinoso sem carga e, posteriormente, aplicada a resina composta autopolimerizável; no outro grupo as amostras não receberam nenhum tipo de tratamento prévio à aplicação da resina composta. Em seguida, a interface entre o esmalte e a resina composta foi observada em microscopia eletrônica. No grupo que recebeu condicionamento ácido e aplicação de um agente de união, observou-se um íntimo contato entre o esmalte e a resina, não havendo a

ocorrência de fendas ou espaços. No outro grupo foram observados espaços e aberturas entre o esmalte e a resina. Com base nessas observações, os autores sugeriram que se deve levar em consideração, nos casos de preparos de cavidades onde ocorra a presença de áreas de esmalte sem suporte, uma abordagem mais conservadora, em vez de se partir para soluções mais radicais como remoção desse esmalte e proteção sistemática de cúspides, utilizando técnicas adesivas através de condicionamento ácido de esmalte, tanto na superfície externa do esmalte, quanto na face interna, no sentido de aperfeiçoar a união micromecânica e proporcionar esforço adequado destas áreas de esmalte enfraquecidas.

Mondelli et al.⁶⁸ compararam a resistência à fratura de dentes preparados com cavidades de classe II, chegando às seguintes conclusões: as cavidades oclusais diminuíram a resistência mecânica do dente na direta proporção do aumento da largura do preparo. As cavidades de classe II diminuíram a resistência à fratura do dente em maior grau do que as cavidades de classe I com a mesma largura de istmo.

Larson et al.⁵⁸ determinaram a força requerida para a fratura do dente em preparos cavitários de classe I e MOD, comparada com a resistência do dente hígido. Cinco variáveis foram examinadas: 1- Dente hígido; 2- cavidades tipo MOD, com 1/3 da distância intercuspídica; 3- cavidades tipo MOD com 1/4 da distância intercuspídica; 4- preparo de classe I oclusal com 1/3 da distância intercuspídica e, 5- preparo de classe I oclusal com 1/4 da distância intercuspídica. A força foi aplicada à superfície oclusal com uma esfera de 4,76 mm de diâmetro, o que permitiu o contato com as cúspides sem tocar as margens das cavidades preparadas. Em todas as instâncias, os dentes com preparos cavitários foram enfraquecidos significativamente. A largura da porção oclusal do preparo cavitário foi o fator que mais influenciou no enfraquecimento do dente, quando comparado com a confecção das caixas proximais. A

redução do esmalte oclusal foi o primeiro passo para o enfraquecimento das coroas dos dentes.

Bell et al.⁵ estudaram os mecanismos das fraturas das cúspides de dentes em restaurações tipo MOD e consideraram alternativas nos desenhos das cavidades para evitarem falhas. A investigação teve dois estágios: inicialmente, o exame experimental foi feito para verificar a fratura cuspidal, o preparo de restaurações e laboratorialmente; e o segundo estágio foi o estudo através de um modelo matemático de elemento finito em molares idealizados segundo a distribuição das tensões no dente sob várias cargas. Os resultados destes dois estudos permitiram explicar o mecanismo postulado da fratura e investigar a melhora no desenho das restaurações. Na distribuição de cargas no dente hígido predominaram tensões de compressão bem distribuídas nas cúspides. Nos dentes preparados, as tensões originadas somente na estrutura remanescente do dente tenderam a curvar a cúspide para fora, fazendo com que a máxima tensão de tração se concentrasse no ângulo áxio-pulpar. A tensão nesta região foi maior que a máxima tensão ocorrida no dente hígido. Os autores, ainda no modelo matemático de elemento finito, uniram o amálgama aos tecidos dos dentes e as cargas de tração se distribuíram através da interface dente-restauração. A magnitude da tensão distribuída se reduziu a um nível de configuração similar ao do dente hígido. O máximo de resistência à tração requerida para o cimento foi de 3 a 6 MPa. Os autores relataram que alguns dos novos ionômeros de vidro colocados têm a resistência à tração em torno de 4 MPa, o que para a proposta, tem um valor aceitável. A fratura das cúspides ocorreu porque as restaurações de amálgama não tomaram parte na distribuição das cargas diretamente impostas às cúspides. O mecanismo da fratura se deu pela fadiga progressiva dos tecidos frágeis do dente, onde a falha por fadiga ocorreu pela propagação progressiva de pequenas rachaduras sob as cargas repetidas. A natureza frágil do esmalte e da dentina foi estabelecida. A tensão de tração

ocorrendo em um material frágil origina uma trinca que possivelmente se propaga. A propagação geralmente ocorre na direção do gradiente de maior tensão. A falha mecânica pode ser descrita da seguinte forma: se após o preparo cavitário MOD existirem trincas nos tecidos dentários na região de assoalho da cavidade, a trinca ao se iniciar pode progredir para uma fratura; a cada carga imposta à cúspide, a trinca pode propagar-se lentamente pela direção dos planos da fratura. Em um período de alguns anos, a integridade estrutural nestas partes é gradualmente enfraquecida pela fadiga e propagação das trincas. Finalmente, quando a cúspide estiver bastante fraca ocorre a fratura, freqüentemente causada por uma simples sobrecarga.

Douglas et al.²⁸ utilizaram oito pré-molares onde foram colados medidores de tensão para avaliar a resistência do dente em função do preparo cavitário e do material restaurador empregado. A resistência das cúspides teve um aumento significativo pela utilização da técnica do condicionamento ácido e posterior restauração com a resina P-10, quando comparada com a resistência de dentes restaurados com amálgama (Dispersalloy) e resina (Concise) sem condicionamento. Os dentes não restaurados e com preparos biselados em toda a extensão das margens a resistência tiveram menor flexão quando comparados ao não biselados. Após a restauração com o sistema adesivo e resina P10, essa diferença foi reduzida a valores estatisticamente insignificantes.

Navarro et al.⁷¹ verificaram a resistência à fratura em pré-molares superiores nas seguintes condições: com lesões de cárie situadas em diferentes faces dentárias (face oclusal, face proximal sem comprometimento da crista marginal e face proximal com comprometimento da crista), com remoção do teto da câmara pulpar e preparo tipo MOD com proteção de cúspides, e cimentação das respectivas restaurações metálicas fundidas. Com base nos resultados apresentados e da análise estatística aplicada, os autores concluíram que foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre todas

as condições experimentais, e que quanto maior o envolvimento das faces dentárias pela cárie, menor a resistência dos dentes às forças compressivas. Com a remoção do teto da câmara pulpar ocorreu uma queda acentuada na resistência a fratura do dente envolvido, aproximadamente 90% menor que a dos dentes hígidos. Quando foi feita a proteção de cúspide, pela cimentação de uma restauração metálica fundida, ocorreu um aumento acentuado na resistência dentária superando inclusive a do dente hígido.

Morin et al.⁶⁹ avaliaram a deflexão das cúspides vestibulares de pré-molares superiores. Foram selecionados doze dentes, sendo que um deles serviu como controle, não recebendo qualquer tipo de tratamento. Os demais receberam preparos tipo oclusal (um dente) e tipo MOD (os elementos restantes), com istmo oclusal de $\frac{1}{4}$ da distância intercuspídea. Dois dentes com preparo tipo MOD receberam restaurações adesivas com condicionamento ácido prévio, e três dentes restaurações não adesivas (um com amálgama e dois com resina composta sem condicionamento ácido). Seis amostras que receberam preparo cavitário não foram restauradas com nenhum tipo de material. Os resultados mostraram que aqueles dentes que perderam estrutura dentária pelo preparo cavitário e não foram restaurados apresentaram grande flexão de cúspide vestibular com exceção do dente que recebeu preparo apenas oclusal. Os dentes que foram submetidos à carga oclusal tiveram medidores de tensão acoplados à face vestibular dos corpos de prova. Os dentes que foram preparados e restaurados com restaurações adesivas exibiram uma baixa flexão cuspídea, com resultados próximos àquele obtido pelo dente hígido. Os três dentes que receberam restaurações não adesivas (duas de resina composta e uma de amálgama) mostraram grande deflexão cuspídea, com resultados semelhantes àqueles obtidos pelos dentes preparados e que não receberam nenhum tipo de restauração. Concluiu-se que houve um aumento da resistência à deformação nos dentes restaurados com

restaurações adesivas, com restabelecimento de sua rigidez entre 68% e 88% dos valores apresentados pelos dentes hígidos com as cúspides apresentando reduzida deflexão.

Cavel et al.¹⁸ analisaram vários fatores envolvidos na fratura de cúspides. Cento e dezoito dentes posteriores, examinados na clínica da Universidade de Creighton, possuíam pelo menos uma cúspide fraturada sendo anotados os seguintes dados: o arco (superior ou inferior), o grupo dentário (pré-molar ou molar), a cúspide fraturada (funcional ou não funcional), o tipo de restauração presente (e o número de superfícies restauradas), a abertura de istmo (amplo, médio ou estreito) e o dente antagonista. Da análise dos resultados, observou-se que não houve predominância entre as arcadas. Na arcada superior, houve igual ocorrência de fratura entre molares e pré-molares. Na arcada inferior, 90% das fraturas ocorreram em molares e 10% em pré-molares. Os pré-molares superiores tiveram 62% de fraturas nas cúspides não funcionais, ou seja, a cúspide vestibular e 38% restantes em cúspides funcionais. O tipo de restauração mostrou que a preponderância de fratura de cúspide estava associada a dentes restaurados com amálgama com três ou mais superfícies e que, quanto maior a amplitude do istmo pareceu haver uma associação com a incidência de fratura de cúspide em cúspides não-funcionais, sendo mais evidente em molares inferiores. Uma possível explicação para esta ocorrência poderia ser encontrada no desenho anatômico e da posição dos dentes no arco. As cúspides funcionais tendem a se localizar próximo ao centro do dente para absorver forças oclusais e direcioná-las axialmente. As cúspides não-funcionais geralmente não possuem este alinhamento axial de forma que a força oclusais e aplicada a estas cúspides terá um componente lateral maior, e as fraturas de cúspides são mais prováveis de ocorrer. A ausência de alinhamento axial foi mais pronunciada nos molares inferiores, onde os dentes possuem uma inclinação que poderia causar um aumento na incidência de fratura de cúspides não-funcionais. O

mesmo fenômeno pôde ser demonstrado na arcada superior, onde uma leve vestibuloversão fez com que as cúspides não-funcionais ficassem numa posição que aumentasse a susceptibilidade deles à fratura, e a inclinação dos dentes poderia aumentar esta predisposição. Outro fator que possivelmente explicou a diferença na incidência de fratura entre cúspides funcionais e não-funcionais foi que a oclusão das cúspides funcionais com o dente antagonista é do tipo cúspide-fossa que fornece o parâmetro de suporte da inclinação da entrada e saída da cúspide. As cúspides não funcionais geralmente não ocluem desta maneira. Nestas cúspides, o tipo de inclinação fez com que houvesse um aumento do componente lateral das forças direcionadas contra a cúspide, tornando-a mais susceptível à fratura. Os resultados mostrados neste estudo revelaram que o tipo de restauração e a abertura do istmo tiveram uma grande relação com a susceptibilidade do dente à fratura. Os resultados mostraram, também, dados contrários à maioria dos estudos laboratoriais. Isto, segundo os autores, aconteceu talvez porque estes estudos não reproduzem uma força mastigatória corretamente, sendo que, na maioria deles, se aplicaram forças contínuas, até que ocorresse a fratura. Clinicamente, as forças suportadas pelos dentes são aplicadas por longos períodos de tempo. Esta diferença na aplicação de forças poderia também afetar o padrão de fadiga e eventualmente o padrão de fratura dos dentes.

Eakle³⁰ determinou a influência da união da resina com esmalte ou com esmalte e dentina sobre a resistência à fratura dos dentes com preparos cavitários de classe II. As coroas dos dentes foram medidas para estabelecer um tamanho médio vestibulo-lingual (8,3 – 9,3 mm) e mesio-distal (6,5 – 7,5 mm), descartando os pré-molares muito largos ou muito estreitos em comparação com as médias. Quarenta e oito dentes foram aleatoriamente agrupados em três grupos de 16 dentes. Pré-molares superiores recém extraídos com preparos MOD foram restaurados com resina composta aderida ao esmalte (P30 e Enamel

Bond) ou resina composta unida a esmalte e dentina (P30 E Scotchbond). Os dentes do grupo controle foram preparados, mas não restaurados. As vertentes internas das cúspides foram levemente planificadas para evitar o deslocamento da esfera durante a aplicação das cargas. Todos os dentes foram carregados por oclusal até a fratura na máquina de ensaio universal, à velocidade de 5 mm/min., com uma esfera de 4,76 mm de diâmetro. As médias de forças requeridas para fraturar os dentes em cada grupo de dentes foram comparadas estatisticamente. Os dentes restaurados com união ao esmalte e dentina foram mais resistentes à fratura que os dentes com preparos similares, mas não restaurados e os dentes restaurados somente com resina de união ao esmalte ($p < 0,05$). Não foi demonstrada diferença entre o grupo com união somente ao esmalte e o grupo não restaurado.

Gelb et al.⁴² avaliaram a influência do tipo de material restaurador na resistência à fratura em dentes pré-molares. Neste estudo avaliou-se também a ação do condicionamento ácido em esmalte, seguido da aplicação de um adesivo nos dentes que receberam resina composta. Realizaram-se preparos cavitários em pré-molares superiores com o objetivo de se avaliar a resistência à fratura comparando-se os resultados obtidos de acordo com o tratamento que receberam. Selecionaram-se trinta e nove dentes, sendo que o grupo 1 constituiu o grupo-controle não recebendo qualquer tratamento. Os demais grupos receberam o mesmo preparo cavitário tipo MOD, com profundidade pulpar de 2,5 mm e com distância intercuspídea de 5,4 mm para todos os dentes. As amostras foram divididas conforme o tratamento restaurador da seguinte maneira: Grupo 2: preparo cavitário tipo MOD, sem restauração (6 dentes); Grupo 3: preparo cavitário MOD, restaurados com amálgama Dispersalloy e condicionamento ácido (6 dentes); Grupo 4: preparo cavitário tipo MOD, restaurados com resina composta Silar – 3M, sem condicionamento ácido (6 dentes); Grupo 5: preparo cavitário tipo MOD com bisel no ângulo cavo-superficial, restaurados com resina

composta associado à condicionamento ácido do esmalte (14 dentes). Após a conclusão dos procedimentos restauradores, os corpos de prova foram submetidos a teste de resistência à fratura em uma máquina de ensaios universal, com um dispositivo especialmente desenhado, a uma velocidade de 0.2 inch/min. Os resultados mostraram que os dentes do grupo 5 (171 ± 45 Kgf) mostraram uma média de resistência à fratura significativamente maior que o grupo controle 1 (138 ± 26 Kgf) e em relação aos grupos 2 (86 ± 23 Kgf), 3 (104 ± 27 Kgf) e 4 (97 ± 25 Kgf). Com base nestes resultados, concluiu-se que dentes com preparos cavitários que receberam restaurações adesivas, com aplicação do ácido em esmalte favoreceram o restabelecimento da resistência à fratura, já que torna as cúspides mecanicamente unidas, não se observando o mesmo nos dentes que receberam restaurações de amálgama ou de resina composta (sem esmalte condicionado).

Mc Cullock e Smith⁶⁵ compararam o reforço cuspídeo, obtido através da realização de restaurações adesivas e não adesivas. Quarenta e oito pares de primeiros pré-molares hígidos foram selecionados, sendo que os dentes receberam preparos cavitários tipo MOD e apenas um deles foi restaurado, sendo então os espécimes distribuídos em sete grupos de acordo com o tratamento que receberam: G1 - condicionamento ácido de esmalte + adesivo de esmalte + resina composta aplicada pela técnica de incremento único; G2 - condicionamento ácido + adesivo de esmalte + resina composta aplicada em dois incrementos; G3 - condicionamento ácido + adesivo de esmalte e dentina + resina composta aplicada pela técnica de incremento único; G4 - condicionamento ácido de esmalte + adesivo de esmalte e dentina + resina composta aplicada em dois incrementos; G5 - aplicação de cimento de ionômero de vidro associado à resina composta; G6 - ionômero de vidro Cermet; G7 - amálgama. Os corpos de prova foram submetidos a testes de compressão axial, em máquina de ensaio Universal, com um cilindro em contato apenas com as vertentes de cúspide, a uma

velocidade de 0.5 mm/min. Pôde-se observar através dos resultados que os materiais associados a técnicas adesivas aumentaram consideravelmente a resistência à fratura, de duas a seis vezes em relação aos dentes preparados e não restaurados, conforme a técnica utilizada. Verificou-se ainda que o amálgama não reforça os dentes preparados, predispondo-os à fratura; concluiu-se que os dentes enfraquecidos pelos preparos cavitários devem ser restaurados com materiais e técnicas adesivas, sem a necessidade de procedimentos radicais e invasivos, como a proteção ou cobertura de cúspides.

Stampalia et al.⁸⁵ compararam a resistência à fratura em pré-molares restaurados com resina P10 e adesivo Scotchbond com dentes íntegros e restaurados com amálgama, a fim de determinar o reforço que essas restaurações adesivas poderiam propiciar a esses dentes. Os espécimes foram submetidos a desgastes de profundidade e largura controlada por um guia, separando as cúspides vestibular e lingual por uma canaleta estendida de mesial a distal, rompendo as cristas marginais numa profundidade de 3 mm. Uma esfera, que só tocava as vertentes internas das cúspides, exerceu uma carga axial até que ocorresse a fratura do dente. Os valores de resistência à fratura não apresentaram diferenças significantes entre os grupos restaurados, apesar de apresentarem diferentes comportamentos gráficos decorrentes da ação do sistema adesivo ao longo da execução da força. Baseados nos resultados os autores comentaram uma possível influência da velocidade da ponta ativa (5 cm/min) na diferença dos valores de resistência, quando comparados a outros trabalhos que utilizaram 5 mm/min.

Jensen et al.⁵² compararam a resistência à fratura de dentes e a deflexão das cúspides de pré-molares superiores, restaurados com resina composta na forma direta e restaurações intracoronárias de cerâmica. Foram confeccionados preparos cavitários tipo MOD, sem proteção de cúspides, com largura de istmo oclusal de 1/3 da distância

intercuspídea. Um grupo de pré-molares hígidos, sem qualquer tratamento, funcionou como controle. Constituíram-se os grupos em: G1 - dentes preparados com cavidades tipo MOD e não restaurados; G2 - dentes preparados e restaurados com resina P30; G3 - dentes preparados e restaurados com *inlays* de porcelana; G4 - dentes hígidos (controle). Aplicou-se a resina composta em três camadas incrementais, realizando-se previamente o condicionamento ácido do esmalte além da utilização dos sistemas adesivos. As restaurações parciais indiretas de cerâmica receberam tratamento na superfície interna com ácido fluorídrico a 10%, e foram cimentadas com cimento resinoso. Para os testes de deflexão de cúspide, foi aplicada uma força de 12 kg através de uma barra triangular tocando as vertentes de cúspide que tiveram acoplado medidores de força à superfície externa. Para estes testes, observou-se que houve uma redução significativa na resistência nos dentes que receberam apenas preparos cavitários. O grupo de dentes restaurados com restaurações indiretas de porcelana exibiu maiores resultados, significativamente maiores que os valores mostrados pelo grupo de dentes restaurados com resina direta. Em relação ao teste de compressão, foram realizados em uma máquina universal de ensaios, com barra triangular, que tocou somente as cúspides vestibular e palatina, a uma velocidade de 0,05cm/min, aplicando-se uma força até que houvesse fratura de cúspide. Verificou-se através de resultados que nos dois casos houve restabelecimento da resistência à fratura, mostrando médias próximas ao do grupo controle, e com resultados equivalentes entre si, mostrando comportamentos semelhantes, com apenas o G1 apresentando valores estatisticamente menores em relação aos demais grupos.

Joynt et al.⁵³ realizaram um estudo comparativo de resistência à fratura de dentes restaurados com resina composta e amálgama. Foram utilizados quarenta pré-molares superiores que foram divididos em cinco grupos, sendo que o grupo 1 não recebeu nenhum tratamento (hígido). Os demais grupos receberam preparos cavitários tipo

MOD, com istmo de 1/3 da distância intercuspídea, sendo: Grupo 1- dentes hígidos; Grupo 2- dentes preparados e não restaurados (8 dentes); Grupo 3- dentes preparados e restaurados com amálgama (9 dentes); Grupo 4- dentes preparados e restaurados com resina composta e ângulo cavo superficial da cavidade em 90° (8 dentes); Grupo 5- dentes preparados e restaurados com resina composta e ângulo cavo superficial da cavidade biselado (dentes). Os dentes restaurados com resina composta receberam previamente condicionamento ácido em esmalte sem que se aplicasse um adesivo. Armazenaram-se os dentes por setenta e duas horas, e então, os dentes foram submetidos aos testes de resistência à fratura, sob ação de uma carga axial em uma máquina de ensaios universal, a uma velocidade de 0,1 mm/min. O grupo de dentes preparados que não recebeu restauração (2) mostrou resultados significativamente menores (58 ± 13 Kgf) em relação ao grupo controle (1) (99 ± 10 Kgf). Os grupos 3 (74 ± 12 Kgf), 4 (73 ± 14 Kgf) e 5 (70 ± 6 Kgf), que foram restaurados, não tiveram a resistência completamente restabelecida. Entre os materiais restauradores, não houve diferença significativa entre restaurar-se com amálgama e com resina composta fotopolimerizável, na resistência à fratura, nem entre os grupos que receberam restaurações de resina composta com e sem bisel. Segundo os autores estes resultados se deram pelo fato de que, neste estudo, não foi utilizado nenhum tipo de agente de união adesivo e também pela contração de polimerização apresentada pela resina composta quando não aplicada pela técnica incremental.

