Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

UNICAMP

Denise Sá Maia
Cirurgiã-Dentista

RESISTÊNCIA À FRATURA DE PRÉ-MOLARES RESTAURADOS COM COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS EM DIFERENTES CONFIGURAÇÕES CAVITÁRIAS

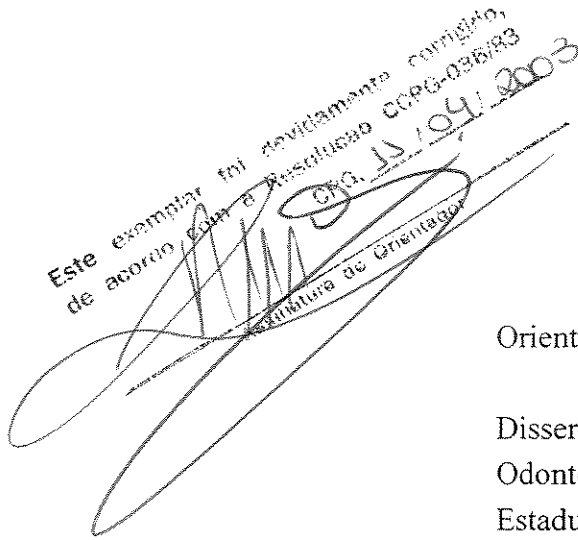
Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Concentração: Dentística

Piracicaba
2002

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

Denise Sá Maia
Cirurgiã-Dentista

RESISTÊNCIA À FRATURA DE PRÉ-MOLARES RESTAURADOS COM COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS EM DIFERENTES CONFIGURAÇÕES CAVITÁRIAS



Orientador: Prof. Dr. Luís Roberto M. Martins

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica – Área de Concentração: Dentística

Piracicaba
2002

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

UNIDADE BC
Nº CHAMADA UNICAMP
M28r
V ____ EX ____
TOMBO BC/ 53707
PROC. 124/03
C ☐ D ☒
PREÇO R$ 11,00
DATA 05/06/03
Nº CPD ____

CM00185467-2

BIB ID 293054

Ficha Catalográfica

Maia, Denise Sá.
M28r Resistência à fratura de pré-molares restaurados com compósitos odontológicos em diferentes configurações cavitárias. / Denise Sá Maia. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2002.
xviii, 108p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Luís Roberto M. Martins.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Dentística. 2. Resinas compostas. 3. Fotopolímeros. I. Martins, Luís Roberto M. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8–6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.

UNICAMP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 12 de Dezembro de 2002, considerou a candidata DENISE SÁ MAIA aprovada.

1. Prof. Dr. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS _____

2. Prof. Dr. RODRIGO DUTRA MÜRRER _____

3. Prof. Dr. JOSE ROBERTO LOVADINO _____

DEDICATÓRIA

A Deus

Que me permite realizar todos os sonhos. Agradeço o Dom da vida e a oportunidade de conviver com pessoas tão especiais.

A meus pais, Queiroz e Socorro

Pelo exemplo que são e pelo modo como conduzem nossa família. Agradeço por todos os esforços e por acreditarem que é possível.

A meus irmãos, Lícia, Camila e Queiroz Filho

Pelo constante apoio e incentivo, nas horas boas e difíceis. Agradeço o sorriso e a força constantes.

A minha avó Maria

Pelo exemplo de mestre, de garra e por todo o apoio.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins,

Pela sua forma humana e amiga de orientar. Com profunda admiração, agradeço os conhecimentos transmitidos, os conselhos, as preocupações e a chance de poder trabalhar num lugar tão especial.

Ao Prof. Dr. Rodrigo Dutra Mürrer

Por sempre ter acreditado em sua orientada. Agradeço a orientação profissional e pessoal. À você, meu amigo, agradeço o incentivo, o exemplo de inteligência e garra.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, representada pela Direção, Coordenadoria de Pós-Graduação e Sub-Coordenadoria de Clínica Odontológica.

Ao Prof. Dr. José Roberto Lovadino, pela preocupação de pai e por estender sempre a mão amiga.

Ao Prof. Dr. Luís Alexandre Maffei Sartini Paulillo, por tudo o que me ensionou e por permitir que trabalhássemos juntos. Agradeço o constante apoio, a dedicação ao curso e a forma clara e justa com que trata os alunos.

Aos professores da Área de Dentística, Marcelo Giannini, Luiz André Pimenta e Giselle Maria Baron pela contribuição em todo o trabalho, por estarem sempre buscando o melhor para a Dentística da UNICAMP.

À Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pelo livre acesso ao laboratório e equipamentos e ao Léo e demais amigos desse departamento que sempre encontram tempo para ajudar.

Ao Engenheiro Marcos Blanco Cangiani, Técnico da Área Materiais Dentários Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP sempre pronto a ajudar.

À Neide Buzatti e Emília Takaki, técnicas do Laboratório de Produção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela disponibilidade e presteza em todos os momentos.

À Prof. Dra. Gláucia Maria Boni Ambrosano e André Reis pela essencial contribuição para a realização da análise estatística.

Aos professores Mário Alexandre C. Sinhoretti e Regina M. Puppin Rontani que, juntamente com o Prof. Luís Alexandre, deram importantes contribuições durante o exame de qualificação.

Aos funcionários da Dentística, Paulinha e Reinaldo, pela presteza e cuidados dispensados.

A minhas amigas Noéli e Ló pelo amor e amizade que sempre demonstraram por mim. Pelos oportunos conselhos e por saberem escutar, fazendo com que a saudade da família fosse amenizada pela constante companhia e carinho. Vou sempre lembrar de vocês.

À minha família da Dentística: Larissa, Mirela, Alessandra, Fabinho, Grace, Ciça, Vanessa, Carol, Patrícia, Rogério, Vanessinha, André, Cesar, Ricardinho, Celso, agradeço a companhia e a amizade por todo o mestrado. Não tenho palavras para agradecer tanta disponibilidade e vontade de ajudar. Tenho certeza que sempre lembrarei do carinho que recebi de vocês. Aos amigos do doutorado Claúdia, Alex, Flávio e Bia, que sempre presentes e solícitos, ajudaram em minha orientação profissional e pessoal.

Aos amigos de Fortaleza e da FOP-UNICAMP que se alegram e vibram comigo a cada conquista.

EPÍGAFRE

"Todas as coisas têm o seu tempo, e todas elas passam debaixo do céu segundo o tempo que a cada uma foi prescrito."

Eclesiastes, 3.

ÍNDICE

RESUMO 1

ABSTRACT 3

1 INTRODUÇÃO 5

2 REVISÃO DA LITERATURA 9

2.1. Ligamento periodontal 9

2.2. Resistência à fratura 13

2.3. Compósitos odontológicos 25

2.4. Métodos de fotoativação de compósitos 36

3 PROPOSIÇÃO 44

4 MATERIAIS E MÉTODO 45

4.1 MATERIAIS 45

4.2 MÉTODO 46

4.2.1. Delineamento experimental 46

4.2.2. Seleção dos dentes 46

4.2.3. Obtenção das dimensões dos dentes 47

4.2.4. Embutimento dos dentes 48

4.2.4.1.Cobertura das raízes com cera 48

4.2.4.2. Inclusão dos dentes 50

4.2.4.3. Fixação dos dentes e obtenção do ligamento periodontal artificial 52

4.2.5. Preparos cavitários 53

4.2.6. Moldagem dos preparos e confecção dos modelos para as restaurações indiretas 56

4.2.7. Procedimentos restauradores 57

4.2.8. Ensaio mecânico de compressão 64

4.2.9. Classificação do padrão de fratura 65

5 RESULTADOS 67

6 DISCUSSÃO 70

7 CONCLUSÃO 82

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 83

ANEXOS 92

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à compressão e o padrão de fratura de pré-molares humanos em função do tipo de configuração cavitária (*inlay* e *onlay),* restaurados com dois tipos de compósitos odontológicos. Assim, foram utilizados compósito microhíbrido indicado para uso laboratorial (Solidex, Shofu) e compósito de uso universal (Filtek Z250, 3M/ESPE). Foram utilizados 84 dentes pré-molares superiores humanos, divididos em sete grupos com doze amostras cada. Os grupos ficaram assim definidos: **G1**: dentes que não receberam preparos cavitários (controle); **G2**: preparos *inlays* restaurados com Filtek Z250 fotoativada com dupla intensidade de luz (Degulux/Degussa); **G3**: preparos *inlays* restaurados com Filtek Z250 fotoativada indiretamente com aparelho de alta intensidade de luz (EDG-lux/EDG); **G4:** preparos *inlays* restaurados com Solidex fotoativada com aparelho de alta intensidade de luz; **G5:** preparos *onlays* restaurados com Filtek Z250 fotoativada com dupla intensidade de luz; **G6:** preparos *onlays* restaurados com Filtek Z250 fotoativada com alta intensidade de luz e **G7:** preparos *onlays* restaurados com Solidex fotoativada com alta intensidade de luz. A resistência à fratura foi determinada para cada amostra, através de carregamento vertical com esfera de 6mm de diâmetro, à velocidade de 0,5 mm/min em máquina de ensaio universal (Instron). As amostras foram analisadas, classificando-se o padrão de fratura em quatro níveis: I - fratura apenas do dente (GR 1) ou da restauração, envolvendo simplesmente a substituição da restauração sem necessidade de extensão do preparo; II -

fratura da restauração envolvendo pequena porção do dente, caracterizando-se pela necessidade de ligeira extensão do preparo; III - fratura com envolvimento periodontal, mas com possibilidade de restauração com recobrimento de cúspides ou aumento de coroa; IV - fratura com envolvimento periodontal com necessidade de exodontia do elemento dental. As médias do carregamento necessárias para fraturar as amostras em cada grupo foram (em kgf): G1= 124,00 **(B)**; G2= 113,52 **(B)**; G3= 117,08 **(B)**; G4= 119,80 **(B)**; G5= 160,33 **(AB)**; G6= 197,81 **(A)**; G7= 131,22 **(B)**. Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância e, em seguida, foi aplicado o teste de Tukey ($p<0,05$) que revelou diferenças entre os grupos. Assim, pode-se concluir que os dentes com preparos tipo *onlay* restaurados com compósito Filtek Z250 apresentaram média de resistência à fratura média estatisticamente superior aos dentes restaurados com compósito Solidex ou dentes íntegros. Além disso, não houve diferença estatística significativa entre os dentes com preparos *inlays* restaurados com Filtek Z250 ou Solidex e dentes íntegros. Em relação ao padrão de fratura, as médias do teste de Kruskal-Wallis apresentaram diferença estatística significativa segundo os grupos: G1: **C**; G2: **AB**; G3: **AB**; G4: **AB**; G5: **A**; G6: **AB**; G7: **B**. Os dentes com restaurações *inlays* (Filtek Z250 e Solidex) e *onlays* de Filtek Z250 apresentaram padrões de fratura mais destrutivos, não sendo possível observar diferença estatística significativa entre esses grupos. Os dentes com restaurações *onlay* em Solidex apresentaram padrão de fratura menos destrutivo em relação aos demais grupos, com exceção do grupo controle.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the fracture strength and the fracture pattern of human pre-molars with inlay and onlay cavity preparations restored with two hybrid composite resins and light cured in a direct and indirect technique. Eighty-four pre-molars were selected and divided into seven experimental groups of twelve specimens each: **G1** = teeth without cavity preparation (control); **G2** = inlay/Z250 (directly light cured with Soft – start technique); **G3** = inlay/Z250 (indirectly light cured with a high intensity light curing unit); **G4** = inlay/indirect Solidex (indirectly light cured with a high intensity light curing unit); **G5** = onlay/Z250 direct (directly light cured with Soft – start technique); **G6** = onlay/ Z250 (indirectly light cured with a high intensity light curing unit); **G7** = onlay / Solidex (indirectly light cured with a high intensity light curing unit). All specimens were submitted to an axial compression loading in an Instron Machine, with a 6.0mm diameter sphere, at a speed of 0.5mm/min. The fractured teeth were analyzed and classified according to four levels of fracture pattern: I – fracture only in the tooth (G1) or only in the restoration, which could be simply solved by the substitution of the restoration, without extending the preparation; II – fracture of the restoration and of a small portion of the tooth, with necessity of a preparation extend; III – fracture with periodontal involvement, with restoration possibility with cuspid protection; IV - fracture with periodontal involvement, with tooth removal needing. The mean values of fracture strength were (kgf): G1=124.00**(B)**; G2=113.52**(B)**; G3=117.08**(B)**; G4=119.80**(B)**; G5=160.33**(AB)**;

G6=197.81**(A)**; G7=131.22**(B)**. According to ANOVA ($p<0,05$) there was statistical significant difference among the groups, that were identified by the Tukey test. According to the results, it could be concluded that teeth with onlay preparation restored with Z250 composite resin showed statistically higher mean values of fracture strength than teeth with the same preparation restored with Solidex resin and teeth of the control group. There was no statistical difference in the fracture resistance values among the teeth with inlay preparations restored with Z250, Solidex and the control group. In order to verify the differences of fracture pattern, the Kruskal-Wallis test was applied, and the following statistical significant differences were observed: G1: **C**; G2:**AB**; G3: **AB**; G4: **AB**; G5: **A**; G6: **AB**; G7: **B**. Teeth with inlay preparations restored with both resins and teeth with onlay preparations restored with Z250 showed more catastrophic fracture patterns. However, a statistical significant difference among was not observed among these groups. Teeth with onlay preparations restored with Solidex resin presented a less destructive fracture pattern when compared to the other groups, excepting the control group.

1. INTRODUÇÃO

A fratura dental é um problema muito freqüente na prática odontológica (CAVEL *et al.*, 1985), principalmente a fratura de cúspides de pré-molares (EAKLE *et al.*, 1986; LAGOUVARDOS, 1989). A resistência do dente, após preparo e restauração, está diretamente relacionada à longevidade da restauração no meio bucal e, por esse motivo, seu estudo tem sido amplamente explorado nas últimas décadas (VALE, 1959; RASMUSSEN, 1981; MONDELLI *et al.*, 1980; BURKE, 1992; GEURTSEN & GARCIA-GODOY, 1999; MÜRRER, 1999). Estudos laboratoriais mostram que o aumento da largura do istmo oclusal no preparo cavitário enfraquece o dente e aumenta o risco de fraturas (MONDELLI *et al.*,1980; BLASER *et al.*, 1983; BURKE, 1992).

Tradicionalmente, para recuperar a resistência perdida após preparo cavitário, eram utilizadas restaurações metálicas fundidas com cobertura de cúspides (NAVARRO *et al.*, 1983). O amálgama com cobertura de cúspides também foi sugerido como opção (EAKLE *et al.*, 1986), mas essas restaurações apresentavam comprometimento estético e envolviam grande desgaste de tecido dental hígido remanescente.

O problema da perda de resistência dos dentes restaurados só começou a ser solucionado com o desenvolvimento de técnicas adesivas (MORIN *et al.*, 1984; REEL & MITCHELL, 1989). Com o advento dos compósitos odontológicos e o desenvolvimento de sistemas adesivos hidrofílicos tornou-se possível diminuir a quantidade de tecido dentário

sadio a ser removido durante o preparo cavitário, realizando-se restaurações mais estéticas e que conseguem restabelecer a resistência à fratura perdida com o preparo cavitário.

O desenvolvimento dos compósitos odontológicos introduzidos por Bowen na década de 60, permitiu que as propriedades mecânicas desses novos materiais fossem superiores às das resinas acrílicas e, conseqüentemente, alcançou maior aplicabilidade clínica. A modificação na composição desses materiais possibilitou a otimização de suas propriedades mecânicas e clínicas, permitindo sua indicação para restaurações de dentes posteriores, quer fosse de forma direta ou indireta (LEINFELDER, 1997).

Contudo, o uso de compósitos diretos como substitutos do amálgama em restaurações de dentes posteriores tem sido problemático (BRUNTON et al., 1999). Um dos principais problemas dos compósitos é a contração de polimerização, capaz de produzir tensões no remanescente dental, podendo resultar em integridade marginal insatisfatória e baixa longevidade clínica da restauração (GORACCI *et al.*, 1996; BRUNTON et al., 1999).

Num esforço para minimizar os efeitos da contração de polimerização e melhorar seu desempenho clínico, têm sido utilizados diferentes métodos de fotoativação como também a utilização de restaurações indiretas.

As restaurações indiretas, além de minimizarem os efeitos da contração de polimerização, alcançam excelentes resultados estéticos, eficiência na obtenção do ponto de contato e maior facilidade de definição de adequada anatomia oclusal. Assim, surgiram na década de 80 os compósitos específicos para uso indireto. Os compósitos indiretos de primeira geração eram materiais micropartículados, com baixa resistência flexural e baixo

módulo de elasticidade (MIARA, 1998; TOUATI, 1996; TOUATI & AIDAN, 1997). Com o desenvolvimento desses materiais, surgiram os compósitos indiretos de segunda geração e os intermediários. Os de segunda geração são materiais microhíbridos, com alta densidade de partículas cerâmicas na sua composição e com propriedades mecânicas superiores aos de primeira geração. Os intermediários também são microhíbridos, contudo possuem composição diferente dos de segunda geração, possuindo maior quantidade de componentes orgânicos e menor módulo de elasticidade. O compósito de marca comercial Solidex é um exemplo de compósito laboratorial intermediário microhíbrido, que é polimerizado em unidade fotopolimerizadora com luz de xenônio estroboscópica. Essa unidade de ativação utiliza luz de alta intensidade com pulsos intermitentes, o que aumenta a dureza, a resistência ao desgaste (TOUATI, 1996; TOUATI & AIDAN, 1997), a resistência à compressão e à flexão, reduzindo a absorção e a solubilidade em água (TANOUE *et al.*, 2000).

Para que ocorra adequada polimerização dos materiais resinosos é essencial presença de luz visível com suficiente intensidade e comprimento de onda apropriado (CORRER SOBRINHO *et al.*, 2000). A intensidade dessa radiação é importante para produzir suficiente radiciais livres para polimerização de materiais resinosos (CORRER SOBRINHO *et al.*, 2000).

As unidades fotoativadoras convencionais de luz halógena são utilizadas em ciclos de fotoativação de 40 segundos a uma intensidade de luz constante (SMALL, 2001; COELHO SANTOS *et al.*, 2002). Estudos realizados têm demonstrado que a modulação deste método convencional através da utilização de uma baixa intensidade de luz por um

período inicial seguido da complementação deste processo por um período de exposição pré-determinado na intensidade total do aparelho, traz benefícios quanto à adaptação marginal da restauração, sem comprometimento das propriedades físicas e mecânicas do compósito (GORACCI *et al.*, 1996; RUEGGEBERG *et al.*,2000; PRICE, 2000; SMALL, 2001; CUNHA *et al.*, 2001).

Da mesma maneira que o método de fotoativação, a composição do material exerce grande influência sobre as propriedades físicas e mecânicas dos compósitos (ELIADES *et al.*, 1987; CHUNG & GREENER, 1990; PEUTZFELDT, 1997; FREIBERG & FERRACANE, 1998; ZHAO *et al.*, 1997). Tanto o tamanho, formato, composição e distribuição das partículas, como principalmente, o tipo de matriz orgânica utilizada nos compósitos têm influência direta nas propriedades físicas destes materiais (ELIADES *et al.*, 1987; PEUTZFELDT, 1997; LOGUERCIO *et al.*, 2001).

No caso das restaurações indiretas, observa-se que os compósitos específicos para esse uso são de difícil obtenção, além de não possuírem a mesma diversidade comercial e apresentarem custo pelo menos duas vezes superior aos compósitos de uso universal.

Assim, torna-se importante estudar como os compósitos indicados para uso direto se comportam quando usados indiretamente, sendo submetidos a ensaio laboratorial de compressão, utilizando-se diferentes configurações cavitárias.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. LIGAMENTO PERIODONTAL

COOLIDGE, em 1937, avaliou a espessura da membrana periodontal e suas variações em 172 dentes humanos, através de medições feitas na região próxima à crista alveolar, no terço médio da raiz e no ápice. A média dessa espessura na crista alveolar foi de 0,39 mm, 0,17 mm no centro da raiz e 0,21 mm próximo ao ápice radicular, sendo essa média de 0,26 mm para dentes unirradiculares e 0,21 mm para molares. Além disso, o autor observou que a espessura variava em função da faixa etária, aumentando com o avanço da idade e que o ligamento era mais espesso em dentes que recebiam grande carga oclusal, mostrando a relação direta da espessura do ligamento com a intensidade da função mastigatória.

