

JOSÉ ANTONIO CAMPOS FERNANDES

**INFLUÊNCIA DA ALTURA DA RESTAURAÇÃO INDIRETA DO TIPO *ONLAY*, EM
RESINA COMPOSTA, SOBRE SUA RESISTÊNCIA À FRATURA**

CAMPINAS

2009

JOSÉ ANTONIO CAMPOS FERNANDES

**INFLUÊNCIA DA ALTURA DA RESTAURAÇÃO INDIRETA DO TIPO *ONLAY*, EM
RESINA COMPOSTA, SOBRE SUA RESISTÊNCIA À FRATURA**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-Graduação/ CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística

Orientadora: Profa Dra Ynara Bosco de Oliveira Lima Arsati

CAMPINAS

2009

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

F363i Fernandes, José Antonio Campos.
Influência da altura da restauração indireta do tipo *onlay*, em resina composta, sobre sua resistência à fratura / José Antonio Campos Fernandes. – Campinas: [s.n.], 2009.
71f.: il.

Orientador: Ynara Bosco de Oliveira Lima Arsati.
Dissertação (Mestrado em Dentística) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Resinas compostas. 2. Restaurações intracoronárias.
3. Estética dentária. I. Arsati, Ynara Bosco de Oliveira Lima.
II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.
III. Título.

**C. P. O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

PARA: José Antonio Campos Fernandes

Curso: Mestrado em Odontologia - área de concentração Dentística.

Título da Dissertação: “INFLUÊNCIA DA ALTURA DA RESTAURAÇÃO INDIRETA DO TIPO *ONLAY*, EM RESINA COMPOSTA, SOBRE SUA RESISTÊNCIA À FRATURA”

Data defesa: 07 de maio de 2009

Informamos que aquela dissertação acima apontada foi apresentada por seu titular ao Centro de Pós-Graduação, perante a Comissão Examinadora abaixo nominada, e cumpriu todas as exigências feitas por aquela Comissão tendo sido aprovada recebido a competente liberação sob a supervisão da docência da orientação.

Campinas, 07 de maio de 2009

Profa Dra Ynara Bosco de Oliveira Lima Arsati

Profa Dra Adriana Silva de Carvalho
Membro

Prof Dr Marcos Hahlbohm D'Oliveira Schroeder
Membro

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira, Presidente do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic.

Ao Prof. Dr. Thomaz Wassall, Coordenador de Pós-Graduação do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic.

À Profa. Dra. Ynara Bosco de Oliveira Lima Arsati por me orientar e pelo exemplo de profissional.

À Profa. Dra. Adriana Carvalho pelos ensinamentos profissionais.

À Profa. Dra. Roberta Basting pela orientação profissional.

Ao Prof. Dr. Marcos Hahlbohm Schroeder exemplo de profissional incansável na busca pelo conhecimento, pela oportunidade que me ofereceu e por tudo que me ensinou tornado- se um grande amigo.

À Tatiana Cristina Ricci da Silva, responsável técnica pelo laboratório de Ensaio de Materiais do Centro de Pesquisas Odontológica São Leopoldo Mandic, pelo auxílio no experimento.

Às bibliotecárias da São Leopoldo Mandic, pela contribuição na busca dos textos.

Aos técnicos em prótese dentária, Sérgio Valente e Luciane Pereira Barbosa pela colaboração nos procedimentos de execução deste trabalho.

À Ângelus Brasil, que forneceu o material para cimentação do experimento.

Aos colegas do curso de Mestrado, pelo convívio.

RESUMO

A proposição deste estudo foi avaliar a influência da altura da restauração indireta do tipo *onlay* sobre sua resistência à fratura, em comparação com dentes hígidos. Foram utilizados 40 dentes humanos pré-molares superiores. Divididos em quatro grupos experimentais (n = 10) em função da altura da restauração tipo *onlay* em resina composta indireta, 0 mm (Grupo controle), 1 mm, 2 mm, 3 mm, e considerando como variáveis de resposta a resistência à compressão e o modo como ocorreu a fratura. Todos os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência à fratura em uma máquina de ensaios universal Emic, (velocidade 0,5 mm/min, com célula de carga de 200 kgf). A força de compressão incidiu sobre o sulco central das restaurações em sentido paralelo ao longo eixo do dente. Os valores (média ± DP) de resistência à compressão (Kgf) foram respectivamente: para *onlay* de dentes hígidos, 62,2 ± 25,61 mm, 48,5 ± 14,2, de 2 mm, 46,4 ± 15,7, de 3 mm 64,1 ± 19,1. Percebe-se uma tendência de haver maior resistência à compressão em dentes hígidos ou com restaurações tipo *onlay* mais espessas, entretanto não houve significância estatística (ANOVA p=0,0967). Quanto ao modo de fratura, foi possível observar que os dentes restaurados com 2 e 3 mm sofreram fratura predominantemente no centro da superfície oclusal, a partir do sulco central, já os dentes hígidos exibiram distribuição variada quanto ao ponto de fratura. Os dentes com restaurações de 1mm, apresentaram maior número de fraturas na cúspide palatina. Pode-se concluir que, apesar de não significativa, existe uma tendência de que restaurações do tipo *onlay*, em resina composta de uso indireto, com maior espessura apresentem valores de resistência à fratura mais semelhantes aos dentes hígidos embora com padrão de fratura diferente.

Palavras-chave: Resina composta de uso indireto. Restaurações extracoronárias. Resistência a fratura. Onlay.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the influence of factor “thickness of the onlay” upon fracture resistance and fracture pattern of indirect resin Onlay restored teeth, compared to hygid teeth. Four groups (n = 10) of human upper premolars were formed, totalizing 40 teeth. Groups were obtained according to Onlay height, 1 mm, 2 mm, 3 mm and 0 mm (hygid teeth) and results variables were compression resistance and fracture pattern. All specimens underwent compression resistance test in an EMIC Universal Testing Machine (test speed 0.5 mm/min, load cell max. load 200 kgf). Compression load incided upon the central oclusal sulcus, oriented parallel to tooth long axis. The results of compression resistance, expressed in kgf (average \pm std. dev.) were respectively for: Onlay 1 mm = 48.5 ± 14.2 ; 2 mm = 46.4 ± 15.7 ; Onlay 3 mm = 64.1 ± 19.1 and for hygid tooth, 62.2 ± 25.6 . Although there is a tendency for higher values of fracture resistance observed in both hygid and thicker Onlay specimens than in less thicker Onlay, no statistic significance could be stated (ANOVA $p = 0.0967$). Considering fracture pattern, teeth restored with 2mm and 3mm onlays showed fracture starting from central oclusal sulcus in oclusal surface, while hygid teeth showed varied patterns of fracture with no predominance of a specific region of their crown. Teeth restored with 1mm onlays fractured mainly at palatal cuspid. Although this observation was not statistically significant, it was stated a tendency of thicker Onlay restored teeth behave more likely hygid teeth in terms of fracture resistance with distinct fracture pattern.

Keywords: Composite resins for indirect restorations. Onlays. Fracture Strength.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Rubber-Sep, utilizando na simulação do ligamento periodontal.	37
Figura 2 - Espécime já com Rubber-Sep aplicado na raiz e anel de embutimento.	37
Figura 3 - Conjunto de corpos-de-prova.....	38
Figura 4 - Pontas diamantadas Komet-Brasseler nº 881-014 e 881-014F.	39
Figura 5 - Desenho esquemático dos preparos cavitários com 1, 2 e 3 mm de desgaste respectivamente.	40
Figura 6 - Resina Epricord.....	41
Figura 7 - Onlays de 1, 2 e 3mm cimentadas.....	43
Figura 8 - Máquina de Ensaio Universal EMIC.....	44
Figura 9 - Ponta da haste da Máquina EMIC, para ensaio de resistência à compressão.....	44
Figura 10 - Corpo-de-prova durante o ensaio de resistência à compressão.....	45
Tabela 1 - Média (desvio padrão) da força de ruptura, cúspide vestibular, cúspide palatina e amplitude do istmo em função do grupo.....	46
Tabela 2 - Média (desvio padrão) das medidas de cúspide vestibular, cúspide palatina e amplitude do istmo em função do grupo.....	46
Gráfico 1 - Resistência à Fratura (kgf) aplicada até a fratura do material, em função da altura da restauração em resina indireta do tipo <i>onlay</i>	47
Tabela 3 - Frequência absoluta (e Relativa em %) do tipo de fratura em função dos grupos.....	48
Gráfico 2 - Distribuição do tipo de fratura em função dos grupos experimentais ($p < 0,001$, teste Exato de Fisher).....	49
Gráfico 3 - Gráficos de setores, da distribuição dos modos de fratura em função do grupo experimental.....	49
Figura 11 - Exemplo de fratura da cúspide vestibular	50
Figura 12 - Exemplo de fratura da cúspide palatina	50
Figura 13 - Exemplo de fratura ao meio	51
Figura 14 - Exemplo de fratura Palatina e Interproximal	51
Figura 15 - Exemplo de fratura PVI (Palatino-Vestibular-Interproximal).....	52
Tabela 4 - Média (desvio padrão) da força de ruptura, cúspide vestibular, cúspide palatina e amplitude do istmo em função do grupo unidade (kgf).....	52

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DA LITERATURA	11
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAL E MÉTODO.....	34
4.1 Aspectos éticos.....	34
4.2 Delineamento experimental.....	34
4.2.1 Obtenção e seleção da amostra.....	34
4.3 Preparo dos corpos de prova.....	36
4.4 Características dos preparos	40
4.5 Confecção da restauração tipo <i>onlay</i>.....	41
4.6 Cimentação das restaurações indiretas <i>onlay</i>	41
4.7 Teste de resistência à fratura.....	43
4.8 Classificação dos tipos de fraturas:.....	43
4.9 Análise estatística	45
5 RESULTADOS.....	46
6 DISCUSSÃO	53
7 CONCLUSÃO	59
REFERÊNCIAS.....	60
ANEXO A - Carta de Aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa	68
ANEXO B - Resultados dos testes de fratura	69
ANEXO C - Termo de doação de dentes.....	71

1 INTRODUÇÃO

A busca de um material que possa restabelecer forma e função, e ainda tenha aspecto similar ao dente natural, tem aumentado à medida que também a sociedade relaciona um ideal de bem estar e felicidade a aspectos como forma física, boa apresentação e um sorriso harmônico (Garone Netto, Burger, 1998).

A Dentística Restauradora vive hoje uma era de transição com o desenvolvimento de novos materiais e técnicas, enquanto que os procedimentos tradicionais são questionados e progressivamente abandonados. Essa evolução ocorre rapidamente e nos obriga a uma atualização contínua à procura de novas descobertas. Abraçando novos valores, a sociedade passou a dar grande importância à estética, não mais desejando ter em sua boca as restaurações metálicas até então consagradas, como as incrustações a ouro e em amálgama de prata, preferindo materiais estéticos como a porcelana e os polímeros (resinas). As resinas para uso indireto são menos resistentes ao desgaste e podem sofrer maior infiltração marginal, contudo suas vantagens superam as limitações.

Felippe et al. (2002) sustentaram que é possível hoje, a realização de restaurações estéticas amplas em dentes posteriores com resina composta. Isso é confirmado por Schroeder (2003) e Miranda et al. (2003), ao afirmarem que dentre os materiais restauradores disponíveis, as resinas compostas são os mais utilizados por suas excelentes características estéticas e propriedades mecânicas, além de serem considerados como substitutos dos dentes naturais. Garone Netto & Burger (1998) asseguram que cada vez mais se utiliza a resina composta para a execução de restaurações tipo *onlay* por técnica indireta.

Em importante publicação, Rueggeberg (2002) atribuiu ao advento das resinas compostas a preservação na boca, dos dentes naturais por mais tempo, proporcionando também melhor estética e conseqüentemente, melhor bem estar.

Onlays de resina composta, por possuírem excelentes propriedades óticas de absorção, refração, transmissão e reflexão da luz, são capazes de mimetizar com perfeição as estruturas naturais, qualidades que as restaurações metálicas não possuem e que são necessárias para satisfazer os anseios dos pacientes (Kaytan, 2005).

Diante das vantagens apresentadas quanto ao uso de resina composta para restaurações indiretas, é preciso que esse tipo de restauração seja executado de maneira a garantir a integridade da restauração e do remanescente dental. O protocolo mais utilizado para o preparo de restaurações do tipo *onlay* é o preconizado por Shillingburg em 1986, entretanto ele foi idealizado para restaurações metálicas.

Principalmente quanto à espessura da restauração na região da cúspide, fica a dúvida se o dente deve ou não ser desgastado, a fim de aumentar a espessura e conseqüente resistência da restauração.

Por isso, é objeto deste trabalho conhecer a espessura de material mais adequada para restaurações do tipo *onlay*, realizada com resina composta indireta.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em um interessante histórico sobre as resinas compostas, Charberneau & Ash (1978 apud Baratieri, Andrada, 1992) asseguraram que as primeiras resinas foram introduzidas na Alemanha por volta de 1934 e tiveram um crescimento em seu uso durante a II Guerra Mundial. No entanto, essas resinas careciam de estabilidade de cor, sua adaptação marginal era precária pela grande diferença entre os coeficientes de expansão térmica da resina e do dente, além de elevado grau de contração de polimerização. Isso fez com que Paffenbarger, em 1940, adicionasse carga à resina acrílica com o objetivo de minimizar o coeficiente de dilatação térmica e aumentar a sua resistência.

Segundo os mesmos autores, Charberneau & Ash (1978 apud Baratieri, Andrada, 1992), posteriormente foi acrescentado ao experimento de Paffenbarger (1972), o silicato de alumínio como carga, o que deu a este produto características de compósito, uma vez que a carga não é solúvel na resina (Anusavice, 1996). O resultado não foi dos melhores, uma vez que o silicato de alumínio não era resistente, e fraturava. Assim, passaram a se chamar de resinas pseudo-compostas.

A revolução ocorreu quando Bowen (1962) misturou resina epóxica com resina acrílica e obteve o BIS-GMA - Bisfenol-A metacrilato de glicidila. No BIS-GMA, o éster glicidil do bisfenol A dá origem à resina de Bowen (1963) ao reagir com a resina acrílica.

