UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

CARLOS ANDRES VILLAVICENCIO ESPINOZA

Avaliação da interface de adesão à dentina humana de um sistema restaurador adesivo à base de silorano, em cavidades de Classe I, analisada por teste de microtração e microscopia óptica.

BAURU
2013

CARLOS ANDRES VILLAVICENCIO ESPINOZA

Avaliação da interface de adesão à dentina humana de um sistema restaurador adesivo à base de silorano, em cavidades de Classe I, analisada por teste de microtração e microscopia óptica.

Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística Restauradora.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Teresa Atta

Versão Corrigida

BAURU
2013

V713a Espinoza, Carlos Andres Villavicencio
Avaliação da interface de adesão à dentina humana de um sistema restaurador adesivo à base de silorano, em cavidades de Classe I, analisada por teste de microtração e microscopia óptica / Carlos Andres Villavicencio Espinoza. – Bauru, 2013.
74 p. : il. ; 31cm.
Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo
Orientadora: Prof^a. Dr^a. Maria Teresa Atta

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru - FOB-USP

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

DEDICATÓRIA

Dedico esta conquista a minha família:

A minha mãe, Elizabeth, você é a minha inspiração... sempre apoiando e torcendo pelos meus sonhos... te amo mãe, obrigado

Ao meu pai Carlos, você é meu herói, algum dia quisera chegar a ser como você, obrigado por me ensinar que sempre tem que lutar e seguir na frente.. amo você.

A minhas irmãs Jackeline e Priscila, são a minha força; sempre ajudando a tomar as minhas decisões. Obrigado. Amo vocês.

AGRADECIMENTOS.

A Deus, por permitir-me viver em plenitude, junto com a minha família e direcionar um caminho na minha vida...

A minha mãe.

Obrigado por me ensinar tudo o que passou para mim, desde que eu era uma criança, até hoje. Por sempre acreditar nos meus sonhos e ficar de olho em mim, sabendo quando aconselhar, obrigado por toda a força.

A meu pai.

Obrigado “mí viejo”, por sempre passar seu legado, sempre lutando e nunca baixar as mãos, por ser um exemplo, por ser meu melhor exemplo.

A minhas irmãs. Jackeline e Priscila.

Pelas conversas a distância e por nunca deixar de falar em todo este tempo, pelo apoio de vocês apesar da distância sempre ficaram perto obrigado.

A toda a família Ramon Espínza: Tía Rocío, Tío Arturo, Primo Carlos, Prima Fer, por sempre ficar do meu lado e compartilhar meus sucessos e meus fracassos.

A meu avô Victor, que sem ele eu não conseguiria estar aqui realizando meus sonhos obrigado grande vovô..

a meu melhor amigo, Israel, como você um parceiro de toda a vida, e sempre predicando a palavra do senhor obrigado por tudo Brother.

A minha melhor amiga, Mayra, por sempre apoiar nas minhas decisões, pela amizade.

Especial agradecimento a Juliana, você foi uma razão por o qual eu volte ao Brasil, muito obrigado mesmo por tudo Jú.

Especial agradecimento a Paola, obrigado por acreditar sempre em mim, e ter muita paciência comigo, por ser a pessoa quem é, por ser muito marcante na minha vida obrigado.

Especial agradecimento a Profa. Maria Teresa Atta, que me orientou todo este tempo e permitiu que eu seguisse os meus próprios passos, obrigado pelo apoio e pela amizade. Mais que uma orientadora foi uma mãe todo este tempo. Obrigado por tudo professora.

A meus grandes amigos: Diego, Pablo, Juan e Aldo. Por todo este tempo compartilhando momentos bons e momentos ruins, pelo apoio e força em cada conquista obrigado.

A minha querida turma de mestrado, Rafael, Raphaela, Carla, Juan, Marina, Odair, Ana, Damaris, Diana. Pelas experiências vividas por todo este tempo, pelo grande carinho e integridade como turma.

Aos Doutorandos, Kiki, Leslie, Larissa, Lu, Caro, Guillermo, pela ajuda e orientação, sempre dispostos a ajudar obrigado.

Aos professores do departamento de Dentística; Profa. Linda Wang, Profa. Maria Teresa Atta, Prof. Eduardo Batista Franco, Prof. Sergio Kiyoshi Ishikiriyama, Prof. Aquira Ishikiriyama. Prof. Rafael Francisco Lia Mondelli, Prof. José Mondelli, Prof. Paulo Francisconi, Profa. Ana Flavia Borges Sanches. Por seus ensinamentos, pelo apoio, amizade e oportunidades que brindaram para mim.

Aos funcionários da Dentística e Materiais Odontológicos, Rita, Nelson, Zuleica, Audria, Natalia, Elizio, Charlene, Alcides, Sandrinha.. Pela amizade, colaboração, disponibilidade para estar sempre prontos para ajudar.

Muito obrigado!.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo a análise da interface de adesão à dentina humana, de um sistema restaurador adesivo à base de silorano. Foram confeccionadas cavidades com 4mm X 3mm X 5mm em 40 molares humanos extraídos divididos em 4 grupos aleatoriamente: Grupos SB e SB-6m: sistema adesivo (Adper™ Single Bond) + resina composta (Filtek Z250); Grupos P90 e P90-6m: sistema adesivo (P90 System Adhesive) + resina composta (Filtek P90™). Em todos os grupos, as restaurações foram inseridas em 4 incrementos oblíquos. Após a restauração, os dentes foram seccionados em fatias de 0,8mm de espessura em uma máquina de cortes com um disco de diamante. Uma fatia de cada dente foi separada aleatoriamente para análise em microscópio óptico para verificação de fendas na interface adesiva. As demais fatias foram seccionadas em palitos (0,8mm X 0,8mm) para os testes de microtração em uma máquina de ensaios universal EMIC. Os e dos grupos SB e P90 permaneceram em água deionizada em estufa a 37°C por 24 horas e os grupos SB-6m e P90-6m permaneceram em água deionizada em estufa a 37°C por um período de 6 meses. Os resultados de resistência de união foram submetidos à análise de variância a 2 critérios ANOVA e a presença de fendas internas foi analisada pelo teste Chi-quadrado. Houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união entre os materiais ($p>0,05$) e tempo de armazenagem. Quanto à presença de fendas internas, foi evidenciada sua presença em todos os grupos, sem diferença estatisticamente significativa entre eles ($p>0,05$). Conclui-se que não houve diferença entre os sistemas restauradores à base de Bis-GMA e de silorano os 2 períodos avaliados (24h e 6 meses).

PALAVRAS-CHAVE: Resinas Compostas, Resistência à tração, Adesivos Dentinários.

ABSTRACT

Evaluation of the interface of a silorane based restorative system to dentin of Class I cavities by microtensile bond strength test and optical microscopy.

This study aimed to analyse the adhesive interface to human dentin of a silorane based adhesive system. Cavities were fabricated with 4.0 mm X 3mm X 5mm in 40 extracted human molars randomly divided into 4 groups: Groups SB and SB-6m: adhesive system (Adper TM Single Bond) + composite (Filtek Z250); Groups P90 and P90- 6m: adhesive system (P90 System Adhesive) + composite (Filtek TM P90). In all groups, the restorations were inserted in 4 oblique increments. After 24 hours, teeth were sectioned buccolingually into 0.8mm slices with diamond saw. One slice of each tooth was randomly separated for microscope analysis. The other slices were sectioned into 0.8mm X0.8mm sticks for microtensile tests in a universal testing machine EMIC. Sticks of groups SB and P90 remained in deionized water at 37 ° C for 24 hours and sticks of groups SB-6m and P90-6m remained in deionized water at 37 ° C for a period of six months. After storage period . The results of bond strength were analysed by Two-way ANOVA and the presence of internal gaps was analyzed by chi-square test. There was no significant difference in bond strength between materials ($p > 0.05$) and storage time. Regarding the presence of internal rifts, their presence was evident in all groups, with no statistically significant difference between them ($p > .05$).