SCHARNAGL, em 1998, avaliou a simulação do ligamento periodontal na realização de testes de resistência à fratura de restaurações indiretas de cerâmica. Para esse estudo o autor fez medições do deslocamento dental em mandíbulas de porcos para detectar o grau de movimentação dental a ser reproduzido no ligamento periodontal artificial. O ligamento artificial foi confeccionado com diversos materiais elásticos como: silicona por

adição, poliéter, silicona por condensação leve e pesada. Com um cilindro de metal de 4 mm de diâmetro foi aplicada uma pressão no ponto central na direção axial dos dentes. Em cada dente foi aplicada uma carga por três vezes com uma pausa de 2 minutos entre cada medição, sendo a carga máxima de 500 N. Isso possibilitou a análise de possíveis irregularidades no ligamento periodontal artificial. Análises prévias haviam mostrado que o material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M/ESPE), apresentava maior resistência ao rasgamento e à deformação em relação aos outros materiais elásticos utilizados. Nesse estudo, os melhores resultados foram obtidos com o emprego do material à base de poliéter, Impregum F (3M/ESPE), aplicado em associação com o adesivo do material. O autor conclui que a simulação do ligamento periodontal é fundamental para reproduzir as características clínicas de aplicação de tensões e as fraturas ocorridas em experimentos laboratoriais.

BEHR *et al.*, em 1999, avaliaram a adaptação marginal e a resistência à fratura de próteses adesivas, variando o tipo de preparo. Foram utilizados terceiros molares humanos extraídos com reprodução do ligamento periodontal, através da cobertura das raízes com uma camada de 1 mm de material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M/ESPE), inseridos em resina de poliestireno. Os dentes foram preparados e moldados com silicona por adição e as restaurações foram confeccionadas com sistema Targis/Vectris (Ivoclar). Após fixação, as próteses adesivas foram cimentadas com cimento resinoso dual e a adaptação marginal foi medida através de técnica semi-quantitativa, com o uso de réplicas e posterior análise em microscopia eletrônica de varredura. As amostras foram

submetidas a carregamento de compressão com velocidade de 1mm/min., aplicada no centro do pôntico. Os autores verificaram que mais de 60% das restaurações apresentavam margens perfeitas e que não houve diferença estatística na resistência à fratura entre as duas formas de preparo.

CARLINI, em 1999, avaliou a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente através da utilização de pinos intra-radiculares pré-fabricados. Para isso o autor reproduziu o ligamento periodontal com um material adesivo à base de uretano. O processo de simulação do ligamento foi iniciado com o recobrimento da raiz com uma fina camada de cera nº 7, obtido através da imersão do dente em um recipiente contendo cera plastificada. O dente foi então fixado a um delineador para posicioná-lo corretamente na inclusão em cilindro de PVC. O cilindro era invertido em uma placa perfurada e preenchido com resina de poliestireno. Após a polimerização da resina, o dente foi retirado do cilindro e limpo com jatos de bicarbonato e água. Para a fixação do dente era empregado um adesivo à base de uretano, utilizado na colocação de vidros automotivos. O autor relatou que a reprodução do ligamento periodontal tornou o padrão de fratura mais semelhante ao que se verifica clinicamente.

WORSCHECH, em 2000, avaliou a resistência à fratura de pré-molares superiores com extensos preparos cavitários e restaurados com sistemas adesivos e não adesivos. Para isso, foi utilizado ligamento periodontal artificial com Impregum F nas amostras. Os dentes

do grupo 1 não receberam preparos, os do grupo 2 receberam preparos MOD, mas não foram restaurados. Os dentes do grupo 3 foram restaurados com Solitaire, os do grupo 4 com Z250, os do grupo 5 com amálgama de prata e os do grupo 6 com *amálgama adesivo*. Pelos resultados a autora concluiu que os pré-molares restaurados com os materias citados foram capazes de resistir à fratura tanto quanto um dente íntegro, com exceção dos restaurados com resina Solitaire.

SOARES, também em 2000, avaliou a adaptação marginal e a resistência à fratura de *inlays* confeccionados com quatro sistemas restauradores indiretos, uma porcelana feldspática (Duceram LFC/Degussa) e três compósitos laboratoriais (Solidex/Shofu, Artglass/Heraeus Kulzer e Targis/Ivoclar). Para isso, o autor utilizou 60 molares humanos, incluídos em resina de poliestireno com reprodução do ligamento periodontal. Os dentes receberam preparos MOD com 6° de expulsividade, realizados com aparelho padronizador. Após moldagem dos dentes com silicona por adição e confecção das restaurações, a adaptação marginal foi medida em um sistema computadorizado com aumento de 250x. Essa medida foi realizada em quatro pontos de cada região oclusal, proximal e cervical. Entre os materiais restauradores, a adaptação marginal das restaurações de cerâmica foi estatisticamente inferior à encontrada nas restaurações de compósitos, não havendo diferença entre estes. Os dentes restaurados com cerâmica também demostraram valores de resistência à fratura estatisticamente inferiores aos dentes restaurados com compósitos laboratoriais, não havendo diferença entre os três compósitos avaliados.

Ao observar o efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos, SOARES *et al.*, em 2002, trabalharam com oitenta dentes bovinos. Os autores compararam a resistência à fratura dos dentes incluídos em dois diferentes materiais, a resina acrílica e resina de poliestireno, usando quatro tipos de ligamentos periodontais: sem ligamento, material à base de poliéter (Impregum F – 3M/ESPE), material de impressão à base polissulfeto (Permelastic – Kerr) e borracha de poliuretano. As amostras foram submetidas a um carregamento tangencial na borda incisal a uma velocidade de 0,5mm/min até a fratura do dente. Os autores observaram que a resistência à fratura foi influenciada pelo método de inclusão. O ligamento periodontal artificial modificou a distribuição de carga. A resina de poliestireno associada ao material de moldagem a base de poliéter parece ser o melhor método de inclusão.

2.2. RESISTÊNCIA À FRATURA.

Em 1959, VALE investigou a relação entre o preparo cavitário e a resistência à fratura dos dentes. Para isso, cavidades foram preparadas em pares de pré-molares contra-laterais, recém extraídos por razões ortodônticas. Um dos dentes era mantido como controle e não recebia preparo cavitário, o outro recebia um preparo mesio-ocluso-distal. Foram confeccionados 2 modelos de preparos: com largura V-L com ¼ da distância intercuspidal e

com 1/3 da distância intercuspidal e três grupos de restaurações. Um grupo recebia restaurações de amálgama, o outro recebia incrustações de ouro sem cobertura de cúspides e um terceiro recebia incrustações de ouro com cobertura de cúspides. Uma esfera de aço de 3/16 polegada foi centralizada no sulco do dente e seu tamanho simulava a cúspide do dente antagonista. A carga foi aplicada através de um pistão, por meio de gás comprimido. Os resultados mostraram que dentes sem cavidade e com preparos com largura de ¼ da distância intercuspidal não apresentaram mudança significativa na força requerida para fraturar o dente; entretanto, quando a largura do preparo era aumentada para 1/3 da distância intercuspidal, uma significativa queda da força requerida para fraturar o dente era observada, numa proporção de 2/3 da força inicial necessária. Foram encontrados, neste estudo, dentes restaurados que resistiram ao carregamento melhor que os dentes preparados que permaneceram sem restauração tipo incrustação sem recobrimento de cúspides, mas restaurações com proteção de cúspide pareceram proteger os dentes.

MONDELLI *et al.*, em 1980, estudaram a resistência à fratura de pré-molares humanos com três diferentes tipos de preparo (oclusal, ocluso-proximal e mesio-ocluso-distal) e três diferentes larguras de istmo (1/2, 1/3 e 1/4 da distância intercuspidal). As amostras foram embutidas em resina poliestirênica e, após uma semana, foram submetidas a um carregamento axial à velocidade de 0,5 mm/min, com auxílio de esfera de aço de 4mm de diâmetro, apoiada sobre as cúspides. Os resultados mostraram que, quanto mais estreito o istmo, maior força era necessária para causar fratura. Isto foi verdadeiro para as três dimensões oclusais de Classe I; entretanto, para os preparos Classe II, somente aqueles

com 1/4 da distância intercuspidal foram estatisticamente mais resistentes em relação aos grupos que receberam preparos Classe II com 1/3 ou 1/2 da distância intercuspidal. A largura do istmo tem menor impacto sobre preparos Classe I que sobre Classe II. Todos os preparos oclusais diminuíram a resistência do dente, na proporção da largura do preparo. O preparo Classe I reduz menos a resistência do dente que o preparo Classe II com igual largura.

Em 1981, RASMUSSEM *et al.* realizaram um trabalho onde avaliaram as propriedades de fratura do esmalte e dentina humanos e obtiveram como resultado que o esmalte e dentina humanos são substâncias friáveis. Forças ocasionalmente impostas, durante a mastigação ou bruxismo, provavelmente, são capazes de iniciar a fratura, quando a anatomia normal do dente é alterada pelo preparo cavitário. Como conseqüência, o modelo da cavidade deveria incluir considerações para reduzir a concentração de tensão, aumentando à resistência à fratura do dente.

BURKE, em 1992, fez um trabalho de revisão de literatura para investigar a incidência, as causas e os métodos que se empregavam para análise de dentes fraturados. Grandes restaurações e amplas lesões de cárie puderam ser associadas com a maioria das fraturas, com maior incidência nos primeiros molares permanentes, principalmente inferiores. Relatou que a anatomia dos dentes influenciou na incidência das fraturas. A maioria das fraturas ocorreu através de forças de alto impacto, causadas pela mordida de

um objeto duro ou pelo contato descontrolado com o dente antagonista. As fraturas mais severas ocorreram em restaurações profundas. Não houve diferenças significativas no enfraquecimento dos dentes com preparos com ângulos arredondados ou não.

BLASER *et al.* em 1983, estudaram o efeito do tipo de preparo Classe II sobre a resistência à fratura dos dentes, utilizando 100 dentes livres de defeitos, os quais foram divididos em duas categorias de acordo com o tamanho, em 5 grupos diferentes de acordo com o tipo de cavidade. As maiores diferenças entre as cavidades eram a largura do istmo e a profundidade do assoalho pulpar. Os dentes foram montados em anéis específicos e inseridos em resina acrílica. Um bastão de metal de 4,8 mm de diâmetro foi adaptado a uma máquina Instron para o carregamento oclusal. Concluíram que a perda de resistência dos dentes, com istmos largos e estreitos não era tão grande e que istmos estreitos e assoalho pulpar profundo tinham grande efeito sobre o enfraquecimento, em relação a istmos largos e assoalho raso. Notaram, também, que dentes maiores resistiam melhor à fratura que dentes menores.

Neste mesmo ano NAVARRO *et al.*, verificaram, através de carregamento oclusal, a resistência à fratura de pré-molares superiores extraídos, com lesões cariosas situadas em diferentes faces dentárias, com remoção do teto da câmara pulpar e preparo mésio-ocluso-distal, bem como com restaurações metálicas fundidas com proteção de cúspides. Nos dentes com grande perda de estrutura dentária, um aumento acentuado na resistência foi

obtido, quando a proteção de cúspide foi realizada. Notaram que outro fator importante era a preservação da crista marginal, sugerindo que preparos conservadores deviam ser executados para preservar a resistência do dente.

Em 1984, MORIN, DELONG & DOUGLAS avaliaram a capacidade de flexão de cúspides de dentes pré-molares após diferentes tipos de preparo MOD e diferentes técnicas restauradoras, adesivas ou não. Os autores utilizaram-se de fórmulas matemáticas para deduzir uma média relativa de deformação, uma média relativa de dureza e um coeficiente de dureza. Através desses valores, foram comparadas diferentes situações a que os dentes foram submetidos. Esses cálculos levaram à conclusão de que restaurações adesivas eram as mais indicadas para restaurar a resistência à deformação do dente.

CAVEL, KELSEY & BLANKENAU, em 1985, realizaram um levantamento avaliando vários fatores envolvidos na fratura de cúspides. Cento e dezoito dentes posteriores, com, pelo menos, uma das cúspides totalmente fraturadas, foram observados. Após inspeção visual, foram anotadas algumas informações como arco, tipo de dente, tipo de cúspide, material restaurador e número de superfícies envolvidas, largura do istmo e dente antagonista. Dos 118 dentes utilizados no estudo, as fraturas ocorreram 50% no arco superior e 50% no arco inferior, 51% em molares e 49% em pré-molares. Nos pré-molares superiores, 62% das fraturas ocorreram na cúspide vestibular e 38% na cúspide palatina (funcional). Nos pré-molares inferiores, as fraturas ocorreram da mesma maneira nas

cúspides vestibular e lingual. A análise revelou que nos pré-molares, 60% das fraturas ocorreram na cúspide não funcional, 40% nas cúspides funcionais e, a maioria das fraturas estava associada à restaurações com 3 ou mais superfícies restauradas com amálgama de prata. Istmos largos também contribuem para a fratura, sendo a incidência de fraturas em preparos com istmo estreito menor. Os autores salientaram que forças geradas em laboratório não são capazes de reproduzir a mastigação de forma fiel, agindo de forma diferente na dentição e isso poderia interferir nos resultados laboratoriais. Foi determinado que uma análise cuidadosa das cúspides deveria ser requerida para avaliação da resistência do dente e maior atenção deveria ser dada ao dente antagonista.

EAKLE, MAXWELL & BRALY, em 1986, realizaram um levantamento clínico na Universidade da Califórnia investigando os fatores envolvidos na fratura de cúspides. O trabalho incluiu 206 dentes com fraturas completas ou incompletas. Após o exame clínico, dados relevantes como idade, dente, arco, cúspide e tamanho da restauração, que poderiam indicar fatores predisponentes, foram devidamente anotados. O dado mais interessante resultante desse trabalho foi a constatação de que o primeiro molar inferior é o dente que fratura com maior freqüência e, segundo os autores, isto deve-se ao fato de que ele é, normalmente, o primeiro a ser restaurado e que o ciclo restaurador, uma vez instalado e não controlado, faz com que restaurações cada vez maiores sejam colocadas, predispondo o dente à fratura.

LAGOUVARDOS, SOURAI & DOUVITSAS, em 1989, divulgaram um levantamento de dois anos, executado na clínica da Universidade de Atenas, em que, para todos os casos de fratura examinados, um questionário era executado. O estudo visava verificar a importância de diversos fatores no potencial de fratura dental. Dados como idade do paciente, vitalidade pulpar, localização da fratura, dente, arco, morfologia do dente e restauração presente eram devidamente anotados. O trabalho mostrou que o preparo cavitário parecia ser o fator mais importante no que diz respeito a aumentar o potencial de fratura de um dente, sendo verificado que, quanto mais faces envolvidas em um preparo cavitário, maior era a prevalência de fraturas.

REEL & MITCHELL, em 1989, avaliaram a resistência à fratura de pré-molares superiores restaurados com resina composta. Técnicas de biselamento de margens associadas a adesivos de esmalte foram comparadas com sistemas adesivos dentinários e resinas de polimerização química foram comparadas às de fotopolimerização. Setenta dentes extraídos foram divididos em sete grupos. Desses, seis receberam preparo MOD, de modo a enfraquecer bastante o remanescente dental, e um foi deixado sem preparo como controle positivo. Dos grupos que receberam preparo, um foi deixado sem restauração e os outros foram restaurados com diversas técnicas e materiais. Os testes mecânicos foram realizados através de compressão com uma esfera de 4,7 mm de diâmetro em uma máquina de ensaio universal. Os resultados permitiram aos autores concluir que a utilização de restaurações de resina composta, independente da técnica utilizada, confere ao remanescente dental o dobro

de resistência quando comparado ao dente com preparo e sem restauração, chegando à metade da resistência do dente hígido.

PURK *et al.*, em 1990, testaram a resistência da crista marginal de dentes com restaurações Classe I e Classe II, de amálgama ou resina composta. Cem pré-molares superiores, sem sinais de desmineralização ou trincas, foram separados em quatro grupos: dois receberam preparos cavitários classe I, com apenas 1mm de crista marginal, os outros dois receberam preparos ocluso-proximal. Para o teste mecânico foi confeccionado um dispositivo metálico em forma de pré-molar inferior que, acoplado à máquina universal de ensaio, exercia a força na área da crista marginal das amostras. Os resultados não demonstraram haver diferença estatística significativa entre os materiais restauradores, sendo o tipo de preparo mais importante nesse aspecto.

EL-MOWAFY (1993) estudou o efeito do tipo de preparo e da restauração com amálgama sobre a resistência e o padrão de fratura de pré-molares superiores. Quarenta dentes extraídos foram separados em cinco grupos: o primeiro não recebeu preparo, o segundo e o terceiro receberam preparos MOD, sendo um restaurado com amálgama e o outro não; o quarto e quinto grupos foram preparados com cavidades tipo *slot vertical*, um deles recebendo restauração de amálgama e o outro deixado sem restauração. Os resultados não demonstraram haver diferenças entre os grupos estudados, com relação à resistência à fratura. No entanto, foi verificado que os grupos com preparo MOD apresentavam fraturas

mais severas. Pode-se verificar que as restaurações convencionais de amálgama não participam da distribuição de forças aplicadas à superfície oclusal.

BURKE, WILSON & WATTS, em 1993, avaliaram a influência da inclinação de 2, 4 e 6° das paredes circundantes do preparo sobre a facilidade de confecção e a resistência à fratura de pré-molares restaurados com *inlays* de resina laboratorial Brilliant (Coltene), fixados com agente de fixação à base de resina de dupla polimerização. As amostras foram submetidas a uma carga de compressão utilizando, para um grupo, esferas de 4mm de diâmetro e, para o outro, cilindros de 4mm de diâmetro. As amostras fraturadas foram analisadas e o padrão de fratura foi classificado em cinco níveis: I – mínima fratura de dente ou do *inlay* , II – fratura menor que metade do *inlay*, III – fratura de metade do *inlay*, IV – mais da metade do *inlay* perdido, V – fratura extensa (total) do dente e/ou do *inlay*. Os autores verificaram que a esfera, apesar de dificultar o posicionamento da amostra na aplicação do carregamento, proporciona um padrão de fratura menos traumático. A inclinação de 4° nas paredes apresentou melhor desempenho devido à maior facilidade de execução e menor ocorrência de fraturas altamente comprometedoras ao dente.

A resistência à fratura pode ser influenciada, segundo BURKE, WILSON & WATTS, em 1994, pelo tamanho da cavidade, pelas propriedades físicas do material restaurador e pelo sistema de fixação utilizado. Assim, os autores avaliaram o efeito da variação da técnica de cimentação na resistência à fratura de dentes tratados com

restaurações indiretas de compósitos odontológicos. Para isso foram utilizados sessenta molares superiores selecionados com dimensões padronizadas. Os dentes foram preparados com 4° de inclinação, com abertura de istmo de 1/2 ou 1/3 da distância vestíbulo-lingual, com a parede gengival posicionada entre 1 e 2 mm do limite amelo-cementário e ângulo áxio-pulpar arredondado. Uma base de 0,5 mm de Ketac-Bond (ESPE) foi aplicada sobre a parede de fundo do preparo. As amostras foram moldadas com silicona por adição e as restaurações, confeccionadas com o sistema Brilliant (Coltene). Após 4 horas da fixação dos *inlays*, estes foram submetidos a um carregamento axial de compressão numa velocidade de 1 mm/min até a fratura da restauração. O padrão de fratura foi classificado em cinco níveis, sendo: I- amostras com mínima fratura do dente ou do *inlay*, II- fratura menor que metade da *inlay*, III- fratura de metade da *inlay*, IV- mais da metade da *inlay* perdido, V- fratura total do dente ou da *inlay*. Os resultados mostraram uma grande variação no padrão de fratura entre os dentes de um mesmo grupo, sendo mais freqüente as fraturas severas. Não se verificaram diferenças entre os preparos com 1/2 e 1/3 de abertura vestíbulo-lingual.