A carga inorgânica foi introduzida em meio à matriz para formar um compósito e melhorar as propriedades da resina. Inicialmente utilizou-se de fibras ou esferas de vidro, fosfato de cálcio sintético e sílica fundida. Ao final dos anos 70, as

partículas de quartzo eram dominantes e se caracterizavam por sua irregularidade, seu grande tamanho (15 μm) e sua dureza. Nesta mesma década surgem as partículas de sílica coloidal, esféricas e medindo 0,02 a 0,4 μm de diâmetro. A partir de novos estudos, outros tipos de partículas - vidro de bário, boro, zinco, estrôncio e silicato-lítio-alumínio com tamanho de 1 a 5 μm - foram utilizadas (McDermott et al., 1981).

Destes experimentos resultou a composição clássica de uma resina composta, matriz orgânica e carga inorgânica unida à matriz por organosilanos. Outros componentes que fazem parte da composição são os agentes inibidores, ativadores da polimerização e radiopacificadores (Mondelli et al., 1987).

É importante lembrar a importância da inovação introduzida por Buonocore, em 1955, ao condicionar o esmalte dental com um ácido e permitir melhor fixação dos materiais estéticos ao dente.

Apesar de inicialmente indicada para restaurações estéticas anteriores, acredita-se que em nossos dias a maioria dos profissionais da Odontologia Estética utilize a resina composta em dentes posteriores rotineiramente. No entanto, existem peculiaridades e limitações de ordem técnica que tornaram os resultados muito variáveis. Mesmo com estas limitações, as restaurações de resina composta conquistaram lugar de destaque, à medida que as técnicas restauradoras próprias para resina composta foram sendo desenvolvidas e difundidas, diferindo muito daquelas que vinham sendo utilizadas por mais de um século para restaurações com amálgama (Garone, Burger, 1998).

Quando comparada com o amálgama, a resina composta em dentes posteriores tem como vantagens grau de translucidez e opacidade excelentes, o aumento da resistência de união entre esmalte e dentina (estrutura coesa),

combinação de cores, ausência de toxidade por mercúrio (Anusavice, 2005).

A resina composta quando utilizada para dentes posteriores, ofereceu o resultado estético há muito tempo desejado por dentistas e pacientes, contudo apresentava também alguns problemas, alguns dos quais foram sanados pelos fabricantes que aperfeiçoaram a composição dos materiais (resistência ao desgaste, por exemplo) e outros puderam ser minimizados ou eliminados através de técnicas de utilização (tensões geradas pela contração das resinas compostas e dificuldade de obtenção de contorno proximal, por exemplo) (Mondelli et al., 1987; Klein et al., 2002; Schroeder, 2003).

Para a confecção de *inlays* ou *onlays* em resina composta pode ser utilizada qualquer resina composta indicada para a restauração de dentes posteriores. No entanto, foi neste âmbito, desenvolvidos alguns materiais e sistemas especificamente para a confecção de *inlays/onlays* a base de uma matriz de resina reforçada por partículas cerâmicas (silicato de bário) que, segundo os fabricantes, apresentam maior resistência ao desgaste, embora esta seja uma matéria que não reúne o consenso dos investigadores (Fahl Junior, Casellini; 1997; Kramer, Frankenberger, 2000; Frankenberger et al., 2000; Mielezsko, 2002; Coelho et al., 2004; Chu, Clelland et al., 2007). Este tipo de restauração pode ser realizada sempre que houver indicação para a restauração de dentes posteriores em resina composta. A decisão clínica deve ter como base as condições da cavidade oral do paciente, o estado de destruição do próprio dente e a relação entre o tempo, o custo e os benefícios esperados. As situações clínicas mais indicadas são: restaurações Classe I e II, moderadas a grandes, sem retenções acentuadas e com estrutura dentária remanescente suficiente para uma adequada adesão (Couegnat et al., 2006).

Os adesivos têm sido utilizados não somente nas restaurações diretas de resinas compostas, mas também na fixação, com cimentos resinosos, de *inlay/onlays*, facetas, coroas, próteses fixas convencionais, próteses fixas adesivas, próteses livres de metal, e em várias outras aplicações na Odontologia.

A cimentação é um dos passos mais importantes na utilização das resinas indiretas, uma vez que se uma falha ocorre neste momento, todo o trabalho realizado pode ser comprometido. A crescente utilização das resinas indiretas só está sendo possível devido ao desenvolvimento da cimentação adesiva, que oferece uma maior resistência às resinas após a cimentação, diminuindo a microinfiltração, além de oferecer uma ótima retenção, que permite a realização de preparos mais conservadores por não haver a preocupação de se conseguir retenção adicional na forma do preparo. Ainda no intuito de diminuir essas deficiências, foram lançados materiais restauradores indiretos que, juntamente com os cimentos resinosos, minimizaram os efeitos da microinfiltração marginal, especialmente nas margens dos preparos onde a ocorrência é maior (Lizarelli et al., 2004; Munck et al., 2004; Say et al., 2005; De El Zohairy et al., 2005; Shimada et al., 2007).

Um problema envolvido nos diversos tipos de restaurações em Odontologia é também observado na confecção de restaurações indiretas com as resinas compostas, a microinfiltração marginal, que ao permitir a passagem de microorganismos resulta em cárie secundária e até reações pulpares (Gemalmaz et al., 2001; Felipe et al., 2002; Kaytan et al., 2005).

As resinas compostas foram os materiais precursores da técnica indireta sem cerâmica, e os sistemas de ativação podem ser puramente químicos, puramente fotoativados, químico e foto ativados, de ativação química com pós-polimerização térmica sob alta pressão, ou fotoativado com pós-polimerização

térmica, com ou sem alta pressão. As vantagens da pós-polimerização se refletem na expressiva melhoria das propriedades mecânicas e são melhor detalhadas mais adiante.

Enquanto Seghi et al. (1995) tentavam conduzir as soluções clínicas nos casos de restaurações dos tipo *inlay/onlay* para soluções com os materiais cerâmicos, tendo proposto onze diferentes formulações em seus estudos de 1995, outros autores optaram por aperfeiçoar as características das resinas compostas. É o caso de trabalhos tais como os de introduzindo o conceito de resina de baixa viscosidade (resinas “flow”) ou inserindo partículas pré-polimerizadas a fim de minimizar a porção que contrai sem prejuízo de suas características favoráveis (Xu et al., 2000; Braga et al., 2003; Wahab, Shaini, 2003). Em 1983, James, Yarovesky desenvolveram a técnica da resina posterior indireta, obtendo restaurações dos tipos *inlay* e *onlay* em laboratório confeccionadas com a resina Isosit® (Ivoclar) e cimentadas nas cavidades com uma resina fluidificada, precursora dos atuais cimentos resinosos.

Nos anos seguintes diversas publicações apontavam para resultados favoráveis da técnica direta tendo observado melhor adaptação das margens, menor infiltração marginal, maior resistência à infiltração marginal e cáries secundárias e melhor controle do contorno proximal.

Dois trabalhos publicados por Geurtsen et al. (1988a) e Geurtsen et al. (1988b) ressaltaram que as restaurações indiretas em resinas compostas comparadas com a técnica direta apresentavam maior controle da infiltração marginal em função da contração de polimerização ocorrer fora da boca; em acréscimo, o ponto de contato é mais facilmente conseguido; melhor polimento das faces proximais e maior definição da anatomia oclusal.

O grau de conversão das resinas fotopolimerizáveis é de apenas 55 a 65% e o tratamento térmico ou sob pressão aplicados em conjunto ou isoladamente aumentam este índice, homogeneizando a matriz da resina e melhorando as suas propriedades físicas (Anusavice, 1996; Peutzfeldt, 1997; Rueggeberg, 2002).

Mormann (1982) na Alemanha e Touati & Pissis (1984a) e Touati & Pissis (1984b) na França, foram os pioneiros no desenvolvimento da técnica indireta de restaurações de resina composta, utilizando as resinas compostas de primeira geração, cujas marcas mais expressivas vieram a ser: Dentacolor, Jelenko; SR Iositol, Ivoclar Vivadent; Visio-Gem, ESPE. Os autores descreveram procedimentos laboratoriais e clínicos, enumerando as vantagens destes materiais quando comparados às restaurações diretas.

No início da década seguinte, Walton (1992) afirmou que existem apenas estudos a curto prazo disponíveis sobre restaurações adesivas de cerâmica e resinas compostas de laboratório. Os resultados parecem encorajadores, mas permanece a necessidade de estudos em longo prazo. O autor ressalta a importância da chamada sensibilidade técnica nos procedimentos restauradores adesivos, particularmente nos procedimentos envolvendo colagem à dentina, o que explica resultados clínicos do uso desses materiais menos expressivos do que os mostrados em estudos laboratoriais.

Em 1995, na Alemanha, foi introduzido no mercado um novo material restaurador estético indireto (Artglass, Heraeus/Kulzer), que teve partículas de silicato de bário acrescentado ao polímero BisGMA designado como um polímero de vidro indicado para confecção de *inlays/onlays* e coroas com ou sem estrutura metálica (Leinfelder, 1997). Esse material apresenta características clínicas e propriedades mecânicas superiores ao polímero convencional, comparável aos

sistemas de coroas totalmente cerâmicos, porém não necessita de procedimentos laboratoriais complexos como a cerâmica. Concluíram que a introdução deste novo material foi uma evolução para a Odontologia Estética, embora novas pesquisas fossem necessárias para comprovação de sucesso clínico.

Em 1997, foi introduzido no Brasil, o sistema Targis-Vectris (Ivoclar Williams) (Giannini et al., 2000). Vectris é um material à base de fibras de vidro, indicado para a confecção de estruturas de coroas e próteses fixas sem metal. Targis é a resina composta de laboratório que reveste esteticamente estruturas de Vectris ou metálicas. Para *inlays*, *onlays* e coroas totais anteriores, o Targis pode ser utilizado sozinho. Segundo Chao (2002) tanto a adaptação marginal quanto a resistência à fratura destes materiais depende do ângulo de preparo, sendo os melhores resultados obtidos com a redução da convergência. Infelizmente a literatura científica odontológica carece de estudos de acompanhamento a longo prazo.

Ainda em 1997, Touati & Aidan apresentaram em sua revisão, as propriedades físicas e mecânicas da segunda geração de resinas compostas de laboratório, avaliando suas possibilidades clínicas e comparando-as às de primeira geração e às restaurações cerâmicas. Os autores acreditam que pelo fato deste material ser menos friável que a cerâmica e mais resistente ao desgaste que o material da primeira geração, é o mais indicado para confecção de *inlays*, *onlays*, prótese sobre implante e para pacientes bruxômanos.

Também em 1997, Pensler et al. demonstraram um caso clínico da utilização da tecnologia de polímero de vidro (Artglass) para confecção de facetas de coroas Veneer e próteses parciais fixas. Os autores salientaram qualidades como alta resistência à fratura, adesividade à estrutura dental e habilidade de

opacificação, obtendo-se excelentes resultados estéticos.

Miara (1998) em sua revisão da literatura, analisou as propriedades físicas e aplicações clínicas dos sistemas de resinas compostas indiretas de segunda geração (Targis/Vectris, Ivoclar Vivadent; BelleGlass HP, Kerr/Sybron) utilizados na confecção de restaurações *inlays* e *onlays* estéticas. Estes sistemas mostraram propriedades mecânicas e estéticas superiores aos de primeira geração (Dentacolor, Jelenco; SR Isosit N, Ivoclar Vivadent), porque segundo os fabricantes, apresentaram modificações em sua estrutura, composição e fotopolimerização. O BelleGlass foi o sistema que apresentou melhores propriedades mecânicas, pois é fotopolimerizado sob condições específicas de calor e pressão. O autor alerta que novas pesquisas são necessárias para avaliar o desempenho clínico destes materiais, devido ao seu curto período de utilização clínica.

Freiberg & Ferracane, no ano de 1998, realizaram um estudo *in vitro* para avaliar o grau de conversão (conversão de ligações duplas de carbono para ligações simples durante a polimerização) da nova resina Artglass e comparar a eficácia de duas diferentes unidades de polimerização (Triad II, Dentsply e UniXS, Kulzer) para duas diferentes resinas: Artglass e Charisma, ambas do mesmo fabricante (Kulzer). Os dez espécimes preparados foram também testados quanto à resistência à fratura, módulo flexural, resistência flexural, dureza e resistência ao desgaste. Os resultados mostraram que o grau de conversão e resistência à fratura do Artglass foram significativamente maiores comparados à Charisma, provavelmente devido a diferenças na formulação das resinas. As duas resinas tiveram melhor polimerização na unidade UniXS, possivelmente em virtude da maior intensidade de luz, mais efetiva em gerar radicais livres para polimerização.

Em 1996, Touati (1996a) e Touati (1996b) apontaram como vantagens

das resinas compostas de laboratório de segunda geração a facilidade de fabricação, melhor resistência flexural, elasticidade e resistência à fratura, melhor possibilidade de acabamento pós-cimentação. Em relação as suas desvantagens, tais materiais são considerados opacos e apresentam certa dificuldade em reproduzir o brilho dental natural. O autor considerou que as resinas compostas de laboratório de segunda geração apresentam a maioria dos requisitos básicos necessários a um material restaurador, e experimentos a longo prazo são necessários para atestar sua qualidade.

A restauração estética de dentes posteriores com resinas compostas ainda representa um desafio na prática clínica diária. O desenvolvimento de novas técnicas e sistemas para restaurações indiretas visam minimizar algumas desvantagens das resinas compostas convencionais (Leirskar et al., 2003), de modo a que permitam controlar a contração de polimerização, minimizando os seus efeitos como as microfraturas da estrutura dentária, a fenda marginal e suas conseqüências (microinfiltração) (Martin, 1991; Liebenberg, 1997; Pallesen, Qvis; 2003). As técnicas indiretas permitem uma polimerização mais uniforme de toda a resina, melhorando as suas propriedades mecânicas e facilitam a obtenção de contornos e obtenção de contactos proximais mais precisos do que o método direto (Terry, Touati, 2001; Tay, Wei, 2001; Villalta et al., 2006; Abel, 2006).

