ADRIANA DE FÁTIMA VASCONCELOS PEREIRA

**MICROINFILTRAÇÃO E ADAPTAÇÃO MARGINAL DE
RESTAURAÇÕES CLASSE V SIMULANDO LESÕES DE ABFRAÇÃO**

São Paulo

2007

Adriana de Fátima Vasconcelos Pereira

**Microinfiltração e adaptação marginal de restaurações classe v
simulando lesões de abfração**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Walter Gomes Miranda Junior

São Paulo

2007

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Pereira, Adriana de Fátima Vasconcelos

Microinfiltração e adaptação marginal de restaurações classe v simulando lesões de abfração / Adriana de Fátima Vasconcelos Pereira; orientador Walter Gomes Miranda Junior. – São Paulo, 2007.

91p. : fig.; 30cm.

Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Microinfiltração – Lesões de abfrações 2. Materiais dentários

CDD 617.695
BLACK D15

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail: adriavasconcelos@usp.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Pereira AFV. Microinfiltração e adaptação marginal de restaurações classe v simulando lesões de abfração [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

São Paulo, 10/12/2007

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À minha avó, Lecy Pereira da Silva, e à minha mãe, Lecimar da Silva Vasconcelos, por acreditarem que minha ausência momentânea era necessária para meu crescimento profissional, por não deixarem que eu me sentisse tão longe de casa, pelo carinho e apoio emocional sempre dispensado a mim. Obrigada por sua existência em minha vida.

À Andréa Vasconcelos, pelo amor, carinho, ajuda, por partilhar comigo de mais essa conquista e, sobretudo, pela felicidade que me dá em tê-la como minha irmã querida e amiga.

Ao meu namorado Nildo Matos Azevedo, pela paciência, pelo companheirismo e por participar ativamente dessa caminhada, torcendo para que tudo desse certo. As palavras de afeto foram essenciais em todos os momentos.

... você caiu do céu, um anjo lindo que apareceu...

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me manter perseverante até o fim.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de realizar o Curso de Doutorado.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Maranhão, por me liberar e possibilitar a minha qualificação profissional.

À CAPES pela concessão da bolsa de Doutorado no Programa de Qualificação Institucional USP/UFMA.

Ao Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral na pessoa do Chefe, Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga.

Ao Programa de Pós-Graduação do Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral na pessoa da Coordenadora, Prof^a. Dra. Rosa Helena Miranda Grande.

À Coordenadora do Programa de Qualificação Institucional-PQI, Profa. Dra. Cláudia Maria Coelho Alves, por seu desempenho nesse projeto, por ser amiga e acreditar em mim.

Ao Prof. Dr. Walter Gomes Miranda Junior, pela orientação do trabalho que se concretiza e pela participação desse momento ímpar em minha formação profissional. Obrigada!

À Prof^a Dra. Miriam Turbino Lacalle, do Departamento de Dentística, pela competência e disposição em fazer o tratamento estatístico da tese.

Ao Prof. Dr. Moacyr Novelli, do Departamento de Estomatologia, por permitir usar o Laboratório de Informática e o *software* ImageLab 2000.

Ao Prof. Dr. Antonio Carlos Bombana, do Departamento de Dentística, pelo profissionalismo e ajuda em parte do experimento.

Ao Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues Filho, pela amizade, pela valorosa contribuição durante o exame de qualificação, bem como por acreditar no PQI. Saiba que o seu apoio foi fundamental.

Ao Prof. Dr. Igor Studart Medeiros, pela amizade e pelos ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci e Prof Dr. Fernando Neves Nogueira, pelo convívio agradável durante o estágio no Programa de Aperfeiçoamento de Ensino-PAE.

Ao Prof. Dr. Antonio Muench, pela ajuda na análise estatística para o exame de qualificação.

Aos demais docentes do Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral, pelo convívio.

À cirurgiã-dentista Luciana, no início do meu curso ainda fazia iniciação científica e me ensinou os ensaios de termociclagem e ciclagem mecânica.

À amiga e companheira nesse período em São Paulo, Soraia Carvalho, ou melhor, *sosocarvalho*. Aprendemos a respeitar nossas diferenças e a convivência foi nos aproximando, testada pelas dificuldades e pressões diárias. Obrigada pelas horas de reflexões sobre o ensino, crescimento humano e profissional. Gostaria também de declarar minha estima e consideração pela pessoa forte, decidida e autêntica que tu és. Não vou esquecer que tu davas sempre um jeito de me fazer levantar a cabeça.

À Flávia Pires, por ser amiga, pelas longas conversas, pelo apoio e incentivo sempre, dando sugestões, emprestando material para estudo ou sendo uma das minhas observadoras na análise da microinfiltração.

Ao casal 20, Edgard e Isis Poiate, pela amizade, pelos maravilhosos momentos compartilhados e pela ajuda incontestável na realização do método de elementos finitos e na leitura da microinfiltração. Vocês são pessoas de caráter, inteligentes e sempre foram muito gentis comigo. Vou guardar na lembrança.

Aos Professores da UFMA e amigos, Antonio Luiz Amaral Pereira e Fernanda Ferreira Lopes, pelas palavras confortantes e por segurarem as pontas na disciplina de Periodontia durante a minha ausência. Vocês são especiais!

A José Ferreira Costa, Ana Maria Almeida e Ivone Lima Santana, vocês foram os pioneiros do PQI e, de certa forma, abriram o caminho para a minha chegada na USP. Quero enfatizar o apoio de Ivone e Margarida em SP e a convivência agradável.

Aos médicos maranhenses Dr. Valois Neto (em São Luís) e Dr. Fabrício Valois (fazendo residência em São Paulo) que me tiraram das crises de asma sempre que foi necessário.

A todos os colegas da pós-graduação, com destaque para Maria Tereza Moura de Oliveira e Andréa Mello de Andrade pela amizade conquistada e pelos momentos de descontração. O norte e nordeste se fazendo presente no departamento, dando um “quê” todo especial.

Aos colegas que já concluíram o curso, como Prof. Dr. Ricardo Martucci e Prof^a. Dra. Sandra Kiss Moura, pela sua alegria de viver, bom humor sempre e pelos momentos maravilhosos juntos. Adorei conhecê-los.

Aos funcionários do Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral, Rosa Cristina, Mirtes Staduto, Antonio Carlos Lascala, Sílvio Peixoto Soares e Douglas Nesadal de Souza, pela presteza que sempre me atenderam.

Aos funcionários do Serviço de Documentação Odontológica da Faculdade de Odontologia da USP, em especial a bibliotecária Vânia, pelo auxílio na revisão desta tese.

Pereira AFV. Microinfiltração e adaptação marginal de restaurações classe v simulando lesões de abfração [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

RESUMO

Avaliou-se *in vitro* restaurações classe V, simulando a configuração cavitária de lesões de abfração, quanto à microinfiltração e adaptação marginal. Sessenta pré-molares superiores foram divididos em seis grupos (n = 10), variando a combinação restauradora: G1 = Ketac Molar Liquid/Ketac Molar Easymix, G2 = Primer/Vitremer, G3 = Adper Single Bond 2/Durafill, G4 = Adper Single Bond 2/Z100, G5 = Clearfil SE Bond/Durafill e G6 = Clearfil SE Bond/Z100. Réplicas à base de resina poliéster foram obtidas como controle positivo para avaliação da adaptação após os ensaios laboratoriais. Todos os dentes foram submetidos à ciclagem térmica (1000 ciclos/5°-55°C), ciclagem mecânica (100.000 ciclos/8kgf) e imersos em solução aquosa de azul de metileno 0,5% (pH 7,2) por 4h. Os espécimes foram seccionados longitudinal e transversalmente, obtendo-se duas partes. O grau de microinfiltração foi avaliado através de dois métodos, um qualitativo, por meio de escores atribuídos por três observadores, e outro quantitativo, usando o *software* Imagelab 2000. A análise de elementos finitos foi realizada para verificar a concentração de tensões na região cervical por meio da confecção de três modelos 3D de pré-molares, com o objetivo de representar o ensaio de ciclagem mecânica. Os resultados tratados pelo teste Kruskal-Wallis mostraram diferença estatística significativa ($p < 0,05$) para a margem em dentina, obtendo os menores valores de microinfiltração em ambos os métodos para G2, G5 e G6, respectivamente. Não houve diferença significativa para a

margem em esmalte. Para a adaptação marginal, os achados não revelaram diferença estatisticamente significativa entre os substratos dentários ($p < 0,05$). O coeficiente de Spearman demonstrou correlação direta entre os métodos de avaliação para esmalte e dentina ($p < 0,0001$). As frequências de ocorrência de desadaptação marginal foram comparadas pelo teste do Qui-quadrado para esmalte e dentina. Os dados não demonstraram diferença estatisticamente significativa. A análise de elementos finitos constatou maior concentração de tensões de tração na dentina radicular no mesmo lado da aplicação da carga e no modelo restaurado com Z100. Concluiu-se que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, seguido das combinações restauradoras Clearfil SE Bond/Z100 e Clearfil SE Bond/Durafill VS, são os mais indicados para restaurações em áreas de abfração quando comparados aos outros materiais testados.

Palavras-Chave: Microinfiltração – Adaptação marginal – Análise de elementos finitos; Restaurações classe V – Lesões de abfração; Materiais dentários.

Pereira AFV. Microleakage and marginal adaptation of class v restorations simulating the abfraction lesions [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2007.

ABSTRACT

This in vitro study evaluated class V restorations simulating the wedge-shaped lesions as a function of the microleakage and marginal adaptation. Sixty upper premolars were divided into six groups (n = 10) using such restorative combinations: G1 = Ketac Molar Liquid/Ketac Molar Easymix, G2 = Primer/Vitremer, G3 = Adper Single Bond 2/Durafill, G4 = Adper Single Bond 2/Z100, G5 = Clearfil SE Bond/Durafill, G6 = Clearfil SE Bond/Z100. The polyester resin replicas were obtained as positive control for adaptation assessment after laboratory essays. All the teeth were subjected to thermocycling (1000 cycles/5°-55°C), mechanical load cycling (100.000 cycles/8Kgf), and immersed in 0,5% methylene blue dye (pH 7,2) for 4 hours. Then the specimens were sectioned longitudinally and transversally to obtain two parts of them. The microleakage degrees were assessed by qualitative and quantitative methods. The finite element analysis was performed in order to verify stress concentration at the cervical region. For this purpose, three 3D finite element models of premolars were created and then compared to mechanical load cycling. The results were submitted to Kruskal-Wallis test being statistically significant for the cervical dentin margin with lower microleakage values in both methods for G2, G5 and G6, respectively ($p < 0,05$). The cervical enamel margin had no significant difference for microleakage values. For marginal adaptation, there was no statistically difference among the substrates ($p < 0,05$). Spearman coefficient has showed a

direct correlation between enamel and dentin ($p < 0,0001$). The frequency of loss of marginal fit was calculated by Chi-square test. The data have shown no significant difference. The finite element analysis has presented higher tensile stresses at the root dentin at the same side of load direction and in the model restored by Z100. It has concluded that resin-modified glass ionomer cements, followed by Clearfil SE Bond/Durafill and Clearfil SE Bond/Z100 are the most indicated dental materials to restore abfraction lesions with comparison to other ones tested.

Keywords: Microleakage – Marginal adaptation – Finite element analysis; Class V restorations – Abfraction lesions; Dental materials.

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
3 PROPOSIÇÃO	30
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	31
5 RESULTADOS	49
6 DISCUSSÃO	62
7 CONCLUSÕES	76
REFERÊNCIAS	77
ANEXO.....	91

1 INTRODUÇÃO

Muitos defeitos cervicais ocorrem devido à abrasão, erosão, atrição e por meio de forças oclusais excêntricas que levam à flexão da estrutura dental, ocasionando tração de um lado e compressão do lado oposto (LEE; EAKLE, 1984; McCOY, 1982, 1983; SPRANGER, 1995).

A teoria da flexão dentária é baseada na concentração de tensão na região cervical (LEE; EAKLE, 1984; MCCOY, 1982, 1983), enfatizando que excentricamente os dentes são sobrecarregados (HOOD, 1972) e que a tração pode formar trincas com eventual ruptura e perda de adesão entre os cristais de hidroxiapatita do esmalte e da dentina subjacente (YETRAM; WRIGHT; PICKARD, 1976). Isso ocorre porque a inter-relação mecânica nesse local é mais fraca do que em outras áreas e pela persistência de cargas oclusais excessivas geradas durante os comportamentos funcionais ou parafuncionais e maloclusão (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; GRIPPO, 1991, 1992; LEE; EAKLE, 1984).

Esse tipo de perda patológica de substância na junção amelodentinária foi denominado de abfração para diferenciar das outras lesões cervicais não cariosas. Consiste em lesão decorrente de flexão do dente frente às forças biomecânicas, com formato de cunha e ângulos agudos internos e externos, bem como falha do esmalte e dentina longe do ponto de aplicação da carga (GRIPPO, 1991).

Estudos têm atribuído o insucesso de restaurações cervicais às abfrações (BURKE; WHITEHEAD; MCCAUGUEY, 1995; HEYMANN et al., 1991), visto que essas lesões freqüentemente apresentam suas margens localizadas em esmalte e dentina e associadas às forças oclusais excêntricas representam um desafio para

procedimentos restauradores (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; LEINFELDER, 1994). As tensões acumuladas nessa região têm sido relatadas como responsáveis pela falha de adesão, permitindo o surgimento de fendas e penetração de fluidos e bactérias, que caracterizam a microinfiltração (ALANI; TOH, 1997; BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992), levando à perda de retenção (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; HEYMANN et al., 1991; LAMBRECHTS; BRAEM, VANHERLE, 1987; LEE; EAKLE, 1996; MANHART et al., 2001) e ao seu deslocamento (HEYMANN et al., 1991; LEE; EAKLE, 1996).

A decisão em restaurar os defeitos cervicais tem o objetivo de fortalecer o dente, reduzir a concentração de tensão e a flexão, diminuir a progressão da lesão e os problemas inerentes ao seu aparecimento (GRIPPO, 1992). Como as restaurações cervicais estão sujeitas não somente às forças mastigatórias, mas também a pequenos desajustes oclusais ou interferências (RUSSO; GARONE NETTO, 1998). O entendimento da biomecânica das forças sobre as restaurações facilitaria a seleção de materiais e melhoraria o seu prognóstico (KUROE et al., 2000). Portanto, o material restaurador deve apresentar propriedades mecânicas para suportar forças mastigatórias e resistir ao desgaste (HEYMANN et al., 1991; LEE; EAKLE, 1996). De um modo geral, os materiais mais utilizados são os sistemas adesivos, as resinas compostas, os cimentos de ionômero de vidro (BARATIERI et al., 2003; BROWNING; BRACKETT; GILPATRICK, 2000; BURKE; WHITEHEAD; MCCAUGHEY, 1995; VAN MEERBEEK et al., 2003) ou uma combinação de técnicas (GLADYS et al., 1998, 1999).

Diante do exposto, a análise do comportamento desses materiais, quanto à microinfiltração e à perda de adaptação marginal de restaurações em áreas de abfração, motivou a elaboração deste trabalho.