SECCO *et al.* , em 1997, analisaram a influência do cimento de ionômero de vidro convencional e híbrido e da resina composta na sustentação do esmalte sem suporte dentinário, verificando os efeitos sobre a rigidez, deflexão e resistência à fratura das cúspides dos dentes restaurados. Os resultados do trabalho mostraram que a resina composta e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina foram capazes de aumentar a rigidez das cúspides de dentes submetidos a preparos Classe II com remoção da

dentina de suporte do esmalte oclusal. Entretanto, o aumento da resitência à fratura não demonstrou significância estatística.

GEURTSEN & GARCIA-GODOY (1999), publicaram um estudo em que avaliaram restaurações adesivas para a prevenção e tratamento de dentes fraturados. Segundo os autores, a fratura é predominantemente resultado da força mastigatória ou trauma acidental e forças excessivas aplicadas a dentes saudáveis ou forças fisiológicas aplicadas a dentes enfraquecidos. O mais importante co-fator natural na resistência à fratura é a inclinação das cúspides e a morfologia dos pré-molares. Devido a diferentes métodos utilizados para se determinar a resistência á fratura, às variações no tamanho da cavidade, aos diferentes adesivos utilizados, os resultados de vários estudos acabam sendo comparados com grande ceticismo. Em geral, o risco de fratura em dentes restaurados pode ser significativamente reduzido pela completa cobertura de cúspides através de *onlay* ou coroa total.

BRUNTON *et al.*, em 1999, avaliaram a resistência à fratura de dentes com preparos tipo *onlay* restaurados com duas resinas indiretas (SR Isosit e Belle Glass) e cerâmica (Empress). As restaurações foram confeccionadas sobre modelos de resina epóxica de um mesmo dente. Após cimentação das restaurações, as amostras foram submetidas a carregamento axial de compressão. Os dentes restaurados com *onlays* de

resina composta (SR Isosit) tiveram média de resistência á fratura superior aos grupos de cerâmica e de resina reforçada por fibras.

MÜRRER, em 1999, desenvolveu um estudo para avaliar a resistência à fratura de pré-molares superiores em função das restaurações com técnicas adesivas e o efeito das ciclagens térmicas nessa resistência. Para isso, utilizou 80 pré-molares humanos divididos em oito grupos. Os grupos 1 e 2 não receberam preparos nem restaurações. Os dentes dos grupos 3 a 8 receberam preparos MOD sem caixas proximais, com largura correspondendo a ¼ da distância intercuspidal e com profundidade correspondendo a ¾ da altura da coroa dental, sendo que os dos grupos 3 e 4 não foram restaurados, os dos grupos 5 e 6 foram restaurados com uma técnica de amálgama adesivo e os grupos 7 e 8 com resina compostas. As amostras dos grupos 2, 4, 6 e 8 foram submetidos à ciclagem térmica. Em seguida foi aplicado carregamento axial de compressão a uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura das amostras. Os resultados mostraram que restaurações com potencial de união à estrutura dental têm a capacidade de recuperar, em maior ou menor grau, a resistência à fratura de pré-molares superiores perdida no preparo cavitário.

2.3. COMPÓSITOS ODONTOLÓGICOS

ASMUSSEN, em 1982, avaliou os fatores que afetam a quantidade de ligações duplas remanescentes em polímeros resinosos. Essa quantidade de ligações duplas remanescentes foram determinadas através de espectro infravermelho antes e após polimerização de compósitos foto e quimicamente ativados. Os autores observaram que a quantidade de peróxido foi o fator que mais influenciou quando comparado com a quantidade de amina e de inibidor. Quando essas quantidades eram constantes, o número de ligações duplas remanescentes diminuiu com o aumento do conteúdo de monômeros diluentes nas misturas monoméricas a base de Bis-GMA. A utilização de monômeros trifuncionais como diluentes não aumentou o grau de conversão dos materiais quando comparados com o grau de conversão dos monômeros bifuncionais. Além disso, a quantidade de ligações duplas remanescentes dos materiais fotoativados foi relativamente pequena quando comparada com a quantidade dos quimicamente ativados.

ELIADES, VOUGIOUKLAKIS & CAPUTO, em 1987, avaliaram o grau de conversão de ligações duplas de compósitos fotoativados. Para isso, foi determinado o grau de insaturação, a dureza Knoop e a eficiência pós-polimerização de cinco compósitos comerciais fotoativados com suas respectivas unidades fotoativadoras. As amostras cilíndricas foram sujeitas a tempos de exposição de 20, 40 e 60 segundos de luz halógena, preparadas em atmosfera de nitrogênio para eliminar a inibição de polimerização por

contato com oxigênio. Os autores observaram que há interferência da partícula de carga nos resultados de dureza Knoop. Em compósitos microparticulados ocorre uma dispersão por difração de luz pelas partículas de sílica coloidal, o que gera uma baixa profundidade de polimerização e redução do grau de conversão. Também concluiram que há aumento de profundidade de polimerização e de dureza Knoop com o aumento da quantidade de carga inorgânica.

FERRACANE, em 1985, observou a correlação entre a dureza e o grau de conversão das ligações duplas de carbono de compósitos odontológicos sem carga. Para um compósito específico, o aumento da dureza está diretamente relacionado com o aumento do grau de conversão. Contudo o valor absoluto de dureza não pode ser utilizado para predizer o grau de conversão quando comparando diferentes tipos de compósitos. Isso ocorre pelo fato de que as propriedades mecânicas dos compósitos são dependentes da quantidade de ligações cruzadas e da qualidade da rede polimérica formada durante a reação de polimerização.

CHUNG & GREENER (1990) avaliaram a correlação entre o grau de conversão, concentração de carga e propriedades mecânicas de sete compósitos fotoativados indicados para uso em dentes posteriores. Foram observadas correlações significativas entre volume de carga e resistência à tração diametral e entre volume de carga e valor de dureza Knoop. Contudo, nenhuma correlação foi encontrada entre o grau de

conversão e propriedades mecânicas testadas (resistência à compressão e à tração diametral). Devido à correlação positiva entre volume de carga inorgânica e resistência à tração diametral e dureza Knoop, os autores concluíram que a concentração de carga tem importante papel na determinação das propriedades de compósitos para uso em dentes posteriores.

PEUTZFELDT & ASMUSSEN (1992) observaram o potencial de ligações cruzadas de cetonas bifuncionais através da mensuração do efeito de sua adição em propriedades mecânicas (resistência à tração diametral, resistência flexural e módulo de resiliência) de compósitos experimentais. Os autores observaram que as cetonas podem existir na forma enólica e, dessa forma, contendo uma ligação dupla podem participar de reações de polimerização de monômeros metacrilatos, aumentando o grau de conversão. Assim, quando o compósito é irradiado, cetonas podem formar radicais livres que podem iniciar a reação de polimerização, formando mais ligações entre grupos metacrilatos. Os resultados desse estudo confirmaram a hipótese de que cetonas bifuncionais podem agir como agentes de ligação.

Num trabalho de revisão abordando aspectos sobre materiais restauradores indiretos, TOUATI, em 1996, descreveu inicialmente as vantagens das restaurações indiretas, destacando os excelentes resultados estéticos, redução da 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 as resinas laboratoriais. Em relação às resinas laboratoriais, o autor relata a evolução das resinas de micropartículas lançadas no início dos anos 80, SR Isosit N (Ivoclar), Dentacolor (Heraeus Kulzer), Visio-Gem (Espe), denominadas pelo autor de primeira geração. Já os novos sistemas que incluem os materiais Targis (Ivoclar), Artglass (Heraus Kulzer) e Belleglass HP (kerr), que apresentam alta resistência flexural (120 a 160 MPa), alto módulo de elasticidade (8.500 a 12.000 MPa), são classificados como polímeros cerâmicos, cerômeros ou resinas laboratoriais de segunda geração. O sistema Solidex (Shofu) apresenta excelente qualidade estética, porém não deve ser classificado da mesma forma que os anteriores devido a sua composição e seu módulo de elasticidade, pois apresenta cerca de 53% de peso e 39% de volume de partículas e 61% de componentes orgânicos, sendo classificado pelo autor como resina intermediária. O autor concluiu que os compósitos laboratoriais disponíveis no mercado atual apresentam características biomecânicas e facilidade de construção laboratorial que as colocam como excelente alternativa estética para as cerâmicas.

PEUTZFELDT, em 1997, descreveu e discutiu, através de revisão de literatura, a evolução dos sistemas de monômeros odontológicos utilizados nos compósitos. O monômero Bis-GMA, volumoso e de caráter bifuncional, mostrou-se superior ao metil metacrilato, devido à estrutura química e ao elevado peso molecular, que proporciona menor volatilidade, menor contração de polimerização e enrijecimento mais rápido. A diminuição da viscosidade do Bis-GMA ocorre através da mistura com monômeros

dimetacrilatos de menor peso molecular, de modo a obter consistência favorável à incorporação de carga. Os monômeros mais freqüentemente utilizados como diluentes são o EGDMA (etileno glicol dimetacrilato) e o TEGDMA. Essa diluição resulta em elevada contração de polimerização devido à diminuição dos espaços entre os monômeros. A extensão da contração de polimerização depende, entre outras coisas, do peso molecular e da funcionalidade do monômero. Desta forma, o volume dos grupos aromáticos da parte central da molécula de Bis-GMA causa barreiras à rotação ao redor das ligações, resultando em diminuição do grau de conversão. Assim, a resistência, dureza e outras propriedades mecânicas são influenciadas não apenas pelo grau de conversão, mas também pela natureza das unidades monoméricas que formam o polímero. A natureza polar das resinas dimetacrilato resulta em absorção de água do meio bucal, o que causa enfraquecimento da matriz resinosa, desunião entre matriz e partícula e degradação hidrolítica das partículas com subseqüente redução nas propriedades mecânicas. No intuito de minimizar a sorpção de água, homólogos do Bis-GMA foram desenvolvidos como o Bis-EMA (Bisfenol A-etileno metacrilato), em que a hidroxila foi eliminada. Um outro grupo de monômeros que tem sido utilizado na fabricação de compósitos restauradores odontológicos é o UEDMA (uretano etil dimetacrilato). Este monômero pode ser usado sozinho ou em combinação com o Bis-GMA ou TEGDMA. As vantagens atribuídas ao UEDMA são a menor viscosidade, maior flexibilidade da terminação uretano e alto peso molecular, além de elevado grau de conversão. A autora concluiu que embora o desempenho de um compósito seja o resultado da inter-relação entre todos os componentes presentes no material, uma mudança no sistema de monômeros pode resultar em significativa melhora nas propriedades e no desempenho, bem como na expansão de suas indicações.

LEINFELDER, em 1997, apresentou o desenvolvimento dos compósitos restauradores com o objetivo de superar as limitações dos compósitos empregados em restaurações diretas de dentes posteriores, como dificuldade de obtenção de pontos de contato e contração de polimerização. O processo de confecção indireto não melhora a resistência ao desgaste dos compósitos, apesar de gerar melhoras nas propriedades mecânicas desses materiais. O Artglass (Heraeus Kulzer), classificado pelo autor como polímero de vidro, foi introduzido no mercado em 1995 e tem apresentado grande aceitação por parte dos clínicos. Tem se observado, através de testes computadorizados, que o material apresenta resistência ao desgaste superior aos compósitos de uso direto, com taxas anuais de desgaste entre 5 e 6 micrometros. As melhores propriedades mecânicas do material podem ser atribuídas, em parte, à incorporação de monômeros multifuncionais e à distribuição das partículas de carga. Ao contrário dos compósitos convencionais, ele apresenta uma formação muito mais complexa, que incorpora moléculas com quatro ou seis grupamentos funcionais, criando um número muito maior de ligações cruzadas. As partículas de carga são essencialmente vidro de bário com tamanho médio de 0,7μm e uma quantidade moderada de sílica coloidal. O Artglass é polimerizado em uma unidade com luz xenônio estroboscópica (UniXS) que alterna períodos de emissão de luz e de escuro, fato que proporciona uma polimerização sem geração de grandes tensões. O autor concluiu que, embora seja um material relativamente novo, com pouca avaliação clínica, representa um passo importante na busca por alternativas às restaurações de cerâmica.

TOUATI & AIDAN, em 1997, discutiram as propriedades mecânicas e indicações clínicas de novos compósitos laboratoriais. A primeira geração de resinas compostas indiretas, Dentacolor (Heraeus Kulzer), SR Isosit N (Ivoclar), Visio-Gem (Espe), eram resinas de micropartículas com altos níveis de falhas, baixa resistência flexural (60 a 80 MPa), baixo módulo de elasticidade (2000 a 3500 MPa) e reduzida resistência ao desgaste em decorrência do alto conteúdo de matriz. Foram lançados no mercado novos compósitos laboratoriais que completam em melhor nível as cerâmicas. Esses novos materiais apresentam uma variação de resistência flexural entre 120 e 180 MPa, uma alta porcentagem de carga microhíbrida por volume, 66% de carga e 33% de matriz, com mínima contração de polimerização e resistência ao desgaste semelhante ao esmalte. De acordo com esses critérios, os autores classificam como compósitos de segunda geração os materiais Conquest (jeneric/Pentron), Artglass (Heraeus Kulzer), Columbus (Cendrix & Metaux), Targis (Ivoclar) e Belleglass HP (Kerr). Os sistemas Targis e Conquest apresentam um processo de polimerização adicional com aplicação de calor e luz. Já o Belleglass HP possui uma unidade polimerizadora que emprega calor e pressão de nitrogênio, sempre com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas do material. As resinas de segunda geração são microhíbridas, com alto conteúdo de carga, com tamanhos entre 1 e 5 μm, na maioria vidro de bário e cerâmica. Os autores relataram ainda que outros compósitos como o Cesead (Kuraray), Solidex (Shofu), Vita Zeta (Vident) são também de composição microhíbrida, porém apresentam maior quantidade de componentes orgânicos e não apresentam as mesmas propriedades mecânicas, contudo isso não significa que não possam apresentar bons resultados clínicos.

ZHAO, BOTSIS & DRUMMOND, ainda no mesmo ano, fizeram um estudo para determinar a resistência flexural, módulo de elasticidade e tenacidade de quatro compósitos para uso odontológico. Foram realizados teste de resistência à flexão de três e quatro pontos e resistência à tração diametral. De acordo com os resultados, nenhuma configuração de amostra e nenhum tipo de teste teve efeito significativo nas propriedades de fratura. Além disso, os autores observaram que os compósitos com alta porcentagem de carga apresentaram os melhores resultados de resistência flexural, módulo de elasticidade e tenacidade.

DEVÓLIO, em 1998, apresentou um trabalho com o protocolo laboratorial para confecção de restaurações em resina Solidex (Shofu), caracterizada pela presença de 53% de filamentos cerâmicos, 25% de co-polímero com resina multifuncional e 22% de matriz convencional, Bis-GMA. A confecção da restauração iniciou-se pela delimitação do término do preparo no modelo de gesso, seguido da aplicação de adesivo à base de cianocrilato (Sperbonder-Loctite) para isolamento do troquel. A resina deve ser aplicada em camadas de, no máximo, 1mm sendo polimerizada com fonte de luz multifocal, Solidilite (Shofu) por 1 minuto. Após a conclusão da restauração foi realizada uma polimerização adicional por 3 minutos. O acabamento e polimento foram feitos com borrachas abrasivas de silicone associadas à pasta diamantada, seguido de escova de lã em baixa rotação e pasta diamantada, finalizando com aplicação isolada da escova de lã. Após a restauração ter sido

removida do troquel, ela foi jateada internamente com óxido de alumínio. O autor destacou a facilidade de execução e os bons resultados estéticos obtidos com o material Solidex.

MIARA, em 1998, relatou que as cerâmicas, quando empregadas na confecção de restaurações *inlay* e *onlay*, apresentam uma técnica muito criteriosa, com alto custo e elevados níveis de fratura parcial ou total da restauração. Os compósitos laboratoriais modernos, que são uma evolução daqueles encontrados no mercado no início dos anos 80, apresentam importantes propriedades que os colocam como materiais de futuro promissor para restaurações indiretas de dentes posteriores. Esses materiais apresentam características microhíbridas e matriz orgânica com sensíveis modificações estruturais que lhes conferem melhores propriedades mecânicas. O preparo cavitário para restaurações indiretas de compósitos odontológicos deve apresentar ligeira expulsividade, ângulo cavosuperficial sem bisel e desgaste mínimo de 1,5 a 2 mm. Para o tratamento interno da restauração, no ato da cimentação adesiva, deve-se priorizar o tratamento com jato de óxido de alumínio de 50 micrometros numa pressão de 60 Psi (libras por polegada quadrada), seguido da aplicação do silano. O autor concluiu que, embora os compósitos indiretos de segunda geração estejam sendo vistos de forma promissora, alguns estudos ainda têm de ser realizados para comprovar tais atributos dados a esse grupo de materiais.

FREIBERG & FERRACANE (1998) propuseram um estudo para avaliar o grau de conversão e as propriedades físicas de um compósito laboratorial Artglass em

comparação a uma resina convencional Charisma. Foram empregadas duas fontes polimerizadoras. A unidade laboratorial UniXS possui luz estroboscópica de 4,5 Watts de potência, num comprimento entre 450 a 500 nm, que opera num freqüência de 20 Hz a cada 10 milisegundos, e uma unidade convencional com intensidade média de 250 mW/cm². As propriedades físicas analisadas foram a resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência flexural, dureza e o grau de conversão. Os resultados desse estudo mostram que, tanto o compósito Charisma quanto o Artglass, tiveram um aumento no grau de conversão de monômeros, quando polimerizados com a unidade UniXS. A efetividade da polimerização proporcionou melhora na resistência à fratura, módulo de elasticidade, resistência flexural e dureza. O Artglass apresentou maior resistência à fratura, maior grau de conversão e maior resistência flexural que a resina Charisma, embora tenha mostrado menor resistência ao desgaste.

ASMUSSEN & PEUTZFELDT (1998) determinaram o efeito de UEDMA, BisGMA e TEGDMA em propriedades mecânicas de resinas compostas experimentais. Os autores produziram trinta misturas monoméricas de TEGDMA e BisGMA e/ou UEDMA. Cinco misturas monoméricas de TEGDMA e BisGMA foram usadas como base e essas misturas foram sucessivamente sendo substituídas por UEDMA. Foram determinadas a resistência à tração diametral, resistência flexural e módulo de elasticidade uma semana depois da confecção das amostras. Os resultados mostraram que essas propriedades mecânicas sofreram influência da composição de monômero. Quanto a resistência à tração, os autores observaram aumento da resistência quando BisGMA ou TEGDMA são

substituídos por UEDMA e quando BisGMA é substituído por TEGDMA, o que pode ser explicado pelo grau de conversão da matriz polimérica. também foi observado aumento na resistência quando BisGMA e TEGDMA foram substituídos por UEDMA. Em relação ao módulo de elasticidade pode-se observado um moderado aumento nos valores quando BisGMA foi substituído por TEGDMA. Assim, variações nas quantidades de UEDMA, BisGMA e TEGDMA têm efeito significativo nas propriedades mecânicas de resinas compostas.

LOGUERCIO *et al.*, em 2001, estudaram a resistência flexural (RF), o módulo de elasticidade (ME) e dureza Vickers (VHN) de três compósitos odontológicos ditos "condensáveis" (Surefil, Filtek P60 e Alert) comparando com uma resina microhíbrida (TPH Spectrum). os autores concluíram que o compósito Filtek P60 obteve os maiores valores de RF e DV, diferentes apenas para o compósito Alert. Em relação ao módulo de elasticidade, Alert obteve os maiores valores em relação aos outros materiais. Os autores observaram também que essas propriedades estão relacionadas fundamentalmente com a composição desses materiais. Além disso, os compósitos a base de UDMA obtiveram melhores resultados em relação as propriedades mecânicas do que os à base de Bis-GMA.