De acordo com alguns autores Garone Netto & Burger (1998) e Felipe et al. (2002), a técnica indireta apresenta vantagens e desvantagens: As restaurações indiretas apresentam algumas vantagens relativamente às restaurações diretas em resina composta, embora estas estejam também dependentes das técnicas e materiais utilizados. A contração de polimerização fica apenas reduzida à camada de cimento de resina, minimizando assim algumas das suas conseqüências como

sensibilidade pós-operatória, dor, desconforto durante a mastigação e microinfiltração marginal que tem como consequência a recidiva de cáries (Sjogren et al., 1998; Van Dijken, 2000; Soares, 2003; Visvanathan et al., 2007). Por outro lado as técnicas de polimerização adicional permitem também uma polimerização mais uniforme e um grau de conversão maior (Carfagna et al., 1983; Cook, Johannson, 1987; Krejci et al., 1991; Peutzfeld, Asmussen, 2000). Alguns autores referem também a melhoria das propriedades físicas e mecânicas das restaurações indiretas, como a resistência ao desgaste e a sua dureza (Krejci et al., 1991; Milleding et al., 1998; Peutzfeldt, Asmussen, 2000;). Outros estudos referem à diminuição da infiltração marginal apesar desta questão ser polémica (Seki et al., 2006). O método indireto facilita ainda a obtenção de pontos de contacto precisos, contorno proximal e ainda uma anatomia oclusal mais detalhada. Quando comparados com os *inlays/onlays* cerâmicos apresentam também algumas vantagens: etapa laboratorial mais simplificada, o ajuste oclusal e polimento é mais fácil, são menos abrasivos para os dentes antagonistas (Kramer et al., 2006; Millar, Robinson, 2006).

Brunton et al. em 1999 avaliaram a resistência compressiva à fratura de dentes restaurados com três tipos de materiais cimentados adesivamente, em preparos do tipo *inlay*: uma cerâmica dental (Empress, Ivoclar), uma resina composta de uso indireto (SR Isosit, Ivoclar) e uma resina composta reforçada por fibra (Belle Glass, Kerr). Os resultados obtidos mostraram que os dentes restaurados com resina composta foram mais resistentes (média de 1,56 kN) do que os restaurados com cerâmica (média de 0,99 kN) e com resina composta reforçada por fibra (média de 220,99 kN). Outro dado sugerido por esse estudo é de que a falha sob carga compressiva pode ser menos severa quando um material reforçado por

fibra é utilizado ao invés de cerâmica ou resina composta de uso indireto, sendo possível reparar a falha clinicamente.

No mesmo ano, Kelly (1999) contestava a validade das diferentes metodologias utilizadas para avaliar a resistência à fratura de *onlays*, tendo concluído em seu estudo que os métodos laboratoriais empregados nem sempre retratam a realidade clínica, sendo, porém possível realizar simulações bem próximas da realidade. Philp & Brukl (1984) reinteraram ao afirmarem que dados obtidos em laboratório apenas indicaram aproximadamente o desempenho real, e que a avaliação dos materiais requer estudos clínicos cuidadosos.

Segundo Behle (1997), as alternativas indiretas podem também ser utilizadas no tratamento das trincas dentais.

Como regras gerais, resinas diretas em dentes posteriores mostram-se favoráveis para utilização em casos clínicos em que uma considerável quantidade de estrutura dental se faz presente na inexistência deste requisito, alternativas laboratoriais se fazem, se não necessárias, favoráveis (Brunton et al., 1999).

As mudanças conceituais e os novos materiais restauradores trouxeram, naturalmente, também suas propriedades físicas e mecânicas. Toda estrutura composta por camadas apresenta, quando submetida a forças, danos que foram bem caracterizados e descritos por Jung et al. (1999) em um estudo que comparava fraturas em dentes naturais e os aspectos da junção amelodentinária com as interfaces dente-restauração.

Nos estudos realizados com os sistemas cerâmicos, foi observado que dois diferentes fenômenos de fadiga levavam à fratura - a fadiga dinâmica, que como se pode imaginar pelo nome, está relacionada ao uso e à mastigação, e a fadiga

estática, já previamente descrita pela ciência dos materiais, capaz de levar uma estrutura cerâmica à fratura pelo simples contato prolongado com a água, devido à hidrólise das ligações químicas dos óxidos que compõe estes produtos. Dentre vários estudos a este respeito, um estudo que trouxe grandes contribuições à caracterização e conseguiu, finalmente, explicar porque restaurações cerâmicas realizadas dentro da técnica correta, sem traumas oclusais e sem a presença de trincas, fraturavam anos após sua instalação na boca, foi o de Sobrinho e colaboradores (Sobrinho et al., 1998; Scherrer et al., 2001). Outros trabalhos de grande importância foram realizados (Steele, Johnson, 1999; Tanbirojn, Sukonthaman, 1990), relacionando o ressecamento de dentes tratados endodônticamente com susceptibilidade à fratura, ou o formato e extensão das cavidades com a propensão a sofrer fratura.

O problema da fratura de próteses cerâmicas mesmo sem sobrecarga mecânica persiste, e vem sendo estudado, porém ainda sem solução proposta, por Scherrer além de outros autores (Scherrer, Rijk, 1993; Scherrer et al., 1996; Scherrer et al., 2000; Santos, Bezerra, 2005).

Burke et al. (1993) examinaram *in vitro* o efeito da cobertura de cúspide na resistência à fratura de dentes restaurados com *inlays* indiretos de resina composta. Foram utilizados pré-molares, que receberam preparos do tipo *inlay* com variação na largura da cavidade, e do tipo *onlay* com redução das cúspides vestibulares e palatinas em 2 mm, restaurados com resina composta de maneira indireta. Cargas compressivas foram aplicadas, e os resultados mostraram que as cargas necessárias para fraturar os dentes com *onlays* foram maiores do que para os dentes que receberam os *inlays*. Além disso, a resistência à fratura dos dentes restaurados com *onlays* foi, em alguns casos, equivalente à resistência de dentes

intactos do grupo controle. Segundo Uctasli et al., 1993; Brunton et al., 1999; Steele, Johnson, 1999; Dalpino et al., 2002; e Freitas et al., 2002, um dente ao ser restaurado aumenta a sua fragilidade. No entanto Freitas et al. (2002) discordaram ao encontrarem maiores valores de resistência à fratura para dentes restaurados do que para dentes hígidos.

De acordo com Herbert et al. (1986 apud Oliveira, Saito, 2001), sabe-se que a resistência de um corpo depende, entre muitos fatores, de sua espessura, e pode-se dizer que, dentro de certos limites, quanto maior a espessura, maior a resistência do material.

Oliveira & Saito (2001) compararam a resistência à fratura de dentes restaurados com restaurações parciais indiretas de polímero de vidro, resina composta e cerâmica. Em seu estudo, utilizou 40 pré-molares superiores hígidos, extraídos por razões ortodônticas, que foram divididas em cinco grupos: grupo I: não recebeu preparo cavitário; grupo II: recebeu preparo cavitário tipo MOD sem proteção de cúspide, porém não recebeu restauração; grupo III: recebeu o mesmo preparo cavitário e restauração com polímero de vidro (Artglass); grupo IV: recebeu o mesmo preparo cavitário e restauração com resina composta (Solidex) e grupo V: recebeu o mesmo preparo cavitário e restauração com cerâmica (Vitadur-Alpha). Todas as restaurações foram cimentadas com o mesmo sistema de cimentação resinosa associado a condicionamento ácido total e procedimentos adesivos. Os cinco grupos foram submetidos à ação de uma carga de compressão axial até sua fratura. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo de dentes hígidos (grupo I) e os grupos que receberam restaurações (grupos III, IV e V). Os dentes que foram preparados e não restaurados (grupo II) apresentaram valores menores estatisticamente significantes aos demais quatro grupos. O autor concluiu

em seu trabalho que dentes grandemente enfraquecidos por preparos intracoronários extensos podem ter sua rigidez inicial restabelecida através de procedimentos e materiais restauradores que possuam capacidade adesiva.

No início da dentisteria apenas ligas metálicas eram utilizadas, e em função de certas propriedades dos metais e das ligas tais como alongamento, maleabilidade, ductilidade, flexibilidade e módulo de elasticidade, e a quase ausência de fragilidade (friabilidade), as restaurações com elas confeccionadas raramente fraturavam, embora algumas fraturas dos remanescentes dentários pudessem ser observadas (van-Noort, 2004).

Uma alternativa à fase laboratorial envolvida na elaboração de restaurações indiretas em resinas compostas foi proposta por alguns autores e consiste em realizar a restauração de forma direta, sobre o dente preparado na boca, porém sem utilização de técnica adesiva, e mais ainda, com a lubrificação da cavidade. Desta forma a restauração podia ser confeccionada e ajustada na boca e tão logo estivesse adequada, era facilmente removida e submetida a um processo de pós-polimerização para melhorar suas propriedades. Tal processo podia ser realizado com água em ebulição ou mesmo em autoclave. As propriedades mecânicas eram de fato melhoradas e como foi provado, tal procedimento não causava alterações indesejáveis de cor nem de translucidez (Asmussen, Peutzfeldt, 1990; Peutzfeldt, Asmussen, 1990). Existe, todavia, pelo menos uma publicação que não reconhece qualquer aprimoramento nas propriedades das resinas compostas com a técnica de pós-polimerização (van Dijken, 2000).

A despeito do sucesso desta solução, o fato de ser realizada no próprio consultório trazia uma conotação de técnica improvisada, o que impediu sua popularização. A conseqüência foi o aumento da demanda de restaurações indiretas

confeccionadas em laboratório de prótese e realizadas com materiais ainda mais resistentes, formulados para a polimerização em câmaras próprias, em processos mais demorados que envolvem luz, calor e, eventualmente, pressão. Hoje, diversos fabricantes disponibilizam seus sistemas restauradores indiretos, cada qual com sua forma de ativação física diferente (luz, calor e pressão).

As resinas compostas são menos sujeitas às fraturas do que as porcelanas, apesar de apresentarem menores valores de módulo de elasticidade e de dureza (Miranda et al., 2003). São os sistemas matriz-carga baseados em resinas compostas, tais como as utilizadas nesta experimentação (Banditmahakun et al., 2006). Aparentemente o módulo de tenacidade (K1c) das porcelanas é a maior responsável pela maior fragilidade (ou friabilidade) destas em relação às resinas, mais resilientes (Uctasli et al., 1993; Scherrer et al., 1999; Soares et al., 2004;). Segundo os autores acima citados, considerando-se que as porcelanas típicas possuem módulo de elasticidade e dureza bem mais elevadas do que os dos tecidos dentários naturais, a diferença de comportamento frente a forças incidentes é outra provável razão para explicar o grande índice de fraturas das porcelanas se comparado ao das resinas.

Diversos autores tentaram elucidar os mecanismos de fratura e de sua propagação, relacionando-a a direção das forças (Scott et al., 1992), ao tipo de agente cimentante (adesivo ou não) (Burke, Watts, 1994; Sjogren et al., 1998; Gemalmaz et al., 2001; Bremer, Geurtsen; 2001; Dalpino et al., 2002; Silva et al., 2004; Santos, Bezerra, 2005).

Independente se cerâmicos ou resinosos, os trabalhos indiretos têm de ser cimentados nos remanescentes dentais preparados. O cimento a ser utilizado é um ponto de controvérsia, mas sem dúvida os cimentos resinosos baseados em Bis-

GMA (e/ou UEDMA e TEGDMA) oferecem vantagens sobre os cimentos convencionais de fosfato de zinco, policarboxilato de zinco ou ionômero de vidro convencional. O fato de serem virtualmente insolúveis no meio bucal (Anusavice, 2005; Reis, Loguercio; 2007) já é uma grande virtude. Os mecanismos de adesão aos tecidos dentários e também ao próprio material restaurador é um fator importantíssimo que confere maior durabilidade da restauração e do dente já que afasta as chances destes sofrerem fraturas uma vez que o conjunto restauração-dente, quando cimentado com técnica adesiva correta, apresenta resistência à fratura comparável ao do dente hígido (Oliveira, Saito; 2001).

Os cimentos resinosos quando tratados com limpeza ácida e silano, apresentam boa adesividade à dentina (Burke, 2005; Gerdolle et al., 2005).

Os cimentos resinosos apresentam tipicamente duas opções no tocante à ativação de sua reação de polimerização, dividindo-se em dois grupos principais, os quimicamente ativados e os de ativação dupla, química e por luz ativadora, comumente referidos como sistema “dual”, oriundo do termo em inglês, “dual cure”. Ambos os tipos têm boa aceitação e produzem excelentes resultados como agentes cimentantes, porém há que se observar uma limitação muitas vezes negligenciada quando se faz menção aos cimentos do tipo “dual” que é a dependência da exposição à luz ativadora para que ocorra a reação da porção foto-dependente da composição. Melhor explicando, este tipo de cimento de dupla reação tem mecanismos de presa virtualmente independentes. Um é químico e depende apenas da mistura das pastas enquanto o outro mecanismo depende da incidência de luz ativadora azul, em densidade de energia suficiente para promover reação. Caso não haja exposição à luz ativadora, ou esta não seja intensa o suficiente, a parte da reação que depende deste estímulo não irá ocorrer, nem mesmo mais tarde ou

lentamente, restando material não polimerizado em meio àquele que reagiu por ativação química, enfraquecendo o conjunto e não atingindo os valores de resistência esperados, anunciados na bula pelo fabricante, ou encontrados na literatura odontológica.

Surgiram então os questionamentos a respeito do grau de conversão obtido na polimerização de cimentos fotoativados ou de sistema dual, mostrando que a espessura da restauração tem influência direta sobre a densidade de luz que atinge as camadas mais profundas (El-Mowafy, Rubo, 2000; Witzel, 2002; Witzel et al., 2003; Witzel et al., 2005; Gonçalves et al., 2007; Witzel et al., 2007), sugerindo que espessuras de 2 mm ou mais de resina composta têm a capacidade de filtrar a luz ativadora a ponto de inibir a polimerização da porção ativada por luz nos cimentos dual, o que inspira cuidados na sua utilização. Autores como (van-Noort, 2004; Yilmaz et al., 2006; Jivraj et al., 2006; Kamada et al., 2007) sustentam que o uso de um cimento resinoso é mais apropriado uma vez que os cimentos convencionais não oferecem interação de caráter adesivo simultaneamente com os dois substratos envolvidos.