2 REVISÃO DA LITERATURA

As lesões cervicais não cariosas constituem um grupo de entidades cuja principal característica é a perda ou o desgaste de estrutura dental, proveniente de fatores etiológicos não microbiológicos (HARA; PURQUERIO; SERRA, 2005). Conceitualmente, são atribuídas a três fatores como erosão, abrasão e atrição, agindo individual ou independentemente (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992). A erosão é a dissolução química de substância dentária proveniente de fontes dietárias, ocupacionais ou intrínsecas (GRIPPO, 1991; IMFELD, 1996). A abrasão é decorrente do desgaste patológico do dente por meio de processos mecânicos repetitivos (GRIPPO, 1991; LEVITCH et al., 1994). E a atrição consiste no desgaste fisiológico como resultado do contato de dente contra dente (REES; JAGGER, 2003).

As forças oclusais excêntricas que ocasionam flexão na estrutura dental estão envolvidas também no desenvolvimento de lesões cervicais não cariosas (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992; GRIPPO, 1991; LEE; EAKLE, 1984; McCOY, 1982,1983). Contudo, até que esse conceito fosse introduzido, a etiologia para explicar o mecanismo de formação das lesões com formato de cunha e freqüente localização subgengival não estava consagrada. Inicialmente, Xhonga (1977) observou uma relação direta entre bruxismo e erosão dentária e postulou que o trauma oclusal excêntrico poderia causar perda de estrutura dental na região cervical. McCoy (1982) propôs que o bruxismo era a causa primária de lesões na junção amelodentinária e, a flexão dental, a partir de tensão de tração, originava o desgaste cervical. O trabalho clássico de Lee e Eakle (1984) sugeriu que o formato

de cunha das lesões indicava uma etiologia multifatorial com combinação de forças oclusais, parafunção, abrasão, erosão e que o estresse oclusal era o seu fator etiológico principal, que levava à flexão da estrutura dental, originando tração de um lado e compressão do lado oposto.

Baseado nessas premissas, Grippo (1991) idealizou o termo abfração, das palavras latinas *ab* ou separação e *fractio* ou fratura, para diferenciar das demais lesões cervicais. Caracterizou como perda patológica de estrutura dental, devido às forças de cargas biomecânicas, que resultam em flexão com falha de esmalte e dentina distante do ponto de aplicação da carga. Definiu ainda que a abfração é a causa primária dessas lesões e que posteriormente a região é desgastada por processos erosivos e abrasivos.

A teoria da flexão pode ser explicada através dos princípios de oclusão. Em condições normais, as forças são direcionadas ao longo eixo do dente e depois são dissipadas, tendo distorção mínima nos substratos dentários (TANAKA et al., 2003). Por outro lado, quando a carga oclusal não é ideal, forças laterais podem ser geradas e flexionar o dente, obtendo compressão no lado para o qual o dente está inclinando e tração no lado oposto (GRIPPO, 1991; LEE; EAKLE, 1984; McCOY, 1982,1983). Considerando que a capacidade da estrutura dental em resistir à compressão é maior, nenhuma alteração geralmente ocorre desse lado ou há desenvolvimento de cavidade com formato de U (HAKIMEH et al., 2000), porém a tensão de tração pode favorecer a ruptura das ligações químicas entre os cristais de hidroxiapatita de esmalte e dentina. Então, pequenas moléculas de água penetram nos espaços formados, impedindo uma nova união química entre os cristais (LEE; EAKLE, 1984).

A despeito da teoria da flexão dentária, a hipótese de etiologia multifatorial tem sido sustentada (BADER et al., 1996; GRIPPO; SIMRING, 1995; KUROYE et al., 1999; LEE; EAKLE, 1984; LEINFELDER, 1994; LEVITCH et al., 1994; LYTTL; SIDHU; SMYTH, 1998; SPRANGER, 1995; WHITEHEAD; WILSON; WATTS, 1999) mostrando que devido à permanência das tensões de tração, as rupturas se propagam e a estrutura cristalina rompida favorece a dissolução química, por ácido, e mecânica, através da escovação (LEE; EAKLE, 1984). Nesse contexto, Pereira et al. (1994) enfatizam que as lesões cervicais não cariosas podem resultar inicialmente da concentração de esforços de tração, com desorganização dos prismas de esmalte, que associados a outros fatores como escovação incorreta, uso de dentífrícios abrasivos, ingestão de alimentos com alto poder de dissolução e a ocorrência de problemas sistêmicos como bulimia e hipertireoidismo, favorecem a perda de substância dentária e o aparecimento da lesão.

Alguns termos foram introduzidos para descrever o desgaste dentário na região cervical baseados na etiologia multifatorial: fatores de engenharia biodental, pois quando um dente é submetido à tração ou compressão, um efeito piezelétrico se desenvolve em diferentes regiões do dente, ocorrendo perda de substância dentária por troca iônica (GRIPPO; MASI, 1991); estresse por corrosão, que caracteriza uma degradação físico-química multifatorial (GRIPPO; SIMRING, 1995) e síndrome da compressão dental que é a deformação do dente relacionada à maloclusão, aos hábitos parafuncionais e às desordens da articulação temporomandibular (McCOY, 1999).

Em contrapartida, algumas características ratificam a teoria da flexão dentária para as lesões de abfração, a saber: localização em apenas um dente, sem afetar o seu adjacente (BURKE; WHITEHEAD; MCCAUGUEY, 1995; GRIPPO,

1992); raramente observadas na face lingual (BURKE; WHITEHEAD; MCCAUGUEY, 1995; RADENTZ; BARNES; CUTRIGHT, 1976); localizadas subgengivalmente (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992); maior incidência em pacientes que têm bruxismo (XHONGA, 1977); dentes com mobilidade geralmente não são afetados, pois dissipam as forças (KUROE et al., 1999); progridem ao redor de restaurações intactas (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992) e sob as margens de coroas totais e de ouro (GRIPPO, 1992), o que coloca em dúvida a ação de agentes químicos causadores de erosão. Pode-se destacar também que lesões de abfração foram encontradas em dentes de homens pré-históricos, quando a escova dental não havia sido inventada, e em dentes de animais, descartando a possibilidade da ação mecânica e formação de abrasão (DAVID; MEYER; SCHWARTZ, 1991).

Cabe salientar que muitas das evidências sobre a abfração foram derivadas da engenharia por meio de análise pelo método de elementos finitos (McCOY, 1982, 1983) para melhor compreender o seu mecanismo de formação (REES; JACOBSEN, 1998; REES; HAMMADEH; JAGGER, 2003). Os ensaios mecânicos têm sido associados com esse tipo de análise para possibilitar a explicação da discrepância entre as avaliações experimentais e as falhas clínicas, além de possibilitar a observação da distribuição de tensões em estruturas anatômicas e materiais odontológicos oferecendo uma simulação mecânica, em modelos matemáticos, bi ou tridimensionais, permite, ainda, a discretização de todas as estruturas anatômicas (VASCONCELLOS, 2001).

Esses estudos são feitos através da aplicação de carga, normalmente na cúspide vestibular de dentes em modelos confeccionados em computador (KUROE et al., 1999; REES; JACOBSEN, 1998), quase sempre os pré-molares inferiores

(ICHIM et al., 2007; LEE et al., 2002; YETTRAM; WRIGHT; PICKARD, 1976) ou superiores (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; LITONJUA et al., 2004), com o propósito de simular as concentrações de tensões na região cervical e verificar suas consequências.

Dessa maneira, já foi observado que o esmalte próximo à junção amelodentinária fica totalmente estressado, em razão da reação das forças oclusais excêntricas que fluem por entre essa fina estrutura. Assim, há a separação do esmalte da dentina, contribuindo para o desenvolvimento das lesões (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; SELNA; SHILLINGBURG; KERR, 1975; YETTRAM; WRIGHT; PICKARD, 1976), pois o valor pode chegar a 30 MPa que é suficiente para produzir fadiga no esmalte (REES, 1998) e falha nas restaurações cervicais (GOEL; KHERA; SINGH, 1990). Porém, trabalhos como o de Litonjua et al. (2004) não encontraram evidência de microfratura e nem evidência de que a carga oclusal possa desempenhar um papel significativo na progressão da abfração ao investigarem os efeitos de cargas contínuas e não contínuas sobre a região cervical de pré-molares.

Assim, uma avaliação cuidadosa deve ser realizada quando os princípios de engenharia são interpretados na cavidade bucal, pois estes podem apresentar limitações para gerar dados precisos (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; KUROYE et al., 1999; REES, 2001). Parece que a combinação de análise de elementos finitos com testes laboratoriais, que utilizam diferentes tipos de tensões, consiste na forma mais promissora de avaliação (REES; JACOBSEN, 1998).

Nos últimos anos, observações clínicas e revisões de literatura especializadas também têm atribuído atenção especial às abfrações. Ao considerar os estudos clínicos, muitos têm se baseado na prevalência (HAND; HUNT;

REINHARDT, 1986; LEVITCH et al., 1994; MASEKI; TANAKA, 2006; TELLES; PEGORARO; PEREIRA, 1997), nas características diferenciais entre as lesões cervicais (BRADY; WOOD, 1977; BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992; DAWID et al., 1991; LEINFELDER, 1994) e nas medidas terapêuticas (BURKE; WHITEHEAD; MCCAUGHEY, 1995; GRIPPO; SIMRING; SCHREINER, 2004; HEYMANN et al., 1991; LEVITCH et al., 1994; LYTTLE; SIDHU; SMYTH, 1998; PEAUMANS et al., 2007; SPRANGER, 1995). E revisões críticas da literatura têm procurado esclarecer o papel em potencial da abfração no contexto das lesões cervicais não cariosas (BARTTTLET; SHAH, 2006; LEE; EAKLE, 1996; REES; JAGGER, 2003).

Ao determinar o tratamento para os defeitos cervicais, esse será ineficaz, a longo prazo, a menos que os fatores etiológicos sejam removidos (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992; LEVITCH et al., 1994). Todavia, quando a eliminação de forças não axiais é alcançada, por exemplo, através do ajuste oclusal, o resultado pode ser a redução de tensão sobre a restauração (HEYMANN et al., 1991; REES; JAGGER, 2003). Desse modo, o entendimento da biomecânica das forças facilitaria a seleção de materiais, melhoraria o prognóstico (KUROE et al., 2000) e aumentaria a longevidade das restaurações cervicais (BRACKETT et al., 2002). Ao contrário, quando as tensões se perpetuam, devido à flexão, essas são tidas como responsáveis pela falha por fadiga na interface entre dentina e resina, obtendo ruptura marginal com desadaptação parcial ou total da restauração adesiva (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992; LEE; EAKLE, 1996; MANHART et al., 2001; SWIFT JR; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995).

As lesões de abfração freqüentemente apresentam margens em esmalte e dentina e, estes substratos respondem de maneira independente às forças

mastigatórias (RUSSO; GARONE NETTO, 1998). A infiltração marginal afeta grande parte das restaurações, em especial, quando as margens estão localizadas em dentina (GWINNET; KANCA, 1992; MANHART et al., 2001). Enquanto o esmalte favorece uma adesão eficaz (HEMBREE, 1980; SCHNEIDER et al., 2004; VAN MEERBEEK et al., 2003) devido ao seu conteúdo de 97% de minerais sob a forma de cristais de hidroxiapatita, 1% de matéria orgânica, essencialmente de natureza protéica e 2% de água (KATCHBURIAN; ARANA-CHAVEZ, 1999), a adesão em dentina é um processo complexo e pouco previsível, altamente influenciado por sua composição e estrutura (NIKOLAENKO et al., 2004; SHOOK et al., 2003). Consiste em 50% de cristais de hidroxiapatita, 30% de fibras colágenas e 20% de água (KATCHBURIAN; ARANA-CHAVEZ, 1999), o que torna o mecanismo de adesão mais difícil (GWINNET; KANCA, 1992) pelo fato da dentina ser um tecido dinâmico e permeável, apresentando túbulos dentinários que abrigam em seu interior os prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos e o fluido dentinário (HASEGAWA; RETIEF, 1993), por apresenta-se úmida, biologicamente mais sensível, com baixa energia de superfície e coberta por *smear layer* (MANDRAS; RETIEF; RUSSELL, 1991).

Como as restaurações em áreas de abfração estão sujeitas às forças oclusais excêntricas, a pequenos desajustes oclusais ou interferências e sofrem influência dos substratos dentários, sobretudo a dentina (RUSSO; GARONE NETTO, 1998), o material restaurador deve apresentar propriedades para suportar forças mastigatórias e resistir ao desgaste (HEYMANN et al., 1991; LEE; EAKLE, 1996). E a escolha de um adesivo deve ser justificada por um sistema que seja biocompatível, possa aderir indiferentemente ao esmalte e a dentina, ter capacidade de resistir às forças, possuir propriedades mecânicas próximas à das estruturas dentárias, ser

resistente à degradação no meio bucal e de fácil uso clínico (KUGEL; FERRARI, 2000). Cimentos de ionômero de vidro, resinas compostas associadas a sistemas adesivos são propostos para restaurar as lesões de abfração (BURKE; WHITEHEAD; MCCAUGHEY 1995).

Desde o desenvolvimento da técnica do condicionamento ácido (BUONOCORE, 1955), muitas pesquisas têm sido executadas na tentativa de aprimorar a qualidade de adesão aos substratos dentários como a técnica de condicionamento ácido total (FUSAYAMA et al., 1979), adesivos dentinários (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982) até chegar aos sistemas autocondicionantes (VAN MEERBEEK et al., 2003) com tendência à diminuição de passos operatórios para minimizar possíveis erros de técnica.

No sistema adesivo de três passos, é realizado o condicionamento ácido prévio para remoção de toda a *smear layer* e desmineralização com exposição de fibras colágenas que, após a aplicação dos monômeros hidrófilos - os *primers*, são envolvidas por adesivos formando a camada híbrida (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982) que garante a união com o material resinoso restaurador (VAN MEERBEEK et al., 2003). No entanto, o condicionamento ácido da dentina é um passo crítico, em razão da necessidade da lavagem da cavidade (PASHLEY; CARVALHO, 1997). Erros decorrentes dessa etapa podem estar relacionados com umidade residual dentinária (PASHLEY; CARVALHO, 1997; PEREIRA et al., 2001; SUSIN; OLIVEIRA JUNIOR; ACHUTTI, 2003) e desidratação com subsequente colapso das fibrilas colágenas e menor infiltração do adesivo (CARVALHO et al., 1996; PASHLEY et al., 1993; TAY; GWINNETT; WEI, 1996).

Outro fator inerente à dentina que contribui para o insucesso de restaurações adesivas é a esclerose, que torna esse substrato resistente ao

condicionamento ácido, limitando a penetração do adesivo na dentina e formando uma camada híbrida muito fina (GWINNETT; KANCA, 1992; SWIFT JR.; PERDIGÃO; HEYMANN, 1992). Isso leva à resposta clínica menos satisfatória quando comparada à dentina normal (HEYMANN et al., 1988), pois a menor espessura da camada híbrida parece que influencia positivamente na força de adesão e na melhor difusão do adesivo na dentina, evitando colapso da matriz de colágeno (YOESSEF et al., 1998).