Em 1988, Sheth et al.⁷⁹ investigaram o efeito da contração de polimerização da resina composta Herculite (Sybron/Kerr), e a resistência à fratura de pré-molares superiores tratados com agente de união à dentina Bondlite(Sybron/Kerr) e um segundo de nome comercial Superbond (Sun Medical Co. Ltd., Kyoto, Japan) O amálgama foi usado como controle. Dois tamanhos de istmo foram usados para avaliar o efeito da contração de polimerização no processo de enfraquecimento do dente.

Os autores concluíram que: a) - dentes com preparo intracoronário estreito foram significativamente mais resistentes que os dentes com preparo largo, não houve diferença estatística entre os dentes com preparo de istmo estreito restaurado com amálgama ou com condicionamento do esmalte e resina composta; b) foi significativa a expansão nas dimensões do dente, quando as cavidades tipo MOD foram restauradas com amálgama; c) os dentes com preparos de istmo estreito usando compósito e adesivo Bondlite (Sybron/Kerr) para esmalte demonstraram significativa contração comparada com o Superbond (Sun Medical Co. Ltd., Kyoto, Japan); d) as restaurações com compósito usando o Superbond (Sun Medical Co. Ltd., Kyoto, Japan) em cavidades tipo MOD melhoraram significativamente a resistência à fratura dos pré-molares; e) o Superbond (Sun Medical Co. Ltd., Kyoto, Japan) com restauração de compósito favoreceu as alterações dimensionais e a resistência à fratura; f) houve uma correlação positiva entre a resistência à fratura e a dimensão dos dentes.

Dietschi et al.²⁵ avaliaram em seu estudo que a adaptação marginal e a resistência à fratura são provavelmente os fatores que mais influenciaram no sucesso das restaurações indiretas. Os materiais cerâmicos apresentam alta resistência à compressão e baixa resistência à tração e flexão, sendo, portanto, altamente friáveis, necessitando de uma ligação adesiva ao dente. Os autores propuseram, então, avaliar a resistência à fratura de *inlays* confeccionados com três sistemas cerâmicos fixados com dois cimentos. Sessenta molares foram selecionados e receberam preparos MOD com dimensões de 2,5 mm de profundidade na caixa oclusal e 4 mm nas caixas proximais, 2 mm de abertura de istmo na caixa oclusal e 4 mm nas caixas proximais. Dez dentes foram mantidos como controle sem receber preparos cavitários. Os preparos foram moldados com silicone por adição e as restaurações confeccionadas com cerâmica Vitadur N (VITA), Vitadur com inclusão de alumina e Ceramco II (Dentsply). Metade dos dentes de cada grupo foi

cimentada com agente de fixação à base de resina e a outra metade, com cimento de ionômero de vidro. Os dentes foram armazenados em 100% de umidade a 37°C. A resistência à fratura foi obtida através de aplicação de um carregamento axial numa velocidade de 1 mm/min. por meio de uma esfera de 2 mm de diâmetro no centro do dente. Os resultados obtidos pelos grupos na ordem decrescente foram: dentes íntegros (362,0 Kgf), grupo restaurado com cerâmica Vitadur N com reforço de alumina, fixada com a gente de fixação à base de resina (237,5 Kgf); Vitadur N fixadas com agente de fixação à base de resina (206,0 Kgf); Ceramco II fixada com agente de fixação à base de resina (169,5 Kgf); Vitadur N com ionômero (158,2 Kgf); e Ceramco II com ionômero de vidro (145,5 Kgf). A análise ao microscópio eletrônico revelou que a união entre a cerâmica, agente de fixação à base de resina e esmalte excede a ligação à dentina e que a força de união à cerâmica excede a força coesiva do esmalte.

Em 1990, Jagadish e Yogesh⁵¹ compararam a resistência à fratura de pré-molares superiores com preparos de classe II restaurados com ionômero de vidro, resina composta posterior e amálgama de prata sob carga de compressão, numa máquina de ensaios universal INSTRON, com velocidade de 0,1mm/segundos. As coroas dos dentes foram medidas para estabelecer o tamanho médio padrão (vestíbulo-lingual 8,3 e 9,3 mm e mésio-distal 6,5 a 7,5 mm). Quarenta dentes foram selecionados e aleatoriamente divididos em 5 grupos: 1- cinco dentes intactos; 2- cinco dentes com cavidades de classe II e não restaurados; 3- dez dentes com cavidades de classe II e restaurados com amálgama; 4- dez dentes com cavidades de classe II restaurados com resina composta e agente de união dentinário; e 5- dez dentes com cavidades de classe II e restaurados com ionômero de vidro. Os autores concluíram que a resina composta posterior aderida à dentina produziu a melhor resistência à fratura do dente, seguida do ionômero de vidro, dente íntegro, amálgama de prata e por fim os dentes preparados e não restaurados. Foram estatisticamente significantes os resultados entre a resina composta

posterior e o ionômero de vidro aderido à dentina, visto que os mesmos aumentaram a força inerente dos dentes, quando usados como materiais restauradores.

Lopes et al.⁶² avaliaram o papel das restaurações indiretas de resina composta no reforço das cúspides enfraquecidas por extensos preparos cavitários intracoronários, através de testes não destrutivos de carregamento axial. Para isso, avaliaram nove dentes pré-molares superiores extraídos, hígidos, que tiveram aderido à superfície vestibular e lingual, um medidor de tensão. Este registrou a deflexão das cúspides quando submetida à carga axial de forma cuidadosa e controlada. Foram feitas medições nos dentes hígidos, preparados e restaurados, comparando-se com a força funcional máxima dos dentes íntegros que foi de 111 N. O tipo de preparo cavitário executado foi MOD, sem proteção de cúspide, com abertura de istmo oclusal de metade da distância intercuspídea. Foram confeccionadas restaurações parciais indiretas de resina composta, cimentando-as com cimento resinoso dual após condicionamento ácido em esmalte e aplicação de um sistema adesivo. Os resultados obtidos revelaram que os dentes, previamente à restauração, quando submetidos à carga no sentido de se separar as cúspides mostraram uma rigidez de 33% em relação à obtida pelos dentes quando hígidos. Quando se avaliaram os dentes já restaurados, observou-se um aumento na rigidez dos mesmos, obtendo-se 97% da rigidez inicial, com uma tendência à deflexão da cúspide em direção a um dos lados, ou seja, para vestibular ou para lingual, evidenciando-se a capacidade de restauração em manter as cúspides unidas, sem a tendência à separação das mesmas. Do ponto de vista da resistência das cúspides, isto significa que para extensas cavidades onde as cúspides estão enfraquecidas, estavam indicadas restaurações intracoronárias, e que, apesar de alguns fatores, como o tempo operatório e a complexidade, algumas das propriedades do material foram melhoradas,

e como todo procedimento restaurador, apresentou vantagens e desvantagens.

Fissore et al.³⁷ realizaram um estudo onde mediram o istmo de três superfícies preparadas MOD. A distância do istmo foi preparada em cinco dentes pré-molares extraídos e intactos. Os dentes foram restaurados com resina posterior e adesivo dentinário. Cada dente foi testado ciclicamente em uma máquina de tensão com frequência de 75 ciclos por minuto. Um medidor de tensão *strain gauge* foi colada na superfície lingual de cada dente. Sob a força aplicada em um ângulo de 60° com o longo eixo do dente, os dentes foram fixados e estabilizados para reduzir a deflexão da superfície lingual e estes dentes preparados foram comparados com dentes não restaurados. Quatro diferentes valores de força foram aplicados: treze, dezesseis, dezenove, e vinte e duas libras, separadamente em cada dente. Os resultados deste trabalho mostraram que a menor tensão necessita de maior número de ciclos.

Hood⁴⁹ avaliou a biomecânica dos preparos classe II e a ação das forças mastigatórias sobre a estrutura dentária que recebeu este tipo de preparo cavitário. Substituição freqüente de restaurações faz com que o dente se enfraqueça devido ao aumento da profundidade da cavidade, que leva ao aumento da altura das cúspides além do aumento da amplitude do istmo. A realização deste tipo de preparo faz com que as cúspides se comportem como um *cantilever*, que sob ação das forças mastigatórias induzem estresse nos ângulos internos da cavidade, levando à fratura. O autor relatou ainda que as restaurações intracoronárias com amálgama ou resina composta, sem a realização de condicionamento ácido, não possibilitaram o reforço da estrutura dentária remanescente, o que ocorreu quando da realização de restaurações adesivas, apesar de haver uma fadiga progressiva na interface de união, o que poderia causar sensibilidade pós-operatória. Ficou evidente que, embora nas restaurações indiretas de resina composta ou cerâmica, houvesse uma contração de polimerização mínima restrita ao cimento

resinoso, os mecanismos de união falharam também devido à fadiga. O autor concluiu que, os dentes com cavidades extensas de classe II MOD deveriam ter as cúspides enfraquecidas, envolvidas nos preparos extracoronários, o que aumentaria a rigidez relativa dos preparos cavitários a níveis próximos ou maiores que os dentes hígidos.

Anusavice³ fez uma revisão sobre o desenvolvimento das cerâmicas, desde a introdução das coroas de jaqueta no início do século (1903) até os sistemas CAD/CAM utilizados atualmente na confecção de *inlays* e *onlays*. Relatou que as coroas metalocerâmicas foram inicialmente desenvolvidas em 1962, por Weinstein, utilizando ouro. Em 1965, foi introduzida a cerâmica de alumina. No início dos anos setenta surgiram as cerâmicas de vidro, porém, as mesmas não apresentavam resistência satisfatória. Outro tipo de cerâmica lançada, a feldspática, apresentou uma resistência moderada. Em seguida um sistema de coroa de alumina infiltrada com vidro foi lançada apresentando alta resistência a flexão. Os sistemas atuais compreendem os dispositivos para a confecção de cerâmicas *inlay* e *onlay* (CAD/CAM). Segundo o autor, o sucesso das cerâmicas e restaurações metalocerâmicas dependia do tipo de material e da técnica de confecção. Desde que a primeira jaqueta de cerâmica foi introduzida em 1903, muitos materiais novos têm sido lançados com o objetivo de melhorar a estética e aumentar a resistência. Além disso, relatou que as cerâmicas são utilizadas rotineiramente para restaurar dentes cariados ou fraturados devido a sua excelente estética. A degradação das cerâmicas no ambiente oral geralmente ocorre pela ação de forças mecânicas e químicas ou uma combinação de ambas. Relatou que a durabilidade é a principal propriedade requerida para as cerâmicas de uso bucal, sendo durabilidade, a resistência dos vidros ao ataque da água ou soluções aquosas. O primeiro estágio da corrosão do vidro é por troca de íons, ou seja, troca dos íons alcalinos do vidro pelos íons de hidrogênio da água. Este mecanismo é controlado pela difusão dos íons hidrogênio. Ainda pode haver uma difusão de moléculas de água que

reagem com oxigênios que não estejam formando ponte, gerando assim, íons de hidroxila que por difusão são removidas da cerâmica juntamente com os íons alcalinos mantendo a neutralidade elétrica da cerâmica. Além disso, a corrosão de uma cerâmica ocorre mais facilmente na sua fase vítrea do que na sua fase cristalina. Ainda, segundo o autor, a diminuição da durabilidade das cerâmicas pela presença de íons alcalinos poderia ser compensada pela adição de modificadores bivalentes de rede como cálcio, magnésio, estrôncio, zinco e bário. A zircônia e a alumina também foram acrescentadas, pois são consideradas agentes efetivos na redução da degradação química dos vidros. O autor ainda comentou que existe uma grande preocupação com a degradação das cerâmicas que contêm lítio. O lítio é utilizado no tratamento de maníacos depressivos onde doses baixas de 1.0 mmol/L são utilizadas como tratamento. Segundo o autor nos estágios iniciais de corrosão de uma cerâmica de vidro de $\text{Li}_2\text{O}_2\text{SiO}_2$ em um ambiente aquoso neutro o lítio pode ser removido seletivamente de uma matriz vítrea pela ação de íons hidrogênio ou moléculas de água.

Dong et al.²⁷ destacaram as desvantagens das restaurações cerâmicas confeccionadas sobre modelos refratários. Nessas cerâmicas as partículas são sintetizadas juntas, resultando em microporosidades e heterogeneidade entre as mesmas, o que poderia iniciar a propagação de trincas. Os sistemas de cerâmica fundida, de acordo com os autores, teriam a vantagem de reduzir essas porosidades, entretanto o processo de ceramização (cristalização controlada, usando um tratamento com calor apropriado) resultou numa contração adicional da cerâmica. Os autores apresentaram, então, a técnica de fundição por pressão utilizada no sistema cerâmico IPS-Empress, desenvolvido em 1983 pelo Departamento de Prótese Fixa e Removível e Materiais Dentários da Universidade de Zurique. Resumidamente, nessa técnica, a adição de pressão no processo de sinterização permite a formação de uma porcelana estruturalmente mais homogênea e, devido às diferenças de coeficiente de expansão térmica entre os cristais de leucita e os

demais componentes, criou-se um material resultante sob tensão de compressão, aumentando a resistência.

Em 1992, Eakle et al.³² compararam a resistência de pré-molares restaurados com amálgama aderido à estrutura dental através de um cimento resinoso (Panavia EX), com dentes restaurados com amálgama pela técnica convencional. Quatorze pré-molares, divididos em dois grupos, foram preparados com cavidades padronizadas em 1/3 da distância intercuspídea na região do istmo, 4 mm de extensão vestibulo-lingual nas caixas proximais, 1,5 mm de profundidade axial e limite cervical 1mm acima da junção amelo-cementária. Os testes de resistência à compressão mostraram uma superioridade significativa do amálgama adesivo ($70,5 \pm 21,6$ Kg) sobre a técnica convencional ($60,3 \pm 16,8$ Kg), sendo que no primeiro grupo as fraturas ocorreram no interior da resina Panavia EX e, no outro grupo, as fraturas ocorreram na interface dente /amálgama.

Hondrum⁴⁷ em uma revisão de literatura sobre as vantagens e desvantagens do uso de cerâmica na restauração de dentes anteriores e posteriores, destacou a resistência do material e os fatores relacionados com essa propriedade. Como maior desvantagem, o autor ressaltou a susceptibilidade à fratura no momento da colocação, mastigação ou em decorrência de trauma oclusal, aspecto que estaria relacionado a vários fatores como degradação da união da sílica-oxigênio, a indução de falhas durante a confecção, a limitada capacidade de distribuir esforços mastigatórios localizados e a baixa resistência à deformação. O autor ressaltou que o mecanismo mais comum das cerâmicas dentais está relacionado à variação das cargas oclusais, ocasionando a fadiga do material.

Burke e Watts¹⁴ avaliaram a resistência à fratura de pré-molares restaurados com diversos materiais, seguindo-se a mesma metodologia de pesquisa. Foram realizados preparos totais em 20 dentes pré-molares superiores nos quais se confeccionaram preparos com

inclinação de 6° (grupo 1) e 8° (grupo 2) para, então, receberem coroas ocas de porcelana (Mirage) que foram cimentadas com cimento resinoso e submetidas a testes de compressão através de utilização de uma barra de aço de 4 mm de diâmetro a uma velocidade de 1 mm/min. até que a fratura ocorresse. Um grupo de 10 dentes hígidos serviu como controle. O resultado apresentado pelo grupo 1 foi de 78,51 Kgf, enquanto que o grupo 2 foi de 72,40 Kgf. Já o grupo-controle apresentou resultados de 98,90 Kgf, não havendo, portanto, diferença estatística entre o grupo 2 e o controle.

Fan et al.³⁵ verificaram em seu estudo que a quantidade de ciclos necessários para a descimentação de coroas totais metálicas, variando-se o material de reconstrução intracoronário e extracoronário. Foram utilizados 25 pré-molares humanos superiores recém extraídos, divididos da seguinte forma: Grupo 1 (núcleo no conduto vestibular e amálgama), Grupo 2 (núcleo no conduto lingual e amálgama), Grupo 3 (núcleo nos condutos vestibular e lingual e amálgama), Grupo 4 (dois pinos dentinário e amálgama) e Grupo 5 (pino fundido no conduto lingual). Todas as amostras foram colocadas em blocos de resina, sendo os moldes dos preparos realizados com sílica por reação de adição e os troquéis obtidos em gesso tipo IV. As fundições foram realizadas com uma liga de ouro e as coroas cimentadas com carga de 10 Kg por 10 min. O regime de ciclagem estabelecido foi de 250.000 ciclos com frequência de 1,2 Hz em água a temperatura ambiente, sob carga de 5,2 Kg. Um extensômetro foi conectado para acusar a micro movimentação na interface dente-restauração. Quanto ao número de ciclos, concluíram que os Grupos 1 e 4 falharam antes do limite pré-estabelecido (200.000 ciclos) e que os Grupos 2 e 5 atingiram o limite estipulado sem falha preliminar.

Wiskott et al.⁹³ descreveram os princípios, e forneceram indicações para a aplicação de forças oclusais intensas e também da frequência com que essas cargas são aplicadas. O processo de falha por fadiga pode ser visto como o resultado da progressão de fendas

microscópicas que se desenvolvem em áreas de estresse ou na superfície do material. Num primeiro momento, estas fendas propagaram-se para a superfície interna, enfraquecendo a composição estrutural. Quando a fenda atingiu seu tamanho crítico, a direção de propagação passou a ser perpendicular à carga aplicada e finalmente em direção oblíqua, comprometendo toda a dimensão externa do objeto. A fundação estrutural corresponderia ao agente cimentante, onde a micro movimentação da coroa na interface, resultaria na penetração de agentes bacterianos, responsáveis pelo processo cariioso. Ainda, de acordo com os estudos de revisão que assinalaram a freqüência das cargas oclusais, seria necessário um mínimo de um milhão de ciclos de fadiga para simulação do tempo de vida útil de uma restauração metalocerâmica.

Kelly et al.⁵⁷ realizaram uma revisão de literatura onde descreveram as características da porcelana feldspática, como sendo um material composto por uma estrutura vítrea constituída basicamente por quartzo, feldspato e caolin. Os sistemas modernos de porcelanas feldspática são reforçados por óxidos de alumínio ou leucita tornando-as mais resistentes à propagação de fratura. Segundo os autores, os materiais cerâmicos foram capazes de reproduzir com naturalidade a anatomia e as características estéticas da estrutura dental com bom desempenho clínico.

Touati⁸⁸ descreveu 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, estabilidade de cor, resistência ao desgaste, boa adesividade e a biocompatibilidade. Como desvantagens foram citadas: a susceptibilidade à fratura previamente à cimentação e ausência de resiliência, fazendo com que as tensões sejam

rapidamente traduzidas à interface adesiva. Outro aspecto negativo foi a capacidade de produzir desgaste nos dentes antagonistas, devido à sua alta dureza. O autor relatou a evolução das resinas laboratoriais, iniciadas pelas resinas de micropartículas lançadas no início dos anos 80, denominadas por ele de primeira geração (Isosit- Ivoclar, Dentacolor – Heraeus Kulzer, Visiogem- 3M-ESPE), para os novos sistemas que incluíram os materiais Targis – Ivoclar, Art-glass – Heraeus Kulzer e Belle Glass – Kerr. Estas resinas laboratoriais apresentaram alta resistência flexural, entre 120 e 160 MPa, alto módulo de elasticidade, entre 8.500 e 12.000 MPa, e foram classificadas como polímeros cerâmicos, cerômero ou resinas laboratoriais de segunda geração. O autor concluiu que as resinas laboratoriais disponíveis no mercado atual apresentaram características biomecânicas e facilidade de construção laboratorial, que as colocam com excelente alternativa estética às cerâmicas.

Wiskott et al.⁹⁴ argumentaram que a resistência às forças laterais e não laterais à retenção constitui fator determinante na estabilidade das coroas, devido aos vetores de força mastigatória agirem no sentido vestibulo-lingual e vice-versa. Em geral, o deslocamento das coroas ocorre após um número significativo de ciclos que afetaria a camada de cimento, sendo inofensivo tanto para o dente preparado quanto para a restauração. Em estudo experimental, verificaram a influência do aumento progressivo da conicidade dos troquéis (entre 2,5 a 40°) em função da resistência às cargas de fadiga rotacional lateral, em coroas metálicas fundidas em Ni-Cr-Mo. As coroas foram aleatoriamente cimentadas com cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro, óxido de zinco e eugenol e cimento resinoso, sob carga de 5 Kg. Para cada tipo de cimento e grau de convergência foram realizadas trinta séries de testes, onde o regime de ciclagem foi de 16,7 Hz com 1 milhão de ciclos a 37°C em água corrente. O teste só era interrompido se o corpo de prova acusasse fratura antes do número de ciclos proposto ou se ultrapasse o mesmo, sendo que a carga aplicada variava em função do número de

ciclos atingidos. Concluíram que existia uma relação linear progressiva entre o grau de conicidade das paredes axiais e a resistência verificada foi: cimento de óxido de zinco e eugenol, fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso.

Mak et al.⁶³ compararam a resistência à fratura de dentes pré-molares que foram preparados e restaurados com coroas ocas de porcelana. Os grupos foram divididos em: Grupo 1 – cerâmica feldspática (Mirage); Grupo 2 – vidro cerâmico (IPS Empress); Grupo 3 – cerâmica infiltrada de vidro (Dicor); Grupo 4 – cerâmica aluminizada (Vitadur N). Após os procedimentos restauradores, realizaram-se os testes de resistência através da utilização de uma barra de aço de 4 mm de diâmetro aplicada no sulco central dos dentes numa velocidade de 1 mm/min. O padrão de fratura também foi anotado. Constatou-se que o grupo restaurado com Dicor e com IPS Empress apresentaram as maiores médias, 114,20 e 96,90 kgf respectivamente, valores significativamente maiores que a média apresentada pelos demais grupos. O padrão de fratura apresentado pelo grupo restaurado com IPS Empress mostrou os padrões mais severos (modo V), possivelmente pela maior transmissão das forças à estrutura dentária, sendo que 60% das fraturas não envolveram a porcelana, mas sim na interface dente-agente cimentante, e nenhuma na interface cerâmica-agente cimentante. A cerâmica Dicor foi que apresentou um desempenho mais satisfatório, apresentando os mais altos valores de resistência com baixa porcentagem de envolvimento da estrutura dentária.