Também a espessura do filme de cimento parece ter alguma importância na resistência à fratura destas restaurações, uma vez que a contração do cimento, e conseqüentemente as tensões desenvolvidas são dependentes da espessura (Scherrer et al., 1994; Schroeder, 2003), tendo sido verificado que quanto mais fina a camada de cimento, maiores as tensões desenvolvidas pelo material, tendo sido consideradas destrutivas a partir de certos valores (Davidson et al., 1991; Alster et al., 1997). O trabalho de Miguel & La Macorra em 2001 conseguiram prever por meio de equações os valores de tensão esperados.

Alguns autores chegaram a postular que o procedimento restaurador

adesivo seria capaz de aumentar a resistência à fratura de um dente (Geurtsen, Garcia-Godoy, 1999; Silva et al., 2004; Couegnat et al., 2006).

Muitos estudos já foram realizados na área da fractografia, no intuito de melhor compreender a propagação de trincas nas porcelanas e resinas restauradoras (Quinn et al., 2005). No caso das resinas a presença da carga torna o padrão de propagação mais orientado, enquanto a sua matriz parece aumentar sua complexidade justamente pelo relativo baixo módulo de elasticidade (Xu, 2003).

Ensaio laboratoriais foram realizados para testar a influência da convergência das paredes da cavidade preparada (Burke et al., 1993).

Uma lacuna ainda persistia na tentativa de tornar dente restaurado e restaurações menos susceptíveis à fratura, o presente estudo propõe testar a influência da espessura do material restaurador sobre a resistência à fratura, e se possível estabelecer uma correlação entre estes fatores.

Considerando as resinas compostas como importante material restaurador estético, alguns conceitos serão revisados.

As resinas compostas foram os materiais precursores da técnica indireta sem cerâmica, e os sistemas de ativação podem ser puramente químicos, puramente fotoativados, químico e foto ativados, de ativação química com pós-polimerização térmica sob alta pressão, ou fotoativado com pós-polimerização térmica, com ou sem alta pressão. As vantagens da pós-polimerização se refletem na expressiva melhoria das propriedades mecânicas que são altamente dependentes do grau de conversão. O fornecimento de calor, com ou sem aumento da pressão, promove aumento das cadeias de polímero e do número de ligações cruzadas, conferindo assim maior estabilidade e resistência ao produto resultante

(Soares et al., 2005; Schneider et al., 2006; Visvanathan et al., 2007; Awliya, 2007).

No entanto, as resinas compostas indiretas se apresentam como uma boa opção para restaurações estéticas desde que sejam empregadas corretamente, pois, possuem algumas contra-indicações/limitações como: pacientes pertencentes a grupo de alto risco de cárie, interferências oclusais, má higiene oral, hábitos para-funcionais, coroas curtas e impossibilidade do isolamento absoluto.

Os termos *inlay* e *onlay* consagrados pela comunidade odontológica - são palavras da língua inglesa que foram consagrados também na literatura científica brasileira por Mondelli et al. (1987) correspondem respectivamente a incrustações intracoronárias envolvidas pela estrutura dentária, isto é, sem cobertura de cúspide, enquanto *onlays* com cobertura de cúspide que envolvem parte da coroa do dente.

As restaurações estéticas indiretas de resina ou de porcelana são de grande valia quando restauramos dentes com grande perda de estrutura dental, os quais no passado eram sistematicamente restaurados com ligas metálicas, por meio de técnicas previsíveis bem estabelecidas. A carência de estudos a respeito de procedimentos que levem a menores índices de insucesso quando utilizando resinas compostas por técnica indiretas motivou a elaboração do presente trabalho.

Uma vantagem adicional dos sistemas laboratoriais é a quantidade de opções para manipulação estética de cores, oferecendo também uma melhor dinâmica de luz ativadora. Como resultado, materiais muitas vezes semelhantes às cerâmicas são conseguidos, com maior grau de polimento, grandes opções de cores e condições de translucidez/opacidade mais favoráveis são obtidos em comparação às resinas diretas. Hoje se indicam mais resinas compostas para situações de *inlays* e *onlays* do que, proporcionalmente, porcelanas, concretizando dados de tendência às técnicas envolvendo polímeros. As indicações de *inlays* e *onlays* de resina

composta parecem ser as mesmas das porcelanas, sem grandes alterações.

O grau de conversão das resinas fotopolimerizáveis é de apenas 55 a 65% e o tratamento térmico ou sob pressão aplicada em conjunto ou isoladamente aumentam este índice, homogeneizando a matriz da resina e melhorando as suas propriedades físicas (Anusavice, 1996; Peutzfeldt, 1997; Rueggeberg, 2002).

Para a confecção de *inlays* ou *onlays* em resina composta pode ser utilizada qualquer resina composta indicada para a restauração de dentes posteriores. No entanto, foram neste âmbito, desenvolvidos alguns materiais e sistemas especificamente para a confecção de *inlays/onlays* a base de uma matriz de resina reforçada por partículas cerâmicas (silicato de bário) que, segundo os fabricantes, apresentam maior resistência ao desgaste, embora esta seja uma matéria que não reúne o consenso dos investigadores (Fahl, Casellini, 1997; Kramer, Frankenberger, 2000; Frankenberger et al., 2000; Chu, Mielezsko, 2002; Coelho et al., 2004; Clelland et al., 2007). Este tipo de restauração pode ser realizada sempre que houver indicação para a restauração de dentes posteriores em resina composta. A decisão clínica deve ter como base as condições da cavidade oral do paciente, o estado de destruição do próprio dente e a relação entre o tempo, o custo e os benefícios esperados. As situações clínicas mais indicadas são restaurações classe I e II, moderadas a grandes, sem retenções acentuadas e com estrutura dentária remanescente suficiente para uma adequada adesão (Couegnat et al., 2006).

Os adesivos têm sido utilizados não somente nas restaurações diretas de resinas compostas, mas também na fixação, com cimentos resinosos, de *inlay/onlays*, facetas, coroas, próteses fixas convencionais, próteses fixas adesivas, próteses livres de metal, e em várias outras aplicações na Odontologia.

A cimentação é um dos passos mais importantes na utilização das resinas indiretas, uma vez que se uma falha ocorre neste momento, todo o trabalho realizado pode ser comprometido. A crescente utilização das resinas indiretas só está sendo possível devido ao desenvolvimento da cimentação adesiva, que oferece uma maior resistência às resinas após a cimentação, diminuindo a microinfiltração, além de oferecer uma ótima retenção, que permite a realização de preparos mais conservadores por não haver a preocupação de se conseguir retenção adicional na forma do preparo. Ainda no intuito de diminuir essas deficiências, foram lançados materiais restauradores indiretos que, juntamente com os cimentos resinosos, minimizaram os efeitos da microinfiltração marginal, especialmente nas margens dos preparos onde a ocorrência é maior (Lizarelli et al., 2004; De Munck et al., 2004; Say et al., 2005; El Zohairy et al., 2005; Shimada et al., 2007).

De acordo com Garone Netto & Burger (1998), uma qualidade da resina composta é ter módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Como as restaurações se apóiam na dentina, esse fato deve ser considerado uma vez que os materiais que apresentam módulo de elasticidade alto estão sujeitos à fratura em pequenas espessuras o que pode ser clinicamente compensado quando confeccionadas com espessuras adequadas.

Pesquisas têm demonstrado que restaurações indiretas confeccionadas com resina composta aumentam a resistência à fratura em relação ao dente hígido (Geurtsen, Garcia-Godoy, 1999).

Como desvantagens, a confecção de restaurações indiretas em resina composta requer uma fase laboratorial e a elaboração de restaurações provisórias. A preparação cavitária deve ser expulsiva e implica na realização de moldagens e de

uma fase de cimentação. Esta técnica é mais dispendiosa comparativamente com as restaurações diretas *inlays/onlays* em resina composta.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente trabalho foi avaliar a influência da altura da restauração em resina composta de uso indireto, do tipo *onlay*, sobre sua resistência à fratura e padrão de fratura, em comparação a dentes hígidos.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Aspectos éticos

A pesquisa foi avaliada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia e Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic, e teve início somente após a sua aprovação (Anexo A).

Foram utilizados dentes pré-molares humanos extraídos e doados por pacientes esclarecidos sobre a pesquisa e que manifestaram espontaneamente a intenção de doar o seu dente, extraído por necessidade do tratamento ortodôntico (Anexo C).

4.2 Delineamento experimental

4.2.1 Obtenção e seleção da amostra

Quarenta dentes pré-molares humanos superiores direitos ou esquerdos foram utilizados. Os dentes foram mantidos em soro fisiológico (Glicolabor Indústria Farmacêutica, Ribeirão Preto, SP, Brasil) imediatamente após a exodontia. Estes passaram por uma limpeza a fim de remover qualquer tipo de estrutura aderida às faces externas, como debris periodontais e cálculo.

Após a limpeza, realizou-se polimento com escova tipo Robinson em baixa rotação (Kavo, Joinville, SC, Brasil) e pasta profilática (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Depois da profilaxia, os elementos ficaram imersos em timol 0,1% (Herzog Produtos Químicos, Rio de Janeiro, Brasil) para desinfecção. Os dentes passaram por uma criteriosa avaliação visual. Os elementos dentais que se

encaixaram em um ou mais dos critérios citados foram excluídos da amostra. Os critérios de exclusão estabelecidos foram os seguintes:

- a) presença de trincas, fendas ou fissuras significativas no esmalte ou na dentina;
- b) presença de cárie ou restauração;
- c) presença de lesão por abrasão ou erosão;
- d) presença de lesão por atrição severa.

Os dentes foram medidos com um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil) e separados de acordo com as dimensões de suas coroas nos sentidos vestibulo-lingual, méso-distal e inciso-cervical. Como resultado desta separação por tamanho foram obtidos três conjuntos de dentes assim denominados: 13 pequenos, 13 médios e 14 grandes. Foram finalmente formados, por sorteio, quatro grupos de dez dentes cada um ($n = 10$), constituindo assim os quatro grupos experimentais, com a seguinte distribuição:

- a) grupo Hígido: três dentes do 1º conjunto, três dentes do 2º conjunto e quatro dentes do 3º conjunto;
- b) grupo 1 mm: três dentes do 1º conjunto, quatro dentes do 2º conjunto, três dentes do 3º conjunto;
- c) grupo 2 mm: quatro dentes do 1º conjunto, três dentes do 2º conjunto, três dentes do 3º conjunto;
- d) grupo 3 mm: três dentes do 1º conjunto, três dentes do 2º conjunto, quatro dentes do 3º conjunto.

O grupo hígido constituiu o grupo controle e não recebeu qualquer

preparo cavitário. Os grupos 1 mm, 2 mm e 3 mm receberam preparos cavitários com redução da altura das cúspides de modo a terem, após cimentadas as restaurações, camadas de resina sobre as cúspides de 1, 2 e 3 mm respectivamente.

Foram realizadas dez repetições por grupo. O fator em estudo foi a espessura da restauração indireta tipo *onlay* em resina composta variando a altura da proteção de cúspide do preparo em quatro níveis: 0 mm (dentes hígidos), 1 mm, 2 mm e 3 mm, considerando como variáveis de resposta a resistência à fratura e modo de fratura.

4.3 Preparo dos corpos de prova

Os dentes portadores de raízes mais longas tiveram as mesmas seccionadas a fim de padronizar seu comprimento (todos ficaram com o mesmo comprimento de raiz), evitando assim diferenças no tocante à ancoragem do corpo-de-prova. A simulação de ligamento periodontal foi feita a partir da cobertura das raízes com uma camada uniforme de material para espaçamento de troquéis-spacer (Rubber-Sep, George Taub Products & Fusion Co., Jersey City, NJ, 07307, USA) (figura 1) e incluídos (ou embutidos) tendo como formas anéis de PVC, com dois centímetros de diâmetro e quatro centímetros de comprimento, utilizando resina acrílica autopolimerizável (Clássico, São Paulo, SP, Brasil) como material de sustentação e preenchimento (figura 2). Para determinar o limite de inclusão dos dentes nos anéis, uma linha perpendicular ao longo eixo do dente foi traçada com grafite a 1 mm do ponto mais apical da junção amelo-cementária, ficando incluída a porção radicular situada abaixo desta linha. Após a polimerização da resina acrílica os anéis foram removidos (figura 3).



Figura 1 - Rubber-Sep, utilizando na simulação do ligamento periodontal.



Figura 2 - Espécime já com Rubber-Sep aplicado na raiz e anel de embutimento.



Figura 3 - Conjunto de corpos-de-prova.

A seguir foi feito o preparo cavitário com as características descritas abaixo nos grupos 1 mm, 2 mm e 3 mm.

O preparo cavitário foi realizado com de ponta diamantada Komet - Brasseler n.881-014 (Komet of America, Inc. 2050 Mitchell Blvd. Schaumburg, IL 60193-4544 U.S.A.), substituída por uma nova a cada seis dentes preparados, acoplada a uma caneta de alta rotação (Kavo, Joinvile, SC, Brasil) sob refrigeração ar-água (figura 4).



Figura 4 - Pontas diamantadas Komet-Brasseler nº 881-014 e 881-014F.

A referência para penetração inicial do instrumento rotatório de corte foi o sulco central dos dentes. Uma vez definido o posicionamento dos mesmos, a caneta de alta rotação era acionada, sendo realizado à mão livre um sulco de mesial a distal até que se definisse a caixa oclusal. A dimensão dos preparos foram monitorados por meio de uma lupa com quatro vezes de aumento (Lactona Corp., Herrisburg, Pensilvânia, EUA), de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana, Suzano, SP, Brasil) e de uma sonda periodontal Duflex (SS White, Juiz de Fora, MG, Brasil).

Após o término da caixa oclusal, confeccionou-se as caixas proximais, iniciando sempre com movimentos pendulares de vestibular para lingual até obter as dimensões previamente estabelecidas e houvesse a união das caixas proximais com a caixa oclusal. O acabamento foi feito com o mesmo tipo ponta diamantada com granulação mais fina (Komet, tarja vermelha nº 881-014F), além de instrumentos manuais de Black (Duflex).

4.4 Características dos preparos

Os preparos foram realizados conforme preconizado por Shillingburg et al. (1986), para restaurações metálicas (figura 5) visto que não há ainda um protocolo de preparo cavitário de restaurações indiretas com resina composta.