No entanto, De Munck et al. (2005) acrescentam que a técnica mais eficiente para se obter união duradoura aos tecidos dentais ainda é o sistema de três passos. Esse tipo favorece a copolimerização do *primer* e a menor hidrofília da resina polimerizada pode resultar em melhor hibridização e suscetibilidade reduzida à degradação hidrolítica (REIS et al., 2006).

Para reduzir as dificuldades da técnica de três passos e simplificar a sua aplicação, foi proposto um sistema contendo *primer* e adesivo em um único frasco com aplicação prévia do ácido, obtendo bons resultados (HASEGAWA; RETIEF, 1993; PERDIGÃO; BARATIERI; LOPES, 1999). Entretanto, foi observado que estes adesivos de dois passos são mais suscetíveis à degradação (BRESCHI et al., 2007; De MUNCK et al., 2005; REIS et al., 2006), por isso algumas alternativas clínicas podem ser idealizadas para aprimorar a sua eficácia, tais como o aumento no tempo de aplicação (CARDOSO et al., 2005) e do número de camadas (HASHIMOTO et al., 2004), que favorecem a evaporação dos solventes, garantindo melhora no seu desempenho (LOGUERCIO; REIS, 2005).

Os sistemas autocondicionantes surgiram como uma nova realidade de adesivos, que se classificam de acordo com o número de procedimentos requeridos na técnica restauradora, uma ou duas etapas (MOURA, 2006) e são considerados

promissores, constituindo-se em boa opção para casos específicos, porque facilitam a técnica adesiva e garantem uma menor influência de outras variáveis (RODRIGUES FILHO; LODOVICI, 2003). De acordo com a acidez, eles são classificados em leves ($\text{pH} \geq 2$), moderados ($1 < \text{pH} < 2$) e severos ($\text{pH} \leq 1$) (TAY; PASHLEY, 2001). Os *primers* autocondicionantes ou de duas etapas, ou também denominados de dois passos, consistem na aplicação de monômeros acídicos, obtendo simultaneamente a desmineralização dos componentes inorgânicos e a infiltração do adesivo nas fibrilas colágenas da dentina com a incorporação da lama dentinária na camada híbrida (VAN MEERBEEK et al., 2003). Esse sistema contém monômeros acídicos e derivados, monômeros hidrófilos e água armazenados em um frasco, o *primer* ácido, e monômeros hidrófilos e hidrófobos em concentrações balanceadas no outro frasco, o adesivo (DE GÓES, 2001), porém o mecanismo de ação desses adesivos depende da ionização dos monômeros acídicos no momento da aplicação e, para tanto, eles necessitam de água em suas formulações. Então, surge um questionamento sobre a suscetibilidade à degradação hidrolítica ao longo do tempo (De MUNCK et al., 2003; YIU et al., 2004; MOURA, 2006).

Ao comparar com os sistemas adesivos convencionais, os *primers* autocondicionantes apresentam vantagens como: técnica menos crítica no controle da umidade, sensibilidade pós-operatória reduzida e menor discrepância entre profundidade de desmineralização do substrato e infiltração do adesivo (PERDIGÃO; GERALDELI, 2003). Logo, pode ser indicado como substituto para o ataque ácido convencional, porque a penetração de resina na superfície dos substratos dentários indica que há um adequado condicionamento e um selamento marginal satisfatório (BARKMEIER; LOS; TRIOLO, 1995). Altos valores de resistência de união à dentina também têm sido relatados (SOARES et al., 2006). Entretanto, para esmalte os

achados não são compatíveis com os relatos de Ferrari, Goracci e Garcia-Godoy (1997), Latta e Barkmeier (1998) e Perdigão et al. (1997) que consideram a adesão às margens desse substrato menos previsível com o uso de *primer* autocondicionante, porque eles não criam retenções típicas como àquelas obtidas com o uso do ácido fosfórico. Existem ainda os adesivos autocondicionantes de uma etapa que compreendem a união do *primer* ácido com o adesivo no mesmo frasco (TAY; PASHLEY, 2001). Com relação a esse aspecto, Peumans et al. (2005) e De Munck et al. (2005) observaram que apesar da tendência à simplificação, a perda de efetividade fica mais evidente.

Embora ênfase seja dada à configuração da cavidade classe V com margens em esmalte e dentina e aos sistemas adesivos, deve-se ressaltar que o material restaurador pode também influenciar na resposta clínica (HEYMANN et al. 1991) e na longevidade das restaurações (VAN MEERBEEK et al., 2003). Em se tratando de resinas compostas, mudanças vêm ocorrendo desde o seu aparecimento (BOWEN, 1956) em que se começava a observar um dos grandes obstáculos desse material, a contração de polimerização (BOWEN, 1967). Esse fenômeno induz tensões na interface causando trincas no esmalte e formação de fendas, as quais tornam a restauração mais suscetível à infiltração marginal (ALANI; TOH, 1997; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1990). E, portanto, essas ocorrências têm sido geralmente apontadas como as principais causas de fracasso de restaurações adesivas (HILTON, 2002).

Além da procura por soluções para a contração de polimerização, no que concerne às restaurações classe V com resinas compostas, em áreas de abfração, alguns aspectos são importantes como a degradação e o módulo de elasticidade do material. Considerando a degradação da união, pode-se enfatizar que a efetividade

dos procedimentos restauradores adesivos tem sido questionada com relação à durabilidade da adesão ao substrato dentário, pois a degradação está direcionada principalmente à hidrólise de componentes resinosos (REIS et al., 2006).

Quanto ao módulo de elasticidade, durante a polimerização, há uma fase de conversão de monômeros, referida como ponto gel, em que uma rede insolúvel é formada dentro da fase resinosa. Neste ponto, o módulo de elasticidade da resina composta aumenta significativamente e o limite elástico da mesma alcança um nível que não permite deformação plástica suficiente para compensar em volume (BRAGA; FERRACANE, 2004; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1990). Contração adicional pode gerar tensão dentro da resina e se esta estiver aderida nas paredes cavitárias, forças de contração se desenvolverão, que resulta em tensões na união entre resina e estrutura dental (BRAGA; FERRACANE, 2004), ocorrendo o rompimento do selamento marginal (EICK; WELCH, 1986). O uso de três incrementos do material tem sido a alternativa para melhorar a reação de cura e reduzir o efeito da contração (LUTZ; KREJCI; OLDENBURG, 1986).

As resinas compostas de micropartículas tendem a desenvolver menor força de contração e apresentar resultados mais satisfatórios que as resinas híbridas (BRAGA; FERRACANE; HILTON, 2003; CONDON; FERRACANE, 2000) em áreas de abfração (BROWNING; BRACKETT; GILPATRICK, 2000; LEINFELDER, 1994). Aquelas têm menor módulo de elasticidade do que essas, porém a contração volumétrica é similar para ambas, apesar do menor conteúdo de partícula de carga para a resina híbrida (LABELLA et al., 1999). Essa contradição pode ser explicada pela presença de partículas de carga pré-polimerizadas na maioria das resinas de micropartículas, que servem para diminuir a quantidade de matriz resinosa disponível para a contração (BRAGA; FERRACANE, 2004). Em acréscimo, as

resinas com baixo módulo de elasticidade permitem flexionar durante a função, reduzindo as chances para a falha de adesão na interface e ao deslocamento da restauração (KEMP-SHOLTE, DAVIDSON, 1990), porque grande parte da energia transferida é absorvida pela restauração ao invés de ser transmitida para a interface dentina/restauração (HEYMANN et al., 1991). Entretanto, outros autores sugerem que resinas híbridas podem ser usadas para as lesões de abfração, pois não encontraram diferenças em seus resultados quanto ao módulo de elasticidade dos materiais e sua influência na longevidade das restaurações (BAYNE et al., 1998; LAMBRECHTS; BRAEM; VANHERLE, 1987; PEAUMANS et al., 2007).

Outra proposta para reduzir tensão nas cavidades classe V é a confecção de cavidades elásticas que consistem em restaurações com uma resina de baixa viscosidade associada com outra convencional. O estresse da contração inicial da resina pode ser absorvido por uma camada relativamente elástica e, dessa maneira, reduzindo as tensões na interface dente/restauração através de sua deformação interna e melhor adaptação às superfícies (KEMP-SHOLTE; DAVIDSON, 1990; Li et al., 2006).

Ainda no campo dos materiais restauradores, desde o seu surgimento o cimento de ionômero de vidro tem sido considerado como o mais indicado para restaurações classe V (MOUNT, 1999; PEAUMANS et al., 2005; WILSON; KENT, 1972; YAP et al., 2003). São classificados em convencionais e modificados por resina (WILSON, 1996). O cimento ionomérico convencional possui coeficiente de expansão térmica semelhante à estrutura dental, o que promove menor tensão na interface dente/restauração e diminuição da infiltração (MOUNT, 1999; PEAUMANS et al., 2005); apresenta uma verdadeira união química, que constitui uma de suas principais vantagens e se dá pela reação dos grupos carboxílicos dos poliácidos com

o cálcio do dente (SHEN, 2005; TYAS, 2006); libera íons de flúor, exercendo influência considerável no controle da cárie secundária (BIJELLA; BIJELLA; SILVA, 2001) e ainda, baixa citotoxicidade (XIE et al., 2000). Devido às suas propriedades, o cimento de ionômero de vidro demonstra uma biocompatibilidade aos tecidos duros e moles, o que encoraja o seu uso em lesões subgengivais e em defeitos periodontais (ALVES; IMBRONITO; MATSON, 2004) e, por conseguinte, em lesões de abfração que apresentam margens localizadas subgengivalmente (BRAEM; LAMBRECHTS; VANHERLE, 1992).

Apresenta também desvantagens como baixa resistência à abrasão (KERBY; KNOBLOCK, 1992), translucidez reduzida, friabilidade, estética pobre, sensibilidade à técnica (LIPORONI et al., 2003) que pode levar à microinfiltração. (RETIEF, 1987). Posteriormente, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina ou híbrido foi desenvolvido para minimizar os problemas do cimento convencional, porém preservando as suas principais propriedades (PEAUMANS et al., 2005).

A união do ionômero modificado por resina é baseada em dois mecanismos de adesão à estrutura dentária. O tratamento superficial da dentina com ácido polialquênico limpa a superfície, remove a *smear layer* e ainda expõe fibras colágenas em até 0,5 µm de profundidade, sem perder completamente o suporte mineral. Dessa forma, ocorre uma união micromecânica, de acordo com o princípio de hibridização e também uma união química que é obtida pela interação iônica dos grupos carboxílicos do ácido com o cálcio da hidroxiapatita (REIS et al., 2001). Além dos componentes do ionômero convencional, esse cimento apresenta uma pequena quantidade de resina e fotoiniciadores, exibindo propriedades físicas intermediárias aos produtos e, em acréscimo, dois ou três tipos de reações de cura. A primeira é a

reação ácido-base que ocorre entre o vidro de silicato de flúor-alumínio e o ácido carboxílico. A segunda é a fotoativação e liberação de radicais livres, gerando a polimerização do grupo metacrilato do polímero e HEMA (2-Hidroxietil metacrilato). E a terceira é a reação de oxi-redução, que permite a polimerização de grupos metacrilato na ausência de fotoativação (SHEN, 2005; MCLEAN, NICHOLSON, WILSON, 1994).

Tal fato leva a um endurecimento melhorado do material, em decorrência da ação dos fotoiniciadores e iniciadores químicos de reação de cura na ausência de luz, o que proporciona uma polimerização mais uniforme, alta resistência inicial, maior resistência total, menor influência de ganho ou perda de água (WILSON, 1996), melhor estética (PEAUMANS et al., 2005; WILSON, 1996), acentuada capacidade de selamento marginal (YAP et al., 2003) e alta resistência de união à dentina (MOON; COVEY; HASS, 1993). De forma adversa, demonstra contração de polimerização, necessidade de técnica incremental e mudança de cor (MOUNT, 1999).

A superioridade do cimento ionomérico modificado por resina tem sido enfatizada em estudos que mostraram uma grande capacidade de selamento em ambos os substratos esmalte e dentina (MOON; COVEY; HASS, 1993; YAP et al., 2003). Trabalhos de Cenci et al. (2004); Mount (1999); Peaumans et al. (2005), Toledano et al. (1999) e Tyas (2006) o reconhecem como um material efetivo nas restaurações classe V, havendo menor microinfiltração em comparação a outros materiais restauradores, como cimentos resinosos, resinas compostas associadas a sistemas adesivos e o ionômero convencional. Segundo Momoi et al. (1995) os cimentos híbridos são mais resistentes, flexíveis e resilientes do que os ionômeros convencionais.

Embora a microinfiltração e a adaptação marginal de restaurações classe V tenham sido bastante estudadas, ênfase é dada apenas ao material e à técnica. Procurou-se avaliar, por meio de ensaios laboratoriais e análise de elementos finitos, a configuração cavitária da lesão de abfração e sua relação com diversos materiais restauradores e sistemas adesivos, bem como a distribuição de tensões na região cervical. Observar os materiais que demonstram melhor desempenho frente às tensões distintas constituiu o foco dessa pesquisa, tornando-se uma contribuição ao estudo das lesões cervicais não cariosas.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo *in vitro* teve como objetivos:

- 3.1 confeccionar restaurações classe V, simulando lesões de abfração, com diferentes sistemas adesivos, resinas compostas e cimentos de ionômero de vidro.
- 3.2 avaliar a microinfiltração e a perda de adaptação marginal das restaurações.
- 3.3 observar a distribuição de tensões na região cervical pelo método de elementos finitos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Após a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) sob o protocolo nº 38/06 (Anexo A), foram selecionados sessenta pré-molares superiores humanos extraídos, com faces vestibulares híginas, do Banco de Dentes Humanos da FOUSP.

4.1 Preparo dos espécimes

Os dentes foram limpos com cureta periodontal Gracey 5-6 (Millenium, São Paulo-SP, Brasil) e imersos em água destilada a 37°C até a sua utilização.

O preparo cavitário do tipo classe V foi confeccionado na face vestibular, simulando o formato das lesões de abfração com uma ponta cilíndrica diamantada nº 3100 (KG Sorensen, Barueri-SP, Brasil) montada em turbina de alta rotação (Dabi Atlante, São Paulo-SP, Brasil) sob refrigeração constante, a qual foi substituída após a utilização em cinco dentes para assegurar o corte.

A cavidade foi configurada em 3,0 mm para a altura ocluso-gengival; 3,0 mm para extensão mésio-distal e 1,5 mm de profundidade axial, considerando o ponto mais profundo do preparo (FRUITS et al., 2002; SCHNEIDER et al., 2004). O ângulo cavo-superficial ficou localizado todo em esmalte e a margem gengival situada à cerca de 2 mm da junção amelodentinária. Essas medidas foram aferidas

por um paquímetro eletrônico digital (Starrett, São Paulo-SP, Brasil) para padronizar o tamanho.

Um recortador de margem gengival nº 28 (Duflex Artigos Dentários, Rio de Janeiro-RJ, Brasil) foi usado para o acabamento. A profilaxia das cavidades foi realizada com taça de borracha (KG Sorensen, Barueri-SP, Brasil) montada em peça de mão de baixa rotação (Kavo do Brasil, Joinville-SC, Brasil) e suspensão aquosa de pedra-pomes (S.S. White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro-RJ, Brasil).