2.4. MÉTODOS DE FOTOATIVAÇÃO DE COMPÓSITOS

GORACCI, MORI & MARTINIS (1996) avaliaram um método alternativo de polimerização que envolveu exposição gradual de luz no compósito. Esse processo teve como objetivo facilitar o escoamento interno do compósito durante a reação de presa, resultando em melhor adaptação da restauração nas paredes cavitárias. Para isso, os autores confeccionaram doze restaurações classe V em pré-molares humanos, que foram restaurados com resina Z100. Seis restaurações foram fotoativadas utilizando fotoativação convencional de 250 mW/cm² durante 40 segundos e as outras seis foram fotoativadas com intensidade de luz gradual de 30 a 250 mW/cm² por 4 minutos. As répilicas obtidas das interfaces resina-dente foram examinadas em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados revelaram que é possível aumentar a adaptação das resinas compostas à superfície dentinária pela redução da velocidade de polimerização.

TANOUE, MATSUMURA & ATSUTA, em 2000, avaliaram e compararam a dureza e a solubilidade em água de duas resinas protéticas, Artglass (Heraeus Kulzer) e Dentacolor (Heraeus Kulzer) fotoativadas com três unidades de luz laboratorial, Dentacolor XS e Hyper LII e uma polimerização complementar por calor em uma unidade KL100. A polimerização complementar por calor foi feita com aplicação de luz por 60 segundos em cada face, sendo que em um grupo foi realizada a polimerização complementar com calor por 15 minutos a 100°C. Os resultados demonstraram que a resina Artglass apresentou

sempre maior dureza que a resina Dentacolor e que a polimerização complementar não proporcionou melhorias nessas propriedades. A solubilidade em água da resina Artglass foi praticamente nula em todas as análises e superior à resina Dentacolor. Os autores concluíram que a utilização de unidade de alta intensidade de luz é mais eficiente que a polimerização complementar com calor.

RUEGGEBERG; ERGLE & METTENBURG (2000) examinaram a profundidade de polimerização de um compósito híbrido (Herculite/Kerr) através de testes de microdureza, variando os métodos de fotoativação (convencional com luz halógena, *Soft-start*; luz halógena de alta intensidade; arco plasma e laser de argônio). Foram feitas três leituras de dureza Knoop em cada amostra a partir de 0,5mm da superfície. Os autores concluíram que os métodos de fotoativação tipo *Soft-start* promoveram características de polimerização similar às encontradas nas técnicas convencionais de luz halógena. O tempo de exposição quando utilizados unidades de luz halógena de alta intensidade e arco plasma pode ser reduzido para 10 segundos, promovendo valores de dureza similar aos valores obtidos pela técnica convencional. Já o tempo de exposição do arco plasma necessita ser de pelo menos 10 segundos para promover valores de dureza equivalente aos encontrados na técnica convencional quando utilizados 40 segundos. Mesmo com essas considerações sobre as unidades de luz halógena de alta intensidade, os incrementos de resina não devem ser maiores que 2mm para promover dureza homogênea satisfatória.

PRICE *et al.* (2000) utilizaram o aparelho fotoativador Optilux 500 para avaliar o efeito da distância da ponta ativadora na densidade energética. A densidade energética foi mensurada de 0 a 10 mm do topo da ponta ativadora. Para se determinar o efeito da distância na densidade energética utilizou-se regressão linear. Os autores concluíram que a forma da ponta ativadora (8 ou 13 mm) afeta a dispersão de luz, densidade energética e, em última análise, a habilidade do dentista de polimerizar compósitos adequadamente. Além disso, observaram que distância maior que 6mm entre a ponta ativadora e compósito reduz em 50% a quantidade de luz que chega no compósito.

CORRER SOBRINHO *et al.*, em 2000, avaliaram a correlação entre a intensidade de luz emitida por unidades fotoativadoras e o tempo de exposição no grau de polimerização de compósitos odontológicos através de medidas de dureza Knoop. As amostras foram polimerizadas por 30 segundos através de unidades com 50, 130, 180, 220, 280 e 520 mW/cm². Outras amostras foram fotoativadas por 45, 60, 75, 90, 105, 120, 135, 150, 165 e 180 segundos utilizando unidades de 130, 220 e 280 mW/cm². Os resultados do teste de dureza Knoop indicou que as unidades fotoativadoras com alta intensidade de luz apresentaram altos valores de dureza tanto nas regiões de topo como de base. Além disso, os valores obtidos na superfície foram estatisticamente superiores quando comparados aos valores da base para as intensidades de 130, 220 e 280 mW/cm² após 30, 45 e 60 segundos de exposição.

PEUTZFELDT, SAHAFI & ASMUSSEN (2000) ao compararem as propriedades mecânicas de compósitos fotoatiavados com luz halógena e com arco de plasma, definiram o termo densidade energética. Segundo os autores, ao avaliar unidades fotoativadoras, um parâmetro importante é a quantidade de energia de luz de comprimento de onda adequado emitida durante a irradiação. Essa energia pode ser calculada pelo produto entre a intensidade de luz do aparelho e o tempo de irradiação, dada em J/cm^2. Nesse trabalho os autores ainda concluem que as unidades fotoativadoras de arco de plasma podem polimerizar os compósitos em menos tempo que as unidades fotoativadoras convencionais. Contudo, essas unidades de arco de plasma produzem características de polimerização inferiores às convencionais.

SMALL, em 2001, descreveu os principais métodos de fotoativação de compósitos odontológicos. Existem oito diferentes métodos e tipos de luz ou lasers para polemerização de compósitos odontológicos: luz halógena convencional ou lâmpada de quartzo tungstênio halógena (QTH); alta intensidade de luz; polimerização *soft-start*; polimerização em pulso (*pulse delay*); arco de plasma; laser de argônio e diodo emitido por luz (LED). Ao discutir sobre os métodos *soft-start*, o autor relata que enquanto esse tipo de polimerização não elimina a contração da resina, ele permite que o compósito escoe para a superfície livre, como oclusal ou vestibular, melhorando a adaptação marginal das restaurações.

CUNHA *et al.*, em 2001, verificou a influência de quatro métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de cinco compósitos odontológicos (Z100, Solitaire, TPH, Alert e Wave). Os métodos de fotoativação utilizados foram: luz contínua, dupla intensidade de luz, luz pulsátil e arco de plasma de xenônio. Os resultados mostraram que a dureza na região de superfície foi maior que nas profundidades avaliadas, independente do tipo de compósito e do método de fotoativação. Os autores também observaram que o método de fotoativação por luz contínua e dupla intensidade de luz não diferiram entre si, sendo superiores aos outros dois métodos, independente da profundidade e do tipo de compósito.

COELHO SANTOS, SILVA E SOUZA JR & MONDELLI (2002) discutiram os principais fatores relacionados à contração de polimerização e as técnicas atuais de fotoativação de resinas compostas. Como forma de atenuar os problemas relacionados à contração de polimerização têm-se feito uso de polimerização modulada, iniciando a fotoativação da resina composta com menor intensidade de luz, seguida por uma ativação final com maior intensidade. Através dessa polimerização gradual, pode-se obter melhora da adaptação marginal e manutenção das propriedades mecânicas do material. Além disso, os autores também discutem energia de polimerização. Eles sugerem que os fabricantes de resinas compostas informem a energia necessária para obtenção de polimerização ideal de resinas, que deve ser dada pelo produto da potência de fonte de luz (mW/cm^2) pela duração do tempo de exposição, em segundos.

2.5. TÉCNICAS E MATERIAIS PARA CIMENTAÇÃO ADESIVA.

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

PACHECO, em 1997, avaliou a influência de vários tratamentos na superfície de polímeros de vidro Artglass (Heraeus Kulzer) na união a um cimento resinoso. Os valores obtidos nos testes de tração demonstraram que o condicionamento com ácido fluorídrico proporciona baixa resistência de união. Os melhores resultados foram obtidos com o jateamento com óxido de alumínio seguido da aplicação de um agente de silanização.

DE GOES, em 1998, relatou que as restaurações adesivas têm por objetivo associar as propriedades físicas do material restaurador à capacidade de união à estrutura dental,

obtendo assim resultados estéticos e funcionais bem próximos ao ideal. O autor descreve a importância do agente de fixação à base de resina composta no sucesso das restaurações indiretas. O desempenho clínico desses materiais é dependente da sua capacidade de umedecimento, fluidez e espessura de película. Para melhorar a capacidade de umedecimento, os cimentos resinosos são associados a sistemas de união e condicionamento ácido. Quanto à espessura da película, a ISO 9917 recomenda 25 micrometros, embora muitos cimentos apresentem valores muito acima do recomendado. Esse fator torna-se crítico quando ultrapassa os 100 micrometros, limite da desadaptação das restaurações, pois dificulta a distribuição de tensões de forma homogênea, tornando a restauração susceptível à fratura. Uma espessura maior de película resulta em acentuada absorção de fluidos, maior possibilidade de desgaste do cimento e pigmentação da margem. Por outro lado, existe um limite mínimo de espessura suficiente para conferir resistência ao conjunto dente/restauração sob cargas oclusais. Na fixação de restaurações cerâmicas, a superfície interna deve ser condicionada com ácido fluorídrico por 2 a 4 minutos, objetivando aumentar a rugosidade pela remoção da fase cristalina e/ou vítrea, e posteriormente tratada com a aplicação de silano, uma substância monomérica que forma ligações químicas entre o cimento e a cerâmica, aumentando a resistência na interface. Já na cimentação de restaurações de polímeros de vidro, o tratamento deve ser realizado com jateamento com óxido de alumínio seguido da silanização.

CORDEIRO, em 1998, avaliou a influência dos agentes de fixação sobre a resistência à fratura de *inlays* cerâmicos. Foram utlizados 50 molares inferiores humanos,

com tamanhos semelhantes, que receberam preparos MOD com expulsividade de 6°. Os dentes foram moldados com silicona por adição e as restaurações foram confeccionadas com cerâmica Duceram LFC, pela técnica do troquel refratário. As restaurações forma fixadas com cimento de fosfato de zinco, três cimentos resinosos e um grupo em que não foi aplicado nenhum material para cimentação. A restauração foi inserida no preparo e aplicada uma carga de 5Kgf por 10 minutos numa prensa pneumática, com o objetivo de padronizar a linha de cimentação. Os dentes foram submetidos a carregamento de compressão na superfície oclusal por meio de uma esfera de 4 mm acoplada a uma máquina de ensaio universal Instron, numa velocidade de 1mm/minuto. Os resultados demonstraram que as restaurações de cerâmica pura apresentam baixa resistência prévia à cimentação. Os melhores resultados foram obtidos com os cimentos resinosos Opal, Resin Cement e Enforce, com valores semelhantes entre si e superiores ao cimento de fosfato de zinco.

Preocupados com o melhor tratamento de superfície interna da resina laboratorial no processo de cimentação, JAIN *et al.*, em 2000, propuseram um estudo para comparar a resistência ao cisalhamento de quatro cimentos resinosos aderidos à superfície de uma resina laboratorial, Concept (Ivoclar). Foram realizados quatro tratamentos de superfície no material restaurador: desgaste com lixa n.° 600, jateamento com óxido de alumínio 50 μm, aplicação de silano e jateamento com posterior aplicação de silano. Os autores concluíram que o jateamento com óxido de alumínio seguido da aplicação de silano produz os mais altos valores de união independente do cimento testado.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo desse trabalho foi o de avaliar *in vitro:*

- a resistência à fratura de pré-molares com configurações cavitárias distintas (*inlay* e *onlay)*, restaurados com:
    - compósito indicado para uso direto e indireto;
    - compósito indicado para restaurações indiretas.

- o padrão de fratura das amostras após carregamento vertical de compressão;

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. MATERIAIS UTILIZADOS:

Para a execução deste trabalho de dissertação foram selecionados um sistema adesivo hidrófilo – Single bond (3M/ESPE), dois compósitos odontológicos microhíbridos – Filtek Z250 (3M/ESPE) e Solidex (Shofu); silicona por adição – Imprint II (3M/ESPE) e agente de união resinoso dual – Rely X (3M/ESPE). As marcas comerciais, a composição e o fabricante dos compósitos odontológicos utilizados são apresentadas no quadro 1.

QUADRO 1.: Marca comercial, composição e fabricante das resinas compostas utilizadas no estudo.

MARCA COMERCIAL	COMPOSIÇÃO	FABRICANTE	LOTE
SOLIDEX	32% (volume) de filamentos orgânios 39%(volume) de carga 29% de matriz resinosa	SHOFU Japão	lote 060135 cor A3B
FILTEK Z250	Bis-GMA, UDMA e Bis-EMA 60% (volume) de carga: zircônia/sílica	3M Dental Products St. Paul, MN	lote 1PH cor A3

medidas foram realizadas antes e após a cobertura das raízes com cera para a conferência e padronização da espessura dessa cera.

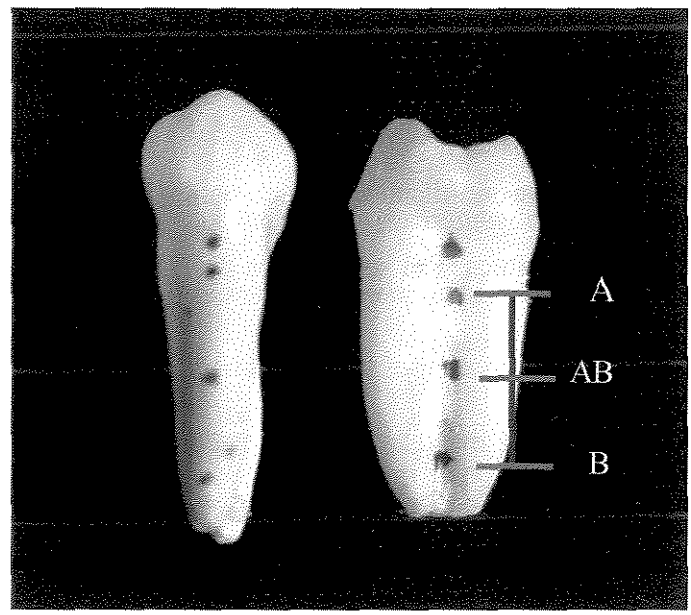


Figura 1. Marcas confeccionadas na superfície radicular dos dentes para mensuração das amostras.

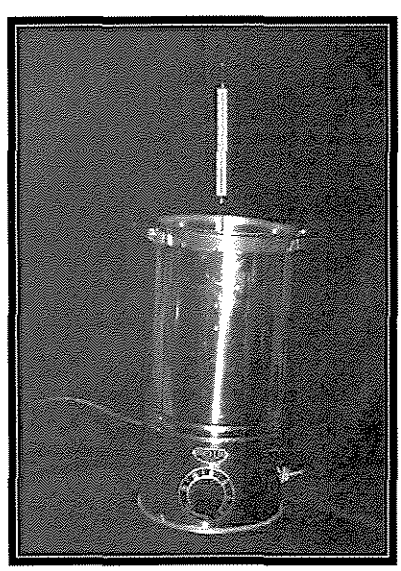
Após a obtenção dessas medidas, os dentes foram preparados para serem embutidos em resina de poliestireno.

4.2.4. EMBUTIMENTO DOS DENTES

4.2.4.1 Cobertura das raízes com cera

Foi utilizada Cera 7 (Horus) para se conseguir um espaço de 0,2 a 0,3 mm em torno de toda a raiz (COOLIDGE,1937), que forneceu o espaço a ser preenchido com o "ligamento periodontal artificial ".

A cera 7 foi aquecida a 77,5°C ± 1°C em uma termoplastificadora de godiva (CARLINI, 1999) , em "banho-maria" (FIG. 2A). O dente foi fixado a um fórceps n° 69, a uma distância de 2mm acima do limite amelo-cementário e a raiz do dente foi imersa num movimento parabólico na cera plastificada. Em seguida, foi imersa em água fria para que a cera solidificasse, evitando o escoamento e formação de camadas irregulares. Se a cobertura de cera fosse insuficiente ou excessiva, a cera era removida e o procedimento repetido até que se atingisse a espessura ideal de 0,2 a 0,3mm (FIG. 2B).



2A **2B**

Figura 2. 2A. Termoplastificadora de godiva, utilizada para manter a temperatura da cera constante; **2B.** Dentes com raízes com camada uniforme de cera 7.

4.2.4.2. - Inclusão dos dentes

O dente foi fixado pela coroa a um delineador (Bio Art), através de cera pegajosa. A mesa móvel do delineador - platina – foi posicionada perpendicularmente ao longo eixo do dente, utilizando-se um esquadro. Sobre a platina foi posicionada uma peça metálica cilíndrica e, sobre esta peça, foi posicionada uma película radiográfica que recebeu uma perfuração central de 5 mm de diâmetro. A raiz do dente foi posicionada dentro da perfuração de forma que a película ficasse 2mm distante da junção amelo-cementária (FIG. 3A). O dente foi fixado à película, com cera pegajosa, determinando um plano paralelo entre a superfície oclusal e a película radiográfica (FIG. 3B). O excesso de cera foi removido com auxílio de uma lâmina de bisturi nº 15.

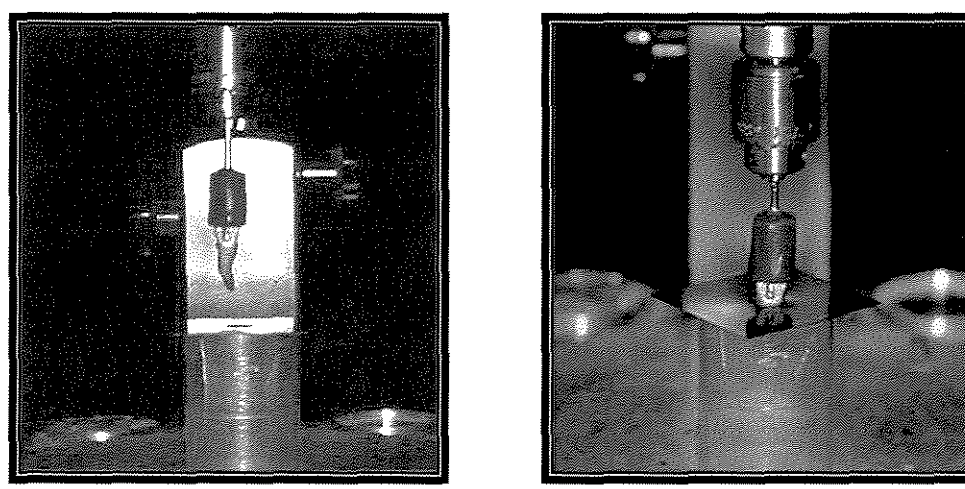
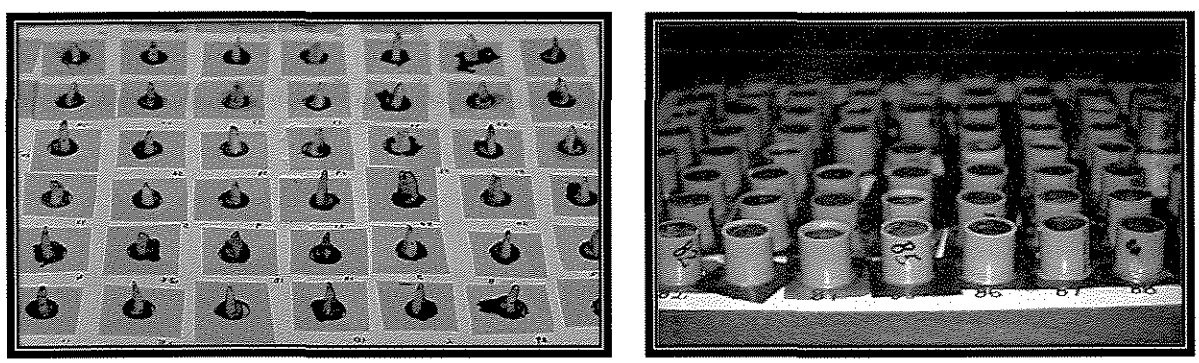


Figura 3. 3A. Dente fixado ao delineador para possibilitar o ajuste da platina perpendicular ao seu longo eixo. **3B.** Inserção perpendicular do dente na película radiográfica.