KEYWORDS: Composite Resins, Tensile strength, Dentin-Bonding Agents.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1	- Dimensões do preapro cavitário.. Comprimento mesiodistal de 5mm e 3mm profundidade de 4mm e 5mm de largura no sentido vestibulolingual	35
Figura 2	- Inserção da resina composta em incrementos oblíquos	37
Figura 3	- Aplicação do primer e adesivo (P90 System Adhesive)	37
Figura 4	- Inserção da resina Filtek P90	38
Figura 5	- Obtenção das fatias com corte do dente no sentido vestibulolingual	39
Figura 6	- Fatia obtida para análise de microscopia óptica	39
Figura 7	- Obtenção dos palitos (0,8mm x 0.8 mm para os testes de microtração	40
Figura 8	- Palito fixado no dispositivo para o teste de microtração (A). Palito após a fratura (B)	41
Figura 9	- Imagem obtida pela microscopia óptica em espécime do grupo SB	47
Figura 10	- Imagem obtida pela microscopia óptica em espécime do grupo P90	49
Figura 11	- Imagem obtida pela microscopia óptica em espécime do grupo SB-6m	51

- GRÁFICOS

Gráfico 1	- Médias (MPa) da resistência adesiva dos grupos testados	45
Gráfico 2	- Porcentagem de espécimes dos grupos testados, segundo o tipo de fratura resultante	46

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Médias e desvios-padrão da resistência de união da resina composta ($p < 0,05$).....	45
Tabela 2 - Fendas internas dos grupos testados em números absolutos.....	47

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	por cento
ANOVA	Análise de Variância
°C	grau(s) Celsius
°	graus
=	igual
+	mais
®	marca registrada
Nº	número
N	Newton(s)
µm	micrômetro(s)
>	maior
<	menor
s	segundo (s)
x	vezes
h	horas
m	meses
Kgf	quilograma (s)-força
MPa	megapascal (s)
mm/min	milímetro (s) por minuto
mm	milímetro (s)
cm²	centrimetro (s) cuadrado
mW/cm²	miliwatt (s) por centímetro quadrado
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
HEMA	2-hidroxi-etil metacrilato
TEGDMA	Trietileno Glicol dimetracrilato
EGDMA	etileno glicol dimetacritalo
DEGDMA	dietileno glicol dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato
SB	grupo single bond + filtek 250 z
SB-6m	grupo Single bond+ filtek 250 z – 6 meses

P90	grupo P90 system adhesive + Filtek P90
P90-6m	grupo P90 system adhesive + Filtek P90 - 6 meses
St. Paul	Saint Paul
USA	United States of America (Estados Unidos da América)
Ltda.	Limitada
RJ	Rio de Janeiro
SP	São Paulo
USP	Universidade de São Paulo
Fator C	fator de configuração cavitária
Dp	desvio-padrão
Et al .	e colaboradores

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	19
3	PROPOSIÇÃO	27
4	MATERIAL E MÉTODO	31
4.1	PREPARO DOS ESPÉCIMES.....	34
4.1.1	Delineamento experimental	34
4.1.2	Obtenção dos dentes humanos	34
4.1.3	Preparo cavitário.....	35
4.1.4	Procedimento Restaurador	36
4.1.5	Preparo dos espécimes para análise ao microscópio óptico	38
4.1.6	Preparo dos espécimes para o teste de microtração.....	39
4.1.7	Análise do tipo de fratura.....	41
4.1.8	Análise estatística	41
5	RESULTADOS	43
6	DISCUSSÃO	53
6.1	Resistência Adesiva	55
6.2	Fendas marginais	58
7	CONCLUSÕES	61
	REFERÊNCIAS	65

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A qualidade e a durabilidade do selamento da interface entre estrutura dentária e material odontológico são fatores determinantes na longevidade de uma restauração (LI; BURROW; TYAS, 2000). As resinas compostas permitem reabilitar as estruturas dentais, restabelecendo a saúde dental. O aprimoramento de suas propriedades físicas tem permitido a expansão de suas indicações clínicas com maior longevidade e qualidade.

A possibilidade de adesão por meio do condicionamento ácido do esmalte, preconizado por Buonocore, em 1955, associada ao desenvolvimento de sistemas adesivos à dentina por Nakabashi et al., em 1982, e ao aprimoramento das resinas compostas, permitiram a restauração de dentes posteriores com materiais estéticos com bom desempenho clínico e longevidade.

Apesar das vantagens estéticas das resinas compostas e seu desempenho clínico (ARHUN; CELIK; YAMANEL, 2010), a contração de polimerização ainda é considerada seu maior problema (FERRACANE, 2008; TAKAHASHI *et al.*, 2010), pois gera tensão na interface restauradora, uma vez que é inerente ao processo de maturação e “endurecimento” do material.(RUEGGEBERG, 1999).

O desenvolvimento da tensão de contração de polimerização afeta prejudicialmente a resistência de união na maturação (YOSHIKAWA *et al.*, 1999), com consequente formação de fendas entre a resina composta e o tecido dentário (CHEN *et al.*, 2001). A presença de fendas na interface pode trazer muitos problemas clínicos como microinfiltração, sensibilidade pós-operatória, descoloração marginal e cárie secundária (PASHLEY, 1990; FERRACANE, 2005; CADENARO *et al.*, 2008).

A magnitude da tensão de contração gerada depende de fatores como a geometria do preparo cavitário, o volume de resina composta inserida, a composição do material restaurador e a forma de se proceder a fotoativação (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; PETROVIC; ATANACKOVIC, 2008; ELSAHN *et al.*, 2011).

Com o objetivo de contornar o problema da interface adesiva frente à contração de polimerização, foi desenvolvida uma resina composta com menor contração de polimerização (MINE *et al.*, 2010). A resina composta à base de silorano foi desenvolvida pela 3M/ESPE, com a substituição das matrizes convencionais baseadas em metacrilatos, por siloranos (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; ILIE *et al.*, 2007). O termo “silorano” foi introduzido para representar um sistema de monômeros híbridos que contém siloxano e oxirano na sua estrutura. A rede de silorano é gerada pela polimerização catiônica do anel de abertura dos cicloalifáticos oxiranos, que resulta em uma baixa contração de polimerização e baixa tensão (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; EICK *et al.*, 2007). Além de apresentar menor contração de polimerização essa resina, por ser hidrofóbica, também apresenta maior estabilidade hidrolítica, sendo menos suscetível à degradação em meios aquosos.

A resina silorano tem uma química que se diferencia da química dos materiais convencionais. Os monômeros são baseados em um núcleo de silano e oxirano e vários grupos funcionais ligados a ele (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). No processo de polimerização, ativada pela luz, ocorre a abertura do anel dos grupos oxiranos. A polimerização é iniciada pela energização da canforoquinona e de outros co-iniciadores específicos para cada anel, tornando a composição química muito complexa (BOARO *et al.*, 2013)

Outro fator que determina a perda da qualidade da interface restauradora é a degradação hidrolítica pela presença de monômeros hidrofílicos na composição dos sistemas adesivos. Essa degradação foi verificada em trabalho *in vivo*, onde observou-se que, após 6 meses na cavidade oral, sob ação dos fluidos biológicos, a perda entre 30-40% da resistência de união da interface adesiva (HOSAKA *et al.*, 2009). Esse é um problema inerente aos sistemas restauradores adesivos que apresentam monômeros hidrofílicos na sua composição, como hidroxietilmetacrilato (HEMA) (BOARO *et al.*, 2013)

O sistema restaurador adesivo à base de silorano apresenta baixa contração de polimerização e uma natureza hidrofóbica. Esses dois fatores conferem a ele uma vantagem imediata e a longo prazo quando comparado com os sistemas à base de

BisGMA e sistemas adesivos que contém monômeros hidrofílicos (EICK *et al.*, 2007; KOPPERUD; SCHMIDT; KLEVEN, 2010; BARACCO *et al.*, 2012)

Baseado nesses fatores, o objetivo deste trabalho foi verificar e comparar a resistência de união e a presença de fendas na interface restauradora adesiva à dentina de sistemas restauradores adesivos à base de Bis-GMA e silorano após 24 horas e 6 meses de armazenamento em água.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

As resinas compostas para restauração tiveram um desenvolvimento contínuo durante as últimas décadas (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). Desde que o metacrilato de glicidil de bisfenol A (Bis-GMA) foi introduzido pela primeira vez à Odontologia por Bowen, em 1962, muitas modificações foram feitas na matriz orgânica polimerizável, nas partículas de carga inorgânica e no agente de ligação silano. A matriz orgânica é composta por um ou mais monômeros. Além do Bis-GMA, contém o monômero de alta viscosidade UDMA (uretano dimetacrilato), co-monômeros diluentes como TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato) EGDMA (etilenoglicoldimetacrilato), DEGDMA (dietilenoglicoldimetacrilato), fotoiniciadores e vários aditivos, tais como iniciador (canforoquinona) e co-iniciadores (STEIN *et al.*, 2005; WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; POLYDOROU *et al.*, 2007). As partículas de carga inorgânica podem ser compostas por quartzo, vidros de silicato de alumínio, de lítio, sílica amorfa (STEIN *et al.*, 2005).