Os dentes foram divididos aleatoriamente em seis grupos experimentais com dez repetições para cada combinação restauradora de acordo com o Quadro 4.1. A ordem de execução dos procedimentos seguiu sorteio prévio a cada dia de trabalho.

Grupos	Combinação restauradora
G1	Ketac Molar Liquid + Ketac Molar Easymix
G2	Primer + Vitremer
G3	Adper Single Bond 2 + Durafill VS
G4	Adper Single Bond 2 + Z 100
G5	Clearfil SE Bond + Durafill VS
G6	Clearfil SE Bond + Z 100

Quadro 4.1 – Grupos experimentais de acordo com a combinação restauradora

O modo de aplicação de materiais restauradores e de sistemas adesivos acompanhou as recomendações dos fabricantes (Quadro 4.2). Para os materiais fotoativados, foi usado o aparelho fotopolimerizador XL 2500 (3M/ESPE, São Paulo-SP, Brasil) com irradiância de 420 mW/cm², posicionado próximo à superfície da restauração. A resina composta foi inserida pela técnica incremental em três

camadas, com auxílio de espátula (Duflex Inox Ind. e Com., Rio de Janeiro-RJ, Brasil). Para os cimentos de ionômero de vidro, utilizou-se a seringa tipo Centrix (DFL Ind. e Com. Ltda, Rio de Janeiro-RJ, Brasil).

Produto, Fabricante, Lote	Composição	Modo de Aplicação
Cond AC 37 FGM F/L 25 out 04	Ácido fosfórico a 37%, Digluconato de clorexidina a 2%, espessante, corante e água deionizada.	a, b, c
Adper Single Bond 2 3M ESPE 5 CU	Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, copolímero dos ácidos poliacrílico e poliitaconico, água, etanol e fotoiniciadores	a, b, c, d ₁ , c ₁ , e
Clearfil SE Bond Kuraray Medical Inc. 51316	<i>Primer:</i> 10 MDP, HEMA, Dimetacrilato hidrofílico, dl-canforoquinona, N, N-Dietanol-p-toluidina, água. <i>Adesivo:</i> 10 MDP, Bis-GMA, HEMA, Dimetacrilato hidrofóbico, dl-canforoquinona, N, N-Dietanol-p-toluidina, sílica coloidal silanizada	a ₂ , c ₁ , d, c ₁ , e
Durafill VS (cor A2) Hereaus-Kulzer 010150	UDMA, Dióxido de silício, partículas pré-polymerizadas	1 – a, b, c, d ₁ , c ₁ , e, f ₁ , g 2 – a ₂ , c ₁ , d, c ₁ , e, f ₁ , g
Z 100 (cor A2) 3M ESPE 6YC	Bis-GMA, TEGDMA, zircônia, sílica	1 – a, b, c, d ₁ , c ₁ , e, f ₁ , g ₁ 2 – a ₂ , c ₁ , d, c ₁ , e, f ₁ , g ₁
Ketac Molar Easymix 3M ESPE 228268	<i>Pó:</i> pigmentos, vidro de fluorsilicato, cálcio. <i>Líquido:</i> Ácido poliacrônico, Ácido tartárico, água.	a ₁ , b, c, f, h, i
Vitremer 3M ESPE 14065	<i>Primer:</i> copolímero de ácido polialcenoico modificado, grupos metacrilatos, etanol, canforoquinona. <i>Pó:</i> cristais de fluor alumínio silicato, persulfato de potássio, ácido ascórbico e pigmentos. <i>Líquido:</i> solução aquosa de ácido polialcenoico, grupos metacrilatos, água, HEMA, canforoquinona. <i>Glaze:</i> Bis-GMA, TEGDMA e canforoquinona.	a ₂ , c ₁ , g, f ₁ , g ₁ , i ₁ , g
<p>Seqüência: a – condicionar com ácido fosfórico a 37% durante 15s; a₁ – aplicar o ácido polialcenoico por 10s; a₂ – aplicar uma camada de <i>primer</i> sob leve agitação por 20s; a₃ – aplicar uma camada de <i>primer</i> sob leve agitação por 30s; b – lavar por 30s; c – secar com bolinha de algodão; c₁ – secar com leve jato de ar por 3s; c₂ – secar com jatos de ar por 15s; d – aplicar uma camada de adesivo; d₁ – aplicar duas camadas consecutivas do adesivo; e – fotoativar (10s/420mW/cm²); f – inserir incremento único do material restaurador; f₁ – inserir três incrementos do material restaurador; g – fotoativar (20s/ 420mW/cm²); g₁ – fotoativar cada incremento (40s/420mW/cm²); h – acabar e polir as restaurações com ponta de acabamento e discos abrasivos, respectivamente; i – aplicar uma camada de vaselina; i₁ – aplicar uma camada de <i>gloss</i>.</p> <p>Abreviações: Bis-GMA-Bisfenol-glicidimetacrilato; HEMA-2-Hidroxietil metacrilato; MDP-10-Metacriloloxidecil dihidrogenafosfato; UDMA-Uretano dimetacrilato; TEGDMA-Trietilenoglicoldimetacrilato.</p>		

Quadro 4.2 – Descrição sumária do material utilizado, composição e modo de aplicação

O excesso de material restaurador foi removido com pontas de acabamento FG 3168F (KG Sorensen, São Paulo-SP, Brasil) e o polimento foi feito com discos abrasivos Sof-Lex (3M Dental, São Paulo-SP, Brasil).

4.2 Confeção de réplicas

Uma moldeira foi confeccionada com resina acrílica quimicamente ativada JET (Clássico, Campo Limpo Paulista-SP, Brasil). O silicone de adição, hidrofílico, à base de polivinilsiloxano Adsil Regular Body (Vigodent S/A Ind. e Com., Rio de Janeiro-RJ, Brasil) foi utilizado como material de impressão de alta precisão (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Moldeira em posição com material de impressão

A moldagem foi realizada na face vestibular do dente e o tempo de presa do material se dava em aproximadamente 4 minutos. Após 1 hora de espera, uma resina poliéster (Fiber Center Ind. e Com. de Resinas Ltda., São Paulo-SP, Brasil) foi manipulada com o catalisador e vazada sobre o molde para obtenção das réplicas. Uma base de formato redondo foi idealizada com a mesma resina para acomodar as réplicas (Figura 4.2) e, então essas foram identificadas com o nome do grupo e

número do dente a que pertenciam, através de uma caneta de tinta permanente (Multimarker Faber-Castell, São Paulo-SP, Brasil).

Figura 4.2 – Réplica confeccionada com resina de poliéster

4.3 Ensaios laboratoriais: ciclagens térmica e mecânica

Em seguida, todos os dentes tiveram seus ápices selados com cianocrilato (Super Bonder, Henckel Loctite, São Paulo-SP, Brasil) e foram mantidos em água destilada a 37°C por 24h até o início da inclusão, que foi realizada em tubos cilíndricos de policloreto de vinila (PVC) de 10 mm de altura e 15 mm de diâmetro preenchidos com resina acrílica quimicamente ativada JET (Clássico, Campo Limpo Paulista-SP, Brasil). A parede gengival do preparo cavitário manteve uma distância de 2 mm da borda superior do tubo e o dente foi embutido ligeiramente inclinado para possibilitar o toque da ponta de poliacetato da máquina de ciclagem mecânica em angulação de 30°.

A termociclagem e a ciclagem mecânica são utilizadas para comparar o desempenho dos materiais e das técnicas restauradoras (BEDRAN-DE-CASTRO et al., 2004; CARDOSO; PLÁCIDO; MOURA, 2002), bem como avaliar a capacidade de adaptação do material ao dente por meio de envelhecimento e desgaste das restaurações (DUMSHA, BIRON, 1984). Todos os espécimes foram submetidos à termociclagem com 1000 ciclos em temperatura dos banhos variando entre 5° e 55°C, tempo de imersão de 1 minuto e três segundos de intervalo (MANDRAS; RETIEF; RUSSELL, 1991) em máquina de ciclagem térmica, desenvolvida pelo Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral da FOUSP e Ética Equipamentos Científicos/FAPESP, proc. n° 90/1080-0 (Figura 4.3).

Foram utilizados 100.000 ciclos com carga axial de 8 Kgf (CARDOSO; PLÁCIDO; MOURA, 2002; MIRANDA JR., 1994) no ensaio de ciclagem mecânica para gerar as cargas obtidas durante os movimentos mastigatórios. Pontas de poliacetato com 10 mm de diâmetro e 15 mm de altura foram acopladas aos pistões da máquina, desenvolvida pelo Departamento de Biomateriais e Bioquímica Oral da FOUSP e Ética Equipamentos Científicos/FAPESP, proc. n° 90/1080-0 (Figura 4.4) para o toque apenas na cúspide vestibular dos pré-molares.

Figura 4.3 – Máquina de termociclagem

Figura 4.4 – Máquina de ciclagem mecânica

4.4 Análise da adaptação marginal

Após as ciclagens térmica e mecânica, as restaurações foram observadas quanto à adaptação marginal e comparadas às réplicas com uma lupa estereoscópica de 25x de aumento (Baush, Lomb, Rochester, USA), utilizando escores atribuídos separadamente para os terminos em esmalte e em dentina:

0 – sem perda de adaptação marginal;

1 – com perda de adaptação marginal.

4.5 Análise da microinfiltração

Inicialmente, os dentes foram impermeabilizados com duas camadas de esmalte cosmético na cor preta (Colorama, São Paulo-SP, Brasil), deixando exposta somente uma janela 1 mm ao redor da restauração, para então serem imersos em solução aquosa de azul de metileno a 0,5% (pH=7,2) durante 4 horas (CASAGRANDE et al., 2005; RASKIN et al., 2001) em temperatura ambiente. O corante foi fornecido pelo Centro de Pesquisa em Biologia Oral da FOU SP.

Transcorrido esse tempo, os espécimes foram lavados em água corrente por 15 minutos, secos com papel toalha e seccionados com um disco de diamante (Extex Corp. Enfield, CT, USA), sob refrigeração constante a uma velocidade programada de 250 rpm, na cortadora de precisão Labcut 1010 (Extex Technologies Inc. Enfield, CT, USA/CNPq proc. nº 0400583/94-1). Os cortes foram feitos nos

sentidos ocluso-apical, no centro das restaurações, e transversal 2 mm além da margem gengival, obtendo-se duas metades.

O grau de penetração do corante foi avaliado por dois métodos, um qualitativo, com escores, e outro quantitativo, por análise morfométrica. O método qualitativo foi realizado com uma lupa estereoscópica de 25x de aumento (Baush, Lomb, Rochester, USA) por 3 observadores previamente calibrados. Esse método se baseou em duas leituras de cada parte do dente, uma na porção gengival e outra na oclusal, considerando uma escala de valores adaptada de Miranda Jr. (1994). Os escores de classificação do grau de penetração do corante estão demonstrados nas Figuras 4.5, 4.6, 4.7, 4.8 e 4.9.

Figura 4.5 - sem penetração do corante (código 0)

Figura 4.6 - penetração do corante apenas em esmalte ou 1/3 da parede gengival em dentina (código 1)

Figura 4.7 - penetração do corante até a junção amelodentinária ou 2/3 da parede gengival em dentina (código 2)

Figura 4.8 - penetração do corante em toda parede gengival ou oclusal (código 3)

Figura 4.9 - penetração do corante em direção à câmara pulpar (código 4)

O método quantitativo foi utilizado para observar de forma linear a penetração do corante na interface de união. Os espécimes foram analisados em *software* ImageLab 2000 desenvolvido no Laboratório de Informática Dedicado à Odontologia (LIDO) da FOU SP. As imagens foram capturadas através de câmera

digital *Hyper* HAD (Sony Corporation, Shinagawa-Ku-TO, Japan) acoplada a uma lupa estereoscópica Citoval 2 (Carl Zeiss Jena, Oberkochen, Germany) pelo programa *Vidcap* 32, gerando imagens com 16 x de aumento e mensuradas em milímetros.

4. 6 Análise estatística

Foi aplicado o teste de Kappa para observar a concordância entre os três avaliadores da pesquisa. Para determinar as comparações múltiplas, os dados foram submetidos ao teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, em nível de significância de 5%. O Coeficiente de Spearman foi calculado com o propósito de verificar a correlação entre os métodos qualitativo e quantitativo em nível de significância de 1%. O teste do Qui-quadrado foi utilizado para as frequências de ocorrência de desadaptação marginal para esmalte e dentina. Os programas BioStat, versão 4.0, e GMC, versão 8.1 foram usados para a análise dos resultados.

4.7 Análise pelo método dos elementos finitos

A análise pelo método dos elementos finitos (MEF) é um método numérico que se baseia na confecção de um modelo matemático que representa geometricamente o objeto a ser analisado. Este modelo é subdividido em um

determinado número de células denominadas como elementos finitos, que podem se apresentar em formato triangular linear ou quadrático, dependendo da geometria do modelo e do tipo de análise que será realizada. Cada elemento é definido por um número de pontos denominados nós. Em um modelo tridimensional, os nós são localizados por meio de um sistema de coordenadas cartesianas ortogonais, nos eixos X, Y e Z, interligando os respectivos elementos. O conjunto resultante é chamado de malha. Atribuem-se, aos elementos da malha, propriedades iguais às dos materiais, como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, que esses representam no modelo físico real, para, em seguida, conferir as mesmas condições de contorno e carregamento que se deseja estudar no modelo físico real (POIATE, 2006).

A análise pelo MEF pode ser dividida em três passos: pré-processamento, processamento propriamente dito e pós-processamento. No pré-processamento, modela-se a estrutura a ser analisada (características geométricas) e as características físicas dos materiais envolvidos. As estruturas são discretizadas através de nós e elementos para, posteriormente, aplicarem-se às condições de contorno e carregamento. No módulo de processamento propriamente dito, aplica-se um algoritmo para uma solução do sistema de equações do problema modelado no pré-processamento. Finalmente, no pós-processamento, tem-se a visualização dos resultados gerados pelo processamento (POIATE, 2006).

Nesse trabalho, o programa MSC/PATRAN2005r2 (The MacNeal-Schwendler Corporation – USA) foi utilizado no pré e pós-processamento para visualização e avaliação dos resultados, enquanto que o processamento foi realizado no programa MSC/NASTRAN2005r1. Foram gerados três modelos tridimensionais (3D) de um segundo pré-molar superior a partir das dimensões

médias obtidas na literatura. O modelo foi confeccionado com comprimento total de 21,4 mm, comprimento radicular de 14,1 mm, largura méso-distal de 5,0 mm e largura vestibulo-lingual de 8,5 mm no colo da raiz (CANTISANO; PALHARES; SANTOS, 1987). Para a geometria da raiz, as dimensões médias da dentina radicular foram baseadas em quatro cortes horizontais realizados ao longo do eixo principal da raiz a partir da junção cimento-esmalte com intervalo de 3,5 mm (SHILLINBURG; GRACE, 1973). As dimensões da polpa radicular foram obtidas por interpolação por meio do diâmetro médio do forame apical (GREEN; BROOKLYN, 1960) e os valores para a região cervical foram baseados em Shillinburg e Grace (1973). A espessura de esmalte e dentina coronária seguiram os dados mencionados por Shillinburg e Grace (1973) e por meio de cortes de intervalo de 1 mm conforme Cantisano, Palhares e Santos (1987).