Após a fixação do dente à película radiográfica, o conjunto foi removido do delineador e posicionado em uma mesa perfurada, com a porção coronária voltada para dentro da perfuração (FIG. 4A). Um cilindro de PVC com 25 mm de diâmetro e 25 mm de altura foi posicionado em torno da raiz de maneira que esta ficasse centralizada (FIG. 4B). As margens do cilindro de PVC foram vedadas com cera 7 aquecida para evitar o escoamento do material de inclusão. Resina de poliestireno autopolimerizável foi manipulada na proporção de 100g de resina para 2g de catalisador e vertida no interior do cilindro de PVC, até o seu total preenchimento.



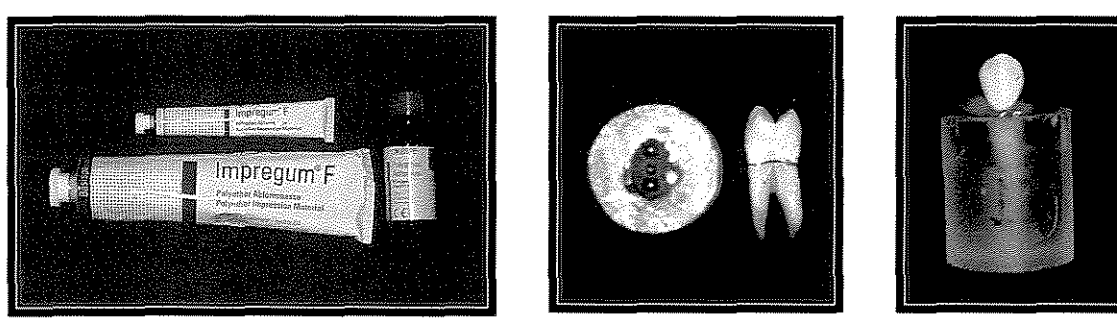
4A **4B**

Figura 4. 4A. Conjunto dente-película posicionado sobre mesa perfurada, com ápice radicular voltado para cima. **4B.** Cilindros de PVC posicionados e vedados com cera 7.

Decorridas 24 horas da inclusão, o conjunto foi removido da mesa perfurada, removendo-se também a película radiográfica, através de uma lâmina de bisturi. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais com o auxílio de água aquecida a 50° C e limpos com jato de bicarbonato de sódio e água e escova de Robinson, eliminando-se quaisquer resíduos de cera 7.

4.2.4.3. - Fixação dos dentes e obtenção do ligamento periodontal artificial

Para a obtenção do "ligamento periodontal artificial" foi utilizado o material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M/ESPE) (SCHARNAGL, 1998). O adesivo do material de moldagem foi aplicado tanto no interior do alvéolo artificial como na superfície da raiz (FIG. 5A e B). O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e inserido nos alvéolos artificiais e também aplicado sobre a raiz. Em seguida, o dente foi introduzido no bloco de resina sob pressão digital até a marcação de 2mm do limite amelo-cementário coincidir com a superfície do bloco (FIG. 5C). Os excessos cervicais foram removidos com uma lâmina de bisturi e os dentes armazenados em frascos com água destilada até o momento de receberem os preparos cavitários.



5A 5B 5C

Figura 5. 5A. Material de molgagem empregado na confecção do ligamento periodontal artificial. **5B.** Apliação de adesivo. **5C.** Dente incluído com elastômero reproduzindo o ligamento periodontal artificial.

4.2.5. PREPAROS CAVITÁROS:

As 84 amostras selecionadas foram aleatorizadas através de sorteio de acordo com os grupos do quadro 2 (Anexo 1). Os dentes do grupo 1 não receberam preparos cavitários (grupo controle). Os dentes dos grupos 2 a 7 receberam preparos e foram restaurados conforme o quadro seguinte. (QUADRO 2).

QUADRO 2. Descrição dos preparos, método de fotoativação e materiais utilizados no estudo.

GRUPOS	PREPARO	MÉTODO DE FOTOATIVAÇÃO	MATERIAL
G1	–	–	–
G2	*Inlay*	direta de dupla intensidade	Filtek Z250
G3	*Inlay*	indireta de alta intensidade	Filtek Z250
G4	*Inlay*	indireta de alta intensidade	SOLIDEX
G5	*Onlay*	direta de dupla intensidade	Filtek Z250
G6	*Onlay*	indireta de alta intensidade	Filtek Z250
G7	*Onlay*	indireta de alta intensidade	SOLIDEX

Os dentes dos grupos 2, 3 e 4 receberam preparos MOD, sem caixas proximais e com assoalho plano, de largura correspondente a 2/3 da distância intercuspidal e de profundidade correspondente a ½ da altura da coroa dental (FIG.6). Já os dentes dos grupos

5, 6 e 7 receberam preparo similar aos dos grupos 2 a 4, com desgaste adicional da cúspide palatina (FIG.7).

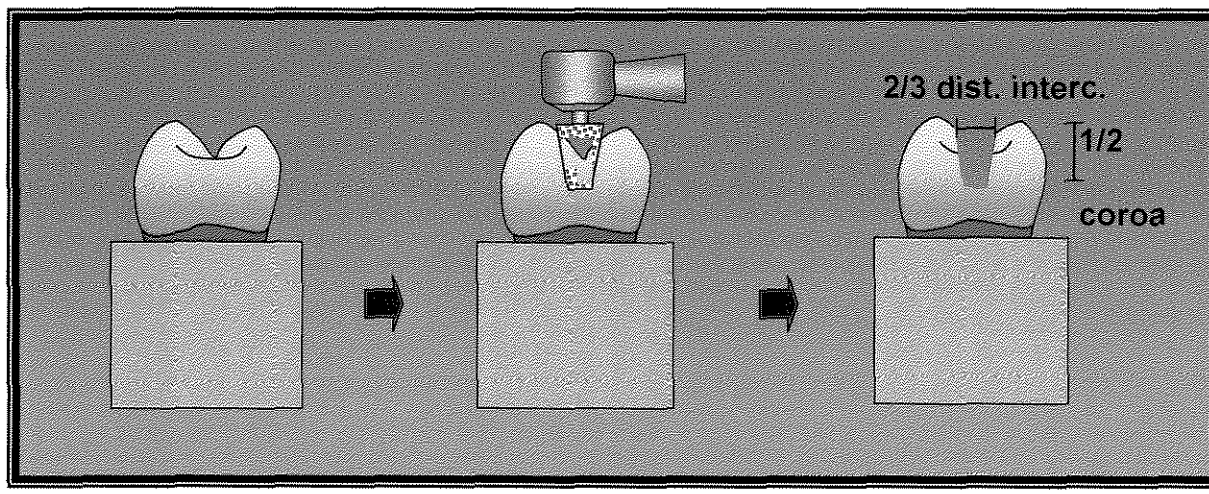


FIGURA 6. Esquema de confecção dos preparos tipo *inlay*

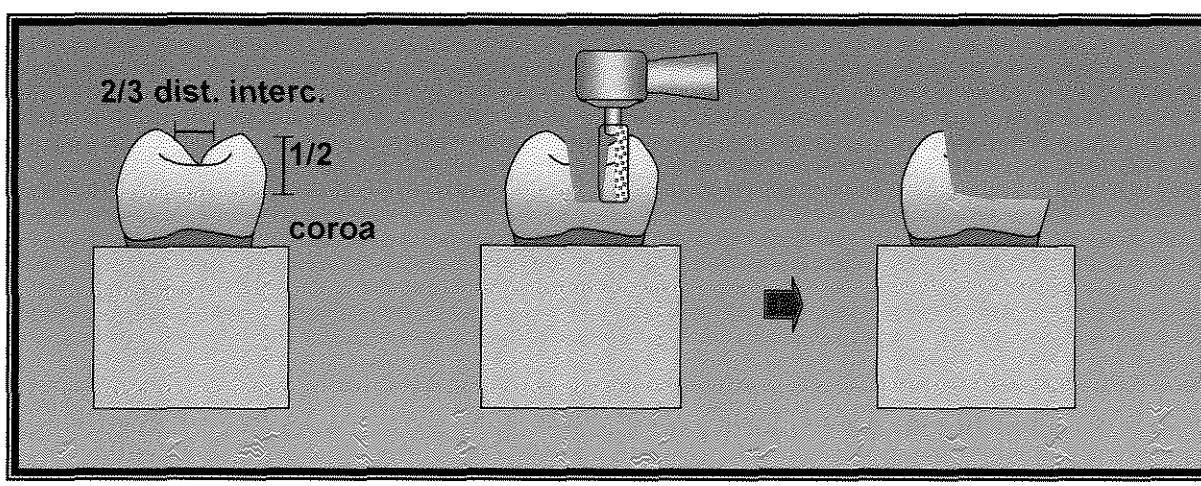


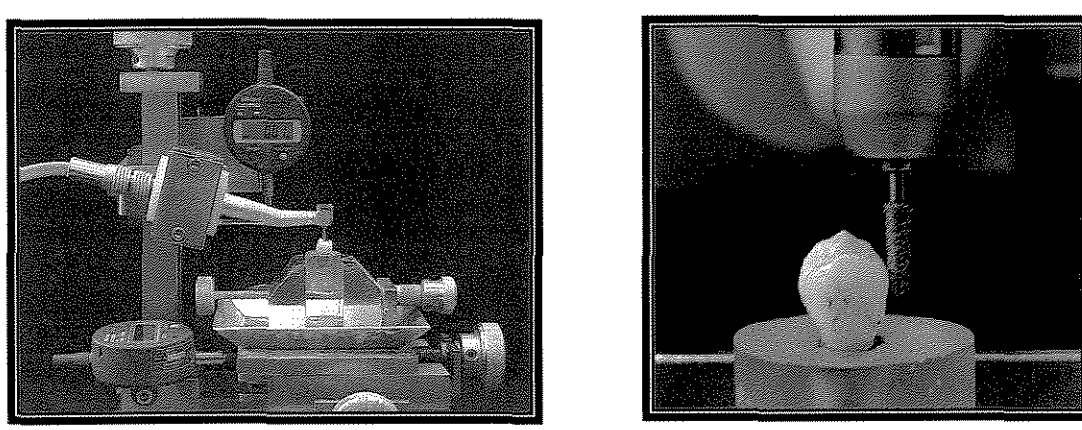
FIGURA 7. Esquema de confecção dos preparos tipo *onlay*

Os preparos foram confeccionados com pontas diamantadas cônicas de extremo arredondado (FG 4137 KG Sorensen), em alta rotação, sob refrigeração ar-água.

A ponta diamantada foi substituída a cada 5 preparos efetuados, a fim de que sua capacidade de desgaste permanecesse íntegra e não prejudicasse a qualidade do remanescente dental.

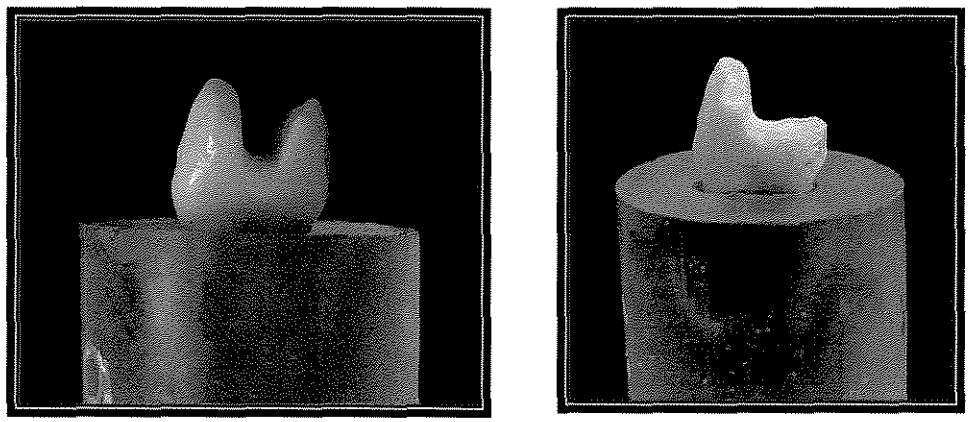
O preparo cavitário foi realizado em aparelho padronizador de preparo. Esse equipamento possui três micrômetros digitais (Mitutoyo) acoplados à mesa de coordenadas, que controlam as dimensões no sentido cartesiano, e um sistema de sustentação da turbina de alta rotação que determina a profundidade de desgaste e a inclinação do instrumento rotatório.

Após a realização dos preparos, os dentes foram novamente medidos através de paquímetro digital (Digimess) e o acabamento realizado com pontas diamantadas 2135 F (KG SORENSEN).



8A **8B**

Figura 8. 8A. Aparelho padronizador de preparo cavitário. **8B.** Vista palatina do dente posicionado no aparelho padronizador de preparo cavitário.



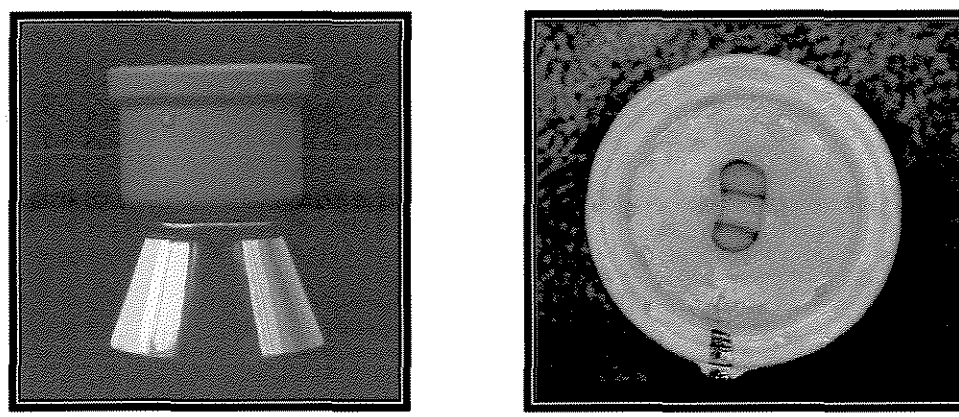
9A 9B

Figura 9. 9A. Preparo tipo *inlay*. **9B.** Preparo tipo *onlay*.

4.2.6. MOLDAGEM DOS PREPAROS E CONFECÇÃO DOS MODELOS PARA AS RESTAURAÇÕES INDIRETAS:

Logo após os preparos, os dentes dos grupos 3, 4, 6 e 7 foram moldados para confecção dos troquéis. Para a moldagem dos preparos, foi empregada uma moldeira obtida pela perfuração de cilindro de PVC de ½ polegada fixado a um puxador metálico (FIG.10A). A silicona por adição, IMPRINT II (3M/ESPE), foi utilizada numa moldagem de fase dupla, injetando-se o material leve sobre o dente e o regular no interior da moldeira (FIG.10B). O molde foi deixado em repouso por 2 horas para que houvesse a liberação de hidrogênio.

O modelo foi construído em gesso pedra especial tipo IV, Velmix (Kerr), que foi pesado em balança analítica, proporcionado na razão 100g de gesso para 20 ml de água e manipulado a vácuo em uma máquina MultiVac 4 (Degussa), por 30 segundos. O molde foi vazado sob leve vibração e deixado em repouso por 2 horas. Após a presa final do gesso, o modelo foi removido, os excessos eliminados e os troquéis numerados de forma correspondente à numeração dos dentes.



10A **10B**

Figura 10. 10A. Moldeira. **10B.** Molde

4.2.7. PROCEDIMENTOS RESTAURADORES:

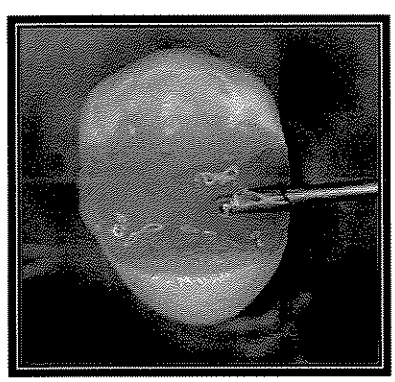
A sequência restauradora foi definida através de sorteio e foi realizada de acordo com cada grupo experimental. Os dentes de cada grupo foram restaurados conforme o protocolo a saber.

GRUPO 1: dentes íntegros (controle)

Os dentes desse grupo não receberam nenhum tipo de preparo.

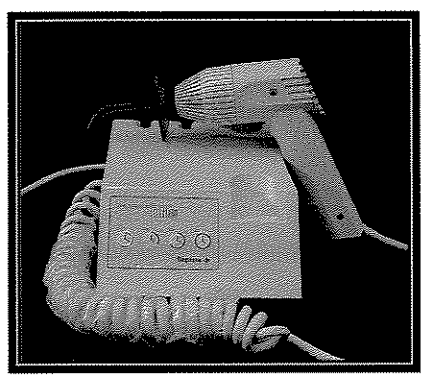
GRUPO 2: Filtek Z250 (fotoativação direta de dupla intensidade)

Os dentes desse grupo receberam preparo cavitário do tipo *inlay* e, em seguida foram condicionados com ácido fosfórico a 35% (3M) por 15 segundos (FIG. 11A). Foram lavados por 10 segundos em água corrente e secados com papel absorvente. Foi aplicada uma camada de sistema de união Single Bond, seguida da aplicação da segunda camada na área condicionada (FIG. 11B). Após 30 segundos, o dente foi seco por 2 a 5 segundos com jatos de ar e o sistema de união fotoativado por 10 segundos. A aplicação do compósito odontológico Filtek Z250 (3M), de cor A3, foi realizada em incrementos de aproximadamente 2mm, fotoativando-se cada incremento por 10 segundos com intensidade de 300 mW/cm² e por 30 segundos com 531 mW/cm² em aparelho de dupla intensidade de luz (Degulux/ Degussa) (FIG. 11C e D) (WORSCHECH, 2000). As margens das restaurações foram acabadas com brocas 20 lâminas (KG SORENSEN), sendo, em seguida, armazenadas em água destilada a 37°C.