Os monômeros diluentes são necessários para diminuir a viscosidade dos monômeros de elevado peso molecular como o Bis-GMA e o UDMA, o que permite maior incorporação da carga ou parte inorgânica e um melhor manuseamento para inserção do material. Porém a adição desses diluentes é o fator responsável pelo aumento da sorção de água e da contração de polimerização (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; ILIE *et al.*, 2007).

O aprimoramento da composição das resinas compostas tem levado a melhorias notáveis com relação a maior resistência aos esforços mastigatórios e ao desgaste e maior estabilidade no ambiente bucal. No entanto, a contração de polimerização continua sendo um problema inerente às resinas compostas e a tensão gerada por essa contração nas interfaces adesivas (DAUVILLIER *et al.*, 2000; TERRY; LEINFELDER, 2006) continua sendo uma das maiores implicações no seu comportamento clínico (GUIRALDO *et al.*, 2010).

A contração de polimerização é o resultado da redução da distância dos átomos dos monômeros para estabelecer ligações covalentes durante a transformação da fase líquida (gel viscoso) para o estado sólido (PEUTZFELDT,

1997; BRAGA; FERRACANE, 2004). A fase líquida, conhecida como fase pré-gel, é capaz de fluir e absorver as tensões da contração nas superfícies não aderidas às paredes cavitárias (RUEGGEBERG, 1999; PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2004).

Quanto maior o grau de conversão, maior será a contração final e maior o módulo de elasticidade da resina composta (DEWAELE et al., 2006). Como resultado desse processo, durante a conversão dos monômeros e a ocorrência da contração de polimerização, tensões são geradas na interface adesiva e se essa tensão for de uma magnitude superior à resistência adesiva do material restaurador ao substrato dental, uma fenda marginal irá se formar na interface dente/restauração, resultando em microinfiltração permitindo a passagem de bactérias, fluidos, moléculas ou íons entre a parede cavitária e o material restaurador (SAKAGUCHI et al., 1992; CALHEIROS et al., 2004; CARA et al., 2007; CADENARO et al., 2008).

Após o estágio de ponto gel, a mobilidade molecular diminui e a rigidez da polimerização permite uma deformação plástica suficiente para compensar a contração de polimerização, aumentando significativamente o módulo de elasticidade (DAVIDSON; FEILZER, 1997).

O desenvolvimento de tensões originadas pela contração de polimerização foi descrita pela primeira vez por Bowen, em 1967 e comprovado por estudos posteriores (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987). Atualmente está bem estabelecido e aceito que a magnitude da tensão de contração de polimerização gerada depende também da geometria do preparo e o volume de resina inserida, assim como da composição e do processo de polimerização (DAVIDSON; DE GEE, 1984; BOUSCHLICHER; RUEGGEBERG, 2000; FERRACANE, 2011).

A magnitude da tensão de contração de polimerização varia com a quantidade de partícula de carga que modifica seu módulo de elasticidade. Um baixo módulo de elasticidade leva a um melhor vedamento (KEMP-SCHOLTE; DAVIDSON, 1990). Alguns autores relacionam a quantidade de contração com o grau de conversão, considerando que a contração volumétrica aumenta com o aumento do grau de conversão dos monômeros (FERRACANE, 2005; DEWAELE et al., 2006; VAN DIJKEN, 2010)

As tensões geradas afetam tanto o material restaurador quanto as margens da restauração, relacionando-se diretamente com falhas na interface (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; FIGUEIREDO REIS *et al.*, 2003; FELIX *et al.*, 2007), originando fendas marginais. Essas fendas podem variar entre 14 a 15% do total da extensão da interface (HANNIG; FRIEDRICHS, 2001).

As fendas marginais podem ser definidas como espaços na interface dente/restauração que permitem o desenvolvimento de microfraturas de esmalte e dentina favorecendo a microinfiltração e degradação hidrolítica das margens da restauração (TANTBIROJN *et al.*, 2004; MOUSAVINASAB, 2011; VAN DIJKEN; PALLESEN, 2011), levando à microinfiltração, sensibilidade pós-operatória, descoloração marginal e ocorrência de carie adjacente à restauração (PEUTZFELDT; ASMUSSEN, 2004; HICKEL *et al.*, 2007; CADENARO *et al.*, 2008).

A inserção e polimerização da resina composta na cavidade, após o processo adesivo em esmalte e dentina gera tensões que são transferidas à interface dente/restauração (KINOMOTO; TORII, 1998).

Com intuito de minimizar os efeitos da tensão da contração de polimerização na interface adesiva, vários recursos podem ser adotados como a inserção incremental da resina composta (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; LUTZ; KREJCI; OLDENBURG, 1986; FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; KWON; FERRACANE; LEE, 2012) e a utilização de bases intermediárias de baixo módulo de elasticidade como o cimento Ionômero de vidro (UNTERBRINK; LIEBENBERG, 1999; MITRA *et al.*, 2009; SAMPAIO *et al.*, 2011).

Com o objetivo de diminuir esses problemas clínicos relacionados com a contração de polimerização, uma resina composta com matriz orgânica constituída por um monômero com baixa contração de polimerização foi desenvolvido.

Os siloranos têm sido sugeridos como alternativa aos metacrilatos como componentes de resina da matriz para compósitos dentários sendo apropriados para os dentes posteriores, onde as tensões na interface podem ser fundamentais para a sobrevivência de a restauração (EICK *et al.*, 2007).

Esse novo tipo de monômero é obtido a partir da reação de moléculas de oxirano e siloxano. A contração volumétrica de uma resina composta com silorano é da ordem de 0,9. Nessas resinas compostas, as moléculas sofrem polimerização pela abertura do anel catiônico dando início à formação de cadeias poliméricas (NAOUM *et al.*, 2012).

A fotoativação é iniciada através de um sistema de três componentes: a canforquinona, um sal de iodônio e um doador de elétrons. O sistema de três componentes prevê o equilíbrio ideal entre a alto grau de conversão de polimerização e melhor estabilidade (3M ESPE, 2007; WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). Esse fenômeno apresenta duas principais vantagens: contração de polimerização baixa e hidrofobia alta (ILIE; HICKEL, 2009; GREGOIRE *et al.*, 2010; BOARO *et al.*, 2013).

Devido à característica hidrofóbica desse compósito, houve a necessidade de desenvolver um sistema adesivo próprio com capacidade de ligação às superfícies de apatita da estrutura dental, gerando uma camada híbrida com impermeabilidade comprovada após um período de 1 ano (GREGOIRE *et al.*, 2010).

Além das tensões da contração de polimerização, um outro fator que pode contribuir com a formação de fendas marginais é a degradação hidrolítica devido à característica hidrofílica dos sistemas adesivos simplificados (TAY; PASHLEY, 2003) e à degradação das fibrilas de colágeno da camada híbrida (DE MUNCK *et al.*, 2012).

De um modo geral, a degradação de um polímero é definida como um processo de divisão da cadeia polimérica resultando na segmentação em oligômeros e, finalmente, em monómeros, resultando em perda do material na interface dente/restauração (MOUSAVINASAB, 2011).

A degradação hidrolítica da camada híbrida pode ser evidenciada a longo prazo, em imersão em água (HASHIMOTO *et al.*, 2001a; HASHIMOTO *et al.*, 2003) e envolve a quebra de ligações covalentes e a perda das fibrilas de colágeno reduzindo a resistência mecânica do material adesivo (HASHIMOTO *et al.*, 2000; MIRANDA DDE *et al.*, 2011).

O movimento de água dentro da camada híbrida acelera a plastificação de resinas adesivas e a degradação do colágeno exposto dentro da camada híbrida (DE MUNCK *et al.*, 2003; TAY *et al.*, 2003). Água absorvida pelos polímeros resulta também em enfraquecimento da rede de polímero (ITO *et al.*, 2005) que age como membrana semipermeável (TAY; CARVALHO; PASHLEY, 2004) permitindo o movimento da água através da camada adesiva, mesmo após a polimerização (PAUL *et al.*, 1999; TAY; CARVALHO; PASHLEY, 2004), conduzindo a uma deterioração das suas propriedades mecânicas (HOSAKA *et al.*, 2007).

Considerando as características de menor contração de polimerização das resinas compostas à base de silorano e de maior hidrofobia do sistema adesivo comparadas com os sistemas à base de Bis-GMA,, o objetivo desse trabalho é determinar a resistência de união da resina composta à base de silorano na interface dentina/resina composta de paredes circundantes de preparos cavitários com alto fator de configuração e verificar a estabilidade da interface após armazenamento em água deionizada

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propôs a avaliar a interface de união de um sistema restaurador adesivo à base de silorano à dentina de paredes circundantes de cavidade com alto fator de configuração cavitária através de teste de microtração e observação em microscopia óptica, testando as seguintes hipóteses nulas:

1. não há diferença na resistência de união à dentina entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA.
 2. não há diferença na formação de fendas internas entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA.
 3. não há diferença na resistência de união à dentina entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA, após 6 meses de armazenagem em meio aquoso.
 4. não há diferença na formação de fendas internas entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA, após 6 meses de armazenagem em meio aquoso.
-

4 MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAL E MÉTODO

Os materiais, sua composição, lote e fabricante utilizados neste estudo encontram-se quadro 1.

Quadro 1 – Materiais utilizados

Materiais	Composição	lote	Validade	Fabricante
Filtek™ Z250 Universal Restorative® Cor A2	Matriz orgânica: Bis-GMA, UDMA, BisEMA, Canforoquinona Parte inorgânica: Zircônia/Sílica (82% em peso, 60% em volume); partículas de 0,6µm	N 107490	2012-06	3MESPE Dental Products, St. Paul/MN – EUA
Adper™ Single Bond 2®	Bis-GMA, HEMA, Diuretanodimetacrilato, Copolímero do ácido poliacenólico, Canforoquinona, Água, Etanol, Glicerol 1,3 dimetacrilato, Sílica (5nm;10% em peso)	9AABR	2012-10	3MESPE Dental Products, St. Paul/MN – EUA
Filtek P90™ Cor A2	Matriz Orgânica: Silorano Parte Inorgânica: Quartzo e fluoreto de ítrio; (76% em peso,55% em volume)	N 273780	2013-01	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
P90 System Adhesive	Primer>metacrilatosfosforilada, bisGMA, HEMA, água, etanol, sílica silano-tratados partículas de carga, estabilizadores Bond:dimetacrilato hidrofóbico, metacrilatosfosforilada, TEGDMA, sílica tratada com silano, iniciadores,estabilizadores	N313983	2013-09	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Condicionador Dental Gel®	Solução de ácido fosfórico 37% em gel	L601346D	2014-12	Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Rio de Janeiro/RJ –Brasil

4.1 PREPARO DOS ESPÉCIMES

4.1.1 Delineamento experimental

Este trabalho in vitro envolveu dois fatores (material e tempo de armazenagem) em dois níveis. Os espécimes foram distribuídos nos seguintes grupos:

- Grupo SB (n=10 dentes): sistema adesivo Adper™ Single Bond 2® e resina composta Filtek™ Z250 Universal Restorative® inserida em 4 incrementos oblíquos;
- Grupo P90 (n=10 dentes): sistema adesivo P90 System Adhesive e resina composta Filtek P90™ inserida em 4 incrementos oblíquos.
- Grupo SB-6m (n=10 dentes): igual ao Grupo SB e armazenamento em água a 37°C por período de 6 meses.
- Grupo P90-6m (n=10 dentes): igual ao Grupo P90 e armazenamento em água a 37°C por período de 6 meses.

4.1.2 Obtenção dos dentes humanos

Para este estudo foram utilizados 40 terceiros molares humanos extraídos por indicação odontológica. Os dentes foram obtidos por doações de cirurgiões dentistas que atendem em consultórios particulares, mediante assinatura do termo de Doação de Dentes, após aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FOB-USP sob Processo nº. 129/2011.

Após extração, os dentes foram limpos com curetas (Duflex 55G, SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro/RJ – Brasil) e armazenados para evitar proliferação bacteriana em azida de sódio 0,02% por um período não superior a 2 meses à temperatura de $\pm 10^{\circ}\text{C}$.

4.1.3 Preparo cavitário

Todos os dentes foram desgastados em uma Politriz / Lixadeira Metalográfica (Erios) com lixa d'água de granulação 600 (Laboratory Grade Extec®) para planificação da superfície oclusal para facilitar o estabelecimento das dimensões do preparo cavitário.

Foram realizadas cavidades padronizadas (aferidas com paquímetro digital Série/Código 500-144B Mitutoyo Digimatic Caliper, Mitutoyo Sul Americana, Rio de Janeiro/RJ – Brasil) com as seguintes dimensões (figura 1): 5,0mm de extensão mesiodistal, 3,0mm de largura vestibulolingual e 4,0mm de profundidade utilizando uma broca carbide cilíndrica nº 56 (KG Sorensen Indústrias e Comércio Ltda., Barueri/SP – Brasil) em alta rotação com abundante refrigeração com spray ar/água. Em seguida, os preparos foram submetidos ao acabamento com a mesma broca em baixa rotação e finalizados com enxada monoangulada 8/9 (SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro/RJ – Brasil). As brocas carbide foram substituídas a cada 5 preparos e a enxada foi afiada manualmente com pedra de afiação também após ser utilizada em 5 preparos.

Figura 1-Dimensões do preparo cavitário.. Comprimento mesiodistal de 5mm 3mm de largura e 4mm profundidade

4.1.4 Procedimento Restaurador

Todos os procedimentos restauradores foram realizados em ambiente com controle de temperatura e umidade relativa do ar. Depois do preparo das cavidades, os dentes foram restaurados de acordo com os grupos. A ordem da realização das restaurações foi feita sistemática e de forma aleatória por meio de sorteio entre os grupos. Antes da realização das restaurações todos os dentes receberam, na superfície vestibular, uma camada de 2mm de resina composta (Esthet X – Dentsply, Cor A3) para facilitar a obtenção dos palitos para os testes de resistência adesiva.

Nos preparos cavitários dos grupos SB e SB-6m, as paredes cavitárias foram condicionadas com gel de ácido fosfórico a 37% (Dentsply) durante 30 segundos em esmalte e 15 segundos em dentina, lavadas com “spray” ar/água abundante por 30 segundos para completa remoção do ácido e secas com papel absorvente (técnica úmida) para remoção do excesso de umidade. Depois foram aplicadas 2 camadas do sistema adesivo (Adper™ Single Bond 2®) usando microaplicadores (Microbrush® -Corporation GarftonWi EUA). Após 20s, procedeu-se à evaporação do solvente (suave jato de ar a 20cm/10s) e, em seguida, a fotoativação foi realizada por 20 segundos com um fotopolimerizador de luz LED Optilight LD Max (Gnatus Equipamentos Médico Odontológico Ltda) com densidade de potência controlada de 500 mw/cm², aferida por um radiômetro específico (Gnatus Equipamentos Médico Odontológico Ltda.) Após a polimerização do sistema adesivo, a resina composta (Filtek Z250 Universal Restorative®, cor A2 – 3M ESPE Dental) foi inserida em 4 incrementos oblíquos (figura 2) de espessura máxima de 2mm, com volumes padronizados, utilizando-se uma espátula de resina (Hu-Friedy®, TNPFIW3 EUA). Cada incremento foi fotoativado por 20 segundos e 40 segundos ao finalizar a restauração, com o mesmo aparelho de luz LED.

Figura 2 - Inserção da resina composta em incrementos oblíquos

Aos dentes dos grupos P90 e P90-6m foi aplicado o sistema adesivo (P90 System Adhesive) de acordo com as instruções do fabricante (figura 3). Em primeiro lugar, foi aplicado o primer autocondicionante por 15s em todas as paredes cavitárias, seguido por leve jateamento com ar e fotopolimerização por 10s. Em seguida, o adesivo foi aplicado com auxílio de microaplicadores, e submetido a um leve jato de ar e fotopolimerizado por 10s com aparelho de luz LED Optilight LD Max. Após a polimerização do sistema adesivo, a resina composta (Filtek P90™, cor A2 – 3M ESPE Dental) foi inserida da mesma forma que para os grupos SB e SB-6m (figura 4) em 4 incrementos oblíquos de espessura máxima de 2mm, com volumes padronizados, utilizando uma espátula de resina (Hu-Friedy®). Cada incremento foi fotoativado por 20 segundos e 40 segundos ao finalizar a restauração, com o mesmo aparelho de luz LED.

Figura 3 - Aplicação do primer e adesivo (P90 System Adhesive)

Figura 4 - inserção da resina Filtek P90

4.1.5 Preparo dos espécimes para análise no microscópio óptico

Os espécimes foram armazenados por 24 horas (grupos SB e P90) e por 6 meses (grupos SB-6m e P90-6m) em estufa a 37° C. Decorrido o tempo de armazenamento, eles foram secos e fixados com cera pegajosa (Asfer Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul - São Paulo) em um dispositivo de base cilíndrica para a adaptação na máquina de cortes seriados (Isomet™ LowSpeedSaw® Buehler, Lake Bluff – EUA) e foram seccionados no sentido vestibulolingual com disco de diamante (Extec Corp-Einfeld, codXI 12235 low concentration CT EUA) em baixa velocidade sob refrigeração (figura 5).

Após o primeiro seccionamento, foi selecionada aleatoriamente uma fatia com espessura média de 0,8mm de cada dente para avaliação por meio da microscopia óptica da interface adesiva da parede circundante vestibular na região da interface adesiva para avaliar a presença de fendas (figura 6). O campo microscópico foi adquirido a partir de uma câmera digital de alta resolução (AxioCamMRc, ZEISS) acoplada a um microscópio óptico binocular (Axioskop 2 Plus, ZEISS) contendo uma objetiva de 10x e 20x . A câmera apresentava-se conectada a um microcomputador (Pentium IV, INTEL) contendo um programa de aquisição e análise de imagens (Axiovision 4.6, ZEISS)

Figura 5- Obtenção das fatias com corte do dente no sentido vestibulolingual

Figura 6 - Fatia obtida para análise de microscopia óptica

4.1.6 Preparo dos espécimes para o teste de microtração.

As fatias restantes foram novamente fixadas com cera pegajosa e o dispositivo que gira a 90° acoplada à máquina de cortes permitiu realizar um segundo seccionamento no sentido mesiodistal, perpendicular à interface adesiva da parede cavitária vestibular, obtendo, assim, palitos para o teste de microtração com dimensões aproximadas de 0.8mm X 0.8mm (figura 7).

Figura 7- Obtenção dos palitos (0,8mm x 0.8 mm para os testes de microtração

Cada palito foi fixado individualmente ao dispositivo de microtração tipo Bencor multi T adaptado a uma máquina de ensaios universal EMIC (Modelo DL 500 DF N°. 5775, N.série 168 EMIC, Curitiba-Brasil) com um adesivo à base de cianoacrilato (LoctiteSuperBonder Flex Gel Control Henkel Ltda SP-Brasil), pelas suas extremidades, de forma a que a interface adesiva ficasse perpendicular à força de tração aplicada com velocidade de 0,5mm/min utilizando uma célula de carga de 50N (figura 8).

Os valores da força de ruptura, expressos em Kgf, foram utilizados para cálculo de resistência de união. As porções fraturadas foram cuidadosamente removidas e a área transversal de união correspondente à fratura foi medida utilizando um paquímetro digital. O valor da área de secção transversal foi transformado em cm^2 . A resistência de união foi calculada dividindo o valor de força de ruptura (Kgf) pela área (cm^2) e convertida em megapascals (Mpa).

Figura 8-Palito fixado no dispositivo para o teste de microtração (A). Palito após a fratura (B)

4.1.7 Análise do tipo de fratura

Após a ruptura, as superfícies de cada espécime foram analisadas em Estereomicroscópio (Leica MZ6) para identificar o tipo de fratura, sendo classificadas em tipo adesiva, coesiva ou mista no material e na dentina:

- Tipo adesiva; quando ocorreu a fratura na interface adesiva;
- Tipo coesiva em dentina; quando ocorreu a fratura na dentina;
- Tipo coesiva em resina composta; quando ocorreu a fratura na resina composta;
- Tipo mista; fratura adesiva e coesiva

4.1.8 Análise estatística

As médias da resistência de união dos diferentes grupos foram analisadas com o teste ANOVA a 2 critérios (sistema restaurador e tempo) e pelo teste de Tukey. As imagens obtidas pela avaliação em microscopia óptica foram apresentadas em forma qualitativa e os resultados da presença ou ausência de fendas foram analisados pelo teste Chi-quadrado. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

RESISTÊNCIA DE UNIÃO

As médias e respectivos desvios-padrão da resistência de união dos grupos testados encontram-se na **tabela 1 e gráfico 1**.

Tabela 1 - Médias e desvios-padrão da resistência de união da resina composta

GRUPOS	MÉDIA	Dp
SB	16,00 ^a	4,38
P90	12,11 ^b	3,77
SB-6m	14,29 ^a	4,33
P90-6m	9,79 ^b	2,63

N=10, p<0,05

Letras diferentes indicam diferença estatística.

A análise dos resultados permitiu verificar que houve diferença significativa ($p < 0,05$) na resistência de união entre o sistema adesivo Bis GMA e sistema adesivo silorano nos dois tempos de armazenamento (24 horas e 6 meses).

Gráfico 1– Médias (MPa) da resistência adesiva dos grupos testados.

TIPO DE FRATURA

Houve predominância de fraturas adesivas para todos os grupos testados. As fraturas tipo adesiva registram valores reais, enquanto as fraturas tipo mista ou coesiva sugerem interferências no momento do teste, na execução do preparo cavitário ou no preparo dos espécimes tipo adesiva em todos os grupos testados.

A relação entre ocorrência e tipo de fratura encontra-se no **Gráfico 2**

Gráfico 2– Porcentagem de espécimes dos grupos testados, segundo o tipo de fratura resultante.

ANÁLISE DAS FENDAS INTERNAS AVALIADAS EM MICROSCOPIA ÓPTICA

A **Tabela 2** retrata as fendas encontradas na interface resina composta/dentina na parede circundante entre os grupos testados. Foi verificada a presença de fendas nas interfaces de união da face vestibular das cavidades em todos os grupos (**gráfico 4**). No entanto, a aplicação do teste Chi-quadrado não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos (**p=0,853**).

Tabela 2– Fendas internas dos grupos testados em números absolutos

GRUPOS	Presença de fendas internas
SB	1
SB-6m	1
P90	2
P90-6m	2

Não foi possível fazer uma correlação entre resistência de união e presença de fendas devido ao número muito pequeno e insuficiente de fendas observadas.

As imagens obtidas pelo microscópio óptica revelaram a interface adesiva e a interação com estruturas dentárias, assim como também evidenciaram presença de fendas, embora em número pequeno e não estatisticamente significante.

Figura 9- Imagem obtida pela microscopia óptica em espécime do grupo SB
(D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina)

A imagem da **figura 9** mostra a interface do espécime do Grupo SB onde não se encontrou fendas.

Figura 10- Imagem obtida pela microscopia óptica em espécime do grupo P90
(D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina)

A imagem da **figura 10** mostra a interface do espécime do Grupo P90 onde não foram encontradas fendas. Pode-se observar a presença da camada de adesivo (A) do sistema adesivo P90.

Figura 11- Imagem obtida pela microscopia óptica em espécime do grupo SB-6m
(D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina; F: Fenda)

A imagem da **figura 11** mostra presença de fenda (F) na interface do espécime do Grupo 3 entre a dentina e a camada de adesivo.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

6.1 Resistência de União

Mesmo com o aprimoramento dos sistemas restauradores adesivos, a integridade marginal das restaurações adesivas diretas no meio bucal é crucial para o sucesso clínico. Falhas na interface dente/restauração estão relacionadas diretamente ao processo de contração de polimerização (GRIFFITHS *et al.*, 1999; KRAMER; LOHBAUER; FRANKENBERGER, 2000) que é considerada a maior causa de formação de fendas na interface (OLIVEIRA *et al.*, 2010).

Um material restaurador com menor contração de polimerização pode levar a uma maior integridade da interface adesiva (PAPADOGIANNIS *et al.*, 2011; MINE *et al.*, 2012). As resinas compostas à base de silorano apresentam essa característica e foram objetos deste trabalho para determinar o comportamento das resinas de baixa contração com relação à resistência união e formação de fendas marginais em restauração de preparos cavitários tipo Classe I.

O estudo de resistência adesiva em preparos cavitários traz vantagem com relação aos testes com a utilização de superfícies planas, com apenas uma parede aderida, no qual o fator de configuração cavitário é baixo. Trabalhos como os de Nikiado *et al.*, em 2002; Sampaio *et al.*, em 2011; Van Ende *et al.*, em 2012, avaliaram a resistência adesiva em paredes cavitárias de preparos com alto fator de configuração, onde as tensões de contração de polimerização são mais expressivas, pois há menos área para dissipação dessas forças, reproduzindo condições mais próximas a situações clínicas (NIKOLAENKO *et al.*, 2004; SAMPAIO *et al.*, 2011; BECHTOLD *et al.*, 2012).

O desenvolvimento experimental deste trabalho envolveu 2 resinas compostas, uma à base de Bis-GMA e outra à base de silorano inseridas em preparos cavitários extensos tipo Classe I e técnica de inserção incremental da resina composta de 4 incrementos oblíquos de 2mm de espessura. A utilização de uma técnica de inserção incremental da resina composta é imprescindível, mesmo para as resinas de baixa contração de polimerização (VAN ENDE *et al.*, 2012), uma

vez que, mesmo em proporções menores, pode afetar negativamente a resistência adesiva em cavidades com alto fator de configuração cavitária, como as do tipo Classe I (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; PETROVIC et al., 2010).

Os resultados mostraram que o sistema restaurador adesivo à base de Bis-GMA apresentou maior resistência de união ($p \leq 0,05$) em ambos os tempos de armazenamento (24 horas e 6 meses). No entanto, o tempo de armazenamento não exerceu influência sobre a resistência adesiva para os dois sistemas restauradores testados. Houve predomínio de fraturas do tipo adesivo (91.6%), o que reflete ausência de interferências no preparo dos espécimes e no momento do teste (NAKAJIMA *et al.*, 1995; TANUMIHARJA; BURROW; TYAS, 2000).

De acordo com Ferracane, em 2005, a contração de polimerização de compósitos dentários é da ordem de 1,5-5%, o que é suficiente para resultar no desenvolvimento de tensões internas que podem ameaçar a durabilidade da restauração pela ruptura das ligações adesivas na interface (GUGGENBERGER; WEINMANN, 2000). O sistema restaurador silorano foi desenvolvido para superar esse problema com contração menor que 1% (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; NAOUM *et al.*, 2012). No entanto, neste estudo, a resistência adesiva do sistema restaurador à base de BIS-GMA foi maior que a resistência adesiva do sistema restaurador à base de silorano nos tempos de 24 horas e 6 meses.

O mesmo fenômeno não foi observado em diversos trabalhos (Papadogiannis *et al.*, em 2009; Al-Boni; Raja, em 2010; Lien; Vandewalle, em 2010; Bogra; Gupta; Kumar, em 2012), que observaram diminuição da infiltração marginal em cavidades extensas com sistemas à base de silorano, o que pode demonstrar ausência de relação entre resistência adesiva e infiltração marginal para esse sistema.

Já Feitosa *et al.*, em 2012, também observaram uma diminuição da resistência adesiva, em testes de microtração dos sistemas à base de silorano. A análise da interface adesiva evidenciou a presença de microfraturas dentro da camada adesiva. Ghulman, em 2011 constatou a maior presença de fendas na margem cavitária em cavidades extensas restauradas com o sistema silorano.

No presente estudo não foi verificada influência do armazenamento por 6 meses na resistência adesiva para os dois sistemas testados. No entanto, Sampaio *et al.*, em 2013, não observaram diferença na resistência adesiva entre os materiais restauradores e nos períodos de armazenagem de 24 horas e 6 meses. Provavelmente, esses resultados diferentes estão relacionados com o procedimento de união que foi realizado em uma superfície plana em dentina e não em preparo com alto fator de configuração cavitária que tem uma relação direta com a contração de polimerização (VAN ENDE *et al.*, 2012), onde a maior quantidade de superfícies aderidas determina maior tensão na interface adesiva. Trabalhos como os de Itoh *et al.*, em 2010; Mine *et al.*, em 2010; Baracco *et al.*, em 2012, também mostraram que as resinas de baixa contração à base de silorano não influenciaram a resistência adesiva e a presença de fendas na interface adesiva.

A avaliação da resistência adesiva ao longo do tempo é importante, uma vez que, dependendo do grau de hidrólise que os sistemas adesivos sofrem na camada híbrida, ocorre uma diminuição da resistência adesiva pela diminuição das suas propriedades mecânicas (HASHIMOTO *et al.*, 2001b). Hashimoto *et al.*, em 2003 observaram diminuição de 67% da resistência de união após 1 ano de armazenamento em água, devido a alterações morfológicas das fibrilas de colágeno expostas pela degradação hidrolítica do sistema adesivo na camada híbrida.

Uma vez que a resina composta à base de silorano é mais hidrofóbica do que as resinas convencionais à base de Bis-GMA (MOLL; FRITZENSCHAFT; HALLER, 2004; EICK *et al.*, 2007), havia a expectativa que a resistência adesiva fosse menos afetada pelo tempo de armazenamento. No entanto, não houve essa influência na resistência adesiva dos dois sistemas testados.

D'alpino *et al.*, em 2013, concluíram que os sistemas restauradores à base de silorano precisam melhorar o sistema adesivo para permitir um efeito sinérgico que envolva um adesivo forte e resina com baixa contração eficaz, aumentando a durabilidade de resistência de união ao substrato dental. Levantaram a hipótese de que o sistema adesivo P90, por ser um adesivo autocondicionante de dois passos, com características hidrofílicas são mais susceptíveis à degradação hidrolítica, tanto na camada híbrida, quanto na camada adesiva. A relação entre diminuição da resistência adesiva e característica hidrofílica do sistema adesivo também foi

estabelecida por Hashimoto *et al.*, em 2000; Nishitani, em 2007. Após armazenagem de 1 ano em água, 2 padrões de degradação podem ser observados (WANG; SPENCER, 2002; 2003; LOGUERCIO *et al.*, 2011): a perda da resina pela degradação hidrolítica e a degradação das fibrilas de colágeno expostas por esse processo.

A constatação da presença de microfraturas na camada de adesivo e na camada híbrida, observada por Feitosa *et al.*, em 2012, após armazenagem em água por períodos curtos de 1 semana e usando o método termociclagem, utilizando sistemas restauradores à base de silorano, reforçam esse conceito de maior propensão à degradação hidrolítica.

Este estudo não demonstrou a influência do tempo de armazenagem na resistência adesiva das restaurações de resina composta. O período de 6 meses pode ser considerado pequeno para que o efeito da degradação hidrolítica possa influenciar a resistência adesiva. Períodos mais prolongados de armazenagem em água são necessários para que essa influência possa ser determinada.

6.2 Fendas marginais

No estudo da interface adesiva, além da resistência de união, é importante a determinação da qualidade dessa interface pela análise da presença de fendas. A interface adesiva entre dente e restauração é considerada como a mais susceptível ao aparecimento de tensões e sua estabilidade depende da formação e manutenção da camada híbrida pelo sistema adesivo (DE MUNCK *et al.*, 2005). Para essa análise é possível utilizar imagens de microscopia óptica, de microscopia eletrônica de varredura e por transmissão e imagens de microscopia confocal.

Neste trabalho, uma fatia de cada dente com 0,4mm de espessura foi selecionada aleatoriamente para análise em microscopia óptica, com objetivo de observar presença de fendas marginais na interface dente/restauração.

O aparecimento de fendas marginais na interface adesiva depende de alguns fatores como o tipo de resina composta utilizada, propriedades físicas e mecânicas

do material, fator de configuração cavitária, o volume de monômero fotopolimerizado, o grau de fotopolimerização e o tipo de técnica restauradora (VAN DIJKEN; PALLESEN, 2011).

Os materiais resinosos apresentam características que favorecem a formação de fendas marginais tanto no momento da restauração como durante a vida clínica da restauração. Apesar de vários estudos mostrarem uma excelente efetividade adesiva imediata e após curto período de tempo, a durabilidade e estabilidade da interface dentina/resina composta é questionável e imprevisível (CARRILHO *et al.*, 2005; DE MUNCK *et al.*, 2005),

O trabalho de Mahmoud; Al-Wakeel, em 2011 realizado em cavidade com alto fator de configuração cavitária, mostrou que o silorano foi o melhor material na adaptação marginal por período de um ano. Uma avaliação clínica de 2 anos (BURKE *et al.*, 2011) demonstrou um comportamento favorável da resina à base de silorano. Mas não há consenso. Klautau *et al.*, em 2011 observaram semelhança de comportamento das resinas à base de silorano e à base de Bis-GMA. E Schmidt *et al.*, em 2011 Verificaram que os sistemas à base de silorano apresentaram menor adaptação marginal e maior microinfiltração após 1 ano e sugeriram que a redução da contração de polimerização não é significativa clinicamente.

Neste estudo não houve diferença estatística quanto à presença de fendas internas entre todos os grupos, tanto nos grupos testados com 24 horas, quanto nos testados após 6 meses de armazenamento. Também não foi possível fazer uma correlação entre resistência adesiva e presença de fendas. Devido ao número muito pequeno e insuficiente de fendas observadas. O mesmo ocorreu em outros trabalhos (CASAS-APAYCO, 2009; SAMPAIO, 2009; AZEVEDO, 2011).

Os resultados encontrados neste trabalho evidenciaram diferença na resistência adesiva com maiores valores para o sistema restaurador adesivo à base de Bis-GMA, tanto para os testes realizados após 24 horas, quanto para os testes realizados após 6 meses de armazenamento. Não houve influência do tempo de armazenamento para os 2 sistemas testados. A formação de fendas não foi diferente para os 2 sistemas restauradores em ambos os períodos de armazenamento. Estes resultados sugerem que não houve relação entre a menor contração de

polimerização e resistência adesiva. A característica hidrofílica do sistema adesivo da resina à base de silorano não foi determinante na redução da resistência adesiva após armazenamento por 6 meses, mas essa relação requer estudos por períodos mais prolongados para ser determinada.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Após análise estatística dos resultados, pode-se concluir que:

1. Houve diferença na resistência de união à dentina entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA, sendo os maiores valores registrados para o sistema à base de Bis-GMA,.
 2. Não houve diferença na formação de fendas marginais entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA.
 3. Não houve diferença na resistência adesiva à dentina entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA, após 6 meses de armazenagem em meio aquoso,
 4. Não houve diferença na formação de fendas marginais entre os sistemas restauradores adesivos à base de silorano e de Bis-GMA, após 6 meses de armazenagem em meio aquoso.
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

- AL-BONI, R.; RAJA, O. M. Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *J Conserv Dent*, v. 13, n. 3, p. 152-5, Jul 2010.
- ARHUN, N.; CELIK, C.; YAMANEL, K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: two-year results. *Oper Dent*, v. 35, n. 4, p. 397-404, Jul-Aug 2010.
- AZEVEDO, L. M. Efeito da base de cimento ionômero de vidro modificado por resina e técnicas de inserção de resina composta na interface dentina/restauração adesiva 2011. universidade De São Paulo, Bauru.
- BARACCO, B. et al. Effect of thermal aging on the tensile bond strength at reduced areas of seven current adhesives. *Odontology*, Jul 13 2012.
- BECHTOLD, J. et al. Hardness, polymerization depth, and internal adaptation of Class II silorane composite restorations as a function of polymerization protocol. *Eur J Dent*, v. 6, n. 2, p. 133-40, Apr 2012.
- BOARO, L. C. et al. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of "low-shrinkage" commercial resin composites. *Dent Mater*, Feb 12 2013.
- BOGRA, P.; GUPTA, S.; KUMAR, S. Comparative evaluation of microleakage in class II cavities restored with Ceram X and Filtek P-90: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*, v. 3, n. 1, p. 9-14, Jan 2012.
- BOUSCHLICHER, M. R.; RUEGGEBERG, F. A. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent*, v. 12, n. 6, p. 328-39, 2000.
- .
- BOWEN, R. L. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening. *J Am Dent Assoc*, v. 74, n. 3, p. 439-45, Feb 1967.
- BRAGA, R. R.; FERRACANE, J. L. Alternatives in polymerization contraction stress management. *J Appl Oral Sci*, v. 12, n. spe, p. 1-11, 2004.
- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, v. 34, n. 6, p. 849-53, Dec 1955.
- BURKE, F. J. et al. Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater*, v. 27, n. 7, p. 622-30, Jul 2011.
-

CADENARO, M. et al. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. *Dent Mater*, v. 24, n. 5, p. 681-5, May 2008.

CALHEIROS, F. C. et al. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. *J Dent*, v. 32, n. 5, p. 407-12, Jul 2004.

CARA, R. R. et al. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *J Dent*, v. 35, n. 6, p. 482-9, Jun 2007.

CARRILHO, M. R. et al. Durability of resin-dentin bonds related to water and oil storage. *Am J Dent*, v. 18, n. 6, p. 315-9, Dec 2005.

CASAS-APAYCO, L. C. Efeito do retardamento da polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva em restaurações de resina composta. 2009. Universidade de São Paulo, Bauru.

CHEN, H. Y. et al. Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater*, v. 17, n. 3, p. 253-9, May 2001.

D'ALPINO, P. H. et al. Compatibility between silorane adhesive and simplified methacrylate-based adhesive systems. *Dent Mater J*, v. 32, n. 2, p. 263-73, 2013.

DAVIDSON, C. L.; DE GEE, A. J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res*, v. 63, n. 2, p. 146-8, Feb 1984.

DAVIDSON, C. L.; DE GEE, A. J.; FEILZER, A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res*, v. 63, n. 12, p. 1396-9, Dec 1984.

DAVIDSON, C. L.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, v. 25, n. 6, p. 435-40, Nov 1997.

DE MUNCK, J. et al. Hydrolytic stability of three-step etch-and-rinse adhesives in occlusal class-I cavities. *Clin Oral Investig*, Dec 1 2012.

DE MUNCK, J. et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res*, v. 84, n. 2, p. 118-32, Feb 2005.

DE MUNCK, J. et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, v. 82, n. 2, p. 136-40, Feb 2003.

DEWAELE, M. et al. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. *Dent Mater*, v. 22, n. 4, p. 359-65, Apr 2006.

EICK, J. D. et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. *Dent Mater*, v. 23, n. 8, p. 1011-7, Aug 2007.

ELSAHN, N. et al. Effect of C-factor on Microtensile Bond Strengths of Low-Shrinkage Composites. *Oper Dent*, Jul 8 2011.

ESPE., M. Filtek P90 low shrink posterior restorative 3M ESPE. St. Paul, USA 2007.

FEILZER, A. J.; DE GEE, A. J.; DAVIDSON, C. L. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*, v. 66, n. 11, p. 1636-9, Nov 1987.

FEITOSA, V. P. et al. Evaluation of the micro-mechanical strength of resin bonded-dentin interfaces submitted to short-term degradation strategies. *J Mech Behav Biomed Mater*, v. 15, p. 112-20, Nov 2012.

FELIX, S. A. et al. Effects of filling techniques on the regional bond strength to lateral walls in Class I cavities. *Oper Dent*, v. 32, n. 6, p. 602-9, Nov-Dec 2007.

FERRACANE, J. L. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, v. 21, n. 1, p. 36-42, Jan 2005.

FERRACANE, J. L. Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Oper Dent*, v. 33, n. 3, p. 247-57, May-Jun 2008.

FERRACANE, J. L. Resin composite--state of the art. *Dent Mater*, v. 27, n. 1, p. 29-38, Jan 2011.

FIGUEIREDO REIS, A. et al. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *J Dent*, v. 31, n. 1, p. 59-66, Jan 2003.

GHULMAN, M. A. Effect of cavity configuration (C factor) on the marginal adaptation of low-shrinking composite: a comparative ex vivo study. *Int J Dent*, v. 2011, p. 159749, 2011.

GREGOIRE, G. et al. Water permeability, hybrid layer long-term integrity and reaction mechanism of a two-step adhesive system. *J Dent*, v. 38, n. 7, p. 526-33, Jul 2010.

GRIFFITHS, B. M. et al. Variable polymerisation shrinkage and the interfacial micropermeability of a dentin bonding system. *J Adhes Dent*, v. 1, n. 2, p. 119-31, Summer 1999.

GUGGENBERGER, R.; WEINMANN, W. Exploring beyond methacrylates. *Am J Dent*, v. 13, n. Spec No, p. 82D-84D, Nov 2000.

GUIRALDO, R. D. et al. Comparison of silorane and methacrylate-based composite resins on the curing light transmission. *Braz Dent J*, v. 21, n. 6, p. 538-42, 2010.

HANNIG, M.; FRIEDRICHS, C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent*, v. 26, n. 1, p. 3-11, Jan-Feb 2001.

HASHIMOTO, M. et al. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res*, v. 79, n. 6, p. 1385-91, Jun 2000.

_____. Fractographical analysis of resin-dentin bonds. *Am J Dent*, v. 14, n. 6, p. 355-60, Dec 2001a.

_____. Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. *Am J Dent*, v. 14, n. 4, p. 211-5, Aug 2001b.

HASHIMOTO, M. et al. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*, v. 24, n. 21, p. 3795-803, Sep 2003.

HICKEL, R. et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Int Dent J*, v. 57, n. 5, p. 300-2, Oct 2007.

HOSAKA, K. et al. Durability of resin-dentin bonds to water- vs. ethanol-saturated dentin. *J Dent Res*, v. 88, n. 2, p. 146-51, Feb 2009.

HOSAKA, K. et al. Effect of wet vs. dry testing on the mechanical properties of hydrophilic self-etching primer polymers. *Eur J Oral Sci*, v. 115, n. 3, p. 239-45, Jun 2007.

ILIE, N.; HICKEL, R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater*, v. 25, n. 6, p. 810-9, Jun 2009.

ILIE, N. et al. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J*, v. 26, n. 2, p. 149-55, Mar 2007.

ITO, S. et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*, v. 26, n. 33, p. 6449-59, Nov 2005.

ITOH, S. et al. Dentin bond durability and water sorption/solubility of one-step self-etch adhesives. *Dent Mater J*, v. 29, n. 5, p. 623-30, Oct 2010.

KEMP-SCHOLTE, C. M.; DAVIDSON, C. L. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent*, v. 64, n. 6, p. 658-64, Dec 1990.

KINOMOTO, Y.; TORII, M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent*, v. 26, n. 2, p. 165-71, Mar 1998.

KLAUTAU, E. B. et al. Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable C-factor cavities. *Braz Oral Res*, v. 25, n. 1, p. 5-12, Jan-Feb 2011.

KOPPERUD, H. M.; SCHMIDT, M.; KLEVEN, I. S. Elution of substances from a silorane-based dental composite. *Eur J Oral Sci*, v. 118, n. 1, p. 100-2, Feb 2010.

KRAMER, N.; LOHBAUER, U.; FRANKENBERGER, R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*, v. 13, n. Spec No, p. 60D-76D, Nov 2000.

KWON, Y.; FERRACANE, J.; LEE, I. B. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater*, v. 28, n. 7, p. 801-9, Jul 2012.

LI, H.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. Nanoleakage patterns of four dentin bonding systems. *Dent Mater*, v. 16, n. 1, p. 48-56, Jan 2000.

LIEN, W.; VANDEWALLE, K. S. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater*, v. 26, n. 4, p. 337-44, Apr 2010.

LOGUERCIO, A. D. et al. Effect of 3-year water storage on the performance of one-step self-etch adhesives applied actively on dentine. *J Dent*, v. 39, n. 8, p. 578-87, Aug 2011.

LUTZ, E.; KREJCI, I.; OLDENBURG, T. R. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: a new restorative technique. *Quintessence Int*, v. 17, n. 12, p. 777-84, Dec 1986.

MAHMOUD, S. H.; AL-WAKEEL EEL, S. Marginal adaptation of ormocer-, silorane-, and methacrylate-based composite restorative systems bonded to dentin cavities after water storage. *Quintessence Int*, v. 42, n. 10, p. e131-9, Nov-Dec 2011.

MINE, A. et al. Effect of low-shrinking composite on the bonding effectiveness of two adhesives in occlusal Class-I cavities. *Dent Mater J*, v. 31, n. 3, p. 418-26, 2012.

MINE, A. et al. TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. *Dent Mater*, v. 26, n. 6, p. 524-32, Jun 2010.

MIRANDA DDE, A. et al. Effects of mouthwashes on Knoop hardness and surface roughness of dental composites after different immersion times. *Braz Oral Res*, v. 25, n. 2, p. 168-73, Mar-Apr 2011.

MITRA, S. B. et al. Long-term adhesion and mechanism of bonding of a paste-liquid resin-modified glass-ionomer. *Dent Mater*, v. 25, n. 4, p. 459-66, Apr 2009.

MOLL, K.; FRITZENSCHAFT, A.; HALLER, B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. *Quintessence Int*, v. 35, n. 10, p. 845-52, Nov-Dec 2004.

MOUSAVINASAB, S. M. Biocompatibility of composite resins. Dent Res J (Isfahan), v. 8, n. Suppl 1, p. S21-9, Dec 2011.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res, v. 16, n. 3, p. 265-73, May 1982.

NAKAJIMA, M. et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. J Dent Res, v. 74, n. 10, p. 1679-88, Oct 1995.

NAOUM, S. J. et al. Polymerization profile analysis of resin composite dental restorative materials in real time. J Dent, v. 40, n. 1, p. 64-70, Jan 2012.

NIKAIDO, T. et al. The in vitro dentin bond strengths of two adhesive systems in class I cavities of human molars. J Adhes Dent, v. 4, n. 1, p. 31-9, Spring 2002.

NIKOLAENKO, S. A. et al. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. Dent Mater, v. 20, n. 6, p. 579-85, Jul 2004.

NISHITANI Y, Y. M., HOSAKA K, TAGAMI J, DONNELLY A, CARRILHO M, TAY FR, PASHLEY DH. Use of Hoy's solubility parameters to predict water sorption/solubility of experimental primers and adhesives. Eur J Oral Sci v. 115, n. 1, p. 81-86 2007.

OLIVEIRA, L. C. et al. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. Dent Mater, v. 26, n. 3, p. e159-69, Mar 2010.

PAPADOGIANNIS, D. et al. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. Dent Mater, v. 25, n. 12, p. 1509-16, Dec 2009.

PAPADOGIANNIS, D. et al. Viscoelastic properties of low-shrinking composite resins compared to packable composite resins. Dent Mater J, v. 30, n. 3, p. 350-7, 2011.

PASHLEY, D. H. Clinical considerations of microleakage. J Endod, v. 16, n. 2, p. 70-7, Feb 1990.

PAUL, S. J. et al. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. J Dent, v. 27, n. 3, p. 209-14, Mar 1999.

PETROVIC, L. M.; ATANACKOVIC, T. M. A model for shrinkage strain in photo polymerization of dental composites. Dent Mater, v. 24, n. 4, p. 556-60, Apr 2008.

PETROVIC, L. M. et al. A method of improving marginal adaptation by elimination of singular stress point in composite restorations during resin photo-polymerization. Dent Mater, v. 26, n. 5, p. 449-55, May 2010.

.

PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*, v. 105, n. 2, p. 97-116, Apr 1997.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent*, v. 32, n. 2, p. 109-15, Feb 2004.

POLYDOROU, O. et al. Elution of monomers from two conventional dental composite materials. *Dent Mater*, v. 23, n. 12, p. 1535-41, Dec 2007.

RUEGGEBERG, F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*, n. 25, p. S4-15; quiz S73, Nov 1999. SAKAGUCHI, R. L. et al. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent*, v. 20, n. 3, p. 178-82, Jun 1992.

SAMPAIO, P. C. Efeito da base de cimento de ionômero de vidro convencional e modificado por resina na interface adesiva dente/resina composta após termociclagem. 2009. Universidade de São Paulo, Bauru.

SAMPAIO, P. C. et al. Effect of conventional and resin-modified glass-ionomer liner on dentin adhesive interface of Class I cavity walls after thermocycling. *Oper Dent*, v. 36, n. 4, p. 403-12, Jul-Aug 2011.

SAMPAIO, R. K. et al. Six-month evaluation of a resin/dentin interface created by methacrylate and silorane-based materials. *J Appl Oral Sci*, v. 21, n. 1, p. 80-4, 2013.

SCHMIDT, M. et al. Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*, v. 15, n. 2, p. 291-5, Apr 2011.

STEIN, P. S. et al. Composite resin in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*, v. 15, n. 6, p. 641-54, 2005.

TAKAHASHI, H. et al. Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations. *Dent Mater*, v. 26, n. 12, p. 1166-75, Dec 2010.

TANTBIROJN, D. et al. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater*, v. 20, n. 6, p. 535-42, Jul 2004.

TANUMIHARJA, M.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater*, v. 16, n. 3, p. 180-7, May 2000.

TAY, F. R.; CARVALHO, R. M.; PASHLEY, D. H. Water movement across bonded dentin - too much of a good thing. *J Appl Oral Sci*, v. 12, n. spe, p. 12-25, 2004.

TAY, F. R. et al. Aging affects two modes of nanoleakage expression in bonded dentin. *J Dent Res*, v. 82, n. 7, p. 537-41, Jul 2003.

TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Have dentin adhesives become too hydrophilic? J Can Dent Assoc, v. 69, n. 11, p. 726-31, Dec 2003.

UNTERBRINK, G. L.; LIEBENBERG, W. H. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. Quintessence Int, v. 30, n. 4, p. 249-57, Apr 1999.

.

VAN DIJKEN, J. W. Durability of resin composite restorations in high C-factor cavities: a 12-year follow-up. J Dent, v. 38, n. 6, p. 469-74, Jun 2010.

VAN DIJKEN, J. W.; PALLESEN, U. Four-year clinical evaluation of Class II nano-hybrid resin composite restorations bonded with a one-step self-etch and a two-step etch-and-rinse adhesive. J Dent, v. 39, n. 1, p. 16-25, Jan 2011.

VAN ENDE, A. et al. Bonding of low-shrinking composites in high C-factor cavities. J Dent, v. 40, n. 4, p. 295-303, Apr 2012.

WANG, Y.; SPENCER, P. Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy. J Biomed Mater Res, v. 59, n. 1, p. 46-55, Jan 2002.

WANG, Y.; SPENCER, P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. J Dent Res, v. 82, n. 2, p. 141-5, Feb 2003.

WEINMANN, W.; THALACKER, C.; GUGGENBERGER, R. Siloranes in dental composites. Dent Mater, v. 21, n. 1, p. 68-74, Jan 2005.

YOSHIKAWA, T. et al. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. J Dent Res, v. 78, n. 4, p. 898-905, Apr 1999.