Razak e Harrison⁷⁴ avaliaram a estabilidade dimensional de *inlays* de resina composta (Prisma APH), alterando a porcentagem de matriz inorgânica (50%, 65%, 79% por peso) e os meios de polimerização, como: 1- fotopolimerização somente; 2- idem ao 1 mais aquecimento a 100°C durante 5 minutos e; 3- idem ao 2 mais armazenagem dos *inlays* em água destilada por uma semana. Os resultados mostraram que a resina sofreu contração de polimerização em

todas direções e todas condições avaliadas; a porcentagem de carga inorgânica demonstrou ter uma forte relação com a contração de polimerização, sendo que quanto maior a sua porcentagem, menor a contração; o aquecimento associado a fotopolimerização resultou nos maiores valores de contração; a manutenção dos *inlays* em água destilada por uma semana resultou na expansão e, conseqüentemente, diminuição significativa da alteração dimensional final, quando comparadas às resinas fotopolimerizadas e aquecidas somente. Os autores recomendam que o máximo de carga inorgânica deve ser inserido nas resinas compostas para se reduzir a contração de polimerização e seus efeitos danosos.

Wiskott et al.⁹⁵ aplicando a metodologia dos trabalhos de anos anteriores, verificaram a influência do diâmetro e da altura do preparo na resistência de cargas dinâmicas laterais. A altura do preparo variou de 1 a 7 mm em incrementos de 1 mm, sendo da mesma maneira para o diâmetro (de 3 a 8 mm). O número de ciclos foi de 1 milhão, sendo a frequência utilizada de 16,7 Hz. Os cimentos testados foram: óxido de zinco e eugenol, fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro e resinoso. Os autores concluíram que houve uma relação à resistência as cargas laterais, e que, em relação aos cimentos, a variação foi observada na seguinte ordem crescente (óxido de zinco e eugenol, fosfato de zinco, ionômero de vidro e cimento resinoso).

Correr Sobrinho et al.²⁰ investigaram a resistência à fratura de coroas In-Ceram (VITA), IPS-Empress (Ivoclar) e Optimal (Jeneric;Pentron) submetidas a ciclagem mecânica em ambiente seco e úmido. Um total de vinte e seis coroas de pré-molar foram confeccionadas para cada material, de acordo com as recomendações do fabricante, foram cimentadas em modelos metálicos individuais com o cimento de fosfato de zinco Orthosan (Stratford Cookson) e divididas em três grupos: Grupo 1- 10 espécimes de cada cerâmica testados sem aplicação de ciclagem mecânica numa máquina universal de ensaios Instron, com a

carga compressiva aplicada no centro da superfície oclusal, com velocidade de 1,0 mm/min; Grupo2- 8 espécimes de cada cerâmica submetidos a 10.000 ciclos, entre 20 N e 300 N de carga e a 1Hz, sendo posteriormente testado como o grupo anterior; Grupo3- idem ao grupo 2, porém testados em ambiente úmido. Analisando-se o G1, a resistência à fratura das coroas In-Ceram (1901 N \pm 303 N) foi significativamente maior em relação ao IPS-Empress (1583 \pm 115 N, com $p < 0,05$), porém não houve diferença estatística em relação à Optimal (1751 N \pm 194 N). Para o G2, as cerâmicas In-Ceram (1601 N \pm 198 N) e Optimal (1586 N \pm 116 N) apresentaram maior resistência à fratura em relação ao IPS-Empress (1374 N \pm 201 N). Não houve diferença estatística entre os materiais no G 3 (1422 N \pm 112 N para o In-Ceram; 1467 N \pm 162 N para a Optimal e 1285 N \pm 200 N para o IPS-Empress). Uma maior diminuição na resistência à fratura foi observada nas coroas dos três materiais testados em ambiente úmido em relação ao seco, entretanto não foi verificada diferença estatística entre os dois ambientes. Além disso, a ciclagem mecânica nos dois ambientes diminuiu significativamente a resistência dos materiais. A fadiga mecânica é explicada pela propagação de fendas durante a aplicação de carga contínua (ciclagem mecânica), enfraquecendo a cerâmica. Os autores estimaram que esse fator foi responsável por mais de 90% das falhas mecânicas da mesma. Apesar disso, outros fatores estão envolvidos, tais como: espessura da coroa, forma do preparo cavitário, porosidades internas no material e tipo de agente cimentante.

Kamada et al.⁵⁵ avaliaram a resistência ao cisalhamento de quatro agentes cimentantes unidos à cerâmica CEREC 2, com variação do tratamento superficial da cerâmica tais como: acabamento e limpeza com ultra-som (Grupo controle); aplicação de ácido fosfórico a 37% (K- etchant gel); aplicação de agente adesivo contendo silano (porcelain bond); e aplicação de ácido e adesivo com silano. Os cimentos resinosos testados foram: Superbond C&B, Panavia 21, Clapearl, Vita

Cerec Duo Cement. Os corpos de prova (cps) foram divididos em dois grupos, sendo que um deles ficou armazenado em água por 24 horas e o outro foi submetido a 20.000 ciclos térmicos, com a temperatura a 60°C. Os autores chegaram a resultados que mostraram que a resistência ao cisalhamento não foi melhorada somente com o ataque ácido e que a aplicação do silano foi um fator crucial na obtenção de valores significativamente maiores quando comparado ao grupo controle. Os dois grupos que receberam aplicação de silano não sofreram influência da termociclagem, enquanto que os outros apresentaram uma redução significativa na resistência ao cisalhamento. Os cimentos como Panavia 21, Clepearl e Vita Cerec Duo Cement, que contém carga inorgânica, demonstraram melhores propriedades mecânicas que aqueles sem carga, como o Superbond C&B. Quando utilizado o silano, as microporosidades obtidas pelo ataque ácido foram responsáveis por 17,5% aproximadamente da resistência adesiva média dos quatro agentes cimentantes após termociclagem, sendo que todos os espécimes desse grupo apresentaram fraturas coesivas dentro do material cerâmico. Os autores concluíram que a adesão do cimento resinoso ao material cerâmico não pareceu ser o ponto fraco na manutenção da união entre dente e restauração.

Em 1998, Oliveira⁷² avaliou a resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações parciais indiretas de polímero de vidro, resina composta e cerâmica. O autor selecionou quarenta pré-molares superiores e dividiu em 5 grupos de oito amostras cada sendo: Grupo 1, que não recebeu nenhum tipo de tratamento; enquanto que os demais receberam preparos cavitários tipo MOD, sem proteção de cúspides, porém os exemplares do Grupo 2 não receberam nenhum tipo de restauração, o Grupo 3 foi restaurado com restaurações indiretas de polímero de vidro (Artglass- Heareus Kulzer), o Grupo 4 foi restaurado com resina composta indireta (Solidex) e o Grupo 5, restaurações de cerâmica (Vitadur-Alpha). Todas as restaurações foram cimentadas com o

mesmo cimento resinoso após o condicionamento ácido total e a aplicação do sistema adesivo. Os exemplares dos cinco grupos foram submetidos à ação de uma carga de compressão axial, utilizando-se de uma máquina de ensaio universal, com um cilindro de 12,0 mm na extremidade em contato com as vertentes de cúspide, a uma velocidade de 1 mm/min. A média dos valores obtida pelos grupos foi: Grupo 1, 127,61 kgf; Grupo 2, 65,35 kgf; Grupo 3, 114,18 kgf; Grupo 4, 114,06 kgf; Grupo 5, 110,51 kgf. Da análise dos resultados, pôde-se verificar que não houve diferença estatística significativa entre o grupo de dentes hígidos (Grupo 1) e os Grupos 3, 4 e 5. Os resultados apresentados pelo Grupo 2 foram significativamente menores do que os demais grupos. Pôde-se concluir que, dentes enfraquecidos pelos preparos intracoronários extensos podem ter sua rigidez inicial restabelecida através de procedimentos e materiais restauradores que possuam capacidade adesiva.

Brunton et al.¹² propuseram avaliar a resistência à fratura de pré-molares. Foram selecionados quarenta dentes divididos em quatro grupos de 10 dentes cada, os quais três receberam preparos padronizados e o Grupo 4 foi selecionado como controle, cujos dentes permaneceram intactos. Os demais grupos preparados receberam restaurações tipo *onlay*, sendo então, realizados troquéis de gesso após a moldagem com silicona de condensação, se confeccionado restaurações com resina composta Belle Glass – Kerr (Grupo 1), com resina composta SR Isosit (Grupo 2) e cerâmica IPS Empress – Ivoclar (Grupo 3). Os Grupos 2 e 3 foram cimentados com cimento resinoso Variolink II em associação com sistema adesivo Syntac enquanto o Grupo 1 foi cimentado com cimento resinoso e sistema adesivo Nexus (Kerr). Após os procedimentos de restauração, os espécimes foram submetidos a testes de compressão numa máquina de ensaios que teve um cilindro de aço de 4 mm de diâmetro adaptado a uma velocidade de 1 mm/min. As médias apresentadas pelos grupos foram: Grupo 1, 100,94 ± 57,10 kgf; Grupo 2,

159,07 ± 55,06 kgf; Grupo 3, 100,94 ± 49,96 kgf; Grupo 4, 111,14 ± 31,61 kgf. Observou-se que os dentes restaurados com restaurações indiretas de resina composta mostraram valores maiores de resistência quando comparados a dentes restaurados com restaurações indiretas de resina composta fibro-reforçadas e com restaurações indiretas de cerâmica. As restaurações de resina composta apresentam maior flexibilidade e menor rigidez, conferindo ao dente uma inerente capacidade de flexão quando submetido a uma ação de forças oclusais. Por outro lado, as resinas fibro-reforçadas apresentam um modo de fracasso menos desastroso, quando comparadas à outra resina composta utilizada e, em relação às restaurações de cerâmica, que impossibilitam a propagação de trincas, além de poder ser clinicamente reparável.

Chen et al.¹⁹ determinaram a resistência à fratura dos sistemas CEREC 2, por meio da utilização das cerâmicas Vita Mark II (VITA, feldspática processada pela usinagem do bloco cerâmico por uma máquina controlada por computador) e ProCad (Vident, reforçada com leucita e processada pelo mesmo método da cerâmica anterior), e do sistema IPS-Empress (Ivoclar, reforçada com leucita e processada pelo método de injeção sob pressão). Oitenta coroas foram confeccionadas para cada cerâmica, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em seguida, foram cimentadas no preparo de boca artificial com o cimento resinoso Variolink (Vivadent). A carga de fratura para as coroas ProCad polidas que não foram submetidas ao ciclo prévio de carga foi de 2121 N ± 23 N, significativamente maior em relação às coroas Vita Mark II polidas (1905 ± 235 N), mas não significativamente diferente das coroas IPS-Empress confeccionadas nos dois laboratórios (2103N±460N no laboratório 1 e 2669±411N no laboratório 2). O glazeamento das coroas ProCad melhorou significativamente a resistência à fratura (acima de 2254±186N). Os ciclos prévios de carga foram responsáveis pela redução da resistência à fratura das coroas testadas, mas esta foi menor para as coroas CEREC 2 (1358N±279N para Vita Mark II e 1613N±296N para

ProCad) em relação às coroas IPS-Empress (1369±406 N no laboratório 1 e 1055N±345N no laboratório 2). Os autores concluíram que as coroas CEREC ProCad apresentam resistência à fratura maior em relação Vita Mark II e menor probabilidade de fratura, em ciclos de carga que simulam condições bucais, em relação às IPS-Empress.

Geurtsen e Garcia-Godoy⁴³ relataram que inúmeros trabalhos têm demonstrado que a síndrome da trinca do dente é um problema comum na prática dental. Predominantemente os dentes restaurados sofrem mais com este problema de fratura dental. Portanto é importante definir parâmetros para a definição do desenho do preparo cavitário. Com isso a cobertura parcial ou total de cúspides ou até mesmo a realização de coroas totais e o emprego de restaurações adesivas, têm sido propostos para reforçar dentes restaurados. Embora visões contraditórias tenham sido publicadas, existem evidências de que o uso de amálgama adesivo e restaurações em resina composta não recuperaram a resistência à fratura de dentes com cavidades ocluso-proximais na mesma proporção dos dentes hígidos. Restaurações indiretas em resinas compostas e *inlays* em cerâmica, no entanto, aumentaram a resistência à fraturas iguais ou superiores ao dente hígido. No entanto é recomendado que um dente debilitado pelo preparo das cavidades seja reabilitado por restaurações metálicas ou cerâmicas, fixadas adesivamente.

Martin et al.⁶⁴ analisaram as alterações dimensionais que ocorreram nos dentes durante a polimerização dos cimentos à base de resina em combinação com *inlays* cerâmicos. Quinze pré-molares foram selecionados e submetidos a preparos de Classe II do tipo MOD. As restaurações foram confeccionadas pelo sistema CAD/CAM CEREC 2 e foram utilizados três cimentos resinosos com diferentes concentrações de cargas inorgânica, dispostos numa seqüência decrescente quanto a essa concentração: 1- Prisma TPH (foto ativado); 2- Dyract (compômero foto ativado); 3- Dicor MGC (dupla polimerização). As cúspides dos dentes

sofreram uma expansão inicial decorrente do aquecimento provocado pela fotopolimerização e depois sofreram uma flexão (contração) da ordem de 0,02 a 0,06% em 10 minutos de avaliação, para todos os cimentos. Não houve diferença significativa entre os grupos 1 e 3; e 2 e 3. Foi acrescentado que fatores como a espessura da película do cimento, espessura da película do agente adesivo, profundidade da cavidade, módulo de elasticidade do material restaurador, diferenças do coeficiente de expansão térmica entre os materiais envolvidos (material restaurador, dentina e cimento) e a quantidade de carga inorgânica do cimento, são importantes e determinantes na deflexão das cúspides.

Drummond et al.²⁹ avaliaram a composição, a resistência à flexão em três pontos e a resistência à fratura das cerâmicas processadas por injeção sob pressão OPC (Jeneric/Pentron), IPS-Empress (Ivoclar), Finesse e uma cerâmica experimental à base de dissilicato de lítio. Para os testes mecânicos, foram produzidos, no mínimo, dez corpos-de-prova para cada material, em forma de barra, e dimensões de 20 mm x 5 mm x 2 mm, de acordo com as recomendações dos fabricantes. A resistência à flexão foi obtida com velocidade de 2 mm/min, em duas situações distintas: 1- espécimes testados imediatamente após confecção e 2- espécimes testados após três meses de armazenagem em água. Além disso, um outro grupo de espécimes destes materiais foi submetido à ciclagem mecânica previamente aos testes mecânicos mencionados. Cargas entre 10 N e 40 N foram aplicadas até atingir 1000 ciclos, nas duas situações descritas acima. A cerâmica experimental mostrou maior resistência à flexão em relação às outras cerâmicas e não houve diferenças significantes entre os materiais IPS-Empress, OPC e Finesse injetada, porém estas foram superiores em relação a Finesse processada pelo método convencional de cocção. Quanto à resistência à fratura, foram encontradas diferenças estatísticas entre as cerâmicas Finesse, Finesse injetada, IPS-Empress e OPC, entretanto, todas foram inferiores em relação à experimental. A armazenagem em água diminui em 15% a

resistência à flexão, e entre 5% e 39% a resistência à fratura dos materiais. A ciclagem mecânica reduziu significativamente a resistência à flexão dos espécimes (15% a 60%). A imagem por microscopia eletrônica revelou uma distribuição mais uniforme da fase cristalina das cerâmicas prensadas em relação à porcelana convencional. Além disso, na cerâmica experimental foi observada a dispersão de pequenas partículas de dissilicato de lítio e uma menor quantidade de matriz vítrea. Os autores concluíram que a melhora na resistência mecânica das cerâmicas não dependeu somente da mudança na composição, mas sim, do tamanho e da distribuição dos cristais na matriz vítrea.

Höland et al.⁴⁶ compararam a composição e algumas propriedades mecânicas, físicas e químicas das cerâmicas IPS-Empress 2 (Ivoclar), reforçada com dissilicato de lítio. Após análises por microscopia eletrônica e difração de raios-X, a cerâmica de leucita (KAlSi_2O_6) dispersos sobre uma matriz vítrea, enquanto o IPS-Empress 2 mostrou 70%, em volume, de cristais de dissilicato de lítio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), com tamanho de 0,5 μm -4,0 μm , em uma matriz vítrea, antes e após o processo de injeção sob pressão. Este material também apresentou uma segunda fase cristalina, composta por ortofosfato de lítio (Li_3PO_4). Uma composição semelhante ao IPS-Empress foi observada na porcelana de cobertura deste material. Já na porcelana de cobertura do material IPS Empress 2, foi verificada a presença de cristais de fluorapatita ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$), com tamanhos variando entre 300 nm e 3 μm , e precipitados na matriz vítrea. A cerâmica IPS-Empress 2 foi três vezes mais resistente à flexão em relação ao IPS-Empress, porém ambas cerâmicas apresentaram propriedades ópticas semelhantes. Segundo os autores, a grande diferença nos coeficientes de expansão térmica entre a porcelana de cobertura à base de fluorapatita e o IPS-Empress 2 criou estresses compressivos na superfície da restauração, melhorando a resistência mecânica do material. Estes concluíram que a cerâmica IPS-

Empress 2 pôde ser indicada para próteses parciais fixas de três elementos, até a região de pré-molares.

Bremer e Geurtsen¹¹ realizaram um estudo para determinar a resistência à fratura de dentes compreendendo o tratamento com diversos tipos de restaurações adesivas. Foram utilizados 50 molares humanos extraídos livres de cárie aleatoriamente divididos em cinco grupos com 10 molares cada. Cavidades tipo MOD foram preparadas em 40 molares com istmo de metade da distância intercuspidica. As cavidades foram restauradas com os seguintes materiais: *inlays* cerâmicos CEREC ou IPS-Empress, restaurações de resina composta Arabesk ou Charisma RBC. O grupo controle consistiu de 10 dentes molares sadios não restaurados. Todos os 50 dentes foram forçados na oclusal até a fratura usando uma máquina universal de ensaios. A análise estatística incluiu ANOVA, teste Kolgomorov-Smirnov, teste Scheffé e *Box plots*. Os resultados não mostraram diferenças significativas ($p > 0.05$) entre os dentes hígidos (2,102N) e os dentes restaurados com *inlays* cerâmico CEREC (2,139 N). Entretanto ambos os grupos demonstraram uma diferença significativa ($p < 0.05$) quando comparados com os dentes com IPS-Empress (1,459 N) e restaurações Arabesk RBC (1459 N). Não foram encontradas diferenças significativas entre os últimos dois grupos. Molares restaurados com Charisma F (1,562 N) não revelaram diferenças significantes quando comparados com todos os outros grupos, incluindo o grupo controle ($p > 0.05$). A estabilização dos molares foi possível através de uma restauração adesiva na forma de um *splint* independentemente do material restaurador utilizado.

Cöttert et al.²¹ realizaram um estudo comparando a resistência das cúspides à fratura de dentes posteriores restaurados com cinco tipos de restaurações adesivas. Foram selecionados 84 molares humanos perfeitos. As amostras foram divididas em 7 grupos. Os cinco primeiros receberam preparos cavitários tipo MOD e foram restaurados com: a) amálgama combinado com cimento UDMA; b) compósito para

dentes posteriores; c) compósito direto *inlay*; d) *inlay* metálico fundido; e) *inlay* cerâmico. Os Grupos f e g foram introduzidos como controle. As amostras do Grupo f foram preparadas, porém testadas sem restauração (grupo somente preparado) e as amostras do Grupo g permaneceram intactas e foram testadas sem preparo. Todas as amostras foram exigidas até falharem. Os dentes não preparados mostraram uma resistência significativamente maior que os outros grupos; os grupos somente preparados (f) foram os mais frágeis. Não houve diferenças significativas na resistência das cúspides à fratura entre os outros grupos restaurados. Os autores concluíram que a diferença entre as medidas de resistência à fratura das cúspides dos dentes não preparados, e somente preparados, foi estatisticamente significativo. Os grupos restaurados foram mais resistentes que o grupo somente preparado. Entretanto, diferenças entre os grupos restaurados não foi significativa do ponto de vista estatístico.

Dalpino et al.²² avaliaram a resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações diretas (Single Bond/FiltekZ 250-3M), de resinas compostas indiretas (Artglass e Targis/SingleBond/RelyX) e com cerâmica (Empress/ Singlebond/ RelyX). Utilizaram 56 pré-molares superiores, os quais foram divididos aleatoriamente em sete grupos iguais: a) - dentes intactos, usados como controle; b)- preparo de cavidade tipo MOD, metade da distância intercuspídea, com ângulos internos arredondados, paredes convergentes, e não restaurados; c)- preparo de cavidade MOD, metade da distância intercuspídea, paredes divergentes; d)- mesmo preparo que o b, restaurados com resinas diretas (Single bond /Filtek Z250); e)- mesmo que o c, restaurado com resina composta indireta (Artglass/SingleBond/Rely X), f)- mesmo que o c, restaurado com resina composta indireta (Targis/Single Bond/Rely X); g)- mesmo que o c, restaurado com cerâmica indireta (Empress/Single Bond/Rely X). As amostras foram submetidas à força compressiva axial em uma máquina de teste Universal de 0,5 mm/minuto, utilizando uma esfera de aço de 8 mm de diâmetro. Como resultado obtiveram: a)- 1,91

kN; b)- 1,06 kN; c)- 0,93 kN; d)- 1,45 kN ;e)- 1,81 kN; f)- 1,81 kN; g)- 1,77 kN. Os dentes restaurados com resinas diretas aumentaram a resistência à fratura. Entretanto não houve diferenças significantes entre os grupos, o que demonstra que restaurações indiretas podem ser utilizadas para restaurar dentes que tenham amplas cavidades.