A altura da cúspide vestibular foi considerada maior que a cúspide lingual em 0,9 mm, correspondendo aos segundos pré-molares superiores (SHILLINBURG; KAPLAN; GRACE, 1972). Os dados para a câmara pulpar foram baseados na altura da coroa (CANTISANO; PALHARES; SANTOS, 1987) e na espessura vertical de dentina e de esmalte a partir da câmara (SHILLINBURG; GRACE, 1973) e na espessura de dentina e esmalte em um corte vestibulo-lingual (UETI; TODESCAN; GIL, 1997).

A partir das superfícies das estruturas (polpa, dentina e esmalte) confeccionadas, obteve-se a configuração cavitária da abfração, materiais restauradores distintos e estrutura de suporte (Figura 4.9). O objetivo foi representar o ensaio de ciclagem mecânica, na qual um dente restaurado com diferentes materiais foi embutido em resina acrílica num tubo de PVC, para avaliar a distribuição de tensões na região cervical. A camada de adesivo não foi modelada

devido sua espessura ser de 10 μm (AUSIELLO; APICELLA; DAVIDSON 2002; AUSIELLO; RENGO; DAVIDSON, 2004), além de aumentar a complexidade na discretização do modelo numérico e o tempo de processamento.

Figura 4.9 - Geração de curvas e de superfícies dos modelos

A seguir, foram geradas as malhas superficiais com elementos triangulares de topologia plana linear Tri3, ou seja, 1 face contendo 3 arestas, com 1

nó em cada uma das extremidades das arestas. Foram utilizados elementos de arestas de tamanho de 0,05mm, em regiões de grande curvatura, de pequeno tamanho ou transição entre estruturas, até arestas de 0,30mm, em áreas de pequena curvatura, de grande tamanho ou distante de transição entre estruturas. Depois, procedeu-se a geração da malha volumétrica com elementos tetraédricos de topologia Tet4, ou seja, elemento piramidal de 4 faces contendo 6 arestas, com 1 nó em cada uma das extremidades das arestas (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Geração de malha de elementos finitos para todas as estruturas

O grau de discretização dos modelos foi estabelecido a partir de estudos de convergência dos resultados, da capacidade do computador utilizado nas

análises e de testes de verificação de elementos distorcidos, para assegurar adequada densidade da malha de elementos finitos aos modelos, descrevendo de forma bastante realista a geometria dos diversos componentes. Desta forma, obteve-se para cada modelo 250.968 pontos nodais e 1.146.152 elementos. A discretização acima detalhada correspondeu à melhor relação custo-benefício suportada por um microcomputador Pentium Dual-Core com processador de 1.7 GHz, disco rígido de 160 Gb e 2 Gb de memória RAM.

Apesar de que os elementos hexaédricos (6 faces) sejam melhores que os tetraédricos no que se refere à solução das equações e resultados, não foram utilizados devido à complexidade da geometria analisada, na qual apareceriam elementos distorcidos, comprometendo a discretização da geometria e a análise dos resultados.

A natureza heterogênea e anisotrópica da estrutura dental e dos tecidos de suporte foi simplificada para facilitar a análise da resposta estrutural dos componentes na modelagem. Para tanto, todas as estruturas constantes no modelo foram representadas como isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas, caracterizadas pelo módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson (ν), e as interfaces entre as estruturas foram representadas como perfeitamente unidas (POIATE et al., 2005; POIATE, 2006). Os valores utilizados são apresentados no Quadro 4.3.

Material/ Estrutura anatômica	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Esmalte	41,0	0,30	Ko et al., (1992)
Dentina	18,60	0,31	Ko et al., (1992)
Polpa	0,02	0,45	Farah e Craig (1974)
Z100	20,14	0,30	Labella et al. (1999)
Durafill VS	6,48	0,30	Labella et al. (1999)
Vitremer	7,00	0,30	Li, von Beetzen e Sundström (1995)
Resina Acrílica Quimicamente Ativada	2,65	0,38	Shim e Watts (2000)

Quadro 4.3 - Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas

Finalmente, as condições de contorno ou fixação do modelo, bem como as características da aplicação das forças, foram também confeccionadas. Em todos os modelos foi simulada a aplicação de uma carga estática total de 8 kgf tal como ocorreu no ensaio de ciclagem mecânica (CARDOSO; PLÁCIDO; MOURA, 2002; MIRANDA JR., 1994), distribuída por 12 pontos nodais (Figura 4.11), em uma área de 0,8 mm² (KUMUGAI et al., 1999) na ponta da cúspide vestibular (KUROYE; ITOH; CAPUTO, 1999), com uma inclinação de 30° (ICHIM et al., 2007). Dessa forma, a tensão máxima foi concentrada logo abaixo da cúspide que recebe a carga, com menor tensão do lado oposto, o que é postulado na teoria de flexão dental (McCOY, 1982, 1983).

Figura 4.11 - Ponto de aplicação e orientação das cargas

5 RESULTADOS

5.1 Dos ensaios laboratoriais

De posse dos dados originais, foi calculada a moda, que é o valor que ocorre com maior frequência, a partir dos valores obtidos pelos três observadores. Em seguida, o teste de Kappa foi utilizado, constatando uma boa concordância inter-examinadores de 0,62. Posteriormente, os valores de microinfiltração marginal pelo método qualitativo (escores) foram distribuídos em percentuais nos seis grupos experimentais: G1 = Ketac Molar Liquid/Ketac Molar Easymix, G2 = Primer/Vitremer, G3 = Adper Single Bond 2/Durafill, G4 = Adper Single Bond 2/Z100, G5 = Clearfil SE Bond/Durafill e G6 = Clearfil SE Bond/Z100. (Tabela 5.1).

Tabela 5.1 – Distribuição dos percentuais por grupo da microinfiltração pelo método qualitativo

Grupos	Escores de microinfiltração									
	0		1		2		3		4	
	f	%	f	%	f	%	f	%	f	%
G1	5	25,0	5	25,0	8	40,0	-	-	2	10,0
G2	8	40,0	6	30,0	6	30,0	-	-	-	-
G3	7	35,0	5	25,0	5	25,0	1	5,0	2	10,0
G4	2	10,0	3	15,0	3	15,0	6	30,0	6	30,0
G5	5	25,0	12	60,0	2	10,0	1	5,0	-	-
G6	9	45,0	6	30,0	1	5,0	4	20,0	-	-

Os valores de penetração o corante foram bastante variados. Observou-se que no G1, o escore 2 foi o mais encontrado, seguido dos escores 0 e 1. Para o G2,

o maior resultado de microinfiltração foi o escore 0, seguido dos escores 1 e 2. Para o G3, os escores 0, 1 e 2 foram os maiores valores. No G4, escores 3 e 4. Para o G5, escores 1 e 0, respectivamente. Para o G6, escores 0 e 1. A frequência de escores de microinfiltração por grupo está também representada no Gráfico 5.1.

Gráfico 5.1 – Frequência dos escores de microinfiltração marginal por grupo

Através dos dados obtidos pelos examinadores, foi realizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis que revelou não existir diferença estatisticamente significativa na microinfiltração marginal pelo método qualitativo para o término em esmalte ($p = 0,5201$). Todavia, quando foi analisado o substrato dentina, observou-se que houve diferença estatisticamente significativa ($p = 0,0002$) demonstrada na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 – Teste de Kruskal-Wallis para a microinfiltração pelo método qualitativo

Substrato	Grau de Liberdade	Valor (H) de Kruskal-Wallis	P	
Esmalte	5	4,2066	0,5201	n.s.
Dentina	5	23,9973	0,0002	*

* - significante em nível de 5%

n.s. – não significante

Para as diferenças entre as amostras com término em dentina pelo método qualitativo, foi feita a comparação das médias dos postos dos seis grupos. O G4 apresentou maior grau de microinfiltração que G2, G5 e G6 ($p < 0,05$) e menor valor de microinfiltração para G2. No entanto, não foram observadas diferenças significantes entre os demais grupos (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 – Média dos postos dos grupos experimentais em margem dentinária pelo método Qualitativo

Amostras comparadas (duas a duas)	Diferença entre postos médios	Valor crítico	P
G1 X G2	17,50	2,935	n.s.
G1 X G3	4,30	2,935	n.s.
G1 X G4	13,60	2,935	n.s.
G1 X G5	13,60	2,935	n.s.
G1 X G6	12,40	2,935	n.s.
G2 X G3	13,20	2,935	n.s.
G2 X G4	31,10	2,935	< 0,05
G2 X G5	3,90	2,935	n.s.
G2 X G6	5,10	2,935	n.s.
G3 X G4	17,90	2,935	n.s.
G3 X G5	9,30	2,935	n.s.
G3 X G6	8,10	2,935	n.s.
G4 X G5	27,209	2,935	< 0,05
G4 X G6	26,00	2,935	< 0,05
G5 X G6	1,20	2,935	n.s.

* - significante em nível de 5%

n.s. – não significante

Na análise da microinfiltração em esmalte pelo método quantitativo (morfométrica), não houve diferença estatisticamente significante ($p = 0,3439$). Contudo, a ocorrência de microinfiltração na margem dentinária, em função dos diferentes materiais testados, foi considerada significante ($p = 0,0001$) (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 – Teste de Kruskal-Wallis para a microinfiltração pelo método quantitativo

Substrato	Grau de Liberdade	Valor (H) de Kruskal-Wallis	P	
Esmalte	5	5,6298	0,3439	n.s.
Dentina	5	26,8923	0,0001	*

* - significante em nível de 5%

n.s. – não significante

Com base na comparação das amostras para localizar as diferenças na margem dentinária, foi notado que G4 teve maior valor de microinfiltração em relação a G2, G5 e G6 com significância estatística ($p < 0,05$), sendo que o melhor resultado foi encontrado para G2 (Tabela 5.5).

Tabela 5.5 – Média dos postos dos grupos experimentais em margem dentinária pelo método quantitativo

Amostras comparadas (duas a duas)	Diferença entre postos médios	Valor crítico	P
G1 X G2	15,80	2,935	n.s.
G1 X G3	3,95	2,935	n.s.
G1 X G4	18,25	2,935	n.s.
G1 X G5	13,45	2,935	n.s.
G1 X G6	9,15	2,935	n.s.
G2 X G3	19,75	2,935	n.s.
G2 X G4	34,05	2,935	< 0,05
G2 X G5	2,35	2,935	n.s.
G2 X G6	6,65	2,935	n.s.
G3 X G4	14,30	2,935	n.s.
G3 X G5	17,40	2,935	n.s.
G3 X G6	13,10	2,935	n.s.
G4 X G5	31,70	2,935	< 0,05
G4 X G6	27,40	2,935	< 0,05
G5 X G6	4,30	2,935	n.s.

* - significante em nível de 5%

n.s. – não significante

As leituras qualitativa e quantitativa se equivaleram em relação à medição da penetração do corante. Para comparar os métodos de avaliação, foi calculado o coeficiente de correlação de Spearman em nível de significância de 1%. Esse teste

mostrou que houve uma relação direta entre os métodos para esmalte ($r = 0,8093$) e dentina ($r = 0,8897$), sendo estatisticamente significativa ($p < 0,0001$), cujos resultados estão expressos na Tabela 5.6.

Tabela 5.6 – Coeficiente de correlação de Spearman entre os métodos qualitativo e quantitativo

Métodos	Esmalte		Dentina	
	R	P	R	P
Qualitativo				
X	0,8093	< 0,0001*	0,8897	< 0,0001*
Quantitativo				

* - significativo em nível de 1%

Os dados referentes ao coeficiente de correlação de Spearman pelos métodos qualitativo e quantitativo de microinfiltração para esmalte estão demonstrados no Gráfico 5.2.

Gráfico 5.2 - Coeficiente de correlação de Spearman para microinfiltração em esmalte

A relação direta entre os métodos de avaliação de microinfiltração foi encontrada em dentina (Gráfico 5.3).

Gráfico 5.3 - Coeficiente de correlação de Spearman para microinfiltração em dentina

O teste de Kruskal-Wallis, em nível de significância de 5%, foi aplicado também para a análise da adaptação marginal das restaurações. Os achados não revelaram diferença estatisticamente significativa para esmalte ($p = 0,9635$) e dentina ($p = 0,6647$), cujos valores são observados na Tabela 5.7.

Tabela 5.7 – Distribuição de escores para a adaptação marginal de restaurações

Dentes	Esmalte						Dentina					
	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G1	G2	G3	G4	G5	G6
1	0	1	1	1	0	0	0	0	0	1	0	1
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	1	0	1	1	0	0	1	1	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0
7	0	0	0	1	1	0	1	0	0	1	0	0
8	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
9	0	0	1	0	1	0	0	1	0	0	0	0
10	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	0

As frequências de ocorrência de desadaptação marginal foram comparadas pelo teste do Qui-quadrado para esmalte e dentina. Os dados não demonstraram diferença estatisticamente significativa (Tabela 5.8).

Tabela 5.8 – Frequência de perda de adaptação de restaurações pelo teste Qui- quadrado

Substrato	Grau de Liberdade	Valor do Qui-Quadrado	P	
Esmalte	5	2,400	0,7915	n.s.
Dentina	5	6,383	0,2707	n.s.

n.s. – não significativa

5.2 Da análise pelo método dos elementos finitos

Com base nas imagens geradas pelo programa frente aos diferentes materiais restauradores, foram identificados e registrados os valores das faixas de tensão de tração e compressão e a localização das tensões predominantes nos modelos. Essa avaliação foi feita no modelo completo e também de forma individualizada para cada parte de interesse: dentina radicular, esmalte e material restaurador.

Os valores de tensões principais máximas obtidos na interface do material restaurador, em um modelo de pré-molar restaurado com materiais diferentes, estão demonstrados no Gráfico 5.4. Observa-se que a maior concentração de tensões de tração foi evidenciada nos modelos com restauração de Z100 e os dados referentes às tensões para os outros modelos tiveram resultados similares com menores valores.

Gráfico 5.4 – Tensão principal máxima ao longo da interface ABCDA do material restaurador

A Figura 5.1 mostra uma visão panorâmica do modelo restaurado com Z100, bem como de forma individualizada para dentina radicular e material odontológico. Na dentina radicular, foi notada a concentração de tensão de tração ao longo da raiz com 2 MPa na porção gengival da cavidade até o pico de 20 MPa localizado no terço médio da raiz, o que corresponde ao fulcro. Entretanto, na face palatina do dente foi verificada tensão de compressão de 10 MPa, o que não é considerado deletério para a estrutura dental. Quanto ao material, a maior concentração de tensão de tração foi observada na margem gengival em dentina com 6,5 MPa, talvez em virtude da Z100 apresentar o maior módulo de elasticidade do estudo.