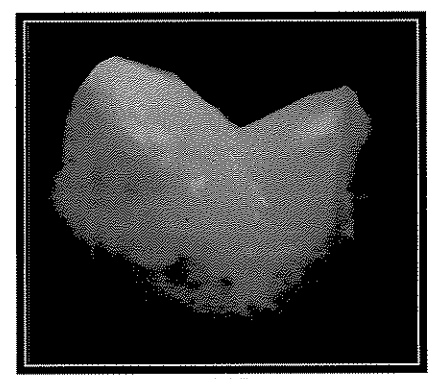


11A

11B



11C



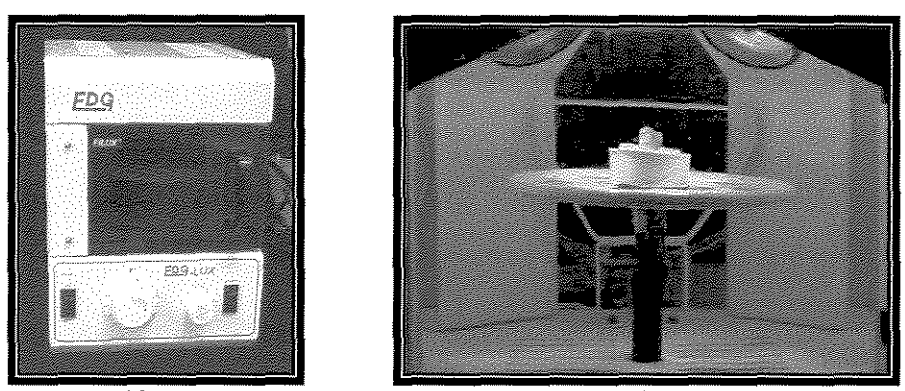
11D

Figura 11. 11A. Condicionamento ácido do dente. **11B.** Aplicação de sistema de união no dente. **11C.** Unidade fotoativadora de dupla intensidade de luz Degulux (Degussa). **11D.** Fotoativação de restauração *inlay*

GRUPO 3: Filtek Z250 (fotoativação indireta)

O processo de confecção dessas restaurações iniciou-se com delimitação do ângulo cavosuperficial com lápis de cor vermelha, sendo o modelo isolado com a aplicação de um isolante à base de látex sólido (Rubber-Sep/ George Taub Products & Fucsion Co.). O compósito Filtek Z250 foi aplicado em incrementos de aproximadamente 2mm sobre o

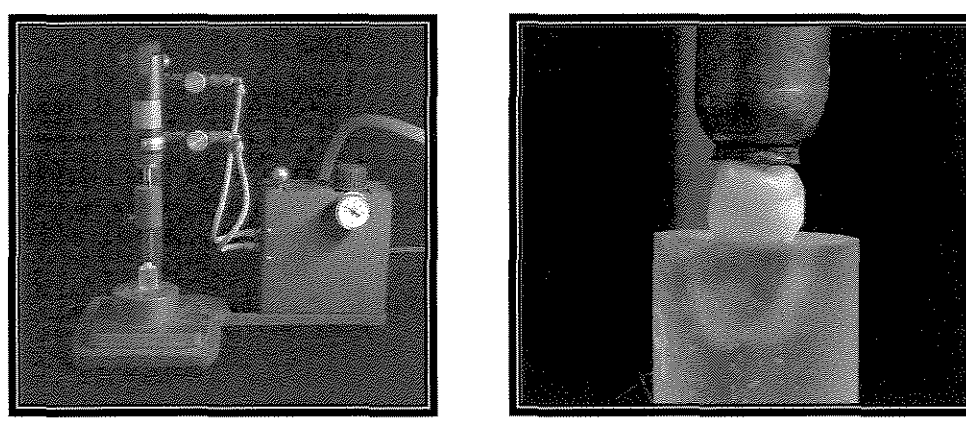
troquel de gesso isolado e cada incremento foi fotoativado por 2 minutos em unidade fotoativadora de alta intensidade EDG-power lux (EDG EQUIPAMENTOS E CONTROLES LTDA.) (FIG. 12). Esse aparelho utiliza luz estroboscópica de xenônio, com comprimento de onda de 320 a 520 nm, frequência de 20 hertz e pico de intensidade de 1200 mW/cm². O último incremento foi fotoativado por 7 minutos. Em seguida foi realizado o acabamento com borrachas abrasivas, borrachas de silicone e o polimento com discos feltro e pasta diamantada seqüencialmente. A restauração após removida do troquel foi jateada com óxido de alumínio de 50 μm (Bio-art Equipamentos odontológicos LTDA) por 10 segundos, lavadas com jatos de água e secas com jatos de ar por 10 segundos.



12A **12B**

Figura 12. 12A. Unidade fotoativadora EDG-lux (EDG). **12.B.** Fotoativação de restauração em troquel com luz de xenônio estroboscópica

Antes da cimentação, foram aplicadas duas camadas de silano na porção interna das peças desse grupo. Os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 35% por 15 segundos e o sistema de união Single Bond foi aplicado seguindo as instruções do fabricante. O agente resinoso para cimentação Rely X foi proporcionado sobre uma placa de vidro em quantidades iguais de pasta matizada e catalisadora e misturadas por 10 segundos. A mistura foi aplicada na superfície interna da restauração e esta foi inserida no preparo cavitário sobre pressão digital. O excesso de agente para cimentação foi removido e o conjunto dente/restauração posicionado em prensa pneumática (desenvolvida no laboratório de Materiais Dentários da FOP-UNICAMP) (FIG. 13) com aplicação de carga de 5.0 Kg por 10 minutos (CORDEIRO, 1998). A fotoativação do agente para cimentação foi feita por 40 segundos por face, utilizando fonte de luz de dupla intensidade de luz (Degulux/Degussa). As margens da restauração foram acabadas com pontas diamantadas (2135F KG Sorensen) e discos Sof-lex (3M), sendo armazenadas em água destilada a 37°C.



13A **13B**

Figura 13. 13A. Prensa pneumática utilizada. **13B.** Posicionamento do dente durante cimentação das restaurações.

GRUPO 4: SOLIDEX (fotoativação indireta).

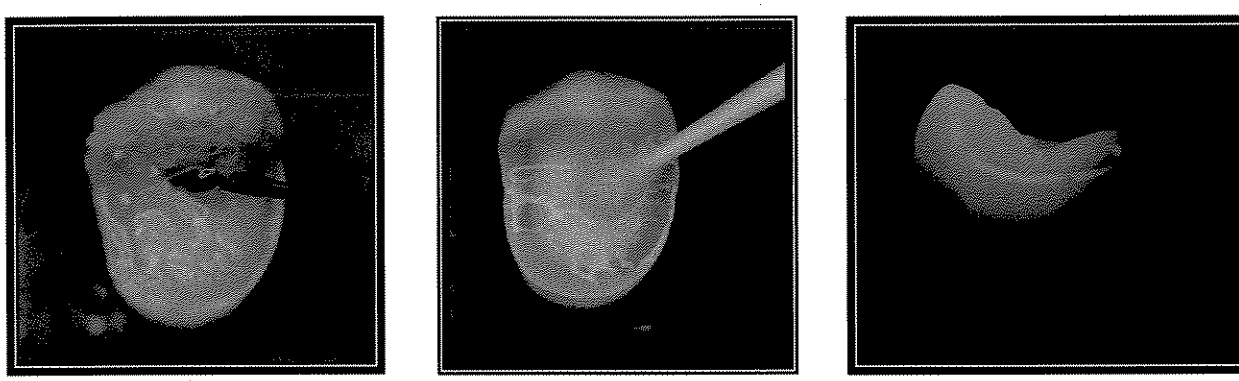
O processo de confecção dessas restaurações também iniciou-se com delimitação do ângulo cavosuperficial com lápis de cor vermelha, sendo o modelo isolado com a aplicação do isolante à base de látex sólido. O compósito Solidex foi aplicado em incrementos de aproximadamente 2mm sobre o troquel de gesso isolado e cada incremento foi fotoativado por 2 minutos em unidade fotoativadora de alta intensidade EDG-power lux. O último incremento foi fotoativado por 7 minutos. Em seguida, foi realizado o acabamento com borrachas abrasivas, borrachas de silicone e o polimento com discos de feltro e pasta diamantada, seqüencialmente. A restauração, após removida do troquel, foi jateada com óxido de alumínio de 50 μm por 10 segundos, lavadas com jatos de água e secas com jatos de ar por 10 segundos.

Antes da cimentação, foram aplicadas duas camadas de silano na porção interna das peças desse grupo. Os dentes foram condicionados com ácido fosfórico por 15 segundos e o sistema de união Single Bond aplicado seguindo as instruções do fabricante. O agente resinoso para cimentação Rely X foi proporcionado sobre uma placa de vidro em quantidades iguais de pasta matizada e catalisadora e misturadas por 10 segundos. A mistura foi aplicada na superfície interna da restauração e esta foi inserida no preparo cavitário sobre pressão digital. O excesso do agente para cimentação foi removido e o conjunto dente/restauração posicionado em prensa hidráulica com aplicação de carga de 5.0 Kg por 10 minutos (CORDEIRO, 1998). A fotoativação do agente resinoso para cimentação foi feita por 40 segundos por face, utilizando fonte de luz de dupla intensidade

(Degulux / Degussa). As margens da restauração foram acabadas com pontas diamantadas (2135F KG Sorensen) e discos Sof-lex (3M), sendo armazenadas em água destilada a 37°C.

GRUPO 5: Filtek Z250 (fotoativação direta de dupla intensidade).

O procedimento restaurador foi similar ao do grupo 2, modificando-se apenas o tipo de preparo, que neste caso foram tipo *onlay* (FIG.14).

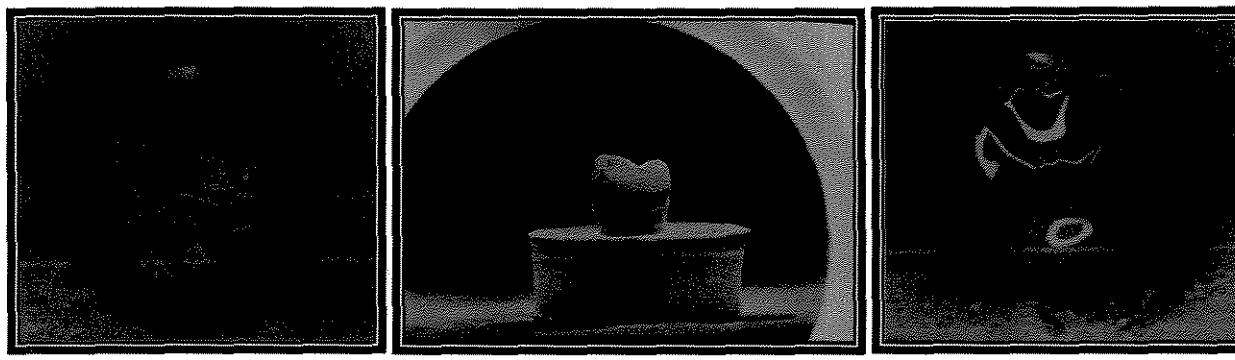


14A **14B** **14C**

Figura 14. 14A. Condicionamento ácido dos preparos *onlays*. **14B.** Aplicação de sistema de união. **14C.** Fotoativação de restauração *onlay* pelo método de dupla intensidade de luz.

GRUPO 6: Filtek Z250 (fotoativação indireta)

O procedimento restaurador foi similar ao do grupo 3, com modificações apenas no tipo de preparo (*onlay)* (FIG.15).



15A 15B 15C

Figura 15. 15 A. Troquel isolado de preparo *onlay*. **15B.** Restauração no aparelho EDG-lux. **15C.** Restauração concluída.

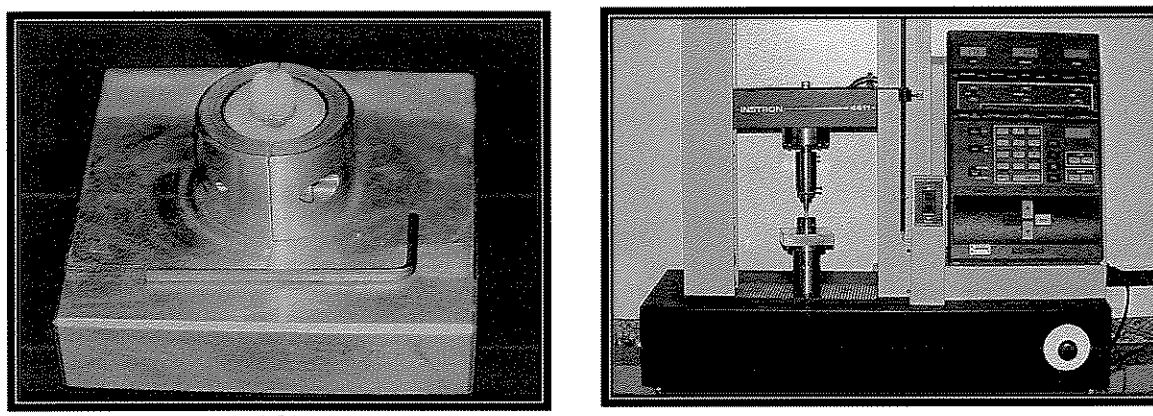
GRUPO 7: SOLIDEX (fotoativação indireta)

O procedimento restaurador foi similar ao do grupo 4, sendo o preparo tipo *onlay*.

4.2.8. ENSAIO MECÂNICO DE COMPRESSÃO:

Para a realização do ensaio de resistência à fratura utilizou-se um dispositivo metálico de alumínio (Polaquini metalúrgica Ltda EPP, Americana/ São Paulo) que funcionou como base de sustentação e de reforço do cilindro de resina para que a amostra não sofresse deslocamento durante o carregamento de compressão (FIG. 16A). O conjunto suporte metálico / amostra foi posicionado na máquina universal de ensaios (Instron 4411), com a ponta ativa que sustenta a esfera metálica de 6 mm de diâmetro ajustada no centro da

superfície oclusal da amostra. Foi aplicado um carregamento axial de compressão à velocidade de 0,5mm/min (MÜRRER, 1999) até a fratura da restauração (FIG. 16B). Os valores foram obtidos em quilograma força (kgf) e as amostras armazenadas em água destilada para posterior análise do padrão de fratura (Anexos 2 a 8).



16A 16B

Figura 16. 16A. Amostra inserida no suporte de alumínio. **16B.** Máquina de ensaio Instron

4.2.9. CLASSIFICAÇÃO DO PADRÃO DE FRATURA:

Após o ensaio de compressão e fratura dos espécimes, as amostras foram analisadas em lupa esterioscópica (25X)(ZEISS/Carl Zeiss do Brasil) para determinar o padrão de fratura ocorrido em cada teste, tendo como referência uma escala de classificação modificada a partir da escala proposta por BURKE *et al.* (1993, 1994). Os quatro níveis de

classificação propostos foram:

- **Padrão tipo I:** fratura apenas no dente (Grupo 1) ou na restauração (GR 2 a 7), envolvendo simplesmente a substituição da restauração sem necessidade de extensão do preparo (FIG. 17).

- **Padrão tipo II:** fratura da restauração envolvendo pequena porção do dente, caracterizando-se pela necessidade de ligeira extensão do preparo (FIG. 17).

- **Padrão tipo III:** fratura com envolvimento periodontal, mas com possibilidade de restauração com recobrimento de cúspides ou aumento de coroa (FIG. 17).

- **Padrão tipo IV:** fratura com envolvimento periodontal com necessidade de exodontia do elemento dental (FIG. 17).

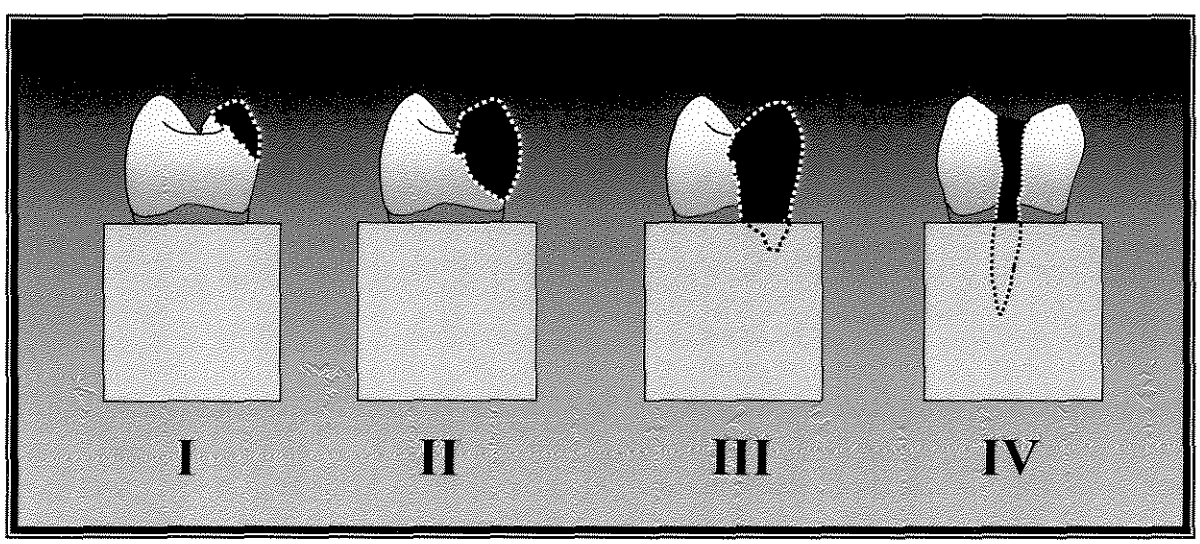


Figura 17. Diagrama de classificação dos padrões de fratura.

5. RESULTADOS

Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância ANOVA (Anexo 9), demonstrando a ocorrência de diferença estatística significativa entre os grupos ($p<0,001$) (Tabela 1).

Por haver diferença estatística entre as médias, foi aplicado o teste de Tukey (Anexo 10) para esclarecer entre quais grupos ocorriam tais diferenças. Através desse teste, pode-se observar que o grupo com preparo tipo *onlay* restaurado com compósito Filtek Z250 fotoativado indiretamente (GR 6) apresentou resultados estatisticamente superior aos demais grupos. O grupo de dentes com preparos tipo *onlay* restaurados com Z250 direta (GR 4) não diferiu estatisticamente dos demais grupos ($p<0,05$). Não houve diferença estatística significativa entre o grupos de preparos *inlay* (GR 2, 3 e 4) e dentes íntegros (G1), nem desses grupos com o de dentes com *onlays* restaurados com Solidex (GR 7).

TABELA 1.: Resultados da Análise de Variância

	GL	QM	QM	F	Pr>F
Tratamentos	6	68227,3489	11371,2248	7,12	0,0001
Resíduo	77	122892,1462	1596,0019		
total	83	191119,4952			

Coeficiente de Variação: 29,01628

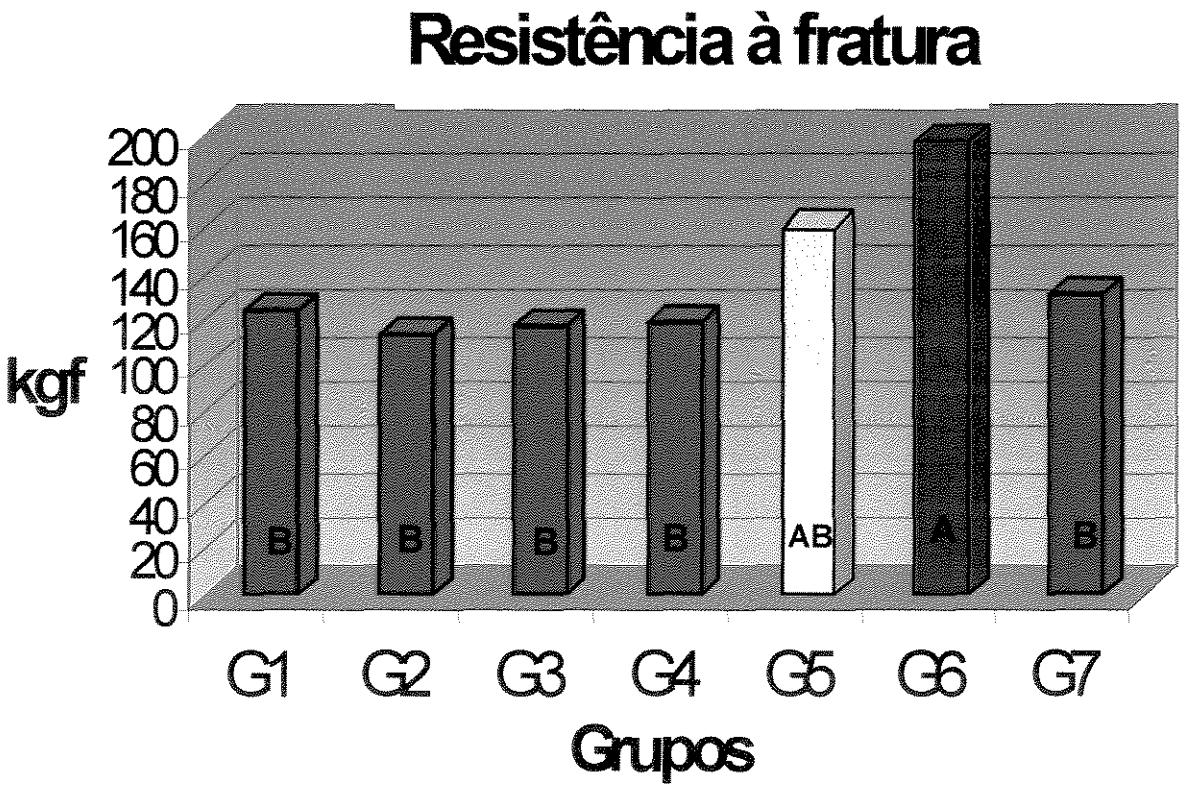


Figura 18. Gráfico de resistência à fratura de dentes restaurados com compósitos- valores em kgf.

Os padrões de fratura foram classificados segundo os quatro níveis de diferenciação e foi aplicado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis ($p<0.05$), que mostrou haver diferença estatística significativa entre os grupos. O grupo 1 apresentou os melhores resultados, seguido do Grupo 7, que não demonstrou diferença estatística significativa em relação aos grupos dos *inlays* (GR 2, 3, e 4) e ao grupo de *onlay* de FilteK Z250 fotoativada indiretamente. O grupo 5 diferiu dos grupos 1 e 7, apresentando os padrões mais destrutivos.