Freitas et al.⁴¹ avaliaram a resistência à fratura de pré-molares superiores intactos e restaurados. Trinta dentes não cariados foram divididos em três grupos de 10 dentes cada. Foram submetidos a testes mecânicos para avaliar a resistência à fratura. Grupo 1: dentes hígidos, Grupo 2: dentes receberam preparos tipo MOD e foram restaurados diretamente com resina composta e o Grupo 3: dentes receberam preparos tipo MOD e foram restaurados com *inlay* cerômero colocados com técnica indireta. Depois da confecção das restaurações, os dentes foram estocados a 37°C por 24 horas e então termociclados por 500 ciclos a temperaturas entre 5°C e 55°C. Os autores observaram que o grupo 3 necessitou de mais força para ruptura do que o grupo 1. Não houve diferenças significantes entre os grupos 1 e 2 ou entre os grupos 2 e 3. Concluíram que cavidades classe II restauradas indiretamente com *inlay* de cerômero teve a resistência aumentada comparada ao dente intacto. A resistência à fratura de dentes restaurados com resina composta não foi significantemente diferente quando comparado aos outros dentes restaurados com o cerômero e intactos.

Burmann et al.¹⁶ avaliaram a resistência à fratura de pré-molares restaurados com diferentes materiais: resina composta (Z-100/Single Bond 3M-ESPE); RMF (Pors-on 4 – Pd-Ag), cerâmica de baixa fusão (Fortune) e resina composta para uso indireto (Art Glass – Heareus Kulzer), As restaurações indiretas foram cimentadas com o sistema Scotchbond Multiuso Plus/Resin Cement (3M-ESPE) ou Bond 1/Cement-It (Pentron). Como grupo controle, foram usados dentes hígidos, enquanto que o controle negativo foi constituído por dentes com cavidades MOD, tipo *inlay* não restauradas. As cavidades MOD foram padronizadas em

dispositivo específico com dimensões de 1,86 mm (base) x 2,60 mm (cavo superficial) x 2,00 mm (profundidade média). A técnica restauradora para todos os grupos foi conduzida de acordo com as instruções dos fabricantes dos sistemas restauradores utilizados. Todos os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de resistência à fratura em uma máquina de ensaio Universal com velocidade de 0,5mm/min. A análise estatística dos dados (ANOVA e Tukey) revelou semelhança entre a média de resistência à fratura do grupo de dentes hígidos (192,89 Kgf/cm²) e a obtida nos grupos dos dentes restaurados com os diferentes materiais (de 134,89 a 192,58 Kgf/cm²); já a resistência à fratura do grupo dos dentes apenas preparados (47,56 Kgf/cm²) foi estatisticamente inferior à de todos os outros grupos.

Dillenburg e Mezzomo²⁶ compararam a resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações *inlays* de polímeros de vidro e cerâmica. Foram utilizados 32 dentes pré-molares superiores hígidos, extraídos por razões ortodônticas e divididos aleatoriamente em quatro grupos de oito amostras cada. O Grupo 1 permaneceu hígido, os Grupos 2, 3 e 4 receberam preparos cavitários MOD sem proteção de cúspide. Os dentes do Grupo 2 permaneceram sem restaurações; no Grupo 3, receberam restaurações *inlays* de polímeros de vidro (Artglass-Heareus Kulzer) e, no Grupo 4, receberam restaurações *inlays* de cerâmica (Duceram). Todas as restaurações foram cimentadas com o mesmo sistema de cimentação resinoso (Resin Cement – 3M), associado ao sistema adesivo dentinário (Scotchbond MP Plus, 3M – USA) e à técnica de condicionamento ácido total. As amostras foram submetidas à ação de uma carga de compressão axial, através de um cilindro de 10,0 mm de diâmetro, em uma máquina de ensaio universal, a uma velocidade de 1,0 mm/min, até que ocorresse a fratura. Não houve diferença estatística significativa entre os Grupos 3 e 4; ocorreu diferença estatística significativa entre o Grupo 2 e os Grupos 1, 3 e 4. Também ocorreu diferença estatística significativa entre os Grupos 2 e 3 e Grupo 1

(hígidos). A média dos resultados de resistência à fratura dos Grupos 3 e 4 correspondeu a 80% e 77%, respectivamente, quando comparada com a do Grupo 1.

Miranda et al.⁶⁶ compararam a microdureza de quatro resinas compostas indiretas. Os autores obtiveram quarenta amostras cilíndricas com o auxílio de uma matriz de teflon, seguindo-se as recomendações dos fabricantes. Foram obtidas 10 amostras para cada material testado, constituindo 4 grupos (n=10) como se segue: G1- Artglass; G2- Sinfony; G3- Solidex; G4- Targis. A microdureza foi determinada pela técnica da edentação Vickers com uma carga de 300g por 10 segundos. Quatro edentações foram realizadas em cada amostra, obtendo-se um valor médio. Os dados da análise estatística descritiva para cada condição experimental foram: G1-Artglass (média \pm desvio padrão: 55,26 \pm 1,15 HVN; mediana: 52,6); G2-Sinfony (31,22 \pm 0,65 HVN; 31,30); G3- Solidex (52,25 \pm 1,55 HVN; 52,60); G4- Targis (72,14 \pm 2,82 HVN; 73,30). Uma análise exploratória dos dados foi realizada para determinar o teste estatístico mais apropriado: a)- Teste de Levene para variâncias homogêneas; b) Teste de ANOVA (Kruskal-Wallis); c) Teste de comparação múltipla de Dunn. O Targis apresentou os maiores valores de microdureza, enquanto que o Sinfony apresentou os menores valores. O Artglass e o Solidex se comportaram como materiais intermediários. Estes resultados indicaram que propriedades mecânicas distintas puderam ser observadas nos materiais. A composição de cada material, bem como as variações nos métodos de polimerização, foram as possíveis responsáveis pelas diferenças observadas na microdureza. Portanto, materiais resinosos indiretos que garantam estética e propriedades mecânicas satisfatórias puderam ser considerados como substitutos dos dentes naturais.

Shor et al.⁸⁰ compararam a vida útil de pré-molares superiores restaurados com compósitos diretos e cerâmicas “*inlays*” indiretas em cavidades MOD. 10 pré-molares foram divididos em 2 grupos

Os dentes do Grupo 1 foram restaurados com resina Filtek™Z250 (3M-ESPE) adesivo Single Bond (3M-ESPE) e os dentes do Grupo 2 foram restaurados com IPS-Empress (Ivoclar), os quais foram condicionados com adesivo Single Bond (3M-ESPE) e cimentados com cimento resinoso RelyX (3M-ESPE). Sob o teste de aplicação de carga de 11,17 Kg, as medidas de tensão foram gravadas em um medidor eletrônico de resistência colados na superfície vestibular. Essas tensões foram gravadas para o dente intacto, cavidade preparada e os dentes restaurados. Essas medidas de tensão foram usadas para calcular os valores relativos da necessidade de cada dente. A carga de estresse foi aplicada até a perda da estrutura do dente e foi registrada pelo *strain gauge*. O teste ANOVA mostrou que não houve diferença significativa entre o dente restaurado e o intacto, e nenhuma diferença significativa no ciclo de tensão entre os dois grupos. Os autores concluíram que existe deficiência adesiva e coesiva nos dois grupos restaurados indicando que a união adesiva não foi o único ponto fraco destas restaurações.

St-Georges et al.⁸⁶ realizaram um estudo na tentativa de medir e comparar a resistência dos dentes pré-molares superiores humanos hígidos, preparados e restaurados. Para isso, cinquenta pré-molares superiores foram divididos em cinco grupos de 10 dentes cada, os quais foram embutidos em resina acrílica autopolimerizável. No primeiro grupo não foi realizado nenhum tipo de tratamento (controle), nos outros quatro, foram realizados preparos tipo MOD, com peça de mão refrigerada. No grupo 1, as cavidades foram restauradas com *inlays* cerâmicos CAD/CAM. Nos dois grupos seguintes, as cavidades foram restauradas com *inlays* de resina CAD/CAM (condicionamento ácido, ou jateamento), no grupo final os dentes foram preparados, mas não foram restaurados. Os espécimes foram testados individualmente em uma máquina universal de ensaio a qual foi montadas uma ponta esférica de aço de 4,82 mm de diâmetro com velocidade de 0.5 mm por minuto. A extremidade da esfera tocou nas cristas vestibular e lingual além das

margens da restauração. O pico de carga de fratura foi medido para cada espécime. As medidas foram calculadas e analisadas pela análise de variância ($p \leq .05$). Os resultados mostraram que preparos tipo MOD enfraqueceram os dentes em aproximadamente 59%. As restaurações tipo *inlays* de cerâmica ou resina não foram capazes de reforçar significativamente os dentes quando submetidas a esse tipo de teste. Os dentes restaurados com *inlays* de resina indireta, seguindo as recomendações do fabricante, tiveram uma maior resistência à fratura. Os autores concluíram que, dentro das limitações do estudo, sob estatística do teste de compressão, restaurações *inlays* adesivas não reforçaram os pré-molares restaurados em grandes cavidades tipo MOD.

Soares et al.⁸² avaliaram *in vitro* a resistência à fratura de sessenta molares inferiores restaurados com quatro materiais: cerâmica feldspática (Duceram LFC) e três resinas compostas laboratoriais (Solidex, Artglass e Targis). Preparos tipo *inlay* MOD foram realizados numa cavidade padronizada. A seguir, os dentes foram moldados e as restaurações foram preparadas seguindo as orientações dos fabricantes. As *inlays* foram cimentados com o cimento resinoso RelyX e armazenado a 37°C e 100% de umidade por 24 horas. As amostras foram submetidas a uma compressão axial com velocidade de 0,5mm/min. Análises estatísticas pelo método ANOVA e teste de multicomparação Tukey revelaram que os dentes restaurados com material cerâmico Duceram LFC ($205,44 \pm 39,51$ Kgf) mostraram resistência à fratura estatisticamente inferior que os outros três grupos restaurados com compósitos diretos (Solidex $293,16 \pm 45,86$ Kgf), (Artglass $299,87 \pm 41,08$ Kgf) e (Targis $304,23 \pm 52,52$ Kgf).

Santos e Bezerra⁷⁸ avaliaram a resistência à fratura de dentes restaurados usando duas técnicas adesivas diretas e duas indiretas. Foram utilizados 40 pré-molares superiores, os quais foram divididos aleatoriamente em 4 grupos de 10: Grupo 1- dentes hígidos; Grupo 2- dentes com preparo de cavidade tipo MOD tratados

endodonticamente e não restaurados; Grupos 3- dentes preparados com cavidades tipo MOD e restaurados pela técnica direta (Z100 – 3M ESPE); e Grupo 4- dentes preparados com cavidades tipo MOD e restaurados com *inlays* cerâmicos (IPS Empress, Ivoclar-Vivadent). Os espécimes foram seqüencialmente submetidos a um teste de compressão axial usando uma esfera de aço de 8 mm de diâmetro com velocidade de 0.5mm/min até a fratura. As médias da força de compressão para causar fratura das cúspides dos quatro grupos experimentais foram: G1- 138,4 Kg; G2- 49 Kg; G3- 105,4 Kg e G4- 82,7 Kg. Análise tipo ANOVA e teste de Tukey mostraram que as cavidades preparadas enfraqueceram significativamente a estrutura remanescente dos dentes. A resistência à fratura de dentes restaurados usando compósitos diretos não mostraram diferenças significantes dos dentes restaurados comparados à *inlays* cerâmicos ($p > 0.05$). Nenhum dos materiais analisados foi capaz de recuperar completamente a resistência à fratura perdida durante o preparo da cavidade. Os autores concluíram que o preparo da cavidade enfraqueceu o remanescente estrutural dentário. Restaurações adesivas diretas e indiretas podem restabelecer parcialmente a resistência à fratura dos dentes enfraquecidos pelo preparo cavitário.

Fleming et al.³⁹ investigaram os efeitos da contração de polimerização de quatro materiais restauradores no movimento das cúspides, grau de conversão (GC) e microinfiltração cérvico gengival das restaurações tipo MOD realizadas através da técnica incremental em dentes pré-molares superiores usando um protocolo de polimerização *soft start*. Para isso, 40 dentes pré-molares superiores foram submetidos a um preparo padrão de uma cavidade tipo MOD grande. Foi realizada uma seqüência de polimerização *soft start* para cada material restaurador. O material foi colocado em 8 incrementos com um sistema adesivo compatível. Um medidor de tensão tipo *gauge* de canal gêmeo, possibilitou uma medição individual da deflexão das cúspides em cada estágio de polimerização. Os dentes restaurados foram termociclados

após serem imersos em corante de fucsina básica a 0,2% por 24 horas. Depois disso os dentes foram seccionados num plano méso-distal e estas secções foram examinadas para avaliar a microinfiltração cervical. O grau de conversão também foi avaliado através de reflexão difusa sob um transformador espectrofotômetro infravermelho Fourier. Os resultados mostraram um aumento significativo no movimento da cúspide do grupo Z100 ($20,06 \pm 4,71$) comparado com Filtek™ Z250 ($16,52 \pm 3,26$), P60 ($14,23 \pm 3,71$) e Admira ($11,11 \pm 2,47$). Não foram encontradas reduções significativas nos movimentos das cúspides quando comparados com estudos anteriores onde um protocolo de polimerização padrão de grande intensidade foi empregado. Também não foram encontradas diferenças significativas entre os materiais quanto aos resultados da microinfiltração cérvico-gengival ou grau de conversão em valores, tanto pelo sistema de polimerização *soft start*, quanto pelo sistema de polimerização padrão. Os autores concluíram que embora o tipo de material utilizado seja um fator importante, o uso da polimerização *soft start*, comparada com a polimerização padrão não demonstrou redução no movimento das cúspides envolvidas, grau de conversão (GC) ou microinfiltração gengival na margem cavo superficial da dentina nas cavidades restauradas com resina.

Lee et al.⁵⁸ avaliaram a deflexão das cúspides pela contração de polimerização durante a restauração de cavidades tipo MOD em pré-molares restaurados com compósitos e examinaram a influência da dimensão da cavidade, fator C e preparo da restauração na deflexão das cúspides. Para isso foram utilizados 30 pré-molares superiores hígidos de tamanhos similares, preparados em quatro diferentes tamanhos de cavidades MOD e divididos em 6 grupos. A largura e a profundidade da parede pulpar das cavidades foram as seguintes: Grupo 1 – 1,5 x 1,0mm; Grupo 2 – 1,5 x 2,0 mm; Grupo 3 – 3 x 1,0 mm e Grupos 4 a 6 – 3 x 2,0 mm. Os grupos de 1 a 4 foram restaurados usando apenas um incremento, o grupo 5 foi restaurado utilizando a técnica incremental e

o Grupo 6, foi restaurado através de técnica indireta *inlay*. As deflexões das cúspides foram medidas utilizando transdutores LVDT e comparadas entre os grupos usando os testes ANOVA e SCHEFFE e uma análise comparativa foi realizada. Os resultados obtidos foram para as deflexões das cúspides dos grupos 1 ao 4: G1 – 12,1 (\pm 2,2), G2- 17,2 (\pm 1,9), G3 – 16,2 (\pm 0,8), G4- 26,4 (\pm 4,2) μ m. Houve uma forte correlação entre o comprimento dividido pela espessura da cúspide remanescente (L^3/T^3) e a deflexão da cúspide. O fator C foi relatado na % de flexão (100 X deflexão da cúspide / largura da cavidade). A deflexão das cúspides dos grupos G5 e G6 foram 17,4 (\pm 2,0) e 17,9 (\pm 1,4) μ m, respectivamente, cujos valores foram muito mais baixos em relação a todos do Grupo 4. Os autores concluíram que a deflexão das cúspides aumentou com o aumento da dimensão da cavidade e do fator C, O uso da técnica restauradora incremental ou uma restauração indireta tipo *inlay*, poderia reduzir a deformação da cúspide.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar com de medidores de tensão (*strain gauge*), a deformação dentária associada à aplicação de carga oclusal em dentes restaurados com *inlays* MOD padronizadas, utilizando dois tipos de materiais para restauração indireta (compósito e cerâmica) e um material para restauração direta (resina composta).

Hipóteses:

- se a deflexão das cúspides dos dentes restaurados pela técnica indireta (*inlays*), foi semelhante ao dente hígido;
- se a deflexão das cúspides dos dentes restaurados pela técnica direta (MOD) foi semelhante ao dente hígido;
- se a ciclagem mecânica interferiu no comportamento dos materiais restauradores.

Hipótese nula: se não houve diferença entre as técnicas e os materiais quando comparadas ao dente hígido.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Seleção e preparo dos dentes

Foram utilizados 60 pré-molares superiores extraídos após indicação ortodôntica e com consentimento livre e esclarecido dos pacientes (protocolo nº088/2005-PH/CEP). Todos os dentes selecionados estavam íntegros e foram congelados em soro fisiológico por 28 dias. Os mesmos foram limpos por meio de raspagem, associados à utilização de pedra pomes e água. Avaliou-se com o auxílio de uma lupa a presença de trincas na estrutura dos dentes. Aqueles que possuísem trincas, cáries ou defeitos de forma foram descartados e substituídos.

Os dentes foram analisados e as dimensões vestibulo-lingual, mesio-distal e gengivo-oclusal foram medidas com auxílio de um paquímetro e analisadas baseando-se nas dimensões médias.



FIGURA 1 - Seleção dos dentes.



FIGURA 2 - Análise das amostras.

Os pré-molares foram agrupados de acordo com o diâmetro e divididos em 10 grupos de 6 em ordem crescente de tamanho e os grupos finais foram formados a partir de um espécime de cada grupo de dez formando assim os grupos que foram analisados. Desta forma a diferença entre as médias dos diâmetros dos pré molares dos mesmos grupos não ultrapassou 1 mm.

Foi desenvolvido um dispositivo para a inclusão dos corpos de prova.



FIGURA 3 - Dispositivo de inclusão dos corpos de prova.

Cada amostra foi fixada em uma base de resina acrílica autopolimerizável através de suas raízes até o nível cervical a 2 mm aquém da junção cimento-esmalte.

Essa inserção foi realizada com o auxílio de um delineador que foi mantido em posição até a completa polimerização da resina.

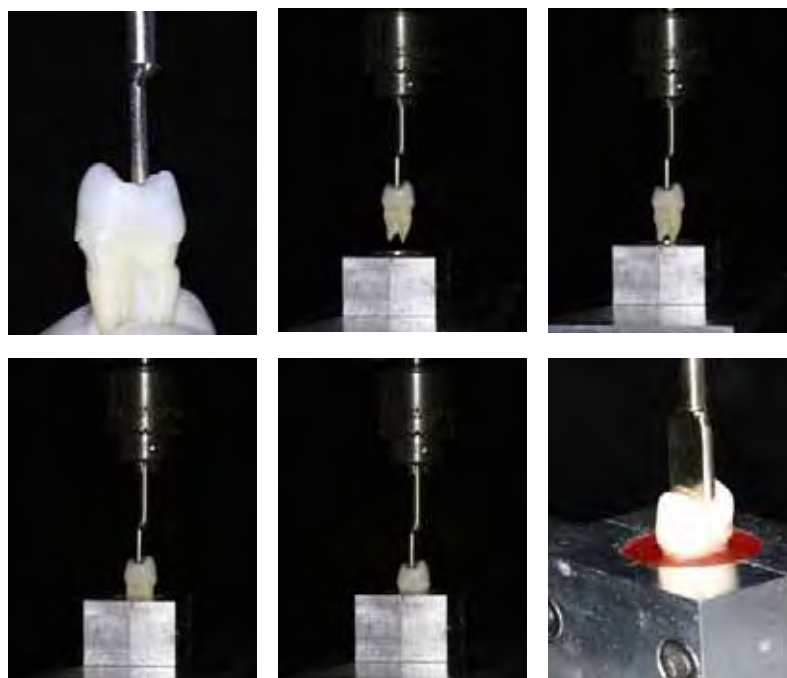


FIGURA 4 - Seqüência de inclusão dos cp.

4.2 Constituição dos grupos

Após a inclusão dos dentes foi feita a divisão em 6 grupos com 10 dentes cada sendo que o Grupo 1 não recebeu nenhum tipo de preparo e foi denominado controle. Os demais dentes receberam preparo cavitário tipo MOD padronizados com ponta diamantada tronco cônica com ângulos arredondados (KG Sorensen- 3131). Os grupos formados foram: Grupo 2 - dente preparado com cavidade tipo MOD padronizada e

não restaurado, Grupo 3 - dente preparado com cavidade tipo MOD padronizada e restaurado com resina composta Filtek™Z350 (3M ESPE) pela técnica direta, Grupo 4- dente preparado com cavidade tipo MOD padronizada e restaurado com resina composta Sinfony (3M ESPE) pela técnica indireta, Grupo 5- dente preparado com cavidade tipo MOD padronizada e restaurado com o sistema cerâmico IPS Empress 2 (Ivoclar – Vivadent) e Grupo 6 - dente preparado com cavidade tipo MOD padronizada e restaurado com o sistema CEREC inLab CAD/CAM (Vita). Cada grupo foi incluído em uma cor diferente de resina acrílica para facilitar sua identificação.



FIGURA 5 – Corpos-de-prova incluídos em cores diferentes para diferenciar grupos.

4.3 Preparos cavitários

Uma caneta de alta rotação sob refrigeração foi fixada em uma base de microscópio óptico modificado, que possibilitou obter desgastes os mais paralelos possíveis ao longo eixo do dente.

