



UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA

MARCUS VINICIUS TURINO FERREIRA

**AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE
UMA RESINA COMPOSTA À BASE DE SILORANO EM
COMPARAÇÃO COM DUAS RESINAS À BASE DE
METACRILATOS**

MARCUS VINICIUS TURINO FERREIRA

**AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE
UMA RESINA COMPOSTA À BASE DE SILORANO EM
COMPARAÇÃO COM DUAS RESINAS À BASE DE
METACRILATOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Odontologia, Mestrado Acadêmico – Área de Concentração em Clínica Odontológica, da Universidade Estadual de Londrina.

Orientador: Prof. Dr. Antonio Ferelle

Londrina
2012

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central da
Universidade Estadual de