TABELA 1. Padrão de fratura. Letras distintas indicam diferença significativa ($p<0.05$)

Grupos	Tipo 1[a]	Tipo 2[b]	Tipo 3[c]	Tipo 4[d]	Kruskal-Wallis
1	12	0	0	0	A
2	0	3	6	3	BC
3	1	4	5	2	BC
4	1	3	8	0	BC
5	1	1	4	6	C
6	1	2	3	6	BC
7	4	3	2	3	B

[a] Fratura apenas no dente ou na restauração, envolvendo simplesmente a substituição da restauração sem necessidade de extensão do preparo.

[b] Fratura da restauração envolvendo pequena porção do dente, caracterizando-se pela necessidade de ligeira extensão do preparo.

[c] Fratura com envolvimento periodontal, mas com possibilidade de restauração com recobrimento de cúspides ou aumento de coroa.

[d] Fratura com envolvimento periodontal com necessidade de exodontia do elemento dental.

6. DISCUSSÃO

A correlação entre os resultados obtidos nos testes laboratoriais e a realidade clínica é, muitas vezes, alvo de discussão. CAVEL *et al.*, 1985; EAKLE *et al.*, 1986 ressaltam as diferenças entre as forças a que o dente está submetido no meio bucal e a similaridade com os estudos laboratoriais. Contudo, ressalta-se que foi utilizado nesse estudo um ligamento periodontal artificial, na tentativa de reproduzir a situação *in vivo*, já descrita por COOLIDGE em 1937. Em relação aos testes de resistência à fratura, o ligamento artificial pode influenciar não somente o valor numérico, mas principalmente, na similaridade do padrão de fratura ocorrido nos testes laboratoriais em relação às fraturas ocorridas clinicamente (SCHARNAGL, 1998; CARLINI, 1999). O processo de reprodução do ligamento periodontal descrito neste trabalho seguiu a metodologia descrita por CARLINI (1999), com a modificação do material elástico utilizado na fixação e reprodução do ligamento. Essa modificação foi seguida já que SCHARNAGL (1998) observou que o material de moldagem à base de poliéter, Impregum F (3M/ESPE), apresentou os melhores resultados dentre os vários materiais analisados, sendo também este o material de escolha dos trabalhos de BEHR *et al.* (1999) e SOARES *et al.* (2002).

Constata-se na literatura que um dos primeiros estudos sobre o efeito dos preparos cavitários na resistência dos dentes foi realizado por VALE (1959) que demonstrou decréscimo na resistência dos dentes preparados quando a largura do istmo se

estendia de 1/4 para 1/3 da distância entre as pontas das cúspides vestibular e lingual. Outros pesquisadores como MONDELLI *et al.* (1980) e RASMUSSEN *et al.* (1981) também verificaram, por meio de ensaios de resistência à fratura, a importância da conservação do máximo de estrutura dentária para manter a resistência dos dentes. BLASER *et al.* (1983) compararam a resistência de dentes hígidos com dentes com preparo MOD de várias larguras e profundidades e concluíram que o enfraquecimento causado pelo aumento da profundidade do preparo tem um papel muito mais importante que o aumento da largura. Além disso, PURK *et al.* (1990) observaram que o tipo de preparo realizado é mais importante que o tipo de material utilizado quando se avalia resistência à fratura

Por esses motivos, utilizou-se, como amostras deste estudo, modelos de preparos cavitários extensos, planejados de maneira a enfraquecer o remanescente dental, permitindo maior evidenciação dos efeitos exercidos pelos materiais restauradores sobre o remanescente dental. Através dos resultados obtidos, pode-se observar que não houve diferença estatística significativa entre os grupos com preparos *inlays* e dentes hígidos, qualquer que fosse o método de ativação e o material utilizados. Também é importante ressaltar que, mesmo com diferenças entre as médias dos grupos dos *onlays*, todos esses grupos apresentaram médias de resistência à fratura similares ou superiores às dos dentes hígidos. Estes resultados são condizentes com os resultados encontrados na literatura que ressaltam como as técnicas restauradoras adesivas conseguem restabelecer a resistência à fratura de dentes com preparos cavitários, diferentemente de materiais não adesivos como o amálgama de prata (MORIN *et al.*, 1984; REEL & MITCHELL, 1989). MÜRRER, em 1999, demonstrou que técnicas restauradoras adesivas têm a capacidade de recuperar, em

maior ou menor grau, a resistência à fratura perdida com preparo cavitário. Em outro estudo, também observou-se que as técnicas adesivas podem recuperar a rigidez das cúspides sem suporte de dentina (SECCO *et al.*, 1997).

Além disso, neste trabalho utilizou-se tanto um sistema de união quanto um agente resinoso no processo de cimentação das restaurações indiretas, o que, segundo BURKE (1995) e CORDEIRO (1998) proporciona maior resistência aos dentes que aquela proporcionada pelos cimentos convencionais não adesivos, pois permite a formação de corpo único entre o material restaurador e dente. As restaurações indiretas de compósito odontológico foram jateadas com óxido de alumínio, o que, segundo TOUATI & AIDAN, 1997, aumenta as microretenções, aumentando assim a área de superfície para união (PACHECO, 1997; MIARA, 1998). O óxido de alumíno tem sido o material mais utilizado para o jateamento de superfícies internas de restaurações indiretas (TOUATI & AIDAN, 1997; PACHECO, 1997; MIARA, 1998; DE GOES, 1998; JAIN, 2000). Como tratamento de superfície das restaurações de compósitos ainda foram utilizados um agente silano (PACHECO, 1997; MIARA, 1998; DE GOES, 1998) e um sistema de união monocomponente que foi fotoativado antes da inserção do agente de união para cimentação (SOARES, 2000). Optou-se pela fixação das restaurações indiretas através de agente de união para cimentação (DE GOES, 1998; JAIN, 2000) Rely X (3M) e padronização da película de cimentação através do emprego de uma carga de 5 Kg por 10 minutos em prensa pneumática, já que essa padronização pode influenciar na resistência à fratura das restaurações (CORDEIRO, 1998).

BURKE *et al.* (1994) porém, consideram que os dentes restaurados com compósito indireto podem ser considerados como tendo resistência à fratura similar aos dentes restaurados com restaurações diretas. Essa observação pode ser comprovada ao se observar os resultados dos grupos de restaurações *inlays* (**G2, G3 e G4**) que não apresentaram diferenças estatísticas significativas em relação aos grupos de restaurações *onlays* de FilteK Z250 fotoativada diretamente (**G5**) e de Solidex (**G7**).

Já os resultados dos grupos de restaurações *onlay* demonstraram diferença estatística significativa. De acordo com a literatura, a forma como a força foi aplicada na amostra, com a esfera em contato com o material restaurador e não apenas com as vertentes das cúspides dos dentes, verifica a influência do material restaurador (GEURTSEN & GARCIA-GODOY, 1999). Assim, pode-se observar a influência da composição do material e do método de fotoativação utilizado na resistência à fratura dos dentes com restaurações tipo *onlay*. Pode-se observar neste trabalho que os métodos de fotoativação utilizados não influenciaram os valores de resistência à fratura. Isto pode ser observado quando comparam-se os valores dos grupos G5 e G6 que, utilizando o mesmo material e modificando apenas o método de fotoativação, não apresentaram diferença estatística significativa.

Em relação aos métodos de fotoativação, modificações nas unidades fotoativadoras de lâmpada halógena foram introduzidas para minimizar os efeitos da contração de polimerização. Essas modificações foram realizadas para promover baixos níveis de intensidade de luz durante a exposição inicial. Reduzindo-se a intensidade de luz, reduz-se a velocidade com que os radicais livres são formados e a velocidade com que a

reação de polimerização ocorre (GORACCI *et al.*, 1996; SMALL, 2001; COELHO SANTOS *et al.*, 2002). Promover uma velocidade inicial de polimerização baixa é intencionalmente fazer com que o compósito escoe para superfícies não aderidas liberando tensões antes de atingir o estado gel. Unidades de ativação de dupla intensidade geram uma intensidade de luz inicial baixa por um tempo pré-determinado durante a exposição. Imediatamente após essa fase, a unidade continua fotoativando com a máxima intensidade pelo tempo de exposição restante (RUEGGEBERG *et al.*, 2000; SMALL, 2001). Esse tipo de técnica, também denominada de *Soft-start*, pode ser realizada com o aparelho Degulux/Degussa, que segundo o fabricante, apresenta intensidade de luz de 600 a 800 mW/cm². Neste estudo, pode-se observar através de mensuração com radiômetro digital (Hilux Curing Light Meter/Benlioglu Dental Inc.) que, nesse tipo de aparelho, a intensidade de luz nos dez primeiros segundos é de 300 mW/cm², aumentando para 531 mW/cm² nos trinta segundos restantes.

De acordo com RUEGGEBERG *et al.*, 2000, todos os métodos de fotoativação de dupla intensidade produzem dureza equivalente à alcançada pelos métodos convencionais. Além disso, CORRER SOBRINHO *et al.* (2000), ao avaliarem unidades fotoativadoras com diferentes potências, observaram que as unidades com luz mais intensa (130, 220 ou 280 mW/cm²) obtiveram maiores valores de dureza Knoop. Essa alta intensidade de luz do aparelho desde os segundos iniciais pode estar relacionada com um maior grau de conversão e, conseqüentemente, resistência estatisticamente similar às restaurações fotoativadas de forma indireta (RUEGGEBERG, 2000; SMALL, 2001). Outros trabalhos que comparam os aparelhos de fotoativação convencionais com os de

dupla intensidade também observam que os valores de dureza Knoop não apresentaram diferenças estatísticas significativas quando utilizados esses dois métodos, independente da profundidade e do tipo de compósito (RUEGGEBERG *et al.*, 2000; SMALL, 2001; CUNHA *et al.*, 2001). Assim,, os métodos de fotoativação de dupla intensidade melhoram a integridade marginal e as propriedades mecânicas dos compósitos odontológicos (GORACCI *et al.*, 1996; SMALL, 2001).

Já a unidade EDG-lux utiliza uma luz de xenônio estroboscópica. Esse sistema tem uma potência elétrica de 600 watts e comprimento de onda que vai de 320 a 520 nanometros (EDG EQUIPAMENTOS E CONTROLES LTDA). Um aspecto interessante do sistema de luz estroboscópica é que a alta intensidade de luz é emitida a uma freqüência de 20 vezes por segundo (EDG EQUIPAMENTOS E CONTROLES LTDA). Esse tipo de exposição de luz foi selecionada pelo fabricante para aumentar o grau de polimerização. Tem sido relatado que aplicação de fonte de luz de alta intensidade aumenta dureza, resistência à compressão, resistência flexural, e módulo de flexão, e reduz a absorção e a solubilidade dos compósitos (TANOUE *et al.* 2000). No caso da unidade EDG-lux (EDG EQUIPAMENTOS E CONTROLES LTDA), o fabricante propõe que um tempo de excitação pequeno seguido de um longo período de não exposição permite que as moléculas de compósito já polimerizadas relaxem parcialmente (LEINFELDER, 1997), escoando e liberando tensões. Mesmo utilizando luz de forma pulsante, a intensidade luminosa chega a picos de 1.200 mW/cm ^{2} (EDG EQUIPAMENTOS E CONTROLES LTDA). Quando uma alta intensidade de energia é usada para fotoativar compósito odontológico, mais fótons atingem as moléculas de fotoiniciadores como a canforoquinona

dentro do compósito e mais moléculas de fotoiniciadores são ativadas, chegando ao estado de excitação. Após a ativação da canforoquinona, esta reage com a amina terciária presente na formulação dos compósitos, proporcionando o início da reação de polimerização. Se insuficientes moléculas de canforoquinona atingem o estado ativado, o compósito odontológico não é adequadamente polimerizado. Assim, a densidade energética fornecida pela uniade fotoativadora influenciará a extensão e a velocidade da reação de polimerização e, conseqüente grau de conversão do compósito (CORRER SOBRINHO *et al.*, 2000; PRINCE *et al.*, 2000). Dessa forma, quanto maior a densidade energética fornecida, maior será a extensão da reação de polimerização do compósito e melhores propriedades mecânicas este material terá (PEUTZFELDT *et al.*, 2000; COELHO SANTOS *et al.*,2002).

Além do método de fotoativação, estudos laboratoriais já têm demonstrado correlação entre diversas propriedades mecânicas dos compósitos odontológicos e sua composição (ELIADES *et al.*, 1987; PEUTZFELDT *et al.*, 2000). Esses resultados podem estar relacionados com a composição dos compósitos e seu grau de conversão (ELIADES *et al.*, 1987). O grau de conversão e as ligações cruzadas dos compósitos são influenciados por muitos fatores como a composição dos monômeros e partículas de carga, o tempo de fotoativação e a intensidade de luz necessária para ativar a reação de polimerização (ELIADES *et al.*, 1987; CHUNG E GREENER, 1990; PEUTZFELDT, 1997; FREIBERG & FERRACANE, 1998).

Neste trabalho, o grupo de restaurações com preparos *onlay* restaurados com compósito Filtek Z250 fotoativada de forma indireta (**G6**) mostrou diferença estatística significativa em relação ao grupo restaurado com Solidex, também fotoativada

indiretamente (**G7**). Contudo, o grupo de restaurações de compósito Filtek Z250 polimerizada diretamente (**G5**) não demonstrou diferença estatística significativa em relação ao grupo 7 (Solidex). Assim, baseado nesses valores, observou-se que a composição do material, principalmente sua matriz orgânica, pode ter maior influência na resistência à compressão que a técnica de polimerização utilizada.

As propriedades mecânicas não são influenciadas apenas pelo grau de conversão dos compósitos, mas também pelas características dos monômeros das cadeias poliméricas (PEUTZFELDT, 1997). Filtek Z250 é um compósito microhíbrido que possui 60% de carga em volume e matriz orgânica composta por Bis-GMA, UDMA e Bis-EMA. Já o compósito Solidex possui apenas 39% de carga em volume e matriz orgânica basicamente de Bis-GMA e co-polímeros de resina multifuncional (DEVÓLIO, 1998; TOUATI, 1997). Estas características e proporção de carga inorgânica podem explicar os valores constatados neste trabalho, visto que o compósito Solidex obteve resultado inferior. Essa observação está de acordo com o trabalho de ELIADES *et al.* (1987) que observaram um aumento da profundidade de polimerização e da dureza Knoop com o aumento da quantidade de carga inorgânica. ZHAO *et al.* (1997) também demonstraram que compósitos com alta porcentagem de carga apresentam melhores resultados de resistência flexural, módulo de elasticidade e tenacidade. Contudo, a matriz orgânica também parece exercer influência nas propriedades físicas desses materiais (ASMUSSEN, 1982; FERRACANE, 1985; PEUTZFELDT, 1997; ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1998; LOGUERCIO *et al.*, 2001). Isto pode ser comprovado no trabalho de FERRACANE (1985) que observou correlação entre a dureza e o grau de conversão dos compósitos

odontológicos, contudo o valor absoluto de dureza não pode ser usado para predizer o valor absoluto do grau de conversão. Isto porque as propriedades mecânicas dos compósitos são dependentes da quantidade de ligações cruzadas e da qualidade da rede polimérica formada durante a polimerização (PEUTZFELDT, 1997).

Assim, em relação à matriz orgânica, observa-se que mesmo a Solidex contendo monômeros multifuncionais, o que promove maior números de ligações cruzadas e conseqüentemente, maior dureza e maior resistência, sua matriz é basicamente de Bis-GMA (TOUATI, 1996; TOUATI & AIDAN, 1997; DEVÓLIO, 1998). Já o compósito Filtek Z250, além do monômero Bis-GMA, possui uma mistura de UDMA (uretano dimetacrilato) e Bis-EMA (6) (Bisfenol A- polietileno glicol dieter dimetacrilato). Estudos (ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1998; LOGUERCIO *et al.*, 2001) têm demonstrado que a adição de UDMA em detrimento do TEGDMA melhora as propriedades físicas dos materiais e o aumento da flexibilidade promovido pelas ligações do UDMA pode acarretar em aumento da tenacidade (PEUTZFELDT, 1997). Além disso, resultados de testes laboratoriais demonstraram que, em produtos experimentais, em que outras variávies foram controladas (por exemplo, fotoiniciadores, carga), compósitos a base de UDMA obtiveram melhores resultados em relação às suas propriedades mecânicas do que a base de Bis-GMA (PEUTZFELDT & ASMUSSEN, 1992). Isto se deve também ao tamanho do polímero formado pela molécula de UDMA que é maior que a de Bis-GMA (ASMUSSEN & PEUTZFELDT, 1998). Apesar da molécula de UDMA possuir peso molecular semelhante à molécula de Bis-GMA, este último monômero possui dois anéis benzênicos que diminuem ainda mais sua mobilidade comparativamente à molécula de UDMA e podem

diminuir o seu grau de conversão (LOGUERCIO *et al.*, 2001). Os monômeros UDMA e Bis-EMA possuem alto peso molecular e têm poucas ligações por unidade de peso. Esse alto peso molecular do compósito Filtek Z250 resulta em menor contração, maior tempo de vida útil e uma matriz orgânica com maior mobilidade (PERFIL TÉCNICO FILTEK Z250-3M). Assim, a presença de UDMA pode ser em parte responsável pelos melhores resultados de resistência à compressão das restaurações de Filtek Z250 em comparação às de Solidex.

Dessa forma, os resultados superiores obtidos com o compósito Filtek Z250 podem estar relacionados a um maior grau de conversão deste material, que, como anteriormente citado, está diretamente relacionado à sua composição, principalmente a quantidade de carga inorgânica. O grau de conversão exerce grande influência nas propriedades físicas e mecânicas dos compósitos, como resistência, dureza, tenacidade (ELIADES *et al.*,1987; PEUTZFELDT & ASMUSSEN, 1992).

Além disso, o padrão de fratura resultante nos trabalhos laboratoriais é semelhante ao encontrado no meio bucal, permitindo que relações clínico-laboratoriais sejam estabelecidas (EL-MOWAFY, 1993).

A análise e classificação do padrão de fratura realizadas neste trabalho foram baseadas nos trabalhos de BURKE *et al.* (1993), BURKE *et al.* (1994), SOARES (2000), com modificações dos parâmetros de referência. BURKE *et al.* (1993) propuseram uma classificação em cinco níveis, que se baseia na extensão da fratura da restauração e não no maior ou menor envolvimento do dente. No entanto, os quatro níveis propostos neste

trabalho foram baseados no grau de comprometimento do dente e na possível alternativa restauradora a ser empregada em um dente com fratura semelhante na cavidade bucal. Essa classificação foi facilitada pelo emprego do ligamento periodontal artificial (CARLINI, 1999).

De acordo com os valores obtidos, o padrão de fratura observados no grupo 7 (*onlay* de Solidex) foram menos destrutivos que nos demais grupos, com exceção do grupo controle, o que caracteriza a baixa resistência do material, com limite abaixo da resistência da estrutura dental. Logo, espera-se que esse material, em situação clínica, frature antes da estrutura dental, favorecendo a substituição da restauração sem comprometimento mais severo ao dente. Os padrões de fratura dos grupos de *inlays* (**G2, G3, G4**) não demonstrou diferenças estatísticas significativas em relação aos grupos de *onlays* de Filtek Z250, demonstrando assim que os compósitos odontológicos acumulam e transmitem tensões que excedem a resistência intrínseca da estrutura dental, levando à fratura do conjunto. Faz-se importante ressaltar que os padrões de fratura dos grupos de *onlays* de Filtek Z250 foram, na sua maioria, do tipo IV, sendo este o padrão mais destrutivo.

Mesmo com todas as limitações de experimento laboratorial, pode-se observar que as técnicas diretas de confecção de restauração de compósito já são suficientes para restabelecer a resistência de um dente hígido. Contudo, para preparos mais extensos, como os *onlays*, a composição do material restaurador utilizado demonstrou ter maior influência na resistência à fratura que o método de ativação utilizado. Faz-se importante ressaltar os valores superiores do compósito odontológico de uso universal Filtek Z250, que pela sua

composição mostrou-se mais resistente que o Solidex, além de ter custo inferior e maior diversidade de cores e facilidade de compra.