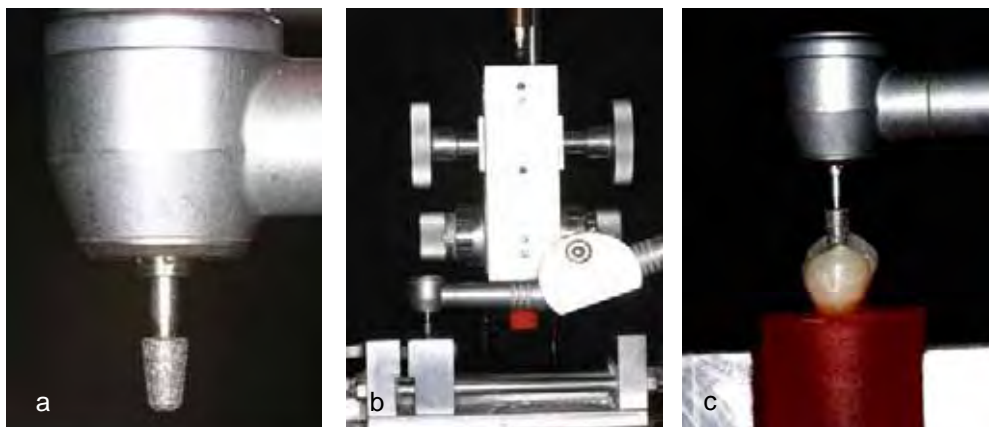


FIGURA 6 - Sequência de montagem e preparo padronizado dos pré-molares: a) alta rotação com ponta diamantada tronco cônica 3131 KG Sorensen; b) alta rotação montada em microscópio óptico; c) preparo oclusal.

A referência de penetração inicial foi o sulco central. Em todos os preparos, foram realizados acabamento com ponta diamantada (KG Sorensen-3131F) que foram trocadas a cada preparo. Os preparos foram confeccionados com profundidade de 2 mm na caixa oclusal e 4 mm nas caixas proximais. A abertura do ístmo foi de um terço da distância entre as cúspides vestibular e lingual. O ângulo cavo-superficial reto e os ângulos internos arredondados. As paredes pulpar e gengival perpendiculares ao longo eixo do dente e as paredes vestibular, lingual e axial da caixa proximal com expulsividade de 12 graus.

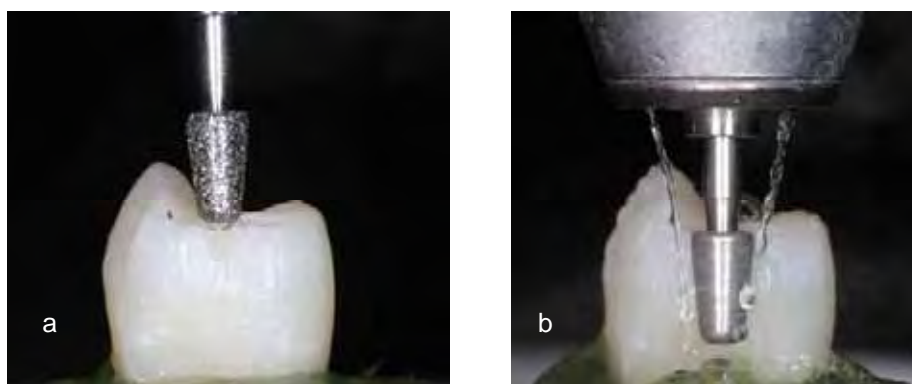


FIGURA 7- Execução do preparo cavitário tipo MOD padronizado: a) preparo oclusal; b) preparo proximal.

4.4 Confeção das restaurações diretas e indiretas

Os materiais utilizados na confecção das restaurações estão distribuídos na Quadro 1.

Quadro 1 - Materiais restauradores utilizados.

GRUPOS	CLASSIFICAÇÃO	MAT. REST./FABRIC.	COMPOSIÇÃO
Grupo 3	Resina Composta Direta Fotopolimerizável	Filtek™ 350/ 3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, Bis_EMA,TEGDMA(em menor quantidade).
Grupo 4	Compósito Indireto	Sinfony/3M ESPE	Monômeros(48%), Vidro(40%), Dióxido de silício(5%), Ionômero de vidro(5%), Silano(1%), Agente iniciador(1%).
Grupo 5	Cerâmica Injetada	IPS-Empress2/ Ivoclar	Dissilicato de lítio (SiO ₂ -Li ₂ O) e Ortofosfato de lítio (Li ₃ PO ₄)
Grupo 6	Blocos de Porcelana – Sistema CEREC	VitamarkII/ Vitablok Vitazanzfabrik	Porcelana feldspática com estrutura homogênea de grãos finos.

Os grupos 1 e 2, não receberam qualquer tipo de material restaurador. Os grupos formados foram:

- a) grupo 1 (dentes hígidos - controle): esse grupo não recebeu nenhum tipo de tratamento.
- b) grupo 2 (dente preparado e não restaurado): esse grupo foi preparado segundo os princípios descritos anteriormente, porém não recebeu qualquer tipo de tratamento restaurador e sobre ele foi aplicada uma força de 100N.



FIGURA 8- Pré-molar preparado e não restaurado: a) início do preparo; b) caixa proximal.

c) grupo 3: (dente restaurado com resina composta direta Filtek™Z350 3M): esse grupo recebeu o mesmo preparo cavitário que os grupos anteriores.



FIGURA 9- *Inlay* de resina composta direta: a) resina Filtek™ Z350 3M ESPE; b) fotoativação do sistema adesivo; c) restauração finalizada.

Após o preparo, foi realizada profilaxia com pedra pomes e água. Todas as paredes do preparo foram condicionadas com ácido fosfórico 37% na forma de gel por 15 segundos (Scotch Bond Etchant-3M ESPE AG) e lavados por 30 segundos. A cavidade foi levemente seca com o auxílio de papel absorvente tomando-se o cuidado de não ressecá-la. O sistema adesivo foi então aplicado em duas camadas e colocado um leve jato de ar durante 5 segundos para que todo o solvente fosse

evaporado. A polimerização ocorreu por 10 segundos em cada face dos dentes. A inserção da resina composta foi iniciada a partir das caixas proximais segundo a técnica incremental descrita por Wieczkowski Júnior et al.⁹¹ em 8 incrementos. Desta forma, a resina foi aplicada diagonalmente de forma que a superfície vestibular e lingual não seja ligada por um incremento. O aparelho de luz utilizado foi o XL 3000 - 3M/ESPE (St. Paul, USA; 500 mW/cm²). A luz foi posicionada o mais próximo possível do incremento sem tocá-lo, seguindo-se o tempo de polimerização recomendado pelo fabricante de 20 segundos.

c) grupo 4: (dente restaurado com resina composta indireta Sinfony – 3M ESPE).

Segundo o fabricante, esta categoria de material restaurador é um compósito de partículas ultra-finas que contém dois tipos de cargas: macropartícula (vidro de estrôncio-alumínio-borosilicato com partículas de diâmetro médio de 0,5-0,7 µm; 40% em peso) e micropartícula (sílica pirogênica, 5% em peso) que tem a capacidade de se inserir dentro dos espaços presentes entre as macropartículas. Uma característica inovadora neste compósito foi a adição de ionômero de vidro especial (5%), que modifica as características superficiais do compósito, de forma a minimizar o potencial de acúmulo de biofilme dental. Ao mesmo tempo, a adição deste componente não altera as demais propriedades favoráveis do material.

No que diz respeito à matriz resinosa do material, um novo sistema de monômeros desenvolvidos não contém Bis-GMA ou TEGDMA, e sim um sistema resinoso a base de UDMA. Tal sistema é composto por uma mistura de monômeros alifáticos e cicloalifáticos que permite o alcance de propriedades melhores, tais como: baixa contração de polimerização, baixa volatilização, mínima absorção de água, baixa viscosidade, alta reatividade, resistência à compressão, à flexão e ao

desgaste, enquanto que simultaneamente, retém tenacidade satisfatória e, portanto, alta resistência ao impacto.

A resina Sinfony, segundo o fabricante, dispõe de duas unidades para polimerização. A *Visio Alfa* (3M ESPE) é a unidade de luz para pré-polimerização, onde durante 5 segundos polimeriza cada camada de resina (não superior a 2 mm), facilitando a confecção do trabalho final. Já a unidade de luz para polimerização final, sob vácuo e luz é a *Visio Beta Vario* (3M ESPE), onde durante 1 minuto ocorre apenas a polimerização por luz e logo em seguida por 14 minutos a polimerização se dá sob luz e vácuo. Com esta unidade ocorre a polimerização a vácuo da camada de dispersão (aumentando a dureza superficial e dando maior retenção do polimento) e a completa decomposição do foto iniciador (aumentando a longevidade e estabilidade de cor). A *Visio Beta bomba a vácuo* é usada em conjunto com a unidade de luz *Visio Beta Vario*, para obtenção do vácuo.

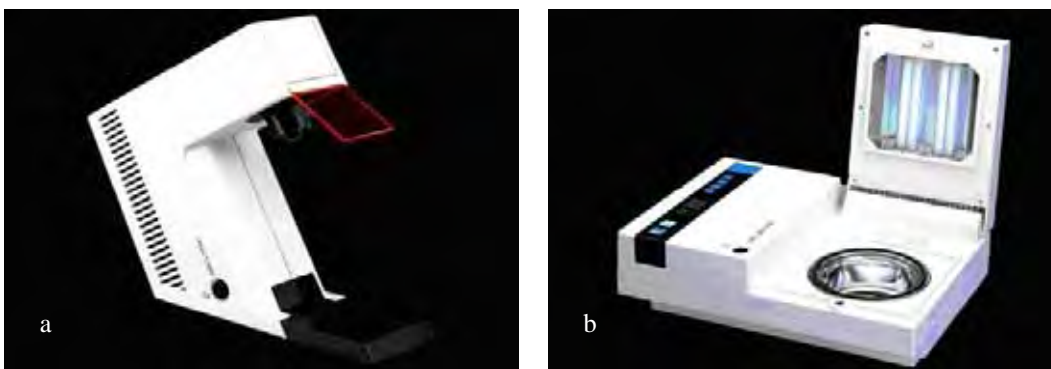


FIGURA 10-Sistema Sinfony a) unidade Visio Alfa; b) unidade Visio Beta Vario.

Este grupo recebeu o mesmo tipo de preparo e acabamento que os grupos anteriores. Para a realização das moldagens, foi desenvolvido um dispositivo para que fosse possível manter constante a pressão durante o processo de moldagem dos dentes.



FIGURA 11-Delineador acoplado a dispositivo de moldagem a) moldeira acoplada a ponta analisadora durante a moldagem.

A moldagem foi realizada com silicone por reação de adição (Aquasil Ultra LV-Dentsply), com um dispositivo criado para essa finalidade. Esse dispositivo foi desenvolvido a partir de um delineador, uma vez que a inserção desorientada do material de moldagem poderia ocasionar alterações no molde e no resultado final da adaptação marginal. Na base do delineador, foi fixado um suporte para o conjunto dente/resina acrílica. Na haste vertical móvel acoplado ao mandril das pontas analisadoras, foi confeccionada uma haste sustentando uma moldeira perfurada nas dimensões suficientes para moldar o conjunto dente/resina acrílica, tendo como anteparo o suporte fixado na base do delineador.

A manipulação do material de moldagem foi realizada de acordo com as recomendações do fabricante. A massa densa foi colocada na moldeira, enquanto que o fluido foi distribuído sobre o dente com auxílio de uma pistola com ponta misturadora inerente do sistema de moldagem. O conjunto foi mantido em posição durante 4 minutos sob pressão constante. O gesso utilizado para confecção dos modelos sobre os quais foram confeccionadas as restaurações do sistema Sinfony e IPS

Empress 2, foi o Durone IV (Dentsply). Que foi proporcionado pó/líquido (100 g/19 ml), manipulado á vácuo por 40 segundos, conforme as instruções do fabricante, vertido nos moldes em pequenas porções com auxílio de um pincel, com os moldes em vibração constante, e armazenado em câmara de umidade até a presa final.

Os troquéis foram confeccionados e enviados ao laboratório particular para que todas as restaurações fossem realizadas por um único técnico a fim de uma padronização na sua confecção.

A adaptação dessas restaurações foi avaliada com auxílio de uma sonda exploradora.

- d) grupo 5 (dente restaurado com porcelana de dissilicato de lítio –IPS Empress 2 – Ivoclar Vivadent): esse grupo recebeu o mesmo preparo e acabamento e moldagem descrita anteriormente.

Após a confecção dos troquéis, as cavidades foram delimitadas com lápis e receberam camadas do espaçador. A seguir foi realizado o enceramento das incrustações com cera. Os procedimentos de inclusão, fundição e limpeza da porcelana seguiram as especificações do fabricante.

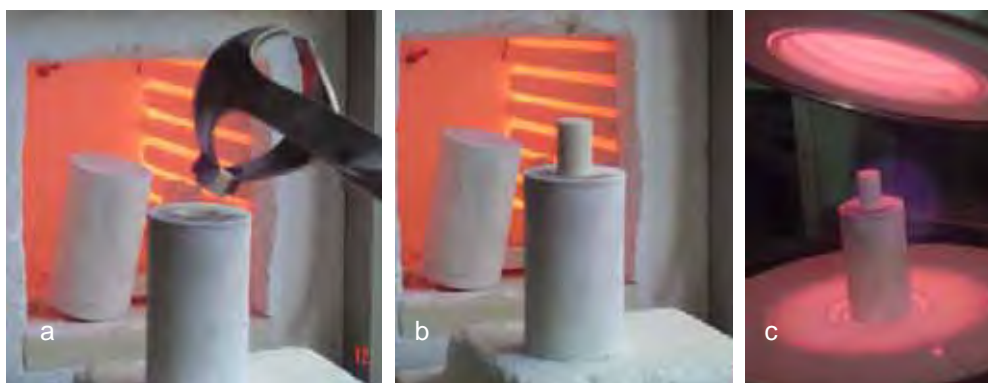


FIGURA 12- Sistema Empress 2: a) pastilha de cerâmica sendo colocada no cilindro; b) cilindro posicionado sobre a pastilha; c) cilindro de revestimento com pistão posicionado no centro do forno EP600.

- e) grupo 6: (dente restaurado com o sistema CEREC – Vita Mark II – VITA): este grupo recebeu o mesmo preparo, mesma técnica de moldagem descrita nos grupos anteriores.

O sistema CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) é uma moderna aplicação da tecnologia informática para criação de restaurações com cerâmica pura. O sistema CEREC inLab (Sirona Dental Systems) é uma tecnologia CAD/CAM com aplicação no mercado odontológico para uso em laboratório comercial. Para os modelos, onde foram confeccionadas as restaurações do sistema CEREC inLab foram utilizados blocos de cerâmica feldspática (Vita Blocs Mark II for CEREC-Vita), tamanho I8. As imagens digitalizadas das dimensões dos modelos foram obtidas através de um escaneamento (Scanner Ineos) (Figura 11) feito de cada modelo, onde a imagem foi enviada a um *software* (versão 2.8R2402), que permitiu elaborar e visualizar a futura restauração (Figura 12) e comandar o corte dos blocos cerâmicos em uma máquina (CEREC Scan-Sirona), em modo endo, que permite adaptação interna mais precisa, com pontas diamantadas especiais para o motor direito (Stepbur nº10-Sirona) de corte externo da restauração e motor esquerdo (Cone-Sharped Cylinder diamond diâmetro 1,6 mm-Sirona) de corte interno, irrigadas por líquido lubrificante Dentatec diluído em água (Figura 13). Utilizou-se o gesso CAM-base (Dentona AG-Kordental), que permite que os modelos sejam escaneados pelos aparatos do sistema, para obtenção da imagem digital. O gesso foi proporcionado pó/líquido (100 gr/20 ml), manipulado a vácuo por 120 segundos, conforme as instruções do fabricante, vertido nos moldes em pequenas porções com auxílio de um pincel, com vibração constante, e armazenada em câmara de umidade até presa final. Os troquéis foram confeccionados e enviados ao laboratório comercial para que todas as restaurações fossem realizadas por um único técnico a fim de uma

padronização na sua confecção. A restauração final foi cimentada ao dente de forma adesiva.



FIGURA 13- Modelo em gesso CAM-base sendo escaneado por Scanner Ineos.

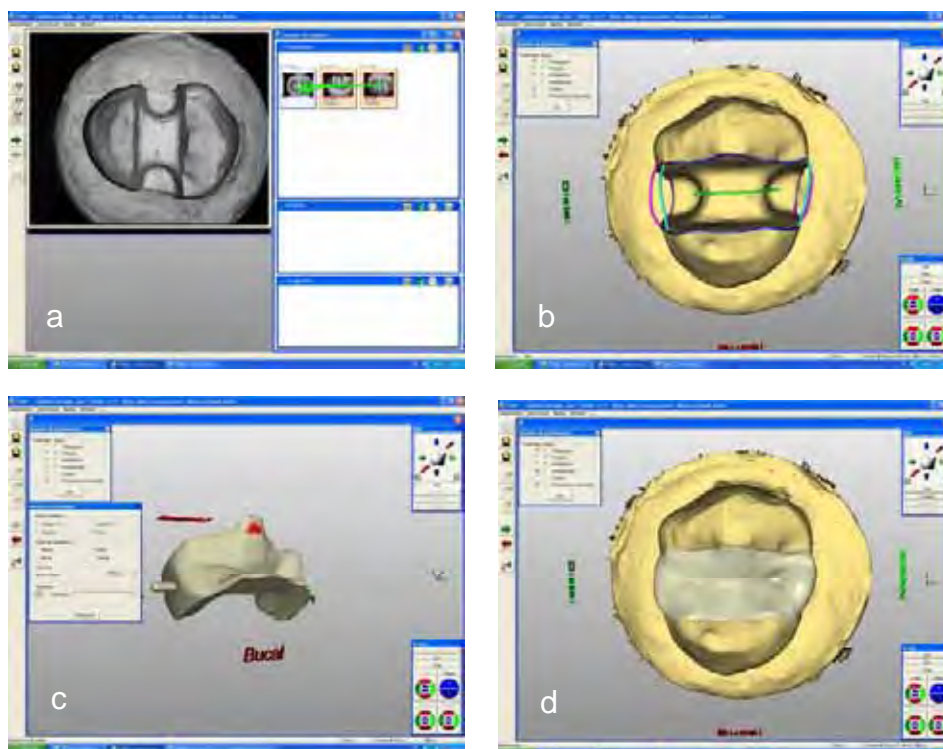


FIGURA 14- Seqüência digitalizada sistema CEREC CAD/CAM: a) Imagem do preparo digitalizada; b) software dimensionando a futura restauração; c) perspectiva da restauração; d) perspectiva da restauração posicionada no modelo, pronta para usinagem.

O material utilizado para uso com o sistema CEREC inLab foi o bloco de cerâmica feldspática de grão fino Vita Mark II (Vita Zahnfabrik). (Figura 15)



FIGURA 15- a) bloco do sistema CEREC – Vita Mark II; b) execução de restauração tipo *inlay*; c) *inlay* finalizada.

4.5 Cimentação

As restaurações foram ajustadas com o auxílio de um carbono spray (Occlude – Pascal) evidenciador de contatos. Foi realizada profilaxia com pedra pomes e água. A seguir, todas as paredes do preparo foram condicionadas com ácido fosfórico 37% na forma de gel por 15 segundos (Scotch Bond Etchant-3M ESPE AG) e lavados por 30 segundos. A cavidade foi levemente seca com o auxílio de papel absorvente. O sistema adesivo foi então aplicado em duas camadas e um jato de ar foi levemente direcionado durante 5 segundos para que todo o solvente fosse evaporado. A fotoativação foi efetuada por 10 segundos em cada face dos dentes. Nas restaurações cerâmicas foi feito um pré-tratamento para cimentação adesiva. Nas restaurações de IPS Empress

2, foi feito um condicionamento com ácido fluorídrico a 10% (Condicionador de porcelanas-Dentsply) por 20 segundos e nas restaurações do sistema CEREC inLab, foi utilizado o mesmo ácido, porém por 60 segundos, conforme as recomendações do fabricante. Nessas restaurações também foi feito o tratamento com silano, aplicando o agente silano (3M RelyX Ceramic Primer-3M) recomendado pelo fabricante do cimento (RelyX-3M), executando a secagem por 5 segundos e deixando-o agir por 5 minutos.

O cimento resinoso adesivo (RelyX-3M), foi proporcionado em quantidade apropriada conforme as instruções do fabricante, e manipulado por 10 segundos sobre um bloco de espatulação. Aplicado e distribuído sobre as superfícies internas das restaurações, as quais foram assentadas sobre os dentes preparados com uma leve pressão digital. Os dentes foram levados e posicionados em um dispositivo elaborado especialmente para padronizar a força de cimentação, e obter equilíbrio dos corpos, zerando a somatória das forças e momentos de força sobre um eixo, conseguindo cimentação sob pressão constante. A força exercida foi de 1,5 kgf por 10 minutos. Os excessos do cimento foram removidos após 3-5 minutos e, em cada face do dente, foi realizada a fotoativação por 40 segundos.

Cada dente recebeu acabamento e polimento na linha de cimentação, dente/cimento/restauração, com discos de lixa (Sof-lex-3M), utilizados em ordem decrescente de granulação.

Quadro 2 - Materiais utilizados na cimentação.

CLASSIFICAÇÃO	MATERIAL	COMPOSIÇÃO	FABRICANTE
Condicionamento Ácido	Scotch Bond Etchant	Ácido fosfórico a 37%	3M ESPE
Adesivo Dentinário	Sistema Adesivo Adper™ Single Bond	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, copolímero funcional de metacrilato, etanol, água, sistema fotoiniciador	3M ESPE
Condicionador de cerâmica	Gel de ácido fluorídrico	Ácido fluorídrico a 10%	Dentsply
Agente de Ligação	Silano	Primer e Ativador	Dentsply
Cimento Resinoso Adesivo	RelyX ARC	Bis-GMA, TEGDMA, partículas inorgânicas de zircônia/sílica, auto e fotoiniciadores, pigmentos	3M ESPE

Quadro 3 - Outros materiais utilizados.

CLASSIFICAÇÃO	MATERIAL FABRICANTE	COMPOSIÇÃO E/OU CARACTERÍSTICAS	FABRICANTE
Pontas Diamantadas	Nº 3131e Nº 3131F	Pontas diamantadas para confecção de preparos tipo MOD para <i>inlays</i>	KG Sorensen
Medidores de Tensão	Stain-gauge mod 060BG	Resistência elétrica	Excel Sensores
Gesso Especial	Durone IV	Gesso de baixa expansão microgranulado	Dentsply
Gesso tipo CAM	Dentona	Gesso enriquecido com dióxido de titânio	Dentona
Adesivo	Superbonder	Cianoacrilato para colagem dos <i>Strain-gauges</i>	Loctite® Henkel
Material de Moldagem de Precisão	Aquasil -Ultra LV	Silicone de adição com tecnologia " <i>Smart Wetting</i> " a base de siloxano hidrofílico quadrifuncionais	Dentsply
Discos de Contorno e Polimento	Sof-Lex Pop On	Abrasivo a base de dióxido de alumínio e cortado de poliuretano	3M ESPE
Cera para Cerâmica	Crowax	Cera para <i>inlays</i> de baixa contração, excelente raspagem e resistência oclusal	Renfert

4.6 Mensurações

4.6.1 Teste de resistência à fratura: *strain gauge*

Decorridas 24 horas dessa cimentação, foi fixado com cianocrilato, (Loctite Super Bonder® - Henkel Ltda. – SP – Brasil) na face lingual e vestibular de cada dente, de todos os grupos inclusive o controle, um sensor de leitura de tensão, (Modelo 060BG – Excel Sensores Ind. Com. e Exportação Ltda. – SP – Brasil) que foi padronizado em 0,5 mm acima da junção cimento esmalte de cada pré-molar.

Os *strain gauges* foram ligados através de fios a uma máquina de aquisição de dados (ADS 2000 - Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. – SP – Brasil). Essa máquina tem a função de receber sinais advindos da variação da corrente elétrica que percorre os *strain gauges*, amplificando e transformando-os em sinais digitais, que, enviados ao computador, fornecem dados sobre a micro-deformação (μst), sofrida pelo corpo de prova (CP), através do *software* AqDados (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda. – SP – Brasil).

Cada canal correspondia a um canal do aparelho condicionador, na seguinte ordem:

- a) canal ímpar (1): lingual
- b) canal par (2): vestibular

A magnitude de deformação em cada extensômetro linear elétrico foi registrada em micro deformação (μst). Antes de cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado a $\pm 10 \mu\text{st}$, sem estresse no modelo experimental.

Os sensores foram colados a 0,5 mm acima da junção cimento esmalte de cada pré-molar, um na face vestibular e outro na face lingual e foi aplicada sobre o dente, através da colocação na superfície

oclusal de um cilindro (8 mm de diâmetro) tocando nas vertentes internas, uma força de 100N com o auxílio de uma máquina universal de ensaios (EMIC).



FIGURA 16 – Cilindro desenvolvido e utilizado para realização do teste de compressão axial.

4.7 Ciclagem mecânica

Terminadas as mensurações, todos os grupos foram submetidos à ciclagem mecânica

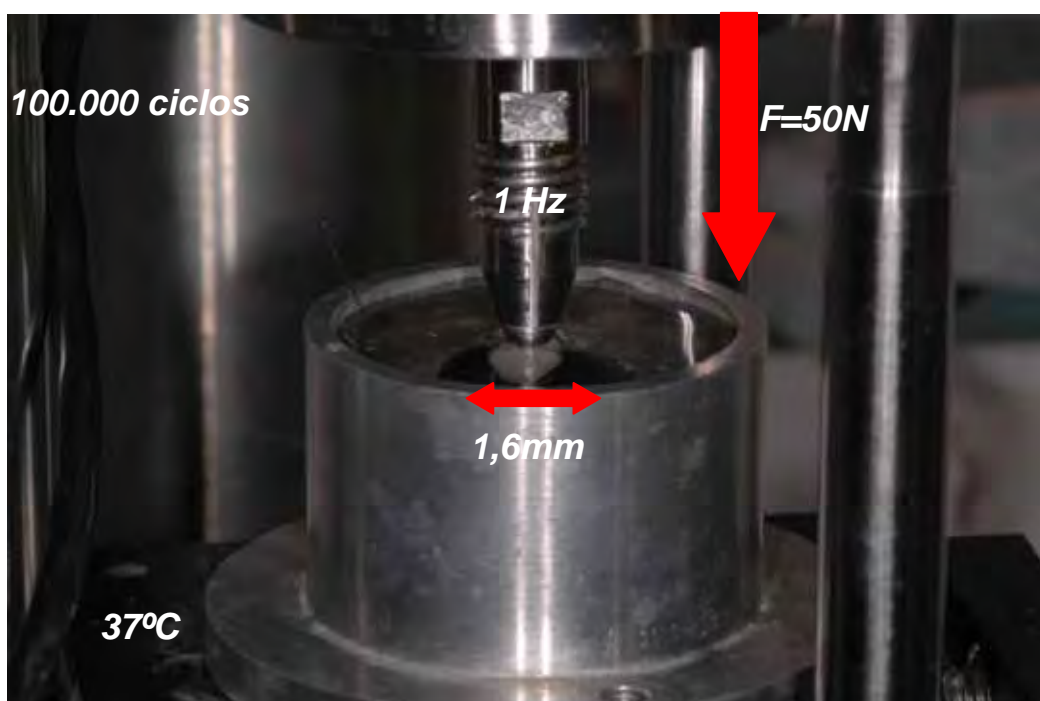


FIGURA 17 – Máquina de ciclagem mecânica em meio aquoso.

Essa máquina conta com um sistema operacional mecânico, elétrico e computacional, e aborda os requisitos que a literatura refere-se quanto à importância da realização da ciclagem mecânica para indução de fadiga.

Este aparato foi projetado objetivando a efetividade quanto às condições de simulação de esforços repetitivos, com reprodução da frequência próxima ao ciclo mastigatório⁵⁰.

Uma haste superior, com ponta de diâmetro de 1,6mm, foi fixada na haste superior da máquina de ciclagem mecânica para que induzisse os impulsos de carga de 50N por 100.000 vezes, com frequência de 1 hz ciclo por segundo. O dispositivo para ensaio foi apoiado na base da máquina onde havia um termostato para que o teste pudesse ser realizado em meio aquoso, à temperatura constante de 37^{o50}. Após a ciclagem, todos os grupos receberam novas mensurações pelo mesmo método anterior (aplicação, pela colocação na superfície oclusal de um cilindro de 8 mm de diâmetro tocando nas vertentes internas, de uma força de 100N com o auxílio de uma máquina universal de ensaios.



FIGURA 18 – Força de 100 N sendo aplicada.

4.8 Análise estatística dos dados

Inicialmente foi realizada análise exploratória dos dados, observando-se que os mesmos atendiam as pressuposições de uma análise paramétrica. Foi então realizada Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas e teste de Tukey para analisar o efeito do tratamento antes de depois da ciclagem. O teste de Dunnett foi usado para comparar cada tratamento com o controle. O nível de significância adotado foi de 5%, utilizando-se o programa SAS*.

• SAS Institute Inc., Cary, NC, USA, Release 9.1, 2003.

5 RESULTADOS

Análise estatística descritiva dos grupos antes da ciclagem mecânica.

Tabela 1 - Estatística descritiva dos dados de resistência à deflexão obtidos no ensaio com strain gauge (μ strain) associados ao teste de compressão (N), segundo os diferentes tipos de materiais, antes da ciclagem mecânica.

Estatística	Controle	Preparado	Resina Z350	Resina Sinfony	Empress 2	CEREC
N	10	10	10	10	10	10
Média	577,02	583,37	579,16	578,12	578,68	577,53
desvio padrão	2,70	2,76	3,92	1,38	1,57	1,93
mediana	576,72	582,69	578,61	578,73	579,09	577,65
mínimo	572,36	579,70	575,18	575,61	575,07	574,38
máximo	581,59	587,72	585,48	579,60	580,03	579,63

A Figura a seguir demonstra graficamente os valores de resistência à deflexão quando submetida a uma força de compressão de 100 N.

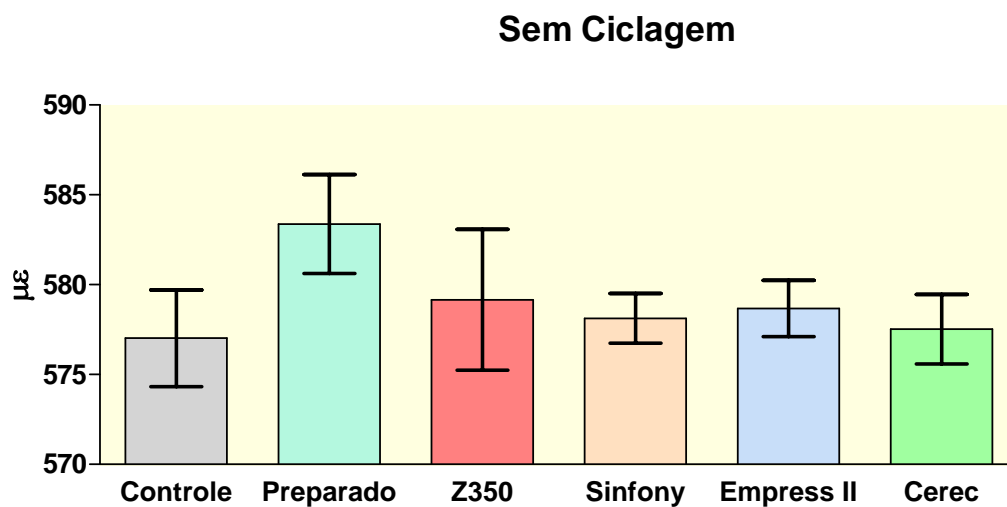


FIGURA 19 - Condição sem ciclagem. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) segundo os grupos.

Através do gráfico observamos que as médias dos grupos que receberam restaurações indiretas foram bem próximas às apresentadas pelo grupo controle. Apenas o grupo que não recebeu nenhum tipo de material restaurador apresentou um maior índice de deflexão de cúspide sugerindo uma maior susceptibilidade à fratura.

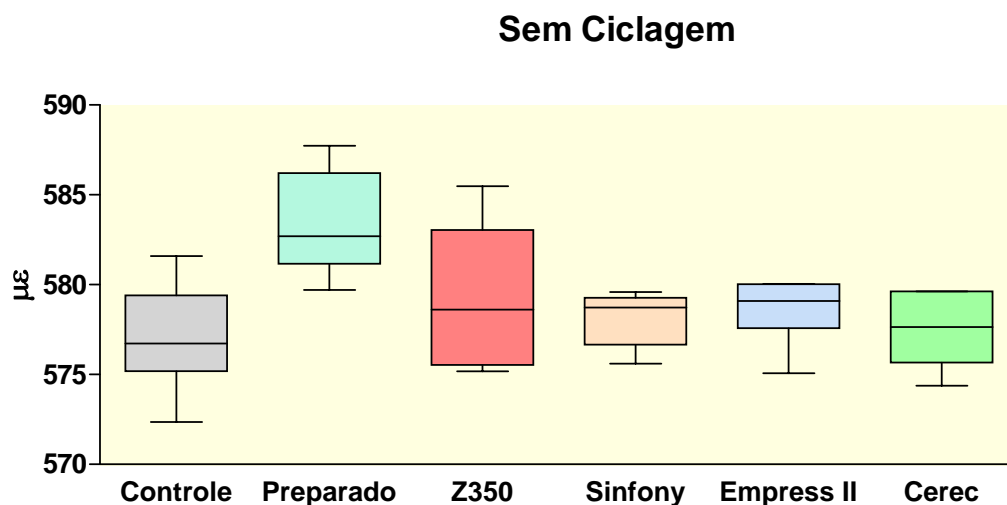


FIGURA 20 - Esquema dos cinco números (diagrama de caixa, *box-plot*) dos valores de microdeformação obtidos em 10 cp, sem ciclagem, em cada tipo de material restaurador.

Tabela 2 - Estatística descritiva dos dados de resistência à deflexão obtidos no ensaio com strain gauge (μ strain) associados ao teste de compressão (N), segundo os diferentes tipos de materiais, após a ciclagem mecânica.

Estatística	Controle	Preparado	Resina Z350	Resina Sinfony	Empress 2	CEREC
N	10	10	10	10	10	10
Média	577,02	584,38	579,24	578,24	578,74	580,54
desvio padrão	2,70	0,827	0,976	1,05	0,788	0,992
mediana	576,72	584,49	579,24	578,64	578,72	580,64
mínimo	572,36	583,15	578,15	576,88	577,44	578,88
máximo	581,59	585,82	580,26	579,40	579,95	581,95

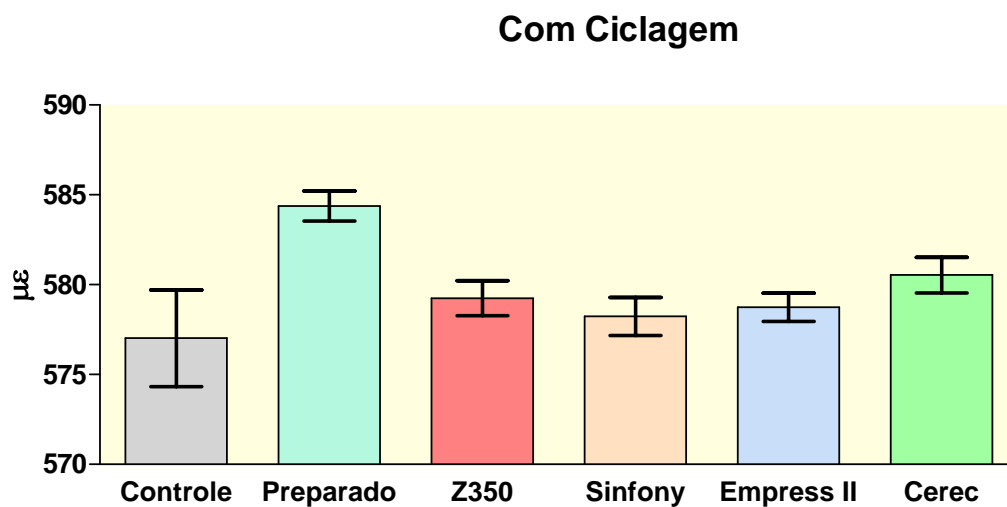


FIGURA 21 - Condição com ciclagem. Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de microdeformação (µst) segundo os grupos.

Através do gráfico acima pudemos observar que as médias dos grupos que receberam restaurações diretas e indiretas não foram estatisticamente significantes quando comparadas ao grupo controle. Observamos ainda que o grupo 6 apresentou uma maior deflexão de cúspide estatisticamente significativa quando comparado antes e após a ciclagem mecânica. E o grupo dente preparado e não restaurado, continuou apresentando os maiores índices de deflexão de cúspide sugerindo uma maior susceptibilidade à fratura.

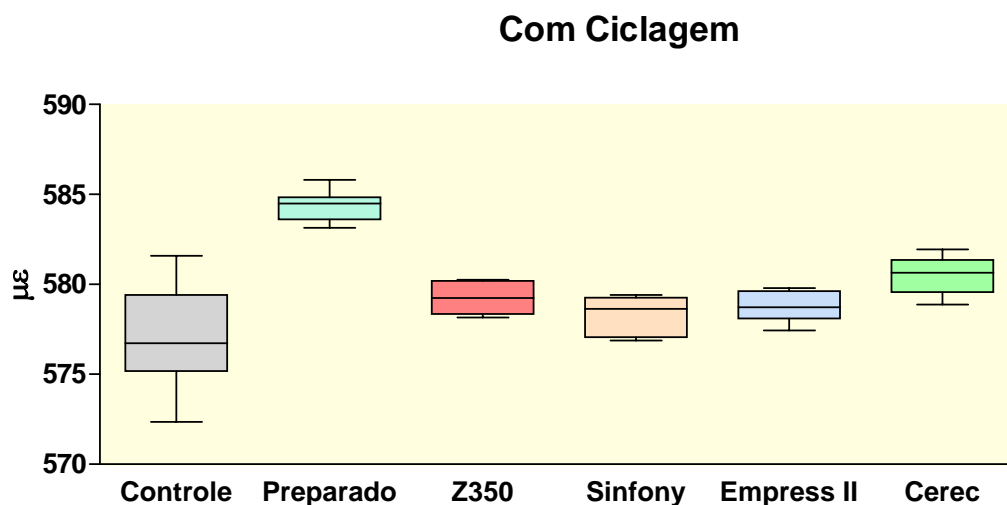


FIGURA 22 - Esquema dos cinco números (diagrama de caixa, *box-plot*) dos valores de microdeformação obtidos em 10 cp, com ciclagem, em cada tipo de Material Restaurador.

Observa-se na Tabela 6 que dentre as variáveis testadas, houve interação entre os tratamentos e a ciclagem ($p=0,0434$).

Tabela 3 - Análise de variância para os dados obtidos.

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	Quadrado Médio	F	Pr<F
Grupos	4	427,411	106,853	26,20	0,0001
Resíduo (a)	45	183,509	4,078		
Ciclagem	1	18,222	18,222	6,07	0,0176
Grupos x Ciclagem	4	32,204	8,051	2,68	0,0434
Resíduo (b)	45	135,119	3,03		
Total	99	796,464			

* $p<0,05$

A seguir, as seis condições experimentais estabelecidas pelas variáveis foram comparadas com o grupo controle (dente hígido) por meio do teste de Dunnett (sem ciclagem).

Tabela 4 - Média (desvio padrão) da deflexão da cúspide em função dos grupos e tempo de ciclagem.

Grupos	Ciclagem	
	Antes	Depois
Preparado	*583,37 ± 2,76 Aa	*584,38 ± 0,827 Aa
Composta	579,16 ± 3,92 Ab	579,24 ± 0,976 Ab
Sinfony	578,12 ± 1,38 Ab	578,24 ± 1,05 Ab
Empress 2	578,68 ± 1,57 Ab	578,74 ± 0,788 Ab
CEREC	577,53 ± 1,93 Bb	*580,54 ± 0,99 Ab

Controle: média=577,02; desvio padrão=2,70

* Difere do controle pelo teste de Dunnett ($p < 0,05$)

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

Como pode ser observado na tabela 4, verificou-se que a resistência à deflexão da cúspide, foi maior numericamente no grupo preparado (2) depois da ciclagem. Após a ciclagem, verificou-se que não houve diferença estatisticamente significante entre os materiais restauradores utilizados.

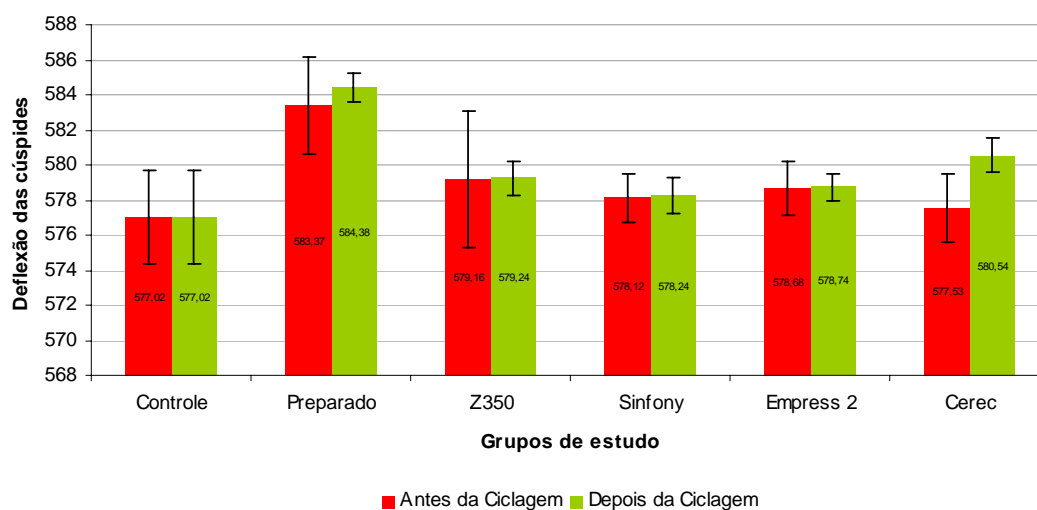


FIGURA 23 - Média (desvio padrão) da deflexão da cúspide em função dos grupos e tempo de ciclagem.

A diferença estatisticamente significativa, sob hipóteses iniciais de igualdade: do efeito interação, do efeito principal restauração indireta e do efeito principal ciclagem mecânica, foi testada por meio do modelo da análise de variância de medidas repetidas (ANOVA, 2 fatores), efeito fixo.

De acordo com o teste Análise de Variância, verificou-se que a condição de ciclagem mecânica influenciou na resistência a deflexão de cúspide, apenas no grupo 6 e a resistência á deflexão das cúspides foi independente do tipo de material restaurador apresentado.

6 DISCUSSÃO

Os dentes posteriores estão submetidos a uma série de injúrias como abrasão, erosão, cáries e preparos cavitários extensos que levam ao enfraquecimento da estrutura remanescente, o que acarreta um grande número de fraturas³⁰. Outras causas que se apresentam são: contatos prematuros das cúspides nos movimentos mastigatórios, desgaste, maloclusão e anatomia das cúspides^{18,30}. A idade do paciente também é um fator a ser considerado, assim como o tipo de dente, as dimensões do preparo cavitário, e o material restaurador que será utilizado^{18,30}. A remoção de estrutura mineralizada é o principal fator de perda da resistência física do dente^{7,58,68,71,89}.

Em qualquer circunstância em que realizamos um preparo cavitário, após a remoção do tecido cariado, teremos uma situação de enfraquecimento do elemento dentário. Um grande número de autores investigou como realizar preparos cavitários mais conservadores, menos extensos e lesivos que os praticados antigamente^{14,15,25, 58,68,79}.

A evolução dos agentes cimentantes adesivos fez emergir novos princípios de preparos cavitários, proporcionando uma abordagem mais preservadora com a utilização de técnicas adesivas para recuperação da resistência original da estrutura dental^{14,21,32,73}.

O uso do sistema adesivo associado a um cimento resinoso diminui a deflexão das cúspides e o efeito cunha da restauração. Outros autores também observaram a melhora significativa da resistência física dos dentes, quando restaurados com restaurações metálicas sem proteção de cúspide, cimentadas com cimento resinoso^{33,62}.

A avaliação da resistência à fratura que são mais encontradas na literatura^{5,7,12,42,51,52,53,71} foi feita através de testes de compressão em laboratório, utilizando-se uma esfera de aço acoplada a uma máquina de ensaios, até que a fratura dos corpos de prova ocorresse. Entretanto, existem importantes estudos^{62,69}, nos quais foram realizados testes não destrutivos de carregamento axial, com o intuito de avaliar a flexão das cúspides de dentes que receberam preparos cavitários e materiais restauradores. Nestas cúspides foram acoplados medidores de tensão (*strain-gauge*)^{75,87}. As cúspides receberam uma aplicação de força em suas vertentes, uma vez que devido à fadiga ou microtrincas causadas pela deflexão das mesmas, maior será a chance de fratura, tal como ocorre nos movimentos mastigatórios.

Neste estudo o teste de carregamento axial adotado foi o não destrutivo, o qual foi possível avaliar através de medidores de tensão (*strain-gauge*) acoplada às superfícies vestibular e palatina de pré-molares superiores, a deflexão das cúspides em dentes hígidos, preparados e restaurados, preparados e não restaurados, restaurados com resina composta direta e *inlays* indiretas de resina composta e dois sistemas cerâmicos.

Diversos autores relataram em seus estudos, a diferença na forma da extremidade ativa utilizando uma esfera^{30,58,68,79}, um cilindro^{7,12,85}, ou até dois cilindros unidos⁵³ com dimensões diferentes. Neste estudo foi utilizado um cilindro de 8 mm de diâmetro, devido à dimensão do preparo, para que a parte ativa tocasse as vertentes internas das cúspides sem tocar a restauração durante os testes. O cilindro direcionou a aplicação de forças sobre as cúspides vestibular e lingual em sentidos opostos, permitindo assim a mensuração da deflexão das cúspides através do *strain-gauge*.

Os testes para avaliação da resistência são feitos na maioria das vezes com pré-molares superiores, pela sua capacidade de deflexão das cúspides, quando submetidas ao esforço oclusal. A literatura também mostrou que em investigações clínicas destes dentes, houve tendência de fratura quatro vezes maior nos pré-molares superiores em relação aos inferiores⁶⁷.

As cúspides que mais fraturaram em dentes pré-molares são as cúspides não funcionais, de acordo com Cavel et al.¹⁸, sendo a relação de 62% para não funcionais e 38% para as funcionais. Estas fraturas estão na maioria das vezes associadas a dentes restaurados em três ou mais superfícies. O mecanismo de fratura dos tecidos fragilizados foi observado por Bell et al.⁵, em 1982, que sugeriu uma melhoria dos desenhos das restaurações, observando também que a máxima tensão de tração se concentra no diedro áxio-pulpar.

As cavidades classe II diminuíram a resistência à fratura do dente em maior grau do que as cavidades de classe I, com a mesma largura de istmo⁶⁸. Os preparos cavitários tipo MOD enfraqueceram os dentes em 59%⁸⁶. A realização deste tipo de preparo fez com que as cúspides se comportassem como um *cantilever*, que sob ação das forças mastigatórias induziriam estresse nos ângulos internos da cavidade, levando à fratura⁴⁹. Neste estudo, os resultados obtidos pelo grupo-2 (dentes preparados), e de acordo com o descrito pelos autores acima, estão consagrados na literatura^{42,51,52,53,62,65}. Os valores apresentados pelo grupo-2 foi de $583,37 \pm 2,76$ μ strain antes da ciclagem e $584,38 \pm 0,827$ μ strain após a ciclagem. Estes valores comparados ao grupo-1 (controle $577,02 \pm 2,70$ μ strain, antes e depois da ciclagem) mostraram grande capacidade da cúspide deflexionar após o preparo tipo MOD sem restauração, diminuindo substancialmente a resistência à fratura⁷¹.

Larson et al.⁵⁸ concluíram que a largura da porção oclusal do preparo cavitário tipo MOD foi o fator que mais influenciou no enfraquecimento do dente, quando comparado com a confecção das caixas proximais, assim como Vale⁸⁹, um dos pioneiros nos estudos de preparos na resistência dos dentes, que já afirmava a importância da largura do istmo da caixa oclusal, mostrando que o aumento dessa largura traria prejuízo na resistência à fratura, sendo este princípio uma verdade constante na literatura^{18,30,31,42,53,58,79}.

Em 1982, Bell et al.⁵, encontraram evidências que permitiram uma clara descrição do mecanismo de fratura dos dentes. As cúspides fragilizadas pelo preparo cavitário ou lesão de cárie, fraturam devido à fadiga e à propagação de microtrincas causadas pela deflexão das cúspides sob carregamentos mastigatórios. Os preparos cavitários realizados nesses dentes fazem com que as cúspides fiquem delgadas, favorecendo a deflexão das mesmas, principalmente as superiores, segundo Jagadish e Yogesh⁵¹.

A comunidade científica odontológica continua estudando o comportamento de materiais restauradores, que restabeleçam forma e função e que tenham resistência à fratura necessária aos esforços mastigatórios.

Vários autores, com metodologias diferentes^{30,42,51,69,79} afirmaram que a aplicação de um material restaurador não adesivo não reforça a estrutura remanescente e nem evita a maior flexão das cúspides⁴⁸. Essa propriedade indesejável só foi melhorada quando se utilizou o amálgama adesivo, conforme demonstrou Eakle et al.³², Cöttert et al.²¹, utilizando o cimento Panavia EX na união do amálgama à estrutura dentária, aumentando a resistência do dente, quando comparado à técnica convencional.

O conceito de adesão das resinas ao tecido dentário, além da diminuição da infiltração marginal através da utilização do ácido fosfórico¹³, associada à descoberta da resina composta em 1963 com Bowen¹⁰, trouxe um aumento na resistência à fratura do dente restaurado com materiais associados às técnicas adesivas^{30,42,52,65,69}, de duas a seis vezes em relação aos dentes preparados e não restaurados⁶⁵, levando os autores à conclusão que houve uma diminuição na deflexão das cúspides, por torná-las unidas^{28,51}.

Eakle³⁰, quando reforçou esta hipótese ressaltando que a união da resina composta à dentina e esmalte mostrou resistência ainda maior que a união da resina composta somente ao esmalte.

O íntimo contato entre esmalte e a resina composta, através do condicionamento ácido e agente de união é fundamental para que não ocorram fendas e espaços^{24,53,49}.

Os resultados alcançados pelo grupo-3 mostraram que a restauração realizada com resina composta direta foi capaz de recuperar a resistência perdida pelo preparo cavitário, com baixa deflexão das cúspides mostrando valores, antes da ciclagem ($579,16 \pm 3,92 \mu\text{strain}$) e depois da ciclagem ($579,24 \pm 0,976 \mu\text{strain}$), muito próximos entre si e não apresentando diferenças estatísticas após serem submetidos à ciclagem. Esse grupo apresentou diferenças estatisticamente não significante em relação ao grupo-1 (controle). Esse fator pode ser explicado pela composição do material, que segundo o fabricante, é um compósito restaurador que possui cargas que são uma combinação de agregados de zircônia e sílica, com tamanho médio da partícula do agregado variando entre 0.6 e 1.4 micrometros, com partículas primárias de 5-20 nm e uma carga não-aglomerada de 20 nm. A porcentagem de carga inorgânica é de aproximadamente 78,5% em peso (59,5% em volume). A partícula de carga relativamente grande dos compósitos híbridos contribui para uma porcentagem de carga superior, aumentando

a resistência do compósito. Resultados semelhantes a estes alcançados pela resina composta em restaurações tipo classe II MOD foram semelhantes aos alcançados por diversos autores quando compararam resinas compostas diretas com outros materiais restauradores indiretos^{52,11, 21, 22,16}.

Jensen et al.⁵², Bremer e Geurtsen¹¹, Cöttert et al.²¹ compararam resinas compostas diretas e cerâmicas indiretas e concluíram que em ambos os casos houve restabelecimento da resistência à fratura, mostrando médias próximas ao dente hígido, e com resultados equivalentes entre si, revelando comportamentos semelhantes nos testes de compressão, porém com as cerâmicas mostrando melhores resultados. Dalpino et al.²² concluíram restaurações em resina composta aumentaram a resistência à fratura, porém sem diferenças significantes entre os grupos de materiais indiretos (resina e cerâmica). Dados semelhantes alcançados por Burman et al.¹⁶, apesar da diferença de metodologia e que vão de encontro aos resultados propostos em nosso estudo.

Mc Cullock e Smith⁶⁵ comprovaram que dentes restaurados com resina composta direta associada a adesivo dentinários aumentaram a resistência de 4 a 6 vezes quando comparados a dentes apenas preparados. Libermann et al.⁶⁰ demonstraram incremento na faixa de 33% na resistência de dentes restaurados na mesma forma. Entretanto, existem limitações para as técnicas diretas. A principal é o volume de material que é utilizado, pois a contração de polimerização ocorre e suas conseqüências são trincas na estrutura dental remanescente, dor pós-operatória e recidiva de cárie. A força de contração de polimerização pode chegar a 10 MPa, força suficiente para romper a união adesiva entre a resina-dentina. Lee et al.⁵⁹, reforçando esta teoria, relataram que o uso da técnica restauradora incremental³⁸ ou uma restauração indireta tipo *inlay*, poderia reduzir a deformação da cúspide.

Além disso, outra dificuldade apresentada pela resina composta direta é a obtenção de pontos proximais e oclusais, perfil de emergência, adaptação precisa nas margens da cavidade, contorno entre outros.

Lopes et al.⁶² observaram aumento de 97% na resistência à fratura de dentes restaurados com *inlays* de resina composta cimentadas com técnica adesiva, atingindo resistência semelhante aos dentes hígidos.

As resinas compostas indiretas foram desenvolvidas com o propósito de reduzir a formação de fendas na interface dente restauração uma vez que o material já estava polimerizado⁷⁷. A primeira geração de resinas indiretas mostrou uma série de limitações como desgaste acentuado, fratura de margem do istmo e instabilidade de cor. No início dos anos 90, houve grande melhora nas propriedades mecânicas desses materiais. A primeira geração apresentava grande porcentagem de matriz orgânica, enquanto que a segunda geração continha grande quantidade de matriz inorgânica, o que contribuiu para melhora das propriedades físicas das restaurações⁸⁸.

Apesar das restaurações indiretas apresentarem desvantagens como: exigir mais tempo de trabalho, ser menos conservador, necessitar de gastos laboratoriais, e ainda, apresentar técnica sensível, as vantagens foram compensadoras, principalmente pela tentativa de minimizar os efeitos da contração de polimerização⁷⁴, assim como a microinfiltração marginal. Além disso, a fase laboratorial permitiria uma polimerização mais completa da resina composta, influenciando diretamente na resistência ao desgaste e à fratura da mesma.

Segundo Kawano et al.⁵⁶ as resinas compostas de composição microhíbrida apresentam valores superiores de resistência ao desgaste comparadas às resinas microparticuladas. Isto indica que a

resina composta microparticulada é mais frágil e mais propensa à fratura quando comparada às microhíbridas.

As vantagens das restaurações indiretas de resina composta e cerâmicas são: 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 resinas laboratoriais e as cerâmicas⁸⁸.

Apesar de ter vantagens e desvantagens como qualquer material restaurador e de alguns fatores como o tempo operatório e a complexidade, a resina composta indireta foi indicada no reforço das cúspides enfraquecidas por extensos preparos cavitários intracoronários^{62,22}.

As resinas laboratoriais disponíveis no mercado atual apresentam características biomecânicas e facilidade de construção laboratorial, que as colocam com excelente alternativa estética em relação às cerâmicas⁸⁷.

Brunton et al.¹² relataram que as restaurações de resinas compostas indiretas apresentaram maior flexibilidade e menor rigidez, conferindo ao dente inerente habilidade de flexão quando sob ação das forças oclusais em relação às restaurações indiretas de cerâmica. Oliveira⁷² comparou através de uma máquina de ensaio universal, dentes com restaurações classe II MOD de resina composta indireta, restaurados com polímeros de vidro e restaurações de cerâmica, obtendo resultados semelhantes entre os grupos. Cöttert et al.²¹ não encontraram diferenças significativas entre os materiais restauradores adesivos, compósito direto *inlay*, *inlay* cerâmico, compósito posterior, quanto à resistência à fratura. Da mesma forma, os dados estatísticos de resistência à fratura da resina composta indireta estiveram próximos ao dente hígido de acordo com Miranda et al.⁶⁶, Freitas et al.⁴¹ e Burmann et al.¹⁶. Resultados esses que corroboram aos encontrados em nosso estudo onde o grupo restaurado

com a resina composta indireta (Sinfony) apresentou padrões de deflexão semelhantes ao dente hígido antes e após a ciclagem mecânica.

Também em relação à resistência à fratura, Soares et al.⁸² mostraram que as resinas compostas indiretas (Solidex, Artglass e Targis) apresentaram resultados melhores do que as restaurações indiretas de cerâmica feldspática (Duceram).

Os materiais cerâmicos são capazes de reproduzir com naturalidade a anatomia e característica estética da estrutura dental com bom desempenho clínico⁵⁷. A excelente estética, estabilidade de cor, durabilidade química, resistência ao desgaste, boa adesividade e a biocompatibilidade foram qualidades citadas por Touati⁸⁸, em relação às cerâmicas. Hondrun⁴⁷, em 1992, citou como as principais desvantagens das restaurações em cerâmica: a susceptibilidade à fratura no momento da colocação, mastigação ou em decorrência de trauma oclusal, aspecto que estaria relacionado a vários fatores como degradação da união da sílica-oxigênio, a indução de falhas durante a confecção, a limitada capacidade de distribuir esforços mastigatórios localizados e a baixa resistência à deformação. Outro aspecto negativo foi a capacidade de produzir desgaste nos dentes antagonistas, devido a alta dureza. Para Anusavice³ o sucesso das cerâmicas depende do tipo de material e da técnica de confecção.

Segundo Rosenblun e Schulman⁷⁶, as cerâmicas podem ser classificadas de acordo com os procedimentos laboratoriais: cerâmicas convencionais, fundidas, prensadas, infiltradas e computadorizadas. As cerâmicas feldspáticas ou convencionais são constituídas basicamente de feldspato, quartzo e caolim e são esculpidas em camadas sobre um troquel de material refratário. Já as cerâmicas fundidas consistem em barras sólidas, as quais se utilizam as técnicas da cera perdida e centrífuga para fundição na confecção das restaurações. As cerâmicas prensadas vêm na forma de blocos sólidos de cerâmica, fundidas sob alta temperatura e pressionadas dentro dos moldes criados

pela técnica da cera perdida. Já as cerâmicas computadorizadas são confeccionadas a partir de blocos cerâmicos, usinados por meio de um sistema computadorizado (sistema CAD/CAM) e, por fim, as cerâmicas infiltradas são compostas por dois componentes: pó (óxido de alumínio) e um vidro (geralmente composto por porcelana feldspáticas) que é infiltrado em alta temperatura dentro de um substrato poroso.

Nos últimos anos, foram desenvolvidos novos sistemas cerâmicos que foram capazes de melhorar a dureza e estética do material, através da incorporação de vidros cerâmicos e cerâmicas com adição de cristais para reforço como o quartzo e a alumina. Mak et al.⁶³ compararam quatro tipos de cerâmicas (feldspática-Mirage; infiltrada-Dicor; aluminizada- Vitadur N; vidro ceramizado - IPS-Empress) e os resultados mostraram resultados melhores da porcelana infiltrada com altos valores de resistência e baixo envolvimento da estrutura dentária, seguida pela porcelana de vidro ceramizado - IPS-Empress, apesar deste material apresentar padrões de fratura mais severos. .

Dong et al.²⁷ apresentaram a técnica de fundição por pressão utilizada no sistema IPS-Empress (Ivoclar) desenvolvido em 1983 pelo Departamento de Prótese Fixa da Universidade de Zurique-Suíça. Na técnica ocorre a adição de pressão no processo de sinterização permitindo a formação de uma porcelana mais homogênea e de maior resistência devido à diferença de coeficiente de expansão térmica dos cristais de leucita e os outros componentes.

As próteses fixas confeccionadas em porcelana pura IPS-Empress 2 são indicadas para as regiões anteriores e posteriores até o segundo pré-molar, desde que os critérios de indicação sejam respeitados e o desenho da prótese siga os parâmetros estabelecidos pelos fabricantes dos materiais e confirmadas pelas pesquisas disponíveis na literatura^{8,36,38}. Esses cuidados são fundamentais para que os valores da resistência à fratura destes materiais sejam capazes de resistir às forças mastigatórias³⁶. Outro fator que poderia justificar os

resultados da porcelana IPS-Empress 2 está em sua maior resistência à tração, isto por conter um grande número de cristais com formas homogêneas que limita a propagação da fratura através do processo de absorção de energia⁶¹.

O IPS Empress 2 possui propriedades mecânicas superiores em relação à primeira versão IPS Empress principalmente no que diz respeito a resistência flexural apresentando valores de 400 MPa contra 112 MPa do primeiro sistema, de acordo com Holland et al.⁴⁶ no seu estudo em microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Segundo o fabricante, o sistema IPS Empress 2, possui propriedades óticas e mecânicas de cerâmica que são determinadas pelo tamanho dos cristais, assim como a distribuição do volume dentro da matriz cristalina. As altas porcentagens de lítio, superior a $70\pm 5\%$ em volume de cristais de dissilicato de lítio com tamanho entre $0,5\ \mu\text{m}$ e $4\ \mu\text{m}$, são responsáveis pela resistência à torção de aproximadamente 350 MPa do material para estruturas de IPS Empress 2. A presença de dissilicato de lítio (aproximadamente 60%) resulta em alta rigidez, que pode chegar a ser 5 vezes maior do que as porcelanas feldspáticas convencionais⁸³. A resistência do material pode ser devido ao tipo de carga, e isto explicaria a maior capacidade desse material de resistir a tensões. Provavelmente, a presença dos cristais de dissilicato de lítio, foram responsáveis pelos resultados encontrados em nosso estudo onde o Grupo 5 apresentou resultados em valores de $578,74 \pm 0,788\ \mu\text{strain}$ semelhantes ao Grupo 1 (controle) $577,02 \pm 2,70\ \mu\text{strain}$, antes e após a ciclagem mecânica.

Os materiais cerâmicos apresentaram alta resistência à compressão e baixa resistência à tração e flexão, sendo, portanto, altamente friáveis, necessitando de ligação adesiva ao dente²⁵.

Vários autores^{12,16,21,22,25,26,43,72,80} realizaram testes comparativos entre resinas compostas diretas, indiretas e cerâmicas, com metodologias diversas, e concluíram que as cerâmicas que têm

resistência à fratura semelhante aos outros tipos de materiais restauradores quando utilizadas em restaurações tipo *inlay* MOD. Santos e Bezerra⁷⁸, St George et al.⁸⁶ concluíram que as resinas compostas e as restaurações cerâmicas têm comportamentos semelhantes, porém nenhum deles foi capaz de recuperar totalmente a resistência à fratura perdida pela confecção dos preparos cavitários tipo MOD extensos.

Vários métodos têm sido desenvolvidos para superar as principais deficiências como fragilidade, baixa tenacidade e baixa resistência à tração⁵⁷. Dentre elas as cerâmicas usináveis têm se mostrado um excelente material restaurador. Uma das razões deste sucesso é o desenvolvimento de novos equipamentos, *softwares* e o próprio processo de fabricação dos blocos cerâmicos, com controle de qualidade industrial e pré-sinterização, produzindo aumento da uniformidade estrutural, alta densidade, baixa porosidade, diminuição do estresse residual, além da ausência do manuseio e modificação pelo técnico de laboratório, mantendo suas propriedades físicas e tornando-as significativamente mais resistentes, duráveis e confiáveis¹⁹.

Martin et al.⁶⁴ alertaram para fatores importantes na deflexão das cúspides no estudo realizado para avaliar os cimentos resinosos utilizados em cimentação de *inlays* cerâmicos confeccionados pelo sistema CAD/CAM CEREC 2, como: a espessura da película do cimento, espessura da película do agente adesivo, profundidade da cavidade, módulo de elasticidade do material restaurador, diferenças do coeficiente de expansão térmica entre os materiais envolvidos (material restaurador, dentina e cimento) e a quantidade de carga inorgânica do cimento resinoso utilizado na cimentação de *inlays* cerâmicos. Kamada et al.⁵⁵ concluíram que a adesão do cimento resinoso ao material cerâmico não pareceu ser o ponto fraco na manutenção da união entre dente e restauração⁸⁰.

Os resultados dos pré-molares restaurados pelo sistema CAD CAM, no nosso estudo (grupo 6), mostraram $577,53 \pm 1,93$ μ strain antes da ciclagem sem diferença significativa ao controle (grupo 1) $577,02 \pm 2,70$ μ strain e também em relação aos outros materiais restauradores. Porém, após a ciclagem os números do CEREC foram os que mais sofreram alteração $580,54 \pm 0,99$ μ strain, entre os materiais utilizados no estudo, e também os mesmos $577,02 \pm 2,70$ μ strain do grupo controle, o que nos indicou uma diminuição na resistência à deflexão das cúspides e conseqüente aumento na susceptibilidade à fratura. Apesar da limitação do nosso estudo, conclusão semelhante alcançou St Georges et al.⁸⁶ na comparação entre cavidades tipo MOD restauradas com *inlays* cerâmicos CAD/CAM e *inlays* de resina CAD/CAM, quando concluíram que restaurações *inlays* adesivas não reforçaram os dentes com grandes cavidades tipo MOD, sob estatística do teste de compressão, e de Hannig et al.⁴⁴ que relataram que os pré-molares restaurados pelo sistema CAD/CAM apresentaram número de fraturas severas significativamente maior que o grupo de pré-molares hígidos do grupo controle, após a termociclagem.

A investigação da maneira pela qual uma restauração pode sofrer deformação tem sido beneficiada pelos testes de ciclagem mecânica, entretanto, a maior influência dos problemas associados às porcelanas está ligada à realização da ciclagem mecânica em ambiente úmido ou seco^{20,50}, já que a ciclagem altera o local de impacto promovendo a propagação de trincas.

Vários aparelhos foram construídos com o objetivo de simular os efeitos mastigatórios, em meio seco ou úmido^{23,92,94,95}. Na cavidade bucal, as forças aplicadas sobre os materiais desenvolvem ciclagem de impulsos mecânicos que podem ser simulados por uma ciclagem mecânica, que tende a se aproximar das condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório⁵⁰, desta forma podemos confirmar a necessidade de verificarmos a influência da utilização de uma máquina de

ciclagem mecânica sobre a resistência de materiais cerâmicos na tentativa de reproduzir condições encontradas no meio bucal.

A presença de umidade e variação térmica fornece condições favoráveis para que ocorra a degradação juntamente com esforços mecânicos repetitivos, que são fenômenos gerados durante o ciclo mastigatório. Tal ocorrência torna-se ainda mais crítica quando são utilizados materiais cerâmicos como opção restauradora devido a sua friabilidade e baixa resistência à flexão.

Myers et al.⁷⁰ e White⁹⁰ constataram que as cerâmicas são materiais susceptíveis à fadiga, onde o acúmulo de danos microestruturais, durante a mastigação, pode levar à fratura. A maioria das falhas em restaurações cerâmicas estudadas com análise de fractografia quantitativa apresentou trincas na superfície interna da região oclusal, onde a maior tensão foi aplicada durante o ciclo mastigatório⁹³.

Os testes de ciclagem mecânica apresentam como desvantagem o tempo necessário para sua realização sendo que, quanto menor a frequência de carregamento, maior o número de horas necessárias para se completar o número de ciclos desejados.

A frequência de ciclos utilizada neste estudo foi de 1 Hz sendo que esse valor situa-se entre as médias utilizadas na literatura (1,2 a 16,6 Hz). Esta frequência foi adotada de acordo com os estudos de Anderson¹, Anderson² e Bates et al.⁴. Já que a frequência de mastigação de um ser humano normal situa-se entre 1,2 a 2,0 Hz. A carga empregada foi de 5,0 Kg sendo também embasada aos estudos descritos na literatura^{35,54,61}, sendo a frequência mais importante do que altos valores de carregamento de acordo com Catovic et al.¹⁷.

O número de ciclos usado nesse estudo foi de 100.000, que corresponde aproximadamente a 1 ano de função da restauração com o intuito de detectar as alterações na deflexão das cúspides após esse período.

A restauração cerâmica utilizando porcelanas feldspáticas possui limite de expectativa de vida reduzido em relação às coroas metalo-cerâmica, devido à sua baixa resistência⁵⁰ e falham devido à propagação de trincas, através da matriz vítrea, levando à falha da restauração²⁰. É sabido que alguns fatores podem causar fraturas nas cerâmicas quando expostos ao meio bucal como, por exemplo: micro-defeito estrutural, desenho do preparo e espessura inadequada do material, forças de elevado impacto e tensões repetitivas geradas durante o ciclo mastigatório que resulta na fadiga do material⁸¹. Segundo Fissori et al.³⁷ os estudos de fadiga sobre os materiais são mais informativos que o ensaio que se utiliza um único impacto.

O próprio material cerâmico apresenta defeitos microscópicos que podem iniciar uma trinca e desencadear a fratura. Portanto, quanto maior a quantidade de vidro e menor a quantidade de cristais na cerâmica, menor será a resistência mecânica. Esse resultado só foi apresentado quando os grupos foram comparados após a ciclagem mecânica.

Como a ciclagem mecânica simula a situação clínica gerada durante o ciclo mastigatório, isso pode levar o material a alterações estruturais pelo processo de fadiga, aparecimento de trincas e até mesmo fraturas^{20,29,34,37,70,90,93}.

Para os materiais avaliados, o fator ciclagem mecânica resultou num aumento da deflexão de cúspide do grupo 2 que foi de $583,37 \pm 2,76$ μ strain antes da ciclagem e $584,38 \pm 0,827$ μ strain sem significância estatística. O grupo 3, passou de $579,16 \pm 3,92$ μ strain para $579,24 \pm 0,976$ μ strain, gerando uma pequena diminuição na resistência à deflexão, fator esse também sem significância estatística. O grupo 4, passou de $578,12 \pm 1,38$ μ strain a $578,24 \pm 1,05$ μ strain, também estatisticamente insignificante. O grupo 5, formado pela cerâmica de dissilicato de lítio, comportou-se de maneira semelhante aos grupos 3 e 4 e teve seus valores elevados de $578,68 \pm 1,57$ μ strain para $578,74 \pm$

0,788 μ strain. No grupo 6, formado pelo sistema CEREC o fator ciclagem mecânica resultou no aumento da deflexão de cúspide de $577,53 \pm 1,93$ μ strain para $580,54 \pm 0,99$ μ strain, valor esse embora pequeno, estatisticamente significativo.

Desta forma podemos concluir que o efeito da ciclagem mecânica causou aumento na deflexão de cúspide no grupo 6. Os demais grupos permaneceram com as mesmas médias. Um fator que pode ser justificado por tal resultado é a baixa tenacidade à fratura apresentada pelas porcelanas feldspáticas³.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os dados deste estudo e análise na literatura podemos concluir que:

- os dentes que receberam preparo cavitário MOD tiveram aumentada significativamente a deflexão da cúspide em relação ao grupo controle;
- não houve diferença significativa entre os materiais diretos e indiretos antes e após a ciclagem mecânica;
- o fator ciclagem mecânica interferiu significativamente no aumento da deflexão de cúspide para o Grupo 6 quanto comparado antes e após a ciclagem mecânica.

8 REFERÊNCIAS*

1. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. Part I. J Dent Res. 1956 Oct.;35(5):664-70.
2. Anderson DJ. Measurement of stress in mastication. Part II. J Dent Res. 1956 Oct.;35(5):671-3.
3. Anusavice KJ. Degradability of dental composite. Adv Dent Res. 1992 Sept;6:82-9.
4. Bates JC, Stafford GD, Harrison A. Mastigatory function: a review of the literature: part II – Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehabil.1975;2:349-61.
5. Bell JG, Smith MC, Pont JJ. Cuspal failures of MOD restored teeth. Aust Dent J. 1982 Oct.;27(5):283-7.
6. Belser UC, Magne P, Magne M. Ceramic laminate veneers: continuous evolution of indications. J Esthet Dent. 1997;9(4):197-207.
7. Blaser PK, Lund MR, Cochran MA, Potter RH. Effects of designs of class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. Oper Dent. 1983;8(1):6-10.
8. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restoration. Quintessence dent. Technol. Yearbook, 2001.41-55.
9. Bottino MA, Quintas AF, Myashita E, Giannini V. In: _____. Estética em reabilitação oral metal free. São Paulo: Artes Médicas; 2002 Cap.5, p.211-328.

*Internacional Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals: simple referentes [homepage na Internet]. Bethesda: US Nacional Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

10. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J Am Dent Assoc. 1963 Jan.;66:57-64.
11. Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. Am J Dent. 2001 Aug.;14(4):216-20.
12. Brunton PA, Cattell P, Burke FJT, Wilson, NHF. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. J Prosthet Dent. 1999 Aug.;82:167-71.
13. Buonocore, MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955 Dec.;34(6):849-53.
14. Burke FJT. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. Quintessence Int. 1996 Feb.;27(2):115-21.
15. Burke, FJT, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. Quintessence Int. 1994;25(4-6):335-40.
16. Burmann PA, Cardoso PEC, Valandro LF, Casagrande L. Resistência à fratura de pré-molares humanos restaurados por diferentes materiais adesivos. Cienc Odontol Brás. 2003 Jan./Mar.; 6(1):75-81.
17. Catovic A, Kraljevic K, Jerolimov V, Celebic A, Kovacicek F, Peruzovic MV. The response of human premolars to cyclic loading. J. Oral Rehabil. 1997 Apr.;24(4):320-4.
18. Cavel WT, Kelsey WP, Blankenau RJ. An *in vivo* study of cuspal fracture. J Prosthet Dent. 1985 Jan.;53(1):38-42.
19. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD/CAM and pressed-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 1999 Oct.;82(4):468-75.
20. Correr Sobrinho L, Cattell MJ, Glover RH, Knowless JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. Int. J. Prosthodont. 1998;11(3):255-62.

21. Cöttert HS, Sem BH, Balkan M. *In vitro* comparison of cuspal fracture resistances of posterior teeth restored with various adhesive restorations. *Int J Prosthodont.* 2001;14(4):374-8.
22. Dalpino PHP, Francischone CE, Ishikiriyama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent.* 2002 Dec.;15(6):389-94.
23. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983 Jan.;62(1):32-6.
24. Denehy GE, Torney DL. Internal enamel reinforcement through micromechanical bonding. *J Prosthet Dent.* 1976 Aug.;36(2):171-5.
25. Dietschi D, Maeder M, Meyer JM, Holz J. *In vitro* resistance to fracture of porcelain inlays bonded to tooth. *Quintessence Int.* 1990 Oct.; 21(10):823-31.
26. Dillenburg ALK, Mezzomo E. Estudo comparativo da resistência à fratura de dentes restaurados com *inlays* de polímero de vidro e cerâmica. *J Bras Clin Odontol.* 2003;7(37):39-43.
27. Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Schärer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992 Jan./Feb.;5(1):9-16.
28. Douglas WH, Morin R, De Long R. Stiffness of teeth as a function of cavity preparation and restorative material [abstract 450]. *J Dent Res.* 1983; 62(3):219.
29. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000 May;16:226-33.
30. Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resins. *J Dent Res.* 1986 Feb.; 65(2):149-53.

31. Eakle WS, Staninec M. Effect of bonded gold *inlays* on fracture resistance of teeth. Quintessence Int. 1992;23(6):421-5.
32. Eakle WS, Staninec M, Lacy AM. Effect of bonded amalgam on the fracture resistance teeth. J Prosthet Dent. 1992 Aug.;68(2):257-60.
33. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Reid M, Yang MCK, Lee RB. Fracture resistance of all-ceramic and metal-ceramic inlays. Int J Prosthodont. 2001 Mar./Apr.;14(2):109-14.
34. Fairhurst CW, Lockwood PE, Ringle RD, Twiggs SW. Dynamic fatigue of feldspathic porcelain. Dent Mater. 1993 July;9:269-73.
35. Fan P, Nicholls JI, Kois JC. Load fatigue of five restoration modalities in structurally compromised premolars. Int J Prosthodont. 1995;8(3):213-20.
36. Filser F et al. reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comput Dent. 2001;4(2):89-106.
37. Fissore B, Nicholls JI, Yuodelis RA. Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. J Prosthet Dent. 1991 Jan.;65(1):80-5.
38. Fleming GJP, Cara RR, Palin WM, Burke FJT. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a *soft-start* polymerisation protocol. Dent Mat. 2007 May;23(5):637-43.
39. Fradeani M, Barducci G. Lithium disilicate glass-ceramic restorations: Indications and guidelines. Quintessence Dent. Technol Yearbook, 2000:51-60.
40. Franchi M, Trisi P, Montanari G, Piattelli A. Composite resin-amalgam compound restorations. Quintessence Int. 1994;25(8):577-82.
41. Freitas CRB, Miranda MIS, Andrade MF, Flores VHO, Vaz LG, Guimarães NC. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II

- preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence Int.* 2002;33(8):589-93.
42. Gelb MN, Barouch E, Simonsen RJ. Resistance to cusp fracture in Class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent.* 1986 Feb.;55(1-3):184-5.
 43. Geurtsen W, Garcia-Godoy F. Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. *Am J Dent.* 1999 Dec.;12(6):266-70.
 44. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent.* 2005 Oct.;94(4):342-9.
 45. Helkimo E, Ingervall B. Bite force and functional of the masticatory system in young men. *Swed Dent.* 1978;2(5):167-75.
 46. Hölland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS-Empress 2 and the IPS-Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000 Mar.;53(4):297-303.
 47. Hondrun, SO. A review of strenght properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1992 June;67(6):859-65.
 48. Hood JAA. Methods to improve fracture resistance of teeth. In: _____. Vanherie, G. Smith, Ed. *International symposium on posterior composite resin dental restorative materials.* 1985 p.443-50.
 49. Hood JAA. Biomechanics of the intacts, prepared and restored tooth: some clinical implications. *Int. dent.* 1991;41(1):25-32.
 50. Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão das cerâmicas. *Cienc Odontol Brás.* 2004 abr./jun.;7(2):47-54.
 51. Jagadish S, Yogesh BG. Fracture resistance of teeth with class II silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations. *Oper Dent.* 1990;15:42-7.

52. Jensen ME, Redford DA, Williams BT, Gardner F. Posterior etched-porcelain restoration: An in vitro study. *Compend Contin Educ Dent.* 1987 Sep.;8(8):615-22.
53. Joynt RB, Wieczkowski GJr, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1987 Apr.;57(4):431-5.
54. Junge T, Nicholls JI, Phillips KM, Libman WJ. Load Fatigue of compromised teeth: a comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont.* 1998;11(6):558-64.
55. Kamada K, Yoshida K, Atsuta M. Effect of ceramic surface treatments on the bond of four resin luting agents to a ceramic material. *J Prosthet Dent.* 1998 May;79(5):508-13.
56. Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto M. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory processed composite resin. *J Oral Rehab.* 2001;28:703-7.
57. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1986 Jan.;75(1):18-32.
58. Larson TD, Douglas WH, Geistfeld RE. Effect of prepared cavities on the strength of teeth. *Oper Dent.* 1981;6:2-5.
59. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB. Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusps deflection of premolars in composite restorations. *Dent Mater.* 2007 Mar.;23(3):288-95.
60. Libermann R, Ben-Amar A, Gontar G, Hirsh A. The effect of posterior composite restorations on the resistance of cavity walls to vertically applied occlusal loads. *J Oral Rehabil.* 1990;17(1):99-105.
61. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont.* 1995;8(2):155-61.

62. Lopes LMP, Leitão JGM, Douglas WH. Effect of a new resin inlay/onlay restorative material on cuspal reinforcement. *Quintessence Int.* 1991 Aug.;22(8):641-5.
63. Mak M, Qualtrough AJE, Burke FJT. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 1997 Mar.;28(3):197-203.
64. Martin N Jedynekiewicz NM, Williams DF. Cuspal deflection during polymerisation of composite lutes of ceramic inlays. *J Dent.* 1999 Jan.;(1):29-36.
65. Mc Cullock AJ, Smith BGN. In vitro studies of cuspal movement produced by adhesive restorative materials. *Br Dent J.* 1986 Dec.;61(6):405-9.
66. Miranda CB, Pagani C, Bottino MC, Benetti AR. A comparison of microhardness of indirect composit restorative materials. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(2):157-61.
67. Mishell Y, Share J, Natanson, D. Fracture resistance of cl. II amalgam vs. light activated composite restorations. In vitro. *J. dent. Res.* 1984;63:293. Special issue. Abstract n. 1009
68. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriama, A, Navarro MFL, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent.* 1980 Apr.;43(4):419-22.
69. Morin D, DeLong R, Douglas WH. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J Dent Res.* 1984;63:1075-8.
70. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue characteristics of high strength porcelain. *Int J Prosthodont.* 1994;7(3):253-7.
71. Navarro MFL, Franco EB, Ishikiriama A, Pereira JC, Steagall L. Resistência à fratura de dentes extraídos, íntegros e cariados, com preparos e restaurações. *Estomat. Cult.* 1983;13(1):56-60.
72. Oliveira AA. Estudo comparativo da resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações parciais indiretas de polímero de vidro,

- resina composta e cerâmica. [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo;1998.
73. Oliveira JPP, Cohran MA, Moore BK. The influence of the amalgam adhesive restorations in fracture of teeth. *Oper Dent*. 1996;21(3):110-5.
 74. Razak AAA, Harrison A. The effect of filler content and processing variables on dimensional accuracy of experimental composite inlay material. *J Prosthet Dent*. 1997 Apr.;77(4):353-8.
 75. Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. *J Dent Res*. 1989 Nov.;68(11):1540-4.
 76. Roseblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 1997 Mar.;128:297-307.
 77. Salis SG, Hood JAA, Kirk EEJ, Stokes ANS. Impact-fracture energy of human premolar teeth. *J Prosthet Dent*. 1987 July.;58(1):43-8.
 78. Santos MJMC, Bezerra RB. Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. *J Can Dent Assoc*. 2005 Sep.;71(8):585.
 79. Sheth JJ, Fuller JL, Jensen ME. Cuspal deformation and fracture resistance of teeth with dentin adhesives and composites. *J Prosthet Dent*. 1988 Nov.;60(5):560-9.
 80. Shor A, Nicholis JI, Phillips KM, Libman WJ. Fatigue load of teeth restored with bonded direct composite and indirect ceramic inlays in MOD class II cavity preparations. *Int J Prosthodont*. 2003;16(1):64-9.
 81. Smyd ES. The role of torque, torsion and bending in prosthodontic failures. *J Prosthet dent* . 1961;11:95-111.
 82. Soares CJ, Martins LRM, Pfeifer JMGA, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic *inlay* systems. *Quintessence Int*. 2004 Apr.;35(4):281-6.

83. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984 June.;51(6):780-4.
84. Spierings AM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by *in vivo* experiments. *J Dent Res.* 1987 Aug.;66(8):1336-9.
85. Stampalia LL, Nicholls JI, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent.* 1986 June;55(6):694-8.
86. St-Georges AJ, Sturdevant JR, Swift Jr EJ, Thompson JY. Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded *inlay* restorations. *J Prosthet Dent.* 2003 June;89(6):551-7.
87. Toparli M, Gökay N, Aksoy T. An investigation of stress values on a tooth restored by amalgam. *J Oral Rehabil.* 1999 Mar.;26(3):259-63.
88. Touati B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996 Sept.;8(7):657-66.
89. Vale, WA. Cavity preparation and further thought on high speed. *Br Dent J.* 1959 Dec.:107(11):333-50.
90. White SN. Mechanical fatigue of a feldspatic dental porcelain. *Dent Mater.* 1993 July;9:260-4.
91. Wieczkowski Junior G, Joynt RB, Klockowsky R. Effects of incremental versus bulk fill technique on resistance to cuspal fracture of teeth restored with posterior composite. *J Prosthet Dent.* 1988 Sept.;60(3):283-7.
92. Wiskott HWA, Belser UC, Scherrer S. The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronal restorations to lateral fatigue loading. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):255-62.
93. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. In *J Prosthodont.* 1995;8(2):105-16.

94. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):117-30.
95. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *Int J Prosthodont.* 1997;10(3):207-15.

Anexo A - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa da Faculdade de Odontologia, Campus São José Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP

 **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

 **CERTIFICADO**
Comitê de Ética em Pesquisa-Local

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº 088/2005-PH/CEP, sobre “ **Efeito de restaurações intra coronárias e do cimento resinoso sobre a deflexão de cúspide de pré-molar. Estudo com Straing Gauge**”, sob a responsabilidade de **SANDRA REGINA OLIVIEIRA COSTA ZAMBONI**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 29 de novembro de 2005.



Profa. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

Zamboni, SC. *Effect of mechanical loading on the premolars cuspal deflection restored with direct and indirect technique: study with strain gauge.*[dissertation]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2007. 121f.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the cuspal deflection after application of a occlusal load in teeth with direct and indirect inlays restorations in sixty intact premolars divided in six groups: Group 1 - intact teeth; Group 2 - prepared teeth; Group 3 - teeth restored with direct composed resin filtek™ Z350 (3M ESPE); Group 4 - teeth restored with composed resin indirect Sinfony (3M ESPE); Group 5 - teeth restored with inlays of injected ceramics IPS Empress 2 (Ivoclar) and Group 6 - teeth restored with inlays produced by system CAD CAM (CEREC 2). All the indirect restorations had been cemented with resinous cement adhesive RelyX ARC (3M ESPE). Premolars received measurers from tension ('strain-gauge' Modelo 060BG - Excel Sensory - Brazil) glue in the buccal and lingual surfaces that the measurement of the cuspal deflection made possible caused by a force applied of 100N in the occlusal face of teeth. Measurements in μ strain had been made before and after the mechanical loading procedures frequently of 1Hz. Analysis of Variance (ANOVA) for repeated measures and test of Tukey was carried before and after the mechanical loading procedures. Dunnett test was used to compare each treatment with the control Group. The results before the mechanical loading procedures in μ strain had been: Group1- $577,02 \pm 2,70$; Group2 - $583,37 \pm 2,76$; Group3 - $579,16 \pm 3,92$; Group4 - $578,12 \pm 1,38$; Group5 - $578,68 \pm 1,57$ and Group6 - $577,53 \pm 1,93$ and the results had after been: Group1- $577,02 \pm 2,70$; Group2- $584,38 \pm 0,827$; Group3 - $579,24 \pm 0,976$; Group4 - $578,24 \pm 1,05$; Group 5- $578,74 \pm 0,788$ and Group6 - $580,54 \pm 0,99$. After analysis of the data concluded that the teeth that had received preparation cavitário MOD had increased the cuspal deflection significantly; it did not have significant difference between the direct and indirect materials before the mechanical loading procedures and the factor mechanical loading procedures it intervened significantly with the increase of the cuspal deflection for Group 6.

Keywords. Dental materials; fracture resistance; cuspal deflection; mechanical loading.