Grupo hígido: dentes hígidos (controle).

Grupo 1 mm: largura da parede gengival 1,0 a 1,5 mm; largura do istmo 1,0 a 1,5 mm, ângulos internos arredondados e desgastes de 1 mm das cúspides tornando as paredes da cavidade expulsivas com angulação entre 90 a 120°;

Grupo 2 mm: largura da parede gengival 1,0 a 1,5 mm; largura do istmo 1,0 a 1,5 mm, ângulos internos arredondados e desgastes de 2 mm das cúspides tornando as paredes da cavidade expulsivas com angulação entre 90 a 120°;

Grupo 3 mm: largura da parede gengival 1,0 a 1,5 mm; largura do istmo 1,0 a 1,5 mm, ângulos internos arredondados e desgastes de 3 mm das cúspides tornando as paredes da cavidade expulsivas com angulação entre 90 a 120°.

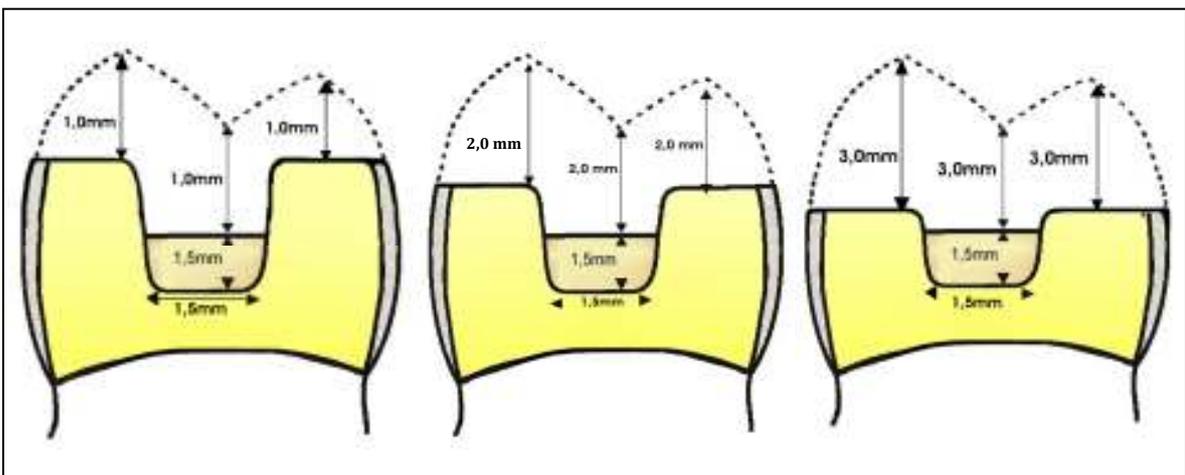


Figura 5 - Desenho esquemático dos preparos cavitários com 1, 2 e 3 mm de desgaste respectivamente.

4.5 Confeção da restauração tipo *onlay*

Foi utilizada a resina Epricord (Kuraray Medical Inc., Tóquio, Japão) (figura 6) por ser uma marca representativa do mercado e faz parte da rotina do laboratório de Prótese Dentária que confeccionou as restaurações.

As restaurações foram confeccionadas de acordo com cada preparo. As superfícies oclusais foram padronizadas. Esta etapa foi realizada no laboratório de prótese dentária Sérgio Valente, RJ.



Figura 6 - Resina Epricord.

4.6 Cimentação das restaurações indiretas *onlay*

Inicialmente, os preparos foram condicionados com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos, lavados com jatos de água por 15 segundos e o excesso de água removido com papel absorvente. O adesivo Single Bond, (3M-ESPE, Saint Paul, Minesota, EUA) foi aplicado sobre o substrato dental, aguardou-se 20 segundos, para então ser reaplicado e fotoativado por 20 segundos.

As restaurações tipo *onlay* foram tratadas em suas superfícies internas com ácido hidrófluorídrico a 10% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), por 60 segundos, lavadas por 15 segundos e secas com jato de ar por dez segundos. O Silano (ANGELUS Soluções Odontológicas, Londrina, PR, Brasil) foi aplicado na superfície interna das restaurações tipo *onlay*, atuando por um minuto, e por último, as superfícies internas foram secas com jato de ar. Este procedimento tem como objetivo obter união com a carga inorgânica da resina utilizada. A união com a matriz orgânica não é mais possível depois de concluída a fase laboratorial. As restaurações indiretas tipo *onlay* foram cimentadas com cimento resinoso (CEMENT-POST, Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, PR, Brasil) de ativação química. O cimento foi manipulado seguindo as recomendações do fabricante (pó medido por colher medida da marca do cimento e gotas dispensadas com o frasco em posição vertical) e manipulação sobre placa de vidro com espátula plástica e em seguida aplicado na restauração e esta, assentada no dente com ligeira pressão exercida sobre a superfície oclusal da restauração para que a mesma ficasse completamente adaptada (figura 7). A opção por esta técnica de cimentação visou o máximo de semelhança com a prática clínica. O mesmo operador cimentou todas as restaurações.



Figura 7 - Onlays de 1, 2 e 3 mm cimentadas.

4.7 Teste de resistência à fratura

A força incidiu sobre o sulco central oclusal das restaurações em sentido paralelo ao longo eixo do dente dos corpos-de-prova com uma máquina de ensaio universal (EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) (figuras 8, 9 e 10) segundo normatização ISO 4049, com velocidade de 0,5 mm/min, com célula de carga de até 200kgf de força máxima, até a fratura da amostra, quando a máquina era paralisada. Os valores de fratura para cada amostra foram registrados em kgf.

4.8 Classificação dos tipos de fraturas:

O modo de fratura foi avaliado com auxílio de uma lupa estereoscópica, (Carl Zeiss, EK35T) com magnificação de 4X para determinar o padrão de fratura, e foram classificadas:

V = Vestibular

P = Palatina

M = Meio

PI = Palatina-Interproximal

PVI = Palatina-vestibular-interproximal



Figura 8 - Máquina de Ensaio Universal EMIC.



Figura 9 - Ponta da haste da Máquina EMIC, para ensaio de resistência à compressão.

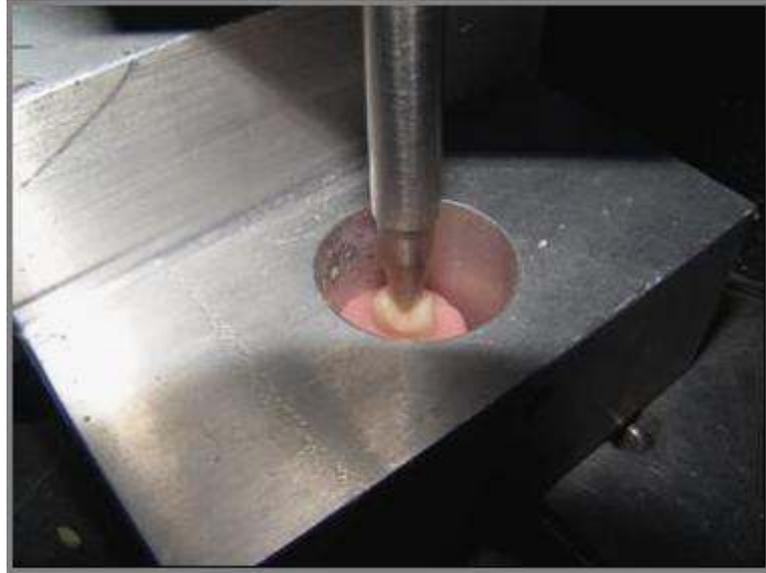


Figura 10 - Corpo-de-prova durante o ensaio de resistência à compressão.

4.9 Análise estatística

Após análise exploratória dos dados de força de ruptura, cúspide vestibular, cúspide palatina e amplitude do istmo, foi observado que os mesmos atendiam às pressuposições da análise de variância, sendo aplicada o teste de ANOVA *one way* e teste de *Tukey*. A comparação entre os grupos quanto ao tipo de fratura foi realizada pelo teste Exato de Fisher. Todas as análises foram realizadas no programa estatístico SAS¹ considerando o nível de significância de 5%.

¹ SAS Institute Inc., Cary, NC, USA, Release 9.1, 2003.

5 RESULTADOS

A tabela 1 apresenta os valores (média e desvio padrão) de resistência à compressão aplicada até a fratura do material, nos quatro grupos experimentais.

Tabela 1 - Média (desvio padrão) da força de ruptura, cúspide vestibular, cúspide palatina e amplitude do istmo em função do grupo.

Altura do Onlay	Força de ruptura (kgf)
Hígido	62,2 (25,6) A
1 mm	48,5 (14,2) A
2 mm	46,4 (15,7) A
3 mm	64,1 (19,1) A

Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si pela ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$)

De acordo com a tabela 1, pode-se observar que não foi detectada diferença estatística significativa entre os grupos, apesar de existir uma tendência de maiores valores de resistência para dentes hígidos ou com restaurações de 3 mm.

Tabela 2 - Média (desvio padrão) das medidas de cúspide vestibular, cúspide palatina e amplitude do istmo em função do grupo.

Altura do Onlay	Cúspide vestibular	Cúspide palatina	Amplitude do istmo (mm)
Hígido	8,0 (0,70) B	7,4 (0,74) B	4,7 (0,34) B
1 mm	8,1 (0,65) B	8,0 (0,76) B	3,4 (0,66) C
2 mm	8,7 (0,90) B	8,1 (0,95) B	4,3 (0,45) B
3 mm	10,2 (0,84) A	9,7 (0,54) A	5,9 (0,68) A

Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si pela ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$)

O Gráfico 1 ilustra os valores demonstrados na tabela 1.

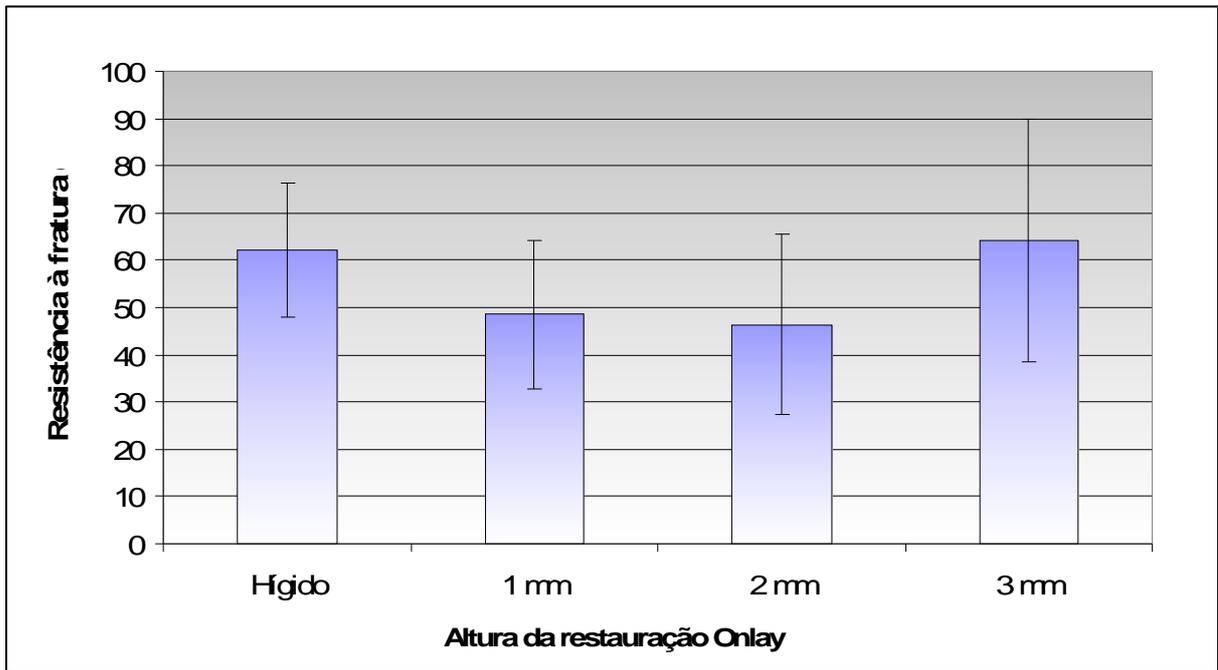


Gráfico 1 - Resistência à Fratura (kgf) aplicada até a fratura do material, em função da altura da restauração em resina indireta do tipo *onlay*.

A tabela 3 apresenta a distribuição dos padrões de fratura entre os grupos experimentais.

Tabela 3 - Frequência absoluta (e Relativa em %) do tipo de fratura em função dos grupos.

Tipo de fratura	Altura do Onlay			
	Hígido	1 mm	2 mm	3 mm
V	0 (0 %)	2 (20 %)	0 (0 %)	0 (0 %)
P	2 (20 %)	6 (60 %)	1 (10 %)	2 (20%)
M	0 (0 %)	2 (20 %)	9 (90 %)	8 (80 %)
PI	7 (70 %)	0 (0 %)	0 (0,0%)	0 (0 %)
PVI	1 (10 %)	0 (0 %)	0 (0 %)	0 (0 %)

$p < 0,0001$ (teste Exato de Fisher)

De acordo com a tabela 3, pode-se observar um diferente padrão de fratura em função da espessura da restauração. No grupo das restaurações menos espessas (1 mm), houve maior prevalência de fratura na região “Palatina”. Para restauração de 2 e 3 mm, prevaleceram fraturas na região “Meio”. Dentes hígidos apresentaram um padrão de fratura envolvendo “Palatina e Interproximal - PI”, diferente dos dentes restaurados.

O gráfico 2 ilustra os dados apresentados na tabela 3.

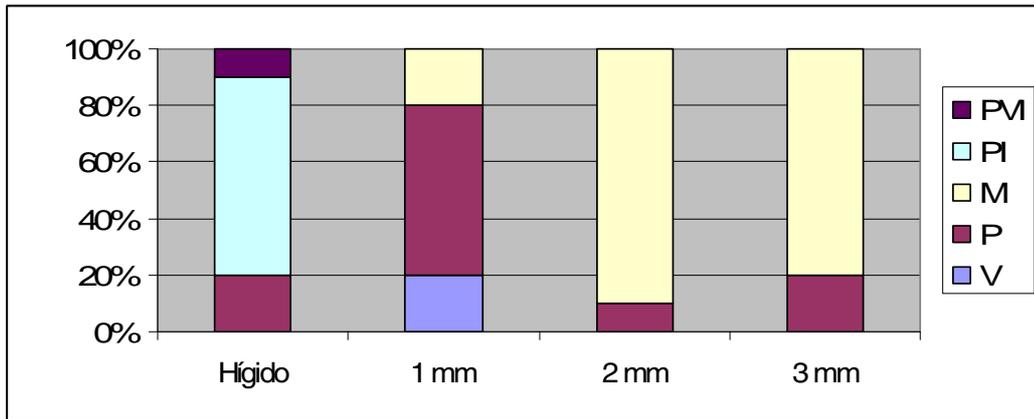


Gráfico 2 - Distribuição do tipo de fratura em função dos grupos experimentais ($p < 0,001$, teste Exato de Fisher).

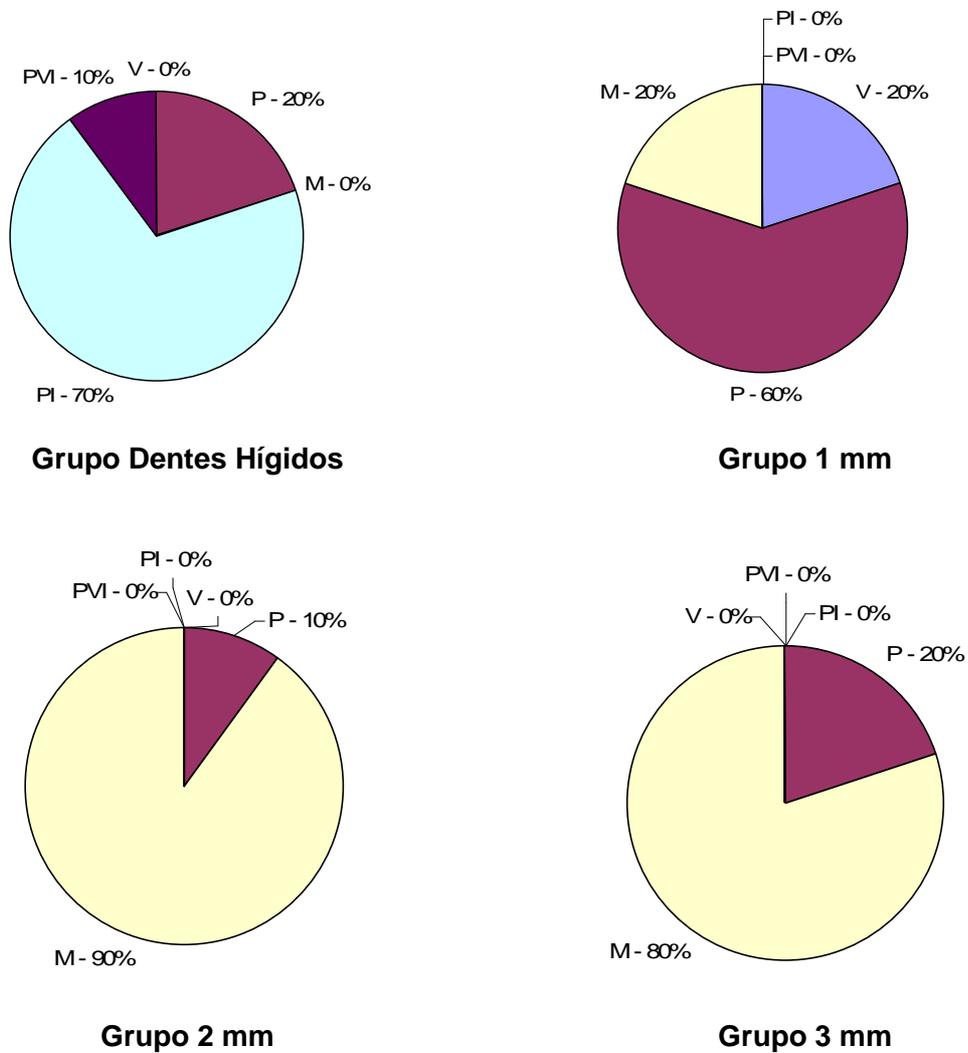


Gráfico 3 - Gráficos de setores, da distribuição dos modos de fratura em função do grupo experimental.

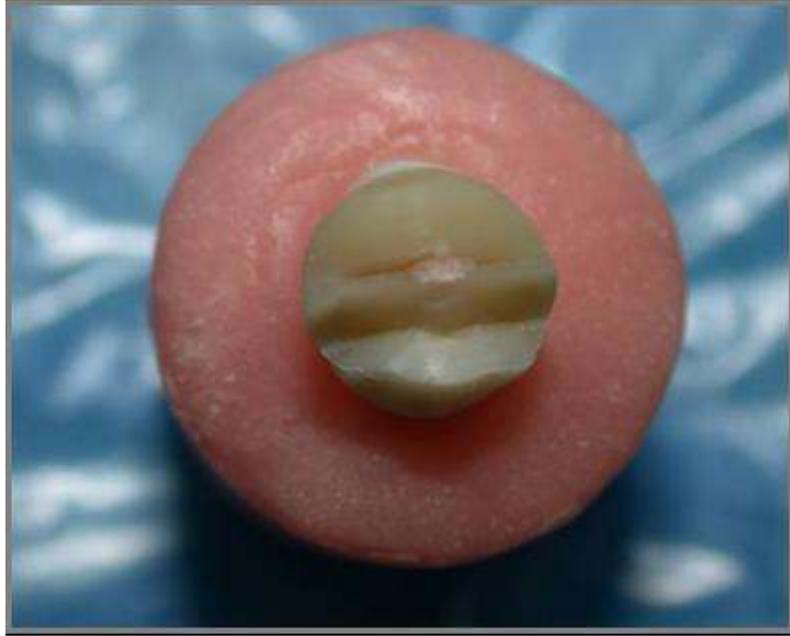


Figura 11 - Exemplo de fratura da cúspide vestibular.

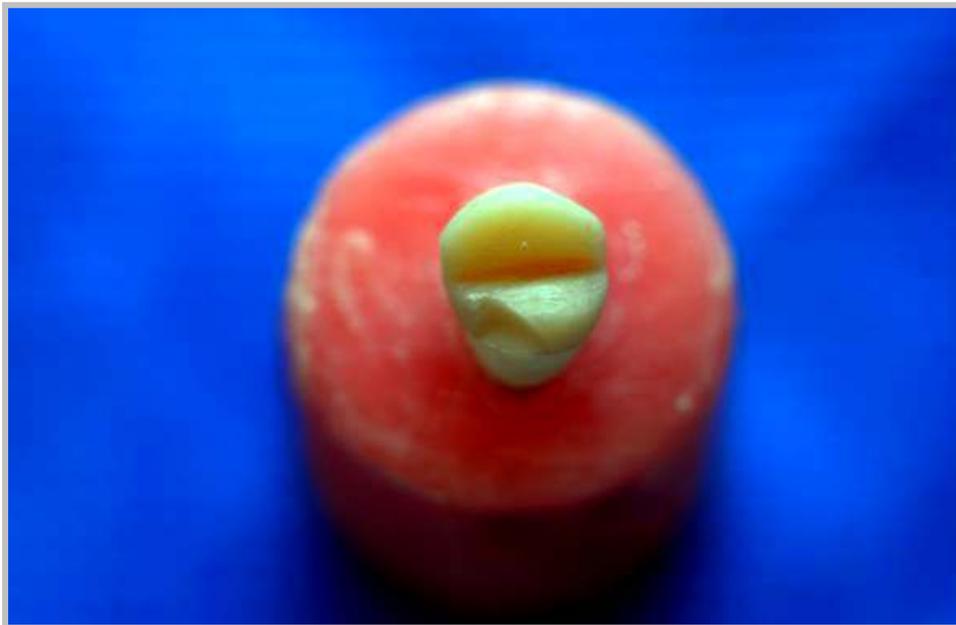


Figura 12 - Exemplo de fratura da cúspide palatina.

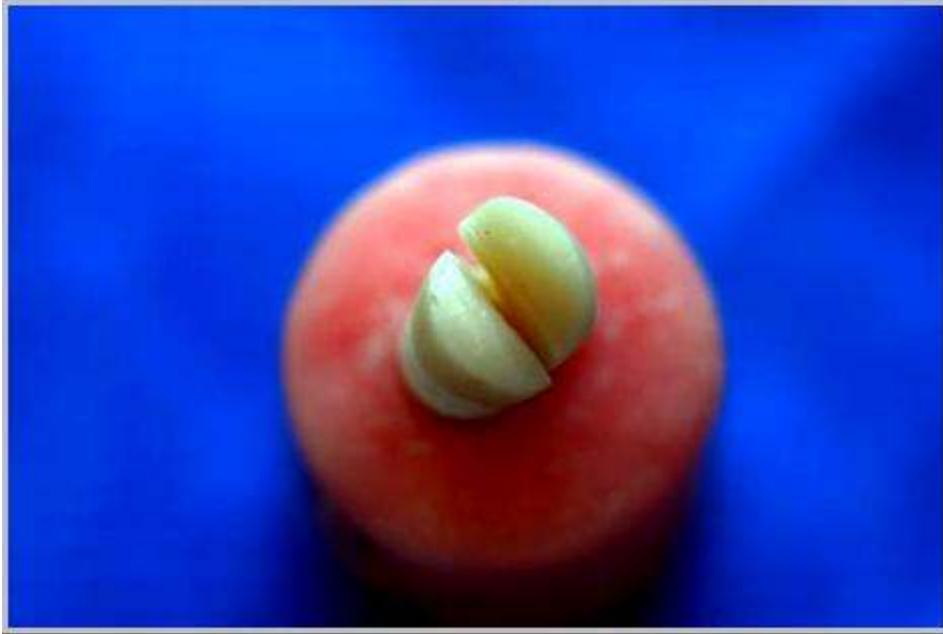


Figura 13 - Exemplo de fratura ao meio.



Figura 14 - Exemplo de fratura Palatina e Interproximal.



Figura 15 - Exemplo de fratura PVI (Palatino-Vestibular-Interproximal).

Tabela 4 - Média (desvio padrão) da força de ruptura, cúspide vestibular, cúspide palatina e amplitude do ístmo em função do grupo unidade (kgf).

Altura do onlay	Força de ruptura	Cúspide vestibular	Cúspide palatina	Amplitude do ístmo
1 mm	48,5 (15) A	8,1 (0,65) B	8,0 (0,76) B	3,4 (0,66) C
2 mm	46,4 (16) A	8,7 (0,90) B	8,1 (0,95) B	4,3 (0,45) B
3 mm	64,1 (19,1) A	10,2 (0,84) A	9,7 (0,54) A	5,9 (0,68) A
Hígido	62,2 (25,6) A	8,0 (0,70) B	7,4 (0,74) B	4,7 (0,34) B

Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si pela ANOVA e teste de Tukey ($p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

A importância de se estudar as propriedades físicas dos materiais restauradores para prever o seu desempenho clínico é incontestável. No entanto, muito cuidado deve ser tomado quando se procura extrapolar resultados obtidos de estudos laboratoriais (*in vitro*) para a prática clínica, uma vez que o controle das variáveis envolvidas é diferente nas duas situações (Walton, 1992; Kelly, 1999). Autores como Philp & Brukl (1984) acreditaram que dados obtidos em laboratório são apenas indicadores aproximados do desempenho real, e que a avaliação final dos materiais requer estudos clínicos cuidadosamente documentados. Walton (1992) afirmou que os resultados clínicos do uso de restaurações adesivas em cerâmica e resinas compostas de uso indireto são menos expressivos do que os resultados mostrados em estudos laboratoriais, possivelmente em virtude da sensibilidade técnica envolvida nos procedimentos adesivos.

Em importante estudo clínico, van Dijken (2000) concluiu que os índices de sucesso de restaurações indiretas confeccionadas em resina são altos, e concluiu o texto recomendando a sua utilização.

Considerando-se essas observações, é necessário que se compreenda que o presente trabalho avaliou a resistência do material (resina composta de uso indireto em diferentes espessuras) a forças de compressão, sendo os resultados obtidos comparáveis a estudos que utilizaram a mesma metodologia.

A utilização de um cimento resinoso como agente cimentante pareceu a mais apropriada, visto que os cimentos convencionais não oferecem interação de caráter adesivo simultaneamente com os dois substratos envolvidos (van-Noort,

2004), nem mesmo os cimentos ionoméricos modificados por resina, até onde mostram os estudos encontrados na literatura (Yilmaz et al., 2006; Jivraj et al., 2006; Kamada et al., 2007). Já os cimentos resinosos apresentam boa adesividade à dentina e, quando tratada com limpeza ácida e silano, também à porção não orgânica (carga) da resina restauradora (Burke, 2005; Gerdolle et al., 2005).

O cimento utilizado foi do tipo “quimicamente ativado” e não do tipo “dual” para garantir a homogeneidade de polimerização de todo o material, e também para padronizar mantendo sempre o mesmo grau de conversão na reação de polimerização em cada uma das cimentações realizadas, visto que camadas espessas de esmalte, dentina ou material restaurador, comprovadamente filtram a luz ativadora de maneira heterogênea e seletiva, levando o componente fotoativado dos materiais cimentantes do tipo dual, à polimerização incompleta, com grau de conversão imprevisível e inversamente proporcional à espessura e opacidade da camada filtrante (El-Mowafy, Rubo, 2000).

Um aspecto observado nos testes piloto foi que, dada a falta de sustentação em volta da raiz nos primeiros cinco milímetros da região cervical, até o início do embutimento (por resina acrílica, uma vez que os testes foram realizados *in vitro*), as fraturas ocorreram sempre desde a coroa até o limite em que eram envolvidas pelo material de embutimento, semelhante ao quadro clínico que se observa quando dentes com acentuada recessão ósseo-gengival sofrem fraturas a nível corono-radicular.

Em relação aos resultados do teste de resistência à fratura, embora não tenham apresentado diferença estatisticamente significativa, pode-se perceber que o grupo 2 (1 mm) e grupo 3 (2 mm) exibiram valores estatisticamente semelhantes entre si, porém numericamente inferiores aos observados nos resultados dos

grupos: grupo 4 (3 mm) e grupo 1 hígidos (controle), havendo uma maior proximidade entre esses dois últimos grupos (3 mm e hígidos). Este achado confirma a já bem descrita fragilidade aumentada quando um dente é restaurado (Uctasli et al., 1993; Brunton et al., 1999; Steele, Johnson, 1999; Dalpino et al., 2002; Freitas et al., 2002). Entretanto verifica-se dados contraditórios, como relatado por Freitas et al. (2002), que encontraram maiores valores de resistência à fratura para dentes com preparo tipo MOD restaurados do que para dentes hígidos (média de 178,765 kgf para pré-molares restaurados com MOD em cerômero, comparado com média de 120,040 kgf em dentes hígidos). Devido a diferenças de metodologia, os valores absolutos não devem ser comparados com os obtidos no presente estudo.

É preciso considerar ainda o que os valores de resistência obtidos laboratorialmente podem significar clinicamente. Estimando-se que as forças mastigatórias na região de pré-molares variam de 22 a 44,5 kgf (Anusavice, 1996), mesmo o menor valor de resistência obtido (46,4 kgf, no grupo de 2 mm) seria suficiente, pondo em discussão as exigências mínimas de espessura para restaurações indiretas em resina composta.

Quanto ao padrão de fratura, dentes hígidos fraturam-se de maneira diferente dos dentes com restaurações indiretas em resina, independente da espessura destas. Isso pode estar relacionado às variadas dimensões coronárias, que ficaram evidentes no grupo controle, além de apresentarem sulcos centrais oclusais menos profundos do que os das restaurações, concentrando menos as forças. Os grupos restaurados, mesmo com dimensões coronárias iniciais diferentes, ficaram padronizados após a restauração cimentada.

Observou-se que os dentes com restaurações de 1 mm sofreram mais fraturas na palatina, os que receberam restaurações de 2 mm e 3 mm sofreram

fratura predominantemente no meio, já o grupo controle de dentes hígidos sofreu fraturas variadas, com maior incidência na área palatino-interproximal. A posição das fraturas observadas pode ter sofrido influência da anatomia que, nas reconstruções teve sempre sulco central oclusal mais profundo do que o dos dentes hígidos. Além disso, nas reconstruções, quanto maior a altura das cúspides (grupos 2 mm e 3 mm), mais profundo ficou sulco central oclusal, sendo este um fator potencial de concentração de forças.

Autores demonstram também que existem marcantes diferenças entre as fraturas sofridas por restaurações em compósito e aquelas em cerâmica, sendo as primeiras de caráter mais complexo e semelhantes ao padrão de fratura dentário (Soares et al., 2004).

A utilização de ligas metálicas na confecção de *onlays* foi estudada durante todo o século passado, tendo sido descritas técnicas ideais de preparo para as diversas ligas metálicas utilizadas, bem como a espessura ideal para o desgaste conhecido como “proteção de cúspide”, sendo o valor de 2 mm o mais freqüentemente preconizado (Shillingburg, 1986; Mondelli et al., 1987; Herbert et al., 1986 apud Oliveira, Saito, 2001). Sabe-se que a resistência de um corpo depende, entre muitos fatores, de sua espessura, e pode-se dizer que, dentro de certos limites, quanto maior a espessura, maior a resistência do material. Esta regra, porém, não se aplica perfeitamente quando se têm dois materiais de diferentes propriedades em estreita união. Este é o caso de um remanescente dentário restaurado com *onlay* de resina, pois o módulo de elasticidade e as demais propriedades mecânicas do substrato dentário superam aquelas das resinas restauradoras. Portanto, não seria vantajoso optar por desgaste de estrutura natural para dar lugar a mais resina, desde que esta já se apresentasse com espessura (e

conseqüentemente resistência mecânica) adequada.

A espessura ideal de resina restauradora é um assunto polêmico e ainda sem resposta. Provavelmente varia entre diferentes marcas comerciais, mas deve obedecer a uma mesma lógica entre materiais de mesma categoria. Os casos de *onlays* estéticas com fraturas precoces são relativamente numerosos (Brunton et al., 1999) e isso provavelmente poderia ser reduzido caso as técnicas de preparo, incluindo magnitude de desgaste, fossem sempre seguidas. Os resultados encontrados neste estudo sugerem que, dada a não significância estatística, espessuras de resina composta recobrimdo cúspides de 1, 2 ou 3 mm teriam comportamentos semelhantes, entre si e inclusive a dentes hígidos. Deve-se ressaltar, todavia, que neste estudo cada etapa foi realizada em condições ideais, o que nem sempre ocorre na clínica diária. Condições ideais para que a cimentação adesiva promovesse maior coesão, e com certeza contribuísse para o aumento da resistência à fratura. É possível que, em estudos conduzidos clinicamente, os valores encontrados possam ser diferentes.

Tentando buscar uma explicação para a inexistência de diferenças estatísticas significantes para as médias de resistência à fratura entre os quatro grupos, podemos pensar que o coeficiente de variação e o desvio padrão poderiam ter sido menores, permitindo a detecção de diferenças com o mesmo nível descritivo adotado, caso tivesse sido feito outro tipo de padronização da força exercida sobre o onlay no momento da cimentação, diferente da opção por um único operador. Uma possibilidade seria realizar o assentamento com velocidade e força idênticas para todos os casos, por exemplo, utilizando-se um peso padronizado (para cimentar restauração).

Finalmente, vale salientar que o padrão de fraturas encontrado

possivelmente não reflete a realidade clínica, dada a axialidade e a concentração da força aplicada no teste. Todavia estes resultados são importantes, pois permitem a comparação com outros estudos.

7 CONCLUSÃO

Pode-se concluir que a altura da restauração indireta, do tipo *onlay*, confeccionada em resina composta, não afeta a sua resistência à compressão, existindo, porém, uma tendência da restauração mais espessa (3 mm) ter resistência maior e semelhante a dentes hígidos.

Já o modo de fratura foi afetado pela altura da restauração, sendo que quanto esta foi maior, prevaleceram as fraturas no sulco central da restauração, e houve menos fraturas na cúspide palatal; dentes hígidos apresentaram um padrão de fratura distinto dos dentes restaurados.

REFERÊNCIAS²

- Abel MG. The direct resin onlay technique. *Dent Today*. 2006;25(1):84,86-7.
- Alster D, Feilzer AJ, Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater*. 1997;13(3):146-50.
- Anusavice KJ. Phillip's materiais dentários. 11a ed. São Paulo: Elsevier; 2005.
- Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. Philadelphia: Saunders; 1996.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Mechanical properties of heat treated restorative resins for use in the inlay/onlay technique. *Scand J Dent Res*. 1990 Dec;98(6):564-7.
- Awliya WY. The influence of temperature on the efficacy of polymerization of composite resin. *J Contemp Dent Pract*. 2007;8(6):9-16.
- Banditmahakun S, Kuphausuk W, Kanchanavasita W, Kuphasuk C. The effect of base materials with different elastic moduli on the fracture loads of machinable ceramic inlays. *Oper Dent*. 2006;31(2):180-7.
- Baratieri LN, Andrada MAC. Dentística: procedimentos preventivos e restauradores. São Paulo: Quintessence; 1992.
- Behle CA. Conservative direct and indirect resin posterior restorative alternatives for cracked dentition. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1997;9(4):405-14.
- Bowen RC. Dental fillings material comparing vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil acrilate. Patent n. 3006112. 1962 Nov 27.
- Bowen RL. Properties of sílica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963;66:57-64.
- Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc*. 2003;134(6):721-8.
- Bremer BD, Geurtsen W. Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent*. 2001;14(4):216-20.
- Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1999;82(2):167-71.
- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res*. 1955; 34(6):849-53.

² De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no modelo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Burke FJ, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 1994;25(5):335-40.

Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent.* 1993;18(6):230-6.

Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. *Dent Update.* 2005;32(5):251-4, 257-8, 260.

Carfagna C, Guerra G, Nicolais L, Tartaro S. Effects of postcuring and water sorption on the mechanical properties of composite dental restorative materials. *Biomaterials.* 1983;4(3):228-9.

Chao LR, Song HY, Koak JY, Heo SJ. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):388-95.

Charberneau GT, Ash MM. *Princípios e prática de dentística operatória.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1978 apud Baratieri LN, Andrada MAC. *Dentística: procedimentos preventivos e restauradores.* São Paulo: Quintessence; 1992.

Chu SJ, Mielezsko A. A new generation of leucite-reinforced pressable ceramic systems. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2002;14(6):467-9.

Clelland NL, Ramirez A, Katsube N, Seghi RR. Influence of bond quality on failure load of leucite and lithia disilicate-based ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;97(1):18-24.

Coelho SMJ, Mondelli RF, Lauris JR, Navarro MF. Clinical evaluation of ceramic inlays and onlays fabricated with two systems: two-year clinical follow up. *Oper Dent.* 2004;29(2):123-30.

Cook WD, Johannson M. The influence of postcuring on the fracture properties of photo-cured dimethacrylate based dental composite resin. *J Biomed Mater Res.* 1987;21(8):979-89.

Couegnat G, Fok SL, Cooper JE, Qualtrough AJ. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth. *Dent Mater.* 2006;22(1):3-12.

Dalpino PH, Francischone CE, Ishikiriyama A, Franco EB. Fracture resistance of teeth directly and indirectly restored with composite resin and indirectly restored with ceramic materials. *Am J Dent.* 2002;15(6):389-94.

Davidson CL, Van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res.* 1991;70(5):880-2.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2004;20(10):963-71.

El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2005;21(2):83-93.

El-Mowafy OM, Rubo MH. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. *J Can Dent Assoc.* 2000;66(3):147.

Fahl Junior N, Casellini RC. Ceromer/FRC technology: the future of biofunctional adhesive aesthetic dentistry. *Signature*. 1997;4(2):7-13.

Felippe LA, Baratieri LN, Monteiro Júnior S, Andrada MC, Lins JRS, Andrade CA. Restaurações indiretas em posteriores com inlay e onlay de resina composta. *RGO*. 2002;50(4):231-6.

Frankenberger R, Petschelt A, Kramer N. Leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. *Oper Dent*. 2000;25(6):459-65.

Freiberg RS, Ferracane JL. Evaluation of cure, properties and wear resistance of artglass dental composite. *Am J Dent*. 1998;11(5):214-8.

Freitas CR, Miranda MI, Andrade MF, Flores VH, Vaz LG, Guimarães C. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II preparations with resin composite or ceromer. *Quintessence Int*. 2002;33(8):589-94.

Garone Netto N, Burger RC. Inlay e onlay: metálica e estética. São Paulo: Santos; 1998.

Gemalmaz D, Ozcan M, Alkumru HN. A clinical evaluation of ceramic inlays bonded with different luting agents. *J Adhes Dent*. 2001;3(3):273-83.

Gerdolle DA, Mortier E, Loos-Ayav C, Jacquot B, Panighi MM. In vitro evaluation of microleakage of indirect composite inlays cemented with four luting agents. *J Prosthet Dent*. 2005;93(6):563-70.

Geurtsen W, Garcia-Godoy F. Bonded restorations for the prevention and treatment of the cracked-tooth syndrome. *Am J Dent*. 1999;12(6):266-70.

Geurtsen W, Hullmann U, Gockel HW. Indirectly prepared inlay/onlay composite restoration (I). *Quintessenz*. 1988a;39(9):1501-9.

Geurtsen W, Hullmann U, Gockel HW. Indirectly prepared inlay/onlay composite restoration (II). *Quintessenz*. 1988b;39(10):1675-83.

Giannini V, Neisser MP, Bottino MA. Avaliação, por microscopia eletrônica de varredura, da interface de uma liga de NiCr e dois sistemas estéticos: polímero de vidro e cerômero. *RPG Rev Pós-Grad*. 2000;3(1):29-40.

Gonçalves F, Calheiros FC, Witzel MF, Kawano Y, Braga RR. Effect of photoactivation protocol and radiant exposure on monomer conversion and flexural strength of a resin composite after water and ethanol storage. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;82(1):89-92.

Herbert TS, Hobo S, Lowell DW. Fundamentos de prótese fixa. São Paulo: Santos; 1986 apud Oliveira AA, Saito T. Avaliação da resistência à fratura com dentes restaurados com "inlays" estéticas. *RPG Rev Pós-Grad*. 2001;8(4):365-71.

James DF, Yarovesky U. An esthetic inlay technique for posterior teeth. *Quintessence Int Dent Dig*. 1983;14(7):725-31.

Jivraj SA, Kim TH, Donovan TE. Selection of luting agents, part 1. *J Calif Dent Assoc*. 2006;34(2):149-60.

Jung YG, Wuttiphan S, Peterson IM, Lawn BR. Damage modes in dental layer structures. *J Dent Res*. 1999;78(4):887-97.

- Kamada K, Taira Y, Yoshida K, Atsuta M. Effect of four silane coupling agents on bonding of two resin-modified glass ionomer cements to a machinable ceramic. *Dent Mater J*. 2007;26(2):240-4.
- Kaytan B, Onal B, Pamir T, Tezel H. Clinical evaluation of indirect resin composite and ceramic onlays over a 24-month period. *Gen Dent*. 2005;53(5):329-34.
- Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):652-61.
- Klein F, Keller AK, Staehle HJ, Dörfer CE. Proximal contact formation with different restorative materials and techniques. *Am J Dent*. 2002 Aug;15(4):232-5.
- Kramer N, Frankenberger R. Leucite-reinforced glass ceramic inlays after six years: wear of luting composites. *Oper Dent*. 2000;25(6):466-72.
- Kramer N, Kunzelmann KH, Taschner M, Mehl A, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Antagonist enamel wears more than ceramic inlays. *J Dent Res*. 2006;85(12):1097-100.
- Krejci I, Stergiou G, Lutz F. Effects of post-curing on the wear resistance of composite materials. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1991;46(6):400-6.
- Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(5):573-81.
- Leirskar J, Nordbo H, Thoresen NR, Henaug T, von der Fehr FR. A four to six years follow-up of indirect resin composite inlays/onlays. *Acta Odontol Scand*. 2003;61(4):247-51.
- Liebenberg WH. Direct-indirect resin restoration: a case report of acceptable compromise. *J Can Dent Assoc*. 1997;63(4):265-72.
- Lizarelli RF, Silva PC, Porto Neto S, Bagnato VS. Study of microleakage at class V cavities prepared by Er:YAG laser using rewetting surface treatment. *J Clin Laser Med Surg*. 2004;22(1):51-5.
- Martin FE. Recognition and prevention of failures in clinical dentistry. Aesthetic dental materials - posterior. *Ann R Australas Coll Dent Surg*. 1991;11:178-88.
- McDermott T, Lutz F, Lufi A, Schmid U, Mühlemann HR. Quantitative evaluation of in vivo occlusal wear of acrylic resin bridges and wear resistance of three different materials-results after 6 months. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd*. 1981 Nov;91(11):1001-24.
- Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1998;10(4):423-31, 32.
- Miguel A, de la Macorra JC. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. *Dent Mater*. 2001;17(3):241-6.
- Millar BJ, Robinson PB. Eight year results with direct ceramic restorations (Cerana). *Br Dent J*. 2006;201(8):515-20.

- Milleding P, Ahlgren F, Wennerberg A, Ortengren U, Karlsson S. Microhardness and surface topography of a composite resin cement after water storage. *Int J Prosthodont.* 1998;11(1):21-6.
- Miranda CB, Pagani C, Bottino MC, Benetti AR. Estudo comparativo da microdureza de materiais resinosos indiretos. *J Appl Oral Sci.* 2003;11(2):157-61.
- Mondelli J, Ishikiriama A, Galan Júnior J, Carvalho MFL. *Dentística operatória.* 4a ed. São Paulo: Savier; 1987.
- Mormann WH. Composite inlays: a research model with practice potential? *Quintessenz.* 1982;33(10):1891-901.
- Oliveira AA, Saito T. Avaliação da resistência à fratura com dentes restaurados com "inlays" estéticas. *RPG Rev Pos-Grad.* 2001;8(4):365-71.
- Paffenbarger GC. Guide to dental materials and devices: a historical review. *J Am Dent Assoc.* 1972;84(6):1333-5.
- Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003;7(2):71-9.
- Pensler AV, Bertolotti RL, Miller D. Building laminate veneers and fixed bridges with polymer glass technology. *Compend Contin Educ Dent.* 1997;18(7):712-6, 718, 720.
- Peutzfeldt A, Asmussen E. Color stability of three composite resins used in the inlay/onlay technique. *Scand J Dent Res.* 1990 June;98(3):257-60.
- Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent.* 2000;28(6):447-52.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105(2):97-116.
- Philp GK, Brukl CE. Compressive strengths of conventional, twin foil, and all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1984;52(2):215-20.
- Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater.* 2005;21(10):920-9.
- Reis A, Loguercio AD. *Materiais dentários diretos: dos fundamentos à aplicação clínica.* São Paulo: Santos; 2007.
- Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):364-79.
- Santos MJ, Bezerra RB. Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. *J Can Dent Assoc.* 2005;71(8):585.
- Say EC, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J. Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. *Oper Dent.* 2005;30(1):90-8.
- Scherrer SS, Botsis J, Studer M, Pini M, Wiskott HW, Belser UC. Fracture toughness of aged dental composites in combined mode I and mode II loading. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):362-70.

Scherrer SS, Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater.* 1994;10(3):172-7.

Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):580-85.

Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HW, Belser UC. Effect of water exposure on the fracture toughness and flexure strength of a dental glass. *Dent Mater.* 2001;17(4):367-71.

Scherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater.* 1999;15(5):342-8.

Scherrer SS, Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *Int J Prosthodont.* 1993;6(5):462-7.

Schneider LF, Consani S, Ogliari F, Correr AB, Sobrinho LC, Sinhoretí MA. Effect of time and polymerization cycle on the degree of conversion of a resin composite. *Oper Dent.* 2006;31(4):489-95.

Schroeder MHD. Desenvolvimento de tensões de polimerização em função do fator C e do modo de fotoativação: uma explicação considerando a porcentagem de contração linear, a microdureza e o escoamento sob tensão em resinas compostas [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2003.

Scott JA, Strang R, Saunders WP. The plane of fracture and shear bond strength of three composite inlay systems. *Dent Mater.* 1992;8(3):208-10.

Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1995;74(2):145-50.

Seki Y, Shimada Y, Foxton RM, Tagami J. Pulpal response to a newly developed MMA based resin cement for bonding tooth-colored indirect restorations. *Am J Dent.* 2006;19(5):297-302.

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentos de Prótese Fixa.* São Paulo: Santos, 1986.

Shimada Y, Uzzaman MA, Tagami J, Tanaka T, Nakata T, Nakaoki Y et al. Effect of curing method of a dual-cure resin cement on monkey pulpal reaction after bonding of tooth-colored inlay. *Dent Mater J.* 2007;26(1):122-8.

Silva SB, Hilgert LA, Busato AL. Fracture resistance of resin-based composite and ceramic inlays luted to sound human teeth. *Am J Dent.* 2004;17(6):404-6.

Sjogren G, Molin M, van Dijken JW. A 5-year clinical evaluation of ceramic inlays (Cerec) cemented with a dual-cured or chemically cured resin composite luting agent. *Acta Odontol Scand.* 1998;56(5):263-7.

Soares CJ, Martins LR, Pfeifer JM, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. *Quintessence Int.* 2004;35(4):281-6.

Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Mechanical properties of light-cured composites polymerized with several additional post-curing methods. *Oper Dent.* 2005;30(3):389-94.

- Soares CJ. Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionadas em cerâmica e compósitos laboratoriais [dissertação]. Piracicaba (SP): UNICAMP; 2003.
- Sobrinho LC, Cattell MJ, Glover RH, Knowles JC. Investigation of the dry and wet fatigue properties of three all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont.* 1998;11(3):255-62.
- Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. *J Endod.* 1999;25(1):6-8.
- Tanbirojn D, Sukonthaman L. Restoration of badly-broken down and endodontically treated teeth. *J Dent Assoc Thai.* 1990 Sept-Oct;40(5):226-33.
- Tay FR, Wei SH. Indirect posterior restorations using a new chairside microhybrid resin composite system. *J Adhes Dent.* 2001;3(1):89-99.
- Terry DA, Touati B. Clinical considerations for aesthetic laboratory-fabricated inlay/onlay restorations: a review. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2001;13(1):51-8; 60.
- Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dent.* 1997;9(3):108-18.
- Touati B, Pissis P. Bonded inlays of composite resins. *Cah Prothese.* 1984b;12(48):29-59.
- Touati B, Pissis P. New use of bonding in crown and bridge prosthesis: inlays-onlays and jacket crowns of composite resins. *Rev Odontostomatol (Paris).* 1984a;13(3):171-80.
- Touati B. The evolution of aesthetic restorative materials for inlays and onlays: a review. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996a;8(7):657-66;668.
- Touati B. Versatility and aesthetics of the IPS Empress all-ceramic system. *Signature.* 1996b:8-11.
- Uctasli S, Wilson HJ, Zaimoglu L. Variables affecting the fracture toughness of resin-based inlay/onlay systems. *J Oral Rehabil.* 1993;20(4):423-31.
- van Dijken JW. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent.* 2000;28(5):299-306.
- van-Noort R. Introdução aos materiais dentários. Porto Alegre: Artmed; 2004.
- Villalta P, Oliveira LB, Imparato JC, Rodrigues CR. Indirect composite onlay restorations in primary molars: a clinical report. *J Clin Pediatr Dent.* 2006;31(1):17-20.
- Visvanathan A, Ilie N, Hickel R, Kunzelmann KH. The influence of curing times and light curing methods on the polymerization shrinkage stress of a shrinkage-optimized composite with hybrid-type prepolymer fillers. *Dent Mater.* 2007;23(7):777-84.
- Wahab FK, Shaini FJ. Evaluation of the microleakage at the proximal walls of Class II cavities restored using resin composite and precured composite inserts. *Quintessence Int.* 2003;34(8):600-6.
- Walton JN. Esthetic alternatives for posterior teeth: porcelain and laboratory-processed composite resins. *J Can Dent Assoc.* 1992;58(10):820-3.

Witzel MF, Ballester RY, Meira JB, Lima RG, Braga RR. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. *Dent Mater*. 2007;23(2):204-10.

Witzel MF, Braga RR, Singer JM, Azevedo CL. Bond strength between polymer resin-based cement and porcelain-dentin surfaces: influence of polymerization mode and early cyclic loading. *Int J Prosthodont*. 2003;16(2):145-9.

Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. *J Dent*. 2005;33(9):773-9.

Witzel MF. Influência do modo de ativação do cimento resinoso e de cargas cíclicas imediatas nas resistências de união entre porcelana e dentina [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2002.

Xu HH, Schumacher GE, Eichmiller FC, Antonucci JM. Strengthening composite resin restorations with ceramic whisker reinforcement. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 2000;12(1):111-6, 118.

Xu HH. Long-term water-aging of whisker-reinforced polymer-matrix composites. *J Dent Res*. 2003;82(1):48-52.

Yilmaz Y, Simsek S, Dalmis A, Gurbuz T, Kocogullari ME. Evaluation of stainless steel crowns cemented with glass-ionomer and resin-modified glass-ionomer luting cements. *Am J Dent*. 2006;19(2):106-10.

ANEXO A - CARTA DE APROVAÇÃO PELO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Aprovado pelo CEP

Campinas, 10 de Abril de 2006.

A(o)

C. D. José Antonio Campos Fernandes

Curso: Mestrado em Dentística

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria "AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO DE *ONLAYS* CONFECCIONADAS EM RESINA COMPOSTA COM DIFERENTES ALTURAS DA PROTEÇÃO DE CÚSPIDE DOS PREPAROS".

Orientado pelo(a) Prof(a). Dr(a). Ynara Lima-Arsati

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 20/02/2006, com número de protocolo nº 06/076 foi APROVADO pelo Comitê de Ética e Pesquisa instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 / 1.996 do CNS – Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 20/03/2006.

Cordialmente

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Thomaz Wassall', written over a horizontal line.

Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall

ANEXO B - RESULTADOS DOS TESTES DE FRATURA

Tabela 5 - Resultados dos testes de fratura

	NÚMERO DO DENTE	FORÇA RUPTURA kgf	CÚSPIDE VESTIBULAR	CÚSPIDE PALATINA(P)	ALTURA ONLAY	TIPO FRATURA	AMPLITUDE DO ÍSTMO
Grupo 1 mm	1	66,58	7,79	7,16	1mm	V	3,46
	2	43,61	7,95	7,38	1mm	P	3,46
	3	45,84	8,90	8,33	1mm	MEIO	4,74
	14	58,03	7,73	7,02	1mm	MEIO	3,75
	18	23,53	7,58	7,58	1mm	P	3,17
	19	39,05	9,28	9,01	1mm	P	2,88
	20	67,14	9,13	9,13	1mm	P	4,13
	25	43,99	8,19	7,64	1mm	P	2,58
	26	60,46	7,89	8,66	1mm	V	2,86
	27	36,75	7,56	8,22	1mm	P	3,00
		MÉDIA	48,50				
		13,46					
Grupo 2 mm	4	59,02	10,31	8,89	2mm	MEIO	4,98
	5	44,13	8,04	6,47	2mm	MEIO	3,54
	6	42,97	7,44	7,44	2mm	MEIO	4,23
	7	32,68	7,58	6,97	2mm	MEIO	4,48
	11	29,55	9,04	8,35	2mm	MEIO	4,47
	12	37,41	8,86	8,04	2mm	P	3,73
	13	27,53	8,43	7,83	2mm	MEIO	4,60
	28	64,84	9,81	9,18	2mm	MEIO	4,60
	29	51,91	8,64	9,14	2mm	MEIO	3,90
	30	74,02	8,95	8,95	2mm	MEIO	4,60
		MÉDIA	46,41				
		14,90					
Grupo 3 mm	8	42,12	8,39	8,67	3mm	MEIO	5,14
	9	48,59	10,36	9,40	3mm	MEIO	5,55
	10	90,12	10,25	9,49	3mm	MEIO	6,88
	15	88,43	11,68	10,58	3mm	MEIO	5,48
	16	59,90	11,09	10,19	3mm	MEIO	6,76
	17	40,39	10,08	9,89	3mm	MEIO	5,51
	21	59,49	9,89	9,40	3mm	P	6,49
	22	51,33	10,45	10,00	3mm	MEIO	5,58
	24	77,25	10,20	9,24	3mm	MEIO	6,58
	23	83,07	10,18	9,77	3mm	P	5,21
		MÉDIA	64,07				
		18,14					

Grupo Controle (hígido)	31	60,79	8,31	7,58	hígido	P.I.	4,36
	32	35,71	7,58	7,1	hígido	P	5,01
	33	23,45	7,49	7,47	hígido	P.I.	4,38
	34	83,31	7,83	7,00	hígido	P.I.	4,67
	35	66,11	7,28	6,73	hígido	P.I.	5,02
	36	61,15	8,70	7,80	hígido	P	5,07
	37	75,02	7,19	6,04	hígido	P.I.	4,85
	38	111,39	9,13	8,61	hígido	P.I.	5,02
	39	68,49	8,73	8,18	hígido	P.V.I.	4,13
	40	37,16	7,40	7,16	hígido	P.I.	4,51
	MÉDIA	62,26					
		24,33					

ANEXO C - TERMO DE DOAÇÃO DE DENTES

Eu, _____, portador do
RG _____, residente no
endereço _____ cidade

_____, UF _____, CEP _____, dão o(s) dente(s)
_____ extraídos por razões ortodônticas para José Antonio Campos
Fernandes, CRO 8830-RJ, para utilizar exclusivamente na pesquisa para elaboração
de dissertação de Mestrado intitulada INFLUÊNCIA DA ALTURA DA
RESTAURAÇÃO INDIRETA DO TIPO *ONLAY*, EM RESINA COMPOSTA, SOBRE
SUA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO E O PADRÃO DE FRATURA.

Estudo *in vitro*, cujo projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética do Centro de
Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic. Estou consciente que este (s) dente
(s) foi (ram) extraído (s) por indicação terapêutica para melhoria da minha saúde, de
acordo com documento em meu prontuário, e que, em caso de divulgação dos
resultados, minha identidade não será revelada.

Data

Doador ou responsável _____

José Antonio Campos Fernandes _____

Testemunha _____