Nos modelos dos dentes restaurados com Vitremer e Durafill VS, a concentração de tensões de tração na dentina radicular teve um comportamento muito semelhante ao modelo anterior, obtendo um valor de 2 MPa da porção

gengival da cavidade até atingir 20 MPa no terço médio da raiz. A distribuição de tensões de compressão na dentina foi semelhante entre os modelos (4 a 10 MPa). Quanto à restauração, a maior concentração de tensão de tração aparece na margem gengival da dentina radicular, entretanto com menor intensidade. No modelo do Vitremer, o valor foi de 3 MPa, esse dado foi semelhante para a Durafill VS (Figura 5.2 e 5.3), que pode ser justificado pela rigidez muito próxima desses materiais.

Figura 5.1 – Vista isométrica e tensões principais máxima em modelo restaurado com Z100

Figura 5.2 – Vista isométrica e tensões principais máxima em modelo restaurado com Vitremer

Figura 5.3 – Vista isométrica e tensões principais máxima em modelo restaurado com Durafill

6 DISCUSSÃO

Há uma preocupação com as restaurações classe V em áreas de abfração, pois dois fatores concorrem primordialmente para a dificuldade de restaurá-las com sucesso. Primeiro, a sua localização com margens em esmalte e em dentina radicular, que respondem de maneira independente às forças mastigatórias. O segundo fator é a flexão, porque essas restaurações estão sujeitas não somente aos esforços mastigatórios, mas a pequenos desajustes oclusais ou interferências (RUSSO; GARONE NETTO, 1998).

A deformação por flexão dental acomete a região cervical devido às forças oclusais excêntricas, ocasionando tração de um lado e compressão do lado oposto (LEE; EAKLE, 1984; McCOY, 1982,1983; SPRANGER, 1995). O dente apresenta maior capacidade de resistir à compressão e, portanto, nenhuma fratura do esmalte ou dentina geralmente ocorre nesse lado. No entanto, pode haver formação de trincas nos substratos na área sob tração (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; GRIPPO, 1991; GRIPPO; SIMRING; SCHREINER, 2004; LEE; EAKLE, 1984). Isso ocorre porque, com base nos princípios de alavanca, a magnitude da tensão de tração sobre os dentes é função da distância entre a força aplicada e o fulcro, atingindo a região cervical (LEE; EAKLE, 1984).

Desse modo, o insucesso da restauração tem sido atribuído à tensão nessa área, desde que as mesmas forças que atuam no esmalte e na dentina da junção amelodentinária possam fazer o material restaurador deslocar, provocar microinfiltração e perda de retenção (LAMBRECHTS; BRAEM; VANHERLE, 1987; LEE; EAKLE, 1996). Outros fatores podem também estar relacionados com essa situação, tais como a contração de polimerização (BRAGA; FERRACANE, 2004;

EICK; WELCH, 1986; LABELLA et al., 1999) e a degradação do material (REIS et al., 2006).

Dessa forma, as lesões de abfração necessitam de materiais que demonstrem propriedades mecânicas satisfatórias, boa capacidade de adesão à substância dentária (BROWNING; BRACKETT; GILPATRICK, 2000; KEMP-SHOLTE, DAVIDSON, 1990; LEINFELDER, 1994) e resistência ao desgaste (HEYMANN et al., 1991; LEE; EAKLE, 1996). São sugeridos os cimentos de ionômero de vidro, resinas compostas, sistemas adesivos e, ainda, combinação de técnicas (BARATIERI et al., 2003; BROWNING; BRACKETT; GILPATRICK, 2000; GLADYS et al., 1998, 1999; LI et al., 2006; PEAUMANS et al., 2007; VAN MEERBEEK et al., 2003).

No presente estudo, a configuração cavitária de lesão de abfração foi simulada em pré-molares superiores e, em seguida, os dentes foram submetidos a metodologias que utilizam diferentes tipos de tensões, termociclagem e ciclagem mecânica (BEDRAN-DE-CASTRO et al., 2004; RASKIN et al., 2001), bem como análise pelo método de elementos finitos (REES; JACOBSEN, 1998; REES; HAMMADEH; JAGGER, 2003), para obter maior aproximação com a realidade clínica, embora haja grande dificuldade em reproduzir com acurácia as condições clínicas a que são submetidos esses materiais.

A seleção dos sistemas adesivos e dos materiais restauradores se fundamentou no conhecimento de suas propriedades e em sua larga utilização em pesquisas laboratoriais e clínicas (HEYMANN et al., 1991; FRUITS et al., 2002; SCHNEIDER et al., 2004). A escolha do dente se baseou em estudos prévios que mostraram maior prevalência de lesões de abfração em pré-molares (ICHIM et al., 2007; GOEL; KHERA; SINGH, 1990), os quais são geralmente encontrados em

grande quantidade em Bancos de Dentes devido à sua indicação para extração por razões ortodônticas.

A microinfiltração foi avaliada através de dois métodos, havendo uma correlação direta entre eles. Entretanto, de um modo geral, verificou-se que, apesar do bom desempenho, nenhum material testado foi capaz de eliminá-la totalmente. Em se tratando do substrato, os menores valores de microinfiltração foram demonstrados em esmalte. Esse achado era esperado porque na região cervical, quando existe esmalte, este tem pouca espessura, mas demonstra alguma estabilidade à interface material/dentina circundando toda a restauração (De MUNCK et al., 2003). Isso pode ser explicado, porque o esmalte apresenta pouco conteúdo orgânico, baixa umidade, homogeneidade e ainda, pelas irregularidades superficiais propícias à permeação do adesivo, quando da técnica de condicionamento ácido, que garante êxito no mecanismo de adesão (SCHNEIDER et al., 2004; VAN MEERBEEK et al., 2003) e redução significativa da microinfiltração (HEMBREE, 1980; LEINFELDER, 1994).

Por outro lado, a dentina apresentou maior microinfiltração por ambos os métodos de avaliação. Isso se deve ao alto conteúdo orgânico e líquido, que consiste em 50% de cristais de hidroxiapatita, 30% de fibras colágenas e 20% de água (KATCHBURIAN; ARANA-CHAVEZ, 1999), causando dificuldades para penetração e polimerização da matriz resinosa que é hidrofóbica (SWIFT JR.; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995). Esse fato foi comprovado por estudos sobre restaurações com margens gengivais em dentina que apresentaram microinfiltração muito superior às margens em esmalte (SHOOK et al., 2003). Em acréscimo, pode ser justificado pela maior densidade de túbulos abaixo da junção amelodentinária,

que contribui para a menor disponibilidade de dentina intertubular à adesão (GWINNET; KANCA, 1992).

Além dos substratos dentários, outro fator que pode ter influenciado foi a configuração cavitária em formato de V ou cunha que, segundo Hakimen et al. (2000) esse tipo de cavidade é considerado menos retentivo com tendência a promover mais microinfiltração, ao passo que as cavidades em forma de U são mais retentivas e evitam essa situação.

Pesquisas têm sido realizadas na tentativa de aprimorar a qualidade de adesão aos substratos dentários. Alguns fatores devem ser considerados para a obtenção de resultados satisfatórios com o uso de adesivos, a saber: diferenças regionais, umidade dentinária, tipo de monômero empregado, velocidade de difusão e espessura da camada híbrida (VAN MEERBEEK et al., 2003). Dentre os adesivos existentes, o sistema de três passos é o mais eficiente para se produzir união prolongada aos tecidos dentais (De MUNCK et al., 2005). Embora esse método seja considerado o padrão (De MUNCK et al., 2003, 2005; PEAUMANS et al., 2005; VAN MEERBEEK et al., 2003), existem erros inerentes à técnica (CARVALHO et al., 1996; PASHLEY; CARVALHO, 1997; PEREIRA et al., 2001; SUSIN; OLIVEIRA JUNIOR; ACHUTTI, 2003; TAY; GWINNETT; WEI, 1996). E, por essa razão, para reduzir as dificuldades e simplificar o modo de aplicação, foram propostos sistemas de dois passos, com *primer* e adesivo em único frasco e condicionamento ácido prévio, e sistemas autocondicionantes.

Existem relatos indicando que qualquer redução nos passos dos procedimentos adesivos resulta em uma diminuição na eficiência de união (PEAUMANS et al., 2005; VAN MEERBEEK et al., 2003). Todavia, no que concerne aos sistemas autocondicionantes, esses são considerados promissores e constituem

uma boa opção para casos específicos, porque facilitam a técnica adesiva e garantem uma menor influência de outras variáveis (RODRIGUES FILHO; LODOVICI, 2003). A técnica que se aproxima do sistema convencional de três passos é o *primer* autocondicionante de dois passos (De MUNCK et al., 2003; 2005; VAN MEERBEEK et al., 2003).

Assim, pretendeu-se, nessa pesquisa, optar pela simplificação de sistemas adesivos, um convencional de frasco único com condicionamento ácido prévio e um *primer* autocondicionante de dois passos, por considerar que as lesões de abfração freqüentemente se apresentam com margens subgengivais e de difícil controle, cujos materiais facilitariam o modo de aplicação. Somado aos adesivos, encontram-se os cimentos de ionômero de vidro e resinas compostas, os quais foram utilizados em forma de combinações restauradoras.

O G4 (Adper Single Bond 2 + Z 100) obteve maior grau de microinfiltração em dentina pelos métodos qualitativo e quantitativo. Nesse caso, houve uma associação de uma resina de alto módulo de elasticidade com um adesivo convencional de dois passos. Esse dado não está de acordo com Soares et al. (2006) que demonstraram valores significativos de resistência de união à dentina para o adesivo Adper Single Bond 2. Perdigão, Baratieri e Lopes (1999) relataram que o fato desse adesivo apresentar Bis-GMA (Bisfenol-glicildimetacrilato) e o copolímero do ácido polialcenóico reduz a sensibilidade à umidade e aumenta a longevidade das restaurações. Um fator que pode ter favorecido para essa resposta desfavorável ao G4 foi a questão da espessura do adesivo, pois quando esta não é suficiente para dissipar as forças em seu interior, ocorre falha na adesão e rompimento do selamento (KEMP-SHOLTE; DAVIDSON, 1990). Ainda, na ausência da margem de esmalte, esses adesivos ficam mais suscetíveis à degradação em

comparação aos sistemas de três passos (BRESCHI et al., 2007; De MUNCK et al., 2005; REIS et al., 2006; VAN MEERBEEK et al., 2003), por isso algumas alternativas clínicas são realizadas para aprimorar a eficácia dos adesivos convencionais de dois passos como o aumento no tempo de aplicação (CARDOSO et al., 2005) e do número de camadas (HASHIMOTO et al., 2004), que favorecem a evaporação dos solventes, garantindo melhora no seu desempenho (LOGUERCIO; REIS, 2005).

Com relação à resina Z100, os achados são concordantes com estudos, os quais observaram que a força gerada pela contração de polimerização freqüentemente supera a força de adesão dentinária e que as resinas de alto módulo de elasticidade são mais sujeitas às falhas de retenção (HEYMANN et al., 1991; SWIFT JR.; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995) por desenvolver grandes tensões durante a contração pelo fato de não sofrerem o relaxamento por escoamento, o que diminui a capacidade de compensar as tensões acumuladas durante a polimerização. E, caso isso não aconteça, haverá o deslocamento da restauração (KEMP-SHOLTE; DAVIDSON, 1990). A contração é uma das características mais desfavoráveis, porque interfere no vedamento marginal e pode levar à microinfiltração marginal (LAMBRECHTS; BRAEM; VANHERLE, 1987).

Os dados mostraram que G5 (Clearfil SE Bond + Durafill VS) e G6 (Clearfil SE Bond + Z 100) apresentaram os menores valores de microinfiltração por ambos os métodos de avaliação para o término em dentina. Esse resultado favorável ao Clearfil SE Bond enfatiza que este é considerado o mais efetivo dentro da classificação de sistemas adesivos autocondicionantes (De MUNCK et al., 2005). Consiste em uma simplificação da técnica de adesão que dispensa o tratamento prévio com ácido e não remove, apenas modifica a camada de *smear layer*, penetra

na dentina e forma camada híbrida sem necessidade da lavagem da cavidade, o que poderia influenciar negativamente na adesão (De MUNCK et al., 2003, 2005; VAN MEERBEEK et al., 2003).

Os *primers* autocondicionantes de dois passos são aderidos por meio da combinação micromecânica e interação química com o tecido dental, o que reflete em maior uniformidade de adesão, aproximando-se com o padrão e o desempenho clínico dos sistemas de três passos (VAN MEERBEEK et al., 2003). Alguns trabalhos encontraram que o Clearfil SE Bond obteve os menores valores de microinfiltração (CARDOSO; PLÁCIDO; MOURA, 2002; MOURA, 2006) e maiores valores de resistência de união à dentina (SOARES et al., 2006) em comparação aos outros sistemas adesivos. Assim, esse adesivo tem sido indicado como substituto para o condicionamento ácido convencional de esmalte e dentina (BARKMEIER; LOS; TRILOLO, 1995). Nesta pesquisa, não foi encontrada infiltração em esmalte para G5 e G6 com significância estatística. Entretanto, essa afirmação não é condizente com Ferrari, Goracci e Garcia-Godoy (1997) que consideram o selamento às margens do esmalte menos previsível com o uso de *primer* autocondicionante. Perdigão et al. (1997) mostraram que a utilização desses sistemas adesivos em esmalte não cria retenções típicas como aquelas obtidas com o uso de ácido fosfórico. Ainda, Latta e Barkmeier (1998) enfatizam que o ácido fosfórico ainda é o de primeira escolha para condicionamento do esmalte, devido ao padrão de tratamento previsível quanto à penetração nesse substrato.

Apesar dos *primers* autocondicionantes permitirem boa compatibilidade com o substrato dentinário, o mecanismo de ação desses adesivos depende da ionização dos monômeros ácidos no momento da aplicação necessitando, portanto, conter água em suas formulações, o que sugere maior suscetibilidade à

degradação hidrolítica ao longo do tempo (DE MUNCK et al., 2003; YIU et al., 2004; MOURA, 2006). Segundo De Munck et al. (2003) e Reis et al. (2006) quanto menor o valor do pH da solução adesiva, maior a hidrofilia e, por conseguinte, menor estabilidade hidrolítica e maior degradação. O Clearfil SE Bond, utilizado nessa pesquisa, tem o pH 2,8 (CARVALHO et al., 2005) que é considerado um adesivo de acidez leve (TAY; PASHLEY, 2001).

No que diz respeito às resinas compostas, Durafill VS, que tem módulo de elasticidade baixo de 6,48 GPa, e Z100 com módulo de elasticidade alto de 20,14 GPa (LABELLA et al., 1999), associadas ao Clearfil SE Bond, mostraram os menores valores de microinfiltração em dentina. Talvez esse resultado esteja relacionado ao uso de três incrementos do material que melhora a reação de cura e reduz o efeito da contração de polimerização (LUTZ; KREJCI; OLDENBURG, 1986). Outro ponto relevante a ser discutido é o módulo de elasticidade. Os resultados foram satisfatórios ao uso de ambas as resinas neste trabalho, o que é compatível com Browning, Brackett e Gilpatrick (2000) que não encontraram diferença entre resinas de módulos de elasticidade diferentes quanto à retenção de restaurações cervicais. Todavia, outros estudos mostram que as resinas de baixo módulo de elasticidade, como as de micropartículas, são as mais indicadas para as áreas de abfração. Essas resinas têm maior capacidade de flexionar junto com as estruturas dentárias, de absorver as tensões da contração de polimerização através da liberação de algum estresse acumulado durante o relaxamento por escoamento diminuindo, pois, a formação de fenda, microinfiltração e desadaptação nas margens cavitárias (FRUITS et al., 2002; HEYMANN et al., 1991; KEMP-SHOLTE; DAVIDSON, 1990; LEE; EAKLE, 1984; LI et al., 2006).

No entanto, as resinas de alto módulo de elasticidade desenvolvem maiores tensões durante a contração que pode levar ao deslocamento da restauração (KEMP-SHOLTE; DAVIDSON, 1990), porque essas resinas não flexionam adequadamente quando submetidas às forças e, logo, transferem para a interface adesiva (SWIFT JR.; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995). Apesar de diferentes, as resinas de micropartículas apresentam menor módulo de elasticidade, mas contraem mais do que as resinas híbridas (LABELLA et al., 1999) devido à composição da primeira. Logo, pode-se sugerir que em G5 e G6 o fator principal a ser salientado é o tipo de adesivo utilizado que favoreceu esse comportamento similar entre os compósitos.

Os cimentos de ionômero de vidro têm sido considerados como os mais indicados para restaurações classe V (MOUNT, 1999; PEAUMANS et al., 2005; YAP et al., 2003) na forma convencional ou modificada por resina (WILSON, 1999), por apresentar uma verdadeira adesão química à estrutura dental, o que constitui uma de suas principais vantagens (SHEN, 2005). Apesar dessa característica, em nosso trabalho, o G1 (Ketac Molar Liquid + Ketac Molar Easymix) não demonstrou resultados favoráveis. Esses dados estão em consonância com Retief (1987) cujo trabalho constatou que a microinfiltração pode ocorrer mesmo com restaurações de ionômero de vidro. Talvez as características de baixa resistência à abrasão (KERBY; KNOBLOCK, 1992), friabilidade e sensibilidade à técnica (LIPORONI et al., 2003) podem ter influenciado o seu desempenho e, então, poderiam ser incluídas como possíveis fatores a resposta insatisfatória do cimento ionomérico.

Já o G2 (Primer + Vitremer) obteve os menores valores para microinfiltração em dentina nos dois métodos de avaliação. Esse dado é semelhante aos encontrados por Cenci et al. (2004), Mount (1999), Peaumans et al. (2005) e

Toledano et al. (1999) que o reconhecem como um material efetivo nas restaurações de classe V, obtendo menor microinfiltração em comparação a cimentos resinosos, resinas compostas associadas com sistemas adesivos e cimento de ionômero de vidro convencional. Momoi et al. (1995) acrescentam que os cimentos ionoméricos híbridos são mais resistentes, flexíveis e resilientes do que os ionômeros convencionais. Outra grande vantagem é a presença de tripla cura, que ocorre pela reação ácido-base, física e/ou de oxi-redução (SWIFT JR.; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995; YAP et al., 2003), classificando-o como um material de alta resistência de união à dentina (MOON et al., 1993) e com propriedades mecânicas adequadas (SHEN, 2005). Os resultados do Vitremer foram os mais significativos estatisticamente neste estudo, fazendo jus às suas propriedades, embora Mount (1999) mencione que os ionômeros híbridos apresentem desvantagens como contração de polimerização, necessidade de técnica incremental e mudança de cor a longo prazo.

A perda de adaptação marginal foi também avaliada neste trabalho. Entretanto, os resultados não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre os substratos dentários nos grupos experimentais. Deve ser mencionado que o cimento de ionômero de vidro apresenta friabilidade (LIPORONI et al., 2003), o que podem ter proporcionado o seu deslocamento, assim como a resina de alto módulo de elasticidade pode ter sofrido as maiores tensões durante o ensaio de ciclagem mecânica (BROWNING; BRACKETT; GILPATRICK, 2000). É sabido que forças repetidas de flexão podem levar à falha por fadiga da interface adesiva, em especial, entre dentina e resina, obtendo como resposta uma ruptura marginal com desadaptação parcial ou total da restauração classe V (HEYMANN et al., 1988; SWIFT JR.; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995). Deve ser ressaltado que durante a

contração de polimerização de resinas, forças são induzidas, e quando estas excedem o limite de elasticidade do material, a resultante é a sua deformação plástica (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1990) ou o rompimento do selamento marginal (EICK; WELCH, 1986).

Outro parâmetro analisado foi a observação de tensões na região cervical, visto que a tração sobre os dentes, ocasionada por flexão dental, atinge essa região e favorece o desenvolvimento de lesão de abfração (GRIPPO, 1991; LEE; EAKLE, 1984). Para esse propósito, a análise de elementos finitos foi utilizada por meio da confecção de três modelos 3D de um pré-molar superior com restauração classe V e configuração cavitária similar à forma de cunha. A escolha do dente foi baseada no fato de ser o mais utilizado em trabalhos que tentam compreender melhor o mecanismo de desenvolvimento da abfração (GOEL; KHERA; SINGH, 1990; ICHIM et al., 2007), através da simulação de concentração de tensões para verificar suas consequências.

Procurou-se mostrar a tensão cervical em restaurações com cimento ionomérico modificado por resina, o Vitremer, e as duas resinas compostas, Durafill VS e Z100, que constatarem os melhores resultados nos ensaios mecânicos, além de possuírem os dados necessários para a análise. Os materiais remanescentes não foram incluídos por ausência de informações na literatura que permitissem elaborar seus modelos. Dentre as dificuldades encontradas, pode-se destacar a espessura do adesivo, cujo trabalho que faz referência à mesma mencionava valor de 10 μm (AUSIELLO; RENGO; DAVIDSON, 2004), considerado um fator limitante à sua reprodução por aumentar a complexidade na discretização do modelo numérico e prolongar o tempo de processamento.

Outro aspecto importante a ser explanado foi a não inclusão do ligamento periodontal na confecção dos modelos, embora seja do conhecimento a importância dele na absorção das forças (GRIPPO, 1992; REES, 2001). No entanto, o objetivo foi representar fielmente o ensaio de ciclagem mecânica, com um dente restaurado e embutido em resina acrílica quimicamente ativada no tubo de PVC, no qual não houve representação dessa estrutura periodontal e, assim, observar a distribuição de tensões na região cervical após o carregamento.

A carga estática de 8 Kgf foi aplicada à cúspide vestibular do dente em angulação de 30° para induzir tensões de tração na região cervical da face vestibular. Estudos demonstram que a carga oclusal estática no dente pode gerar concentração de tensões na região cervical da face vestibular e raramente ocorre na face lingual, o que favorece a formação da lesão de abfração (ICHIM et al., 2007; KUROE; ITOH; CAPUTO, 1999; LEE; EAKLE, 1984; MCCOY, 1982, 1983; RADENTZ; BARNES; CUTRIGHT, 1976; REES, 1998; REES; JACOBSEN, 1998), a ruptura da estrutura dental e a perda da restauração (REES, 1998; REES; JACOBSEN, 1998). Em pesquisa a influência da carga oclusal excêntrica ao dente, encontra-se o trabalho de Litonjua et al. (2004) que não observaram evidência de microfratura e nem relacionaram a carga oclusal como um papel significativo na progressão da lesão cervical, por meio de investigação dos efeitos de cargas contínuas e não contínuas sobre o desgaste cervical de pré-molares. Face a esse resultado, acredita-se que os autores são contrários à teoria da flexão, a qual serviu como base para o delineamento experimental deste trabalho.

De posse dos resultados, foi verificado que a maior concentração de tensões de tração foi evidenciada nos modelos com restauração de Z100 e os dados referentes às tensões para os modelos com Vitremer e Durafill VS foram similares,

porém com uma tendência a menores valores para aquele restaurado com Vitremer. Talvez o menor módulo de elasticidade tenha proporcionado uma resposta mais favorável ao Vitremer e à Durafill VS em comparação à Z100 na análise de elementos finitos. Além disso, a carga foi aplicada em condições extremas, tanto no ensaio de ciclagem mecânica quanto na análise de elementos finitos.

Esses dados estão em concordância com Yaman, Schin e Aydin (2003) que verificaram maior concentração de tensões de tração em restaurações classe V com resina Z100 em análise de elementos finitos. Já Ichim et al. (2007) observaram deslocamento de restaurações com ionômero de vidro após aplicação de carga em angulação de 30°, obtendo concentração de tensões de tração na porção gengival da restauração entre 5 e 7 MPa. Entretanto, esses autores mencionam que o fato de simular propriedades como isotropia e homogeneidade pode não representar a realidade, em acréscimo não houve comparação com outros materiais restauradores.

Considerando que não há condições de se fazer uma inferência sobre o melhor material restaurador ou sistema adesivo para aumentar o potencial de selamento marginal e de retenção das restaurações classe V e, respaldados pelos resultados obtidos e pela literatura especializada, pode-se sugerir que Primer/Vitremer, seguido das combinações Clearfil SE Bond/Durafill VS e Clearfil SE Bond/Z100, constituem os materiais mais indicados para restaurar as lesões de abfração. Mesmo com os limites da pesquisa, parece lícito referir a associação dos ensaios mecânicos e análise pelo método de elementos finitos como extremamente promissora. Cargas oclusais e lesões de abfração confirmaram de certa forma uma relação causal. Não obstante, por ser um assunto ainda controverso e não completamente elucidado, há necessidade de complementação dessa investigação

para corroborar com os achados preliminares, bem como esclarecer o papel em potencial da abfração nas lesões cervicais não cariosas e sua influência nas restaurações.

7 CONCLUSÕES

Com base nas condições experimentais e nos resultados, pode-se concluir que:

- houve correlação direta entre os métodos qualitativo e quantitativo para a análise de microinfiltração;
- a microinfiltração em esmalte foi menor que em dentina em todos os grupos testados;
- a margem em dentina apresentou maior grau de microinfiltração, sobretudo para a combinação Adper Single Bond 2/Z100, com significância estatística;
- os menores valores de microinfiltração foram direcionados a Primer/Vitremer, seguido de Clearfil SE Bond/Durafill VS e Clearfil SE Bond/Z100;
- não foi encontrada diferença estatisticamente significativa para a adaptação marginal em ambos os substratos;
- a análise de elementos finitos demonstrou haver concentração de tensões de tração na região cervical mais pronunciada nos modelos restaurados com Z100 e menores valores para aqueles restaurados com Vitremer e Durafill VS.

REFERÊNCIAS¹

Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. *Oper Dent* 1997;22:173-85.

Alves CMC, Imbronito AV, Matson E. The use of ionomer cements in subgingival restorations and furcations defects. Current concepts. *Arq Odontol* 2004;40(3):237-44.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations-a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18(4):295-303.

Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials* 2004;20:862-72.

Bader JD, McClure F, Scurria MS, Shugars DA, Heymann HO. Case-control study of non-carious cervical lesions. *Community Dent Oral Epidemiol* 1996;24:286-91.

Baratieri LN, Canabarro S, Lopes GC, Ritter AV. Effect of resin viscosity and enamel beveling on the clinical performance of class V composite restorations: three-years results. *Oper Dent* 2003;28(5):482-87.

Barkmeier WW, Los AS, Triolo PT. Bond strength and SEM evaluation of Clearfil Liner Bond 2. *Am J Dent* 1995;8:289-93.

Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res* 2006;85(4):306-12.

Bayne SC, Thompson JY, Swift Jr EJ, Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 1998;129(5):567-77.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of total-etch adhesive system. *Oper Dent* 2004;29(2):150-6.

Bijella MFB, Bijella MFTB, Silva SMB. In Vitro quantitative evaluation of marginal microleakage in class II restorations confected with a glass ionomer cement and two composite resins. *Pesqui Odontol Bras* 2001;15(4):277-82.

Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc* 1967;74(3):439-45.

Bowen RL. Use of epoxy resin in restorative materials. *J Dent Res* 1956;35(3):360-9.

Brackett MG, Dib A, Brackett WW, Estrada BE, Reyes AA. One-year clinical performance of a resin-modified glass ionomer and a resin composite restorative material in unprepared class V restorations. *Oper Dent* 2002;27:112-16.

Brady JM, Wood RD. Scanning microscopy of cervical erosion. *J Am Dent Assoc* 1977;94:726-29.

Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Stress-induced cervical lesions. *J Prosthet Dent* 1992;67:718-22.

Braga RR, Ferracane JL, Hilton TJ. Contraction stress of flowable composites and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc* 2003;134:721-28.

Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(3):176-84.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Lenarda RD, Dorigo EDS. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2007. *in press*. doi10.1016/j.dental2007.02.009.

Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-carious class V lesions. *Oper Dent* 2000; 25:46-50.

Buonocore MG. A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.

Burke FJT, Whitehead SA, McCaughey AD. Contemporary concepts in the pathogenesis of the Class V non-carious lesion. *Dent Update* 1995;22:28-32.

Cantisano W, Palhares WR, Santos HJ. *Anatomia dental e escultura*. 3º ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1987.

Cardoso PC, Loguercio AD, Vieira LCC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. *J Adhes Dent* 2005;7(2):143-49.

Cardoso PEC, Plácido E, Moura SK. Microleakage of four simplified adhesive systems under thermal and mechanical stresses. *Am J Dent* 2002;15(3):164-8.

Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005;26:1035-42.

Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Arch Oral Biol* 1996;41(4):369-77.

Casagrande L, Brayner R, Barata JS, De Araújo FB. Cervical microleakage in composite restorations of primary teeth – in vitro study. *J Dent* 2005;33:627-32.

Cenci MS, Piva E, Potrich F, Formolo E, Demarco FF, Powers JM. Microleakage in bonded amalgam restorations using different adhesive materials. *Braz Dent J* 2004;15:13-8.

Ceruti P, Menicucci G, Mariani GD. Non carious cervical lesions. A review. *Minerva Stomatol* 2006;55(1-2):43-57.

Condon JR, Ferracane JL. Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress. *J Am Dent Assoc* 2000;131:497-503.

David E, Meyer G, Schwartz P. The etiology of wedge-shaped defects: a morphological and function-oriented investigation. *J Gnathol* 1991;10(1):49-56.

De Góes MF. Materiais e técnicas restauradoras. Como escolher e aplicar os materiais dentários. In: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. Dentística: Laser. São Paulo: Artes Médicas; 2001. v.1, cap. 6, p. 115-31.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.

De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003;82:136-40.

Dumsha T, Biron G. Inhibition of marginal leakage with a dentin bonding agent. *J Dent Res* 1984;63:1255-7.

Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composites resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986;17:103-11.

Farah J, Craig R. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974; 53(4): 859-66.

Feilzer JA, de Gee AJ, Davidson CL. Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater* 1990;6:167-71.

Ferrari M, Goracci G, Garcia-Godoy F. Bonding mechanism of three “one-bottle” systems to conditioned and unconditioned enamel. *Am J Dent* 1997;10:224-30.

Fruits TJ, VanBrunt CL, Khajotia SS, Duncanson Jr MG. Effect of cycling lateral forces on microleakage in cervical resin composite restorations. *Quintessence Int*. 2002;33:205-12.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979;58:1364-70.

Gladys S, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Evaluation of esthetic parameters of resin-modified glass-ionomer materials and a polyacid-modified resin composite in class V cervical lesions. *Quintessence Int* 1999;30:607-14.

Gladys S, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Marginal adaptation and retention of a glass-ionomer, resin-modified glass-ionomers and a polyacid-modified resin composite in cervical class-V lesions. *Dent Mater* 1998;14(4):294-306.

Goel VK, Khera SC, Singh K. Clinical implications of the response of enamel and dentin to masticatory loads. *J Prosthet Dent* 1990;64: 446-54.

Green D, Brooklyn NY. Stereomicroscopic study of 700 root apices of maxillary and mandibular posterior teeth. *Oral Surg Oral Medicine and Oral Pathology*, 1960;13(6): 728-33.

Grippio JO, Masi JV. Role of biodental engineering factors (BEF) in the etiology of root caries. *J Esthet Dent* 1991;3:71-6.

Grippio JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited. *J Am Dent Assoc* 2004;135:1109-18.

Grippio JO, Simring M. Dental 'erosion' revisited. *J Am Dent Assoc* 1995;126:619-30.

Grippio JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. *J Esthet Dent* 1991;3(1):14-9.

Grippio JO. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. *J Esthet Dent* 1992;(suppl 4):55-64.

Gwinnet AJ, Kanca J. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. *Am J Dent* 1992;5:73-7.

Hakimeh S, Vaidyanathan J, Houpt ML, Vaidyanathan TK, Von Hagen S. Microleakage of compomer class V restorations: effect of load cycling, thermal cycling, and cavity shape differences. *J Prosthet Dent* 2000;83(2):194-203.

Hand JS, Hunt RJ, Reinhardt JW. The prevalence and treatment implications of cervical abrasion in the elderly. *Gerodontology* 1986;2:167-70.

Hara AT, Purquerio BM, Serra MC. Estudo das lesões cervicais não-cariosas: aspectos biotribológicos. *RPG Rev Pós Grad* 2005;12(1):141-48.

Hasegawa T, Retief DH. Quantitative microleakage of some dentinal bonding restorative systems. *Dent Mater* 1993;9:114-7.

Hashimoto M, Sano H, Yoshida E, Hori M, Kaga M, Oguchi H et al. Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Oper Dent* 2004;29(4):416-23.

Hembree JH. Microleakage of composite resin restorations with different cavosurface designs. *J Prosthet Dent* 1980;44:171.

Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne S, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexure effects on cervical restorations: a two-year clinical study. *J Am Dent Assoc* 1991;122: 41-7.

Heymann HO, Sturdevant JR, Brunson WD, Wilder AD, Sluder TB, Bayne SC. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in Class V cervical lesions. *J Am Dent Assoc* 1988;116:179-83.

Hilton TJ. Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1. *Am J Dent* 2002;15(3):198-210.

Hood JA. Experimental studies on tooth deformation: stress distribution in class V restorations. *N Z Dent J* 1972; 68:116-31.

Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *J Dent* 2007;35(1):28-35.

Imfeld T. Dental erosion. Definition, classifications, and links. *Eur J Oral Sci* 1996;104:151-55.

Katchburian E, Arana-Chavez VE. *Histologia e embriologia oral: texto, atlas e correlações clínicas*. 1ª ed. São Paulo: Ed. Médica-Panamericana; 1999.

Kemp-Sholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990;69(6):1240-3.

Kerby RE, Knoblock L. Strength characteristics of glass-ionomer cements. *Oper Dent* 1992;17:170-4.

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of post on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 421-7.

Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 2001; 17 (2): 122-6.

Kugel G, Ferrari M. A ciência da adesividade: da primeira a sexta geração. *JADA – Brasil* 2000;3:222-36.

Kumugai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil* 1999;26:932-5.

Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Nakahara H. Potential for load-induced cervical stress concentration as a function of periodontal support. *J Esthet Dent* 1999;11:215-22.

Kuroe T, Itoh H, Caputo AC, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int* 2000;31:267-74.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999;15:128-37.

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resin adhesives. *Oper Dent* 1987;12(2):53-78.

Latta MA, Barkmeier WW. Dental adhesives in contemporary restoratives dentistry. *J Esthet Dent* 1998;42(4):567-75.

Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stress at the cervical lesion of maxillary premolar – a finite element investigation. *J Dent* 2002;30:283-90.

Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent* 1984; 52:374-80.

Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. *J Prosthet Dent* 1996;75:487-94.

Leinfelder KF. Restoration of abfracted lesions. *Compendium* 1994;15:1396-400.

Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent* 1994;22:195-207.

Li J, von Beetzen M, Sundström F. Strength and setting behaviour of resin-modified glass ionomer cements. *Acta Odontol Scand* 1995;53:311-7.

Li Q, Jepsen S, Albers HK, Eberhard J. Flowable materials as an intermediate layer could improve the marginal and internal adaptation of composite restorations in Class-V-cavities. *Dent Mater* 2006;22:250-7.

Liporoni P, Paulillo LA, Cury JA, Dos Santos Dias CT, Paradella TC. Surface finishing of resin-modified glass ionomer. *Gen Dent* 2003;51:541-3.

Litonjua LA, Bush PJ, Andreana S, Tobias TS. Effects of occlusal load on cervical lesions. *J Oral Rehabil* 2004;31:225-32.

Loguercio AD, Reis A. Adesão à dentina. *Clínica-Int J Braz Dent* 2005;1(4):363-5.

Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintecensse Int* 1986;17(12):777-84.

Lyttle HA, Sidhu N, Smyth B. A study of the classification and treatment of noncarious cervical lesions by general practioners. *J Prosthet Dent* 1998;79:342-6.

Mandras RS, Retief DH, Russell CM. The effects of thermal and occlusal stress on the microleakage of the Scotchbond 2 dentinal bonding system. *Dent Mater* 1991;7:637-40.

Manhart J, Chen HY, Mehl A, Weber K, Hickel R. Marginal quality and microleakage of adhesives class V restorations. *J Dent* 2001;29:123-30.

Maseki T, Tanaka H. Symmetry of non-carious cervical lesions in canines and premolars. *Gerodontology* 2006;23:183-6.

McCoy G. Dental compression syndrome: a new look at an old disease. J Oral Implantol 1999;25:35-49.

McCoy G. On the longevity of teeth. J Oral Implantol 1983;11(2):248-67.

McCoy G. The etiology of gingival erosion. J Oral Implantol 1982;10:361-2.

McClean JW, Nicholson JW, Wilson AD. Proposed nomenclature for glass ionomer dental cements and related materials. Quintessence Int 1994;25(9):587-9.

Miranda Jr. WG. Avaliação *in vitro* da infiltração nas caixas proximais de pré-molares humanos restaurados com diferentes adesivos universais e resinas compostas. [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1994.

Momoi Y, Hirotsaki K, Kohno A, McCabe JF. Flexural properties of resin-modified "hybrid" glass-ionomers in comparison with conventional acid-base glass-ionomers. Dent Mater J 1995;14(2):763-93.

Moon PC, Covey DA, Hass TW. Mechanical properties and dentin bonding strength of glass ionomer materials [abstract 2273]. J dent Res 1993;72:387.

Moschner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. Dent Mater 2005;21:895-910.

Mount GJ. Glass ionomers: a review of their current status. Oper Dent 1999;24:115-24.

Moura SK. Estudo da resistência de união e morfologia de adesivos autocondicionantes ao esmalte em função do tempo de armazenagem [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res 1982;16:265-73.

Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater 2004;20(6):579-85.

Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25:355-72.

Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;24(9):618-31.

Peaumans M, De Munck J, Landuyt V, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, et al. Restoring cervical lesions with flexible composites. *Dent Mater* 2007;23:749-54.

Peaumans M, Kanumilli P, De Munk J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21:864-81.

Perdigão J, Baratieri LN, Lopes M. Laboratory evaluation and clinical application of a new one-bottle adhesive. *J Esthet Dent* 1999;11:23-35.

Perdigão J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(1):32-42.

Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, Leitão J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching primer on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997;10:141-6.

Pereira GD, Paulillo LA, De Góes MF, Dias CT. How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. *J Adhes Dent* 2001;3(3):257-64.

Pereira JC, Francischone CE, Pegoraro CN, Mondelli J. Considerações sobre a etiologia e o diagnóstico das lesões dentárias cervicais. *Rev Fac Odontol Bauru* 1994;2(3):50-7.

Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Poiate EJ, Andueza A. Geração de modelos de elementos finitos 3D a partir de imagens de tomografia computadorizada [resumo Pc 230]. *Pesqui Odontol Bras* 2005;19 Supl:231.

Poiate IAVP. Análise da distribuição de tensões em Modelos Tridimensionais de um incisivo central superior, gerados a partir de Tomografia Computadorizada, sob diferentes magnitudes de carga: Método dos Elementos Finitos [Dissertação de Mestrado]. Niterói: Faculdade de Odontologia da UFF; 2006.

Radentz WH, Barnes GP, Cutright DE. A survey of factors possibly associated with cervical abrasion of tooth surfaces. J Periodontol 1976;47:148-54.

Raskin A, D'Hoore W, Gonthier S, Degrange M, Déjou J. Reliability of in vitro microleakage tests: a literature review. J Adhes Dent 2001;3:295-308.

Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar as supporting structures in finite element studies. J Oral Rehabil 2001;28:425-32.

Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. Eur J oral Sci 1998;106(6):1028-32.

Rees JS, Jacobsen PH. The effect of cuspal flexure on a buccal class V restoration: a finite element study. J Dent 1998;26:361-7.

Rees JS, Jagger DC. Abfraction: Myth or Reality? J Esthet Restor Dent 2003;15:263-71.

Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. Eur J Oral Sci 2003;111:149-54.

Reis A, Carrillo MRO, Loguercio AD, Grande RHM. Sistemas adesivos atuais. J Bras Clin Odontol Int 2001;5(30):455-66.

Reis AF, Cassoni A, Kiriata M, Sapata ASP, Atuí RAFL, Pereira PNR et al. Degradação das interfaces resina-dentina: uma revisão da literatura. Rev Odontol UNESP 2006;35(3):191-9.

Retief DH. Are adhesive techniques sufficient to prevent microleakage? Oper Dent 1987;12(4):140-5.

Rodrigues Filho LE, Lodovici E. Entendendo a utilização de um sistema adesivo autocondicionante. Rev Assoc Paul Cir Dent 2003;57(1):53-7.

Russo EMA, Garone Netto N. Avaliação clínica de restaurações cervicais com cimento de ionômero de vidro. Rev Pós-Grad 1998;5(1):75-80.

Schneider LFJ, Tango RN, Milan FM, Mundstock GV, Consani S, Sinhoreti MAC. Microleakage evaluation of composite restorations submitted to load cycling. *Cienc Odontol Bras* 2004;7(4):27-33.

Selna LG, Shillingburg HT, Kerr PA. Finite element analysis of dental structures: axisymmetric and plane stress idealizations. *J Biomed Mater Res* 1975;9:237-52.

Shen C. Cimentos odontológicos. In: Anusavice KJ. *Materiais dentários-Phillips*. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. cap. 16, p. 419-68.

Shillingburg HT, Grace CS. Thickness of enamel and dentin. *J South Calif Dent Assoc* 1973; 41:33-52.

Shillingburg HT, Kaplan MJ, Grace CS. Tooth dimensions – A comparative study. *J South Calif Dent Assoc* 1972;40:830-9.

Shim JS, Watts DC. An examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2000;13(1):19-24.

Shook LW, Turner EW, Ross J, Scarbecz M. Effect of surface roughness of cavity preparations on the microleakage of Class V resin composite restorations. *Oper Dent* 2003;28(6):779-85.

Soares FZM, Rocha RO, Grande RHM, Rodrigues Filho LE. Resistência de união à dentina com sistemas adesivos de fabricantes nacionais e internacionais. *Clínica-Int J Braz Dent* 2006;2(1):54-9.

Spranger H. Investigation into genesis of angular lesions at the cervical region of teeth. *Quintessence Int* 1995;26:149-54.

Susin AH, Oliveira Junior OB, Achutti MAC. Espessura de camada híbrida: influência de sistemas adesivos e condições do substrato dentinário. *J Bras Dent Estet* 2003;2(7):226-35.

Swift Jr EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;26:95-110.

Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehabil* 2003;30:60-7.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent* 1996;9:43-8.

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17:296-308.

Telles D, Pegoraro LF, Pereira JC. Prevalence of noncarious cervical lesions and their relation to occlusal aspects: a clinical study. *J Esthet Dent* 1997;12(1):10-5.

Toledano M, Osorio E, Osorio R, Garcia-Godoy F. Microleakage of Class V resin-modified glass ionomer and compomer restorations. *J Prosthet Dent* 1999;81:610-5.

Tyas MJ. Clinical evaluation of glass-ionomer cement restorations. *J Appl Oral sci* 2006;14(spec.issue):10-3.

Ueti H, Todescan R, Gil C. Estudo da espessura esmalte/dentina em função de idade, grupo de dentes e distância em relação à porção externa da coroa clínica. *RPG* 1997;4(2):153-9.

Van Meerbeek BV, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.

Vasconcellos AB, Mori M, Andrezza A, Silva EM. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. *Rev Bras Odont* 1999;59:206-10.

Verluis A, Tantbiron D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. *Dent Mater* 2004;20(6):554-64.

Verluis A, Tantbiron D. Theoretical considerations of contraction stress. *Compend Contin Educ Dent* 1999;25:24-32.

Whitehead SA, Wilson NHF, Watts DC. Development of noncarious cervical notch lesions in vitro. *J Esthet Dent* 1999;11:332-7.

Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972;132(4):133-5.

Wilson AD. A hard decade's work: steps in the invention of the glass-ionomer cement. *J Dent Res* 1996;75(10):1723-27.

Xhonga FA. Bruxism and its effect on the teeth. *J Oral Rehabil* 1977;4:65-76.

Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000;16:129-38.

Yaman SD, Schin M, Aydin C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. *J Oral Rehabil* 2003;30(6):630-41.

Yap AUJ, Yap WY, Yeo EJC, Tan JWS, Ong DSB. Effects of finishing/polishing techniques on microleakage of resin-modified glass ionomer cement restorations. *Oper Dent* 2003;28:36-4.

Yettram AL, Wright KW, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res* 1976; 55:1004-11.

Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomater* 2004;25(26):5789-96.

Yoessef MN, Guaraldi E, Sato CT, Hayashi RF. Estudo comparativo de quatro filosofias adesivas quanto à penetração na dentina. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 1998;52(3):236-9.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**PARECER DE APROVAÇÃO**
Protocolo 38/06

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa "Avaliação *in vitro* da microinfiltração e adaptação de restaurações classe V com resina composta e ionômero de vidro", de responsabilidade da Pesquisadora **Adriana de Fátima Vasconcelos Pereira**, sob orientação da Professor Doutor **Walter Gomes Miranda Júnior**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 04 de abril de 2006

Prof. Dr. Rogério Nogueira de Oliveira
Coordenador do CEP-FOUSP