7. CONCLUSÃO

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

- os grupos de dentes que receberam preparos tipo *inlay* e foram restaurados com resina Filtek Z250 ou Solidex e o grupo de dentes hígidos apresentaram mesmo comportamento com relação à resistência à fratura.

- os dentes que receberam preparos tipo *onlay* e foram restaurados com resina Filtek Z250 de forma indireta apresentaram médias de resistência à fratura estatisticamente superiores às do grupo com preparos tipo *onlay* restaurados com resina Solidex e do grupo de dentes hígidos.

- os dentes com restaurações *inlays* (Filtek Z250 e Solidex) e *onlays* de Filtek Z250 apresentaram padrões de fratura mais destrutivos, não sendo possível observar diferença estatística significativa entre esses grupos.

- os dentes com restaurações *onlay* de Solidex apresentaram mesmo comportamento de padrão de fratura em relação aos demais grupos, com exceção do grupo controle.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS[1]

ASMUSSEN, E. Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v.90, p.490-496, 1982.

ASMUSSEN, E. & PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. **Dent Mater**, Kidlinton, v.14, p. 51-56, Jan., 1998.

BEHR, M. *et al.* In-vitro study of fracture stregth and marginal adaption of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. **J Dent,** Washington, v.27, p. 163-168, May, 1998.

BLASER, P. K., *et al.* Effects of designs of class 2 preparations on resistance of teeth to fracture. **Oper Dent.**, Seattle, v. 8, n.1, p.6-10, Winter 1983.

BRUNTON, P. A., *et al.* Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin bonded restorative materials. **J Prosthet Dent,** St. Louis, v.82, p. 167-171, Aug., 1999.

[1] De acordo com a NBR-6023, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), de 2000. Abreviatura dos periódicos conforme o Medline.

BURKE, F. J. Tooth facture in vivo and in vitro. Review. **J Dent.**, Oxford, v.20, n.3, p.131-139, june 1992.

BURKE, F. J. The effects of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. **Quintessence Int.,** Berlin, v.26, n.4, p.293-300, Apr. 1995.

BURKE, F. J. T., WILSON, N. H. F., WATTS, D. C. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. **Oper Dent,** Seatle, v.18, p.230-235, 1993.

BURKE, F. J. T., WILSON, N. H. F., WATTS, D. C. Fracture resistance of teeth restored with indirect composite resins: The effect of alternative luting procedures. **Quintessence Int**, Berlin, v.25, n.4, p.269-275, 1994.

CARLINI JR., B. **Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular**. Piracicaba, 1999. 185p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

CAVEL, W.T.; KELSEY, W.P.; BLANKENAU, R.J. An *in vivo* study of cuspal fracture. **J Prosthet Dent** St. Louis, v.53, n.1, p.38-42, Jan. 1985.

CHUNG, K. H., GREENER, E. H. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. **J Oral Rehabil** , Oxford, v.17. p.487-494, 1990.

COELHO SANTOS, M. J. M. C.; SILVA E SOUZA JR, M. H.; MONDELLI, R. F. L. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **JBD**, Curitiba, v.1, n.1, p. 14-21, jan./mar., 2002.

COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane. **Jour A.D.A. & D. Cost,** v.24, p. 1261-1270, Aug., 1937.

CORDEIRO, N.P.A. **Influência dos sistemas de cimentação na resistência à fratura de inlays de porcelana.** Piracicaba, 1998. 104p. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

CORRER SOBRINHO, L *et al.*. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin**. Journal of Materials Science,** v. 11p. 3361-364, 2000.

CUNHA, L. G. *et al.* Efeito dos métodos de fotoativação sobre a dureza Knoop de compósitos odontológicos. **PGR,** São José dos Campos, v.4, n.3, set./dez., 2001.

DE GOES, M.F. **Cimentos resinosos**. *In:* CHAIN, M.C.; BARATIERI, L.N. **Restaurações estéticas em resina composta em dentes posteriores**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. Cap.6, p.167-176.

DEVOLIO, R. Resina fotopolimerizável com filamento cerâmico para laboratório. **J Bras Odontol Clin,** v.2, n. 11, p. 91-94, 1998.

EAKLE, W. S., MAXWELL, E. H., BRALY, B. V. Fracture of posterior teeth in adults. **J Am Dent Ass,** Chicago, v.112, p.215-218, Feb., 1986.

ELIADES, G. C., VOUGIOUKLASKIS G. J., CAPUTO,A. A. Degree of double bond conversion in light-cured composites. **Dent Mater**, Kidlinton, v.3, p. 19-25, 1987.

EL-MOWAFY, O.M. Fracture strength and fracture patterns of maxillary premolars with approximal slot cavities. **Oper Dent** , Seatle, v.18, n.4, p.160-166, July/Aug. 1993.

FERRACANE, J.L. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. **Dent Mater,** Kidlinton, v.1, p. 11-14, 1985.

FREIBERG, R. S., FERRACANE, J. L. Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite. **Am J Dent**, San Antonio, v. 11, p.214-218, 1998.

GEURTSEN, W.; GARCIA-GODOY, F. Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. **Am J Dent,** San Antonio, v.12, n.6, p.266-270, Dec. 1999.

GORACCI, G., MORI, G., MARTINIS, L. C. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. **Quintessence Int**, Berlin, v. 27, p. 355-362, 1996.

JAIN, P. *et al.* Effect of treatments on bonding of indirect resins. **J Dent Res** Washington, v.79, p. 454, Apr. 2000 (abstract 2481).

LAGOUVARDOS, P.; SOURAI, P.; DOUVITAS,G. Coronal Fractures in Posterior Teeth. **Oper Dent**, Seatle, v.14, p. 28-32, 1989.

LOGUERCIO, A. D., *et al.* Avaliação de propriedades mecânicas de diferentes resinas compostas. **RBO**, Rio de Janeiro, v.58, n.6, Nov/Dez., 2001.

LEINFELDER, K. F. New developments in resin restorative systems. **J. Am. Dent. Ass.,** v.128, p.573-581, May, 1997.

MIARA, P. Aesthetic Guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. **Pract Periodont Aesthet Dent**, v. 26, n.4, 1998.

MONDELLI, J., *et al.* Fracture strength of human teeth with cavity preparations. **J Prosthet Dent,** St. Louis, v.43, n. 4, p. 419-422, April., 1980.

MORIN, D. DeLONG, R., DOUGLAS, W.H. Cusp Reinforcement by the acid-etch technique. **J Dent Res**, Washington, v.63, n.8, p. 1075-1078, Aug., 1984.

MÜRRER, R.D. **Influência de técnicas restauradoras adesivas e de ciclagens térmicas na resistência à fratura de pré-molares superiores.** Piracicaba, 1999. 90p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

NAVARRO, M. F. L. *et al.* Resistência à fratura de dentes extraídos, íntegros e cariados, com preparos e restaurações. **Estomat. Cult. Bauru**, v.13, n. 1, p.56-60, 1983.

PACHECO, J.F.M. **Influência do tratamento superficial na resistência à tração da união polímero de vidro-cimento resinoso**. Piracicaba, 1997. 112p. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur J Oral Sci.**,v.105, p. 97-116, 1997.

PEUTZFELDT, A. & ASMUSSEN, E. Influence of ketones on selected mechanical properties of resin composites. **J Dent Res**, Washington, v.71, n.11, p. 1847-1850, Nov., 1992.

PEUTZFELDT, A., SAHAFI, A., ASMUSSEN, E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. **Dent Mater**, Kidlinton, v. 16, p.330-336, 2000.

PRICE, R. B. *et al.*, Effect of distance on the power density from two light guides. **J Esthet Dent,** Hamilton, v.12, p.320-327, 2000.

PURK, J. H. et al. Fracture strength of Class I versus Class II restored premolars tested at the marginal ridge. II. Cavosurface bonding and cavosurface plus internal enamel bonding. **Quintessence Int**, Berlin, v.21, n.8, p.665-662, 1990.

RASMUSSEN, S. T. *et al* Fracture properties of human enamel and dentin. **J Dent Res**, Washington, v.60, n.4, p. 805-808, Apr. 1981.

REEL, D.C.; MITCHELL, R.J. Fracture resistance of teeth restored with class II composite restorations. **J Prosthet Dent** St. Louis, v.61, n.2, p.177-80, Feb., 1989.

RUEGGEBERG, F. A., ERGLE, J. W., METTENBURG, D.J. Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. **J Esthet Dent,** Hamilton, v.12, p.340-349, 2000.

SCHARNAGL, P. **Simulation der physiologischen zahnbeweglichkeit bei der in vitro-belastungsprüfung dentaler restautrationen im "Regensburger Kausimulator'untersuchung am beispiel volkeramischer In-Ceram-brücken.** Dissertatio zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde, Medizinnischen Fakultät der Universität Regensburg. 102p. 1998.

SECCO, A.S. *et al.* Sustentação de esmalte com ionômero de vidro e resina composta. Efeito na resistência à fratura das cúspides de dentes restaurados. **Rev Odontol Univ São Paulo.**, São Paulo, v.11, n.4, p. 255-241, Out./Dez., 1997.

SMALL, B. W. A review of devices used for photocuring resin-based composites. **Gen Dent**, sep/oct., p. 457-460, 2001.

SOARES, C.J. **Adaptação marginal e resistência à fratura de Inlays confeccionados em cerâmica e compósitos laboratoriais.** Piracicaba, 2000. 148p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

SOARES, C. J. *et al.* Efeito do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal na resistência à fratura de dentes bovinos. **Pesq Odontol Bras**, v.16, supl. IB 171, p. 82, Set., 2002.

TANOUE, N., MATSUMURA, H., ATSUTA, M. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. **JOral Rehab.**, Oxford, v.27, p. 288-293, 2000.

TOUATI, B. The evolution of aesthetic materials for inlays and onlays: a review. **Pract Periodontics Aesthet Dent,** New Jersey, v.8, n.7, p. 657-666, Sept. 1996.

TOUATI, B., AIDAN, N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. **J Esthet Dent,** Hamilton, v. 9, n.3, p.108-118, 1997.

VALE, W. A. cavity preparation and further thoughts on high speed. **Br Dent J,** London, v.107, n.11, p.333-346, Dec., 1959.

ZHAO, D., BOTSIS, J., DRUMMOND, J. L. Fracture studies of selected dental restorative composites. **Dent Mater,** Kidlinton, v.13, p. 198-207, May, 1997.

WORSCHECH, C.C. **Resistência à fratura de pré-molares com preparos cavitários extensos restaurados através de sistemas adesivos e não adesivos**. Piracicaba, 2000.

110p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

ANEXO 1

QUADRO 3. Distribuição das amostras por grupo de tratamento, aleatorização por sorteio.

DENTE	TRATAMENTO	DENTE	TRATAMENTO
1	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	43	íntegro (G1)
2	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	44	*onlay* Solidex indireta (G7)
3	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)	45	íntegro (G1)
4	íntegro (G1)	46	*onlay* Solidex indireta (G7)
5	*inlay* Z250 indireta (G3)	47	*onlay* Z250 indireta (G6)
6	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)	48	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)
7	*inlay* Solidex indireta (G4)	49	*onlay* Z250 indireta (G6)
8	*onlay* Z250 indireta (G6)	50	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)
9	*inlay* Z250 indireta (G3)	51	*onlay* Solidex indireta (G7)
10	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	52	íntegro (G1)
11	*inlay* Z250 indireta (G3)	53	íntegro (G1)
12	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	54	*onlay* Z250 indireta (G6)
13	*onlay* Z250 indireta (G6)	55	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)
14	*onlay* Solidex indireta (G7)	56	*inlay* Z250 indireta (G3)
15	*onlay* Solidex indireta (G7)	57	*onlay* Solidex indireta (G7)
16	*inlay* Z250 indireta (G3)	58	*inlay* Z250 indireta (G3)
17	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	59	*inlay* Solidex indireta (G4)
18	*onlay* Z250 indireta (G6)	60	*inlay* Solidex indireta (G4)
19	*onlay* Z250 indireta (G6)	61	*onlay* Z250 indireta (G6)
20	*onlay* Z250 indireta (G6)	62	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)
21	*inlay* Solidex indireta (G4)	63	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)
22	*onlay* Z250 indireta (G6)	64	*inlay* Z250 indireta (G3)
23	*inlay* Z250 indireta (G3)	65	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)
24	*onlay* Solidex indireta (G7)	66	*inlay* Solidex indireta (G4)
25	*onlay* Solidex indireta (G7)	67	*inlay* Z250 indireta (G3)
26	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	68	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)
27	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)	69	*onlay* Z250 indireta (G6)
28	*onlay* Solidex indireta (G7)	70	*onlay* Solidex indireta (G7)
29	íntegro (G1)	71	íntegro (G1)
30	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)	72	*inlay* Z250 indireta (G3)
31	*inlay* Z250 indireta (G3)	73	*inlay* Solidex indireta (G4)
32	íntegro (G1)	74	íntegro (G1)
33	*inlay* Solidex indireta (G4)	75	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)
34	*inlay* Solidex indireta (G4)	76	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)
35	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)	77	*inlay* Z250 indireta (G3)
36	*inlay* Solidex indireta (G4)	78	*inlay* Solidex indireta (G4)
37	íntegro (G1)	79	íntegro (G1)
38	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	80	*inlay* Solidex indireta (G4)
39	*inlay* Solidex indireta (G4)	81	*inlay* Z250 com *Soft-start* (G2)
40	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	82	*onlay* Solidex indireta (G7)
41	*onlay* Z250 indireta (G6)	83	*onlay* Solidex indireta (G7)
42	*onlay* Z250 com *Soft-start* (G5)	84	íntegro (G1)

ANEXO 2

TABELA 2. Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do **grupo 1.**

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À FRATURA (kgf)	PADRÃO DE FRATURA
1	120,16	I
2	167,30	I
3	109,40	I
4	101,60	I
5	156,70	I
6	128,90	I
7	123,49	I
8	120,70	I
9	125,81	I
10	56,32	I
11	130,66	I
12	147,00	I
MÉDIA	**124,00**	
Desvio Padrão	**28,39**	

ANEXO 3

TABELA 3. Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do **grupo 2**.

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À FRATURA (kgf)	PADRÃO DE FRATURA
1	144,30	III
2	108,10	IV
3	71,45	II
4	95,50	III
5	123,05	III
6	113,60	III
7	151,30	II
8	123,80	III
9	108,30	III
10	141,60	II
11	106,60	IV
12	74,63	IV
MÉDIA	**113,51**	
Desvio Padrão	**25,35**	

ANEXO 4

TABELA 4. Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do **grupo 3**.

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À FRATURA (kgf)	PADRÃO DE FRATURA
1	121,10	III
2	135,80	I
3	127,01	II
4	144,70	II
5	140,60	IV
6	130,30	II
7	100,30	IV
8	103,00	III
9	154,40	III
10	86,68	II
11	96,17	III
12	64,86	III
MÉDIA	**117,07**	
Desvio Padrão	**26,82**	

ANEXO 5

TABELA 5. Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do **grupo 4**.

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À FRATURA (kgf)	PADRÃO DE FRATURA
1	122,60	III
2	126,00	III
3	110,30	II
4	119,29	II
5	127,80	III
6	137,90	III
7	98,72	III
8	93,69	II
9	162,30	I
10	106,70	III
11	141,90	III
12	90,44	III
MÉDIA	**119,80**	
Desvio Padrão	**21,28**	

ANEXO 6

TABELA 6. Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do **grupo 5**.

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À FRATURA (kgf)	PADRÃO DE FRATURA
1	189,68	III
2	269,50	IV
3	113,60	IV
4	201,40	IV
5	125,10	II
6	135,00	IV
7	142,10	IV
8	75,76	IV
9	123,20	III
10	217,90	I
11	132,60	III
12	208,10	III
MÉDIA	**160,32**	
Desvio Padrão	**56,24**	

ANEXO 7

TABELA 7. Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do **grupo 6**.

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À FRATURA (kgf)	PADRÃO DE FRATURA
1	198,00	IV
2	183,10	III
3	173,70	IV
4	187,40	I
5	165,90	II
6	173,88	IV
7	221,70	II
8	170,39	IV
9	148,50	IV
10	215,40	III
11	226,40	IV
12	309,40	III
MÉDIA	**197,81**	
Desvio Padrão	**42,45**	

ANEXO 8

TABELA 8. Valores de resistência à fratura e padrão de fratura das amostras do **grupo 7**.

AMOSTRAS	RESISTÊNCIA À FRATURA (kgf)	PADRÃO DE FRATURA
1	56,50	II
2	125,20	II
3	95,49	I
4	125,70	I
5	171,00	IV
6	262,80	I
7	72,35	IV
8	161,70	I
9	161,10	IV
10	169,60	III
11	124,50	II
12	48,75	III
MÉDIA	**131,22**	
Desvio Padrão	**59,87**	

ANEXO 9

ANOVA

The SAS System 05:47 Tuesday, March 26, 2002 4

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
grupo	7	1 2 3 4 5 6 7

Number of observations 84

The SAS System 05:47 Tuesday, March 26, 2002 5

The GLM Procedure

Dependent Variable: Kgf

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
Model	6	68227.3489	11371.2248	7.12	<.0001
Error	77	122892.1462	1596.0019		
Corrected Total	83	191119.4952			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	Kgf Mean
0.356988	29.01628	39.94999	137.6813

Source	DF	Type I SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	6	68227.34891	11371.22482	7.12	<.0001

Source	DF	Type III SS	Mean Square	F Value	Pr > F
grupo	6	68227.34891	11371.22482	7.12	<.0001

ANEXO 10

TESTE DE TUKEY

The SAS System 05:47 Tuesday, March 26, 2002 6

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for Kgf

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher
Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	77
Error Mean Square	1596.002
Critical Value of Studentized Range	4.28177
Minimum Significant Difference	49.38

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	grupo
A	197.81	12	6
A			
B A	160.33	12	5
B			
B	131.22	12	7
B			
B	124.00	12	1
B			
B	119.80	12	4
B			
B	117.08	12	3
B			
B	113.52	12	2

The SAS System 05:47 Tuesday, March 26, 2002 7

The GLM Procedure

Level of ----------Kgf----------

grupo	N	Mean	Std Dev
1	12	124.003333	28.3904908
2	12	113.519167	25.3543568
3	12	117.076667	26.8276324
4	12	119.803333	21.2833227
5	12	160.328333	56.2426531
6	12	197.814167	42.4587095
7	12	131.224167	59.8704450

ANEXO 11

TESTE DE KRUSKAL-WALLIS

Resultados
H = 32.7987
Graus de liberdade = 6
(p) Kruskal-Wallis = 0.0000
R 1 = 126.0000
R 2 = 612.0000
R 3 = 526.0000
R 4 = 500.0000
R 5 = 688.0000
R 6 = 666.0000
R 7 = 452.0000
R 1 (posto médio) = 10.5000
R 2 (posto médio) = 51.0000
R 3 (posto médio) = 43.8333
R 4 (posto médio) = 41.6667
R 5 (posto médio) = 57.3333
R 6 (posto médio) = 55.5000
R 7 (posto médio) = 37.6667
p (1 e 2) = 0.0000
p (1 e 3) = 0.0008
p (1 e 4) = 0.0017
p (1 e 5) = 0.0000
p (1 e 6) = 0.0000
p (1 e 7) = 0.0064
p (2 e 3) = 0.4717
p (2 e 4) = 0.3486
p (2 e 5) = 0.5248
p (2 e 6) = 0.6514
p (2 e 7) = 0.1806
p (3 e 4) = 0.8278
p (3 e 5) = 0.1752
p (3 e 6) = 0.2414
p (3 e 7) = 0.5358
p (4 e 5) = 0.1157
p (4 e 6) = 0.1648
p (4 e 7) = 0.6879
p (5 e 6) = 0.8539
p (5 e 7) = 0.0483
p (6 e 7) = 0.0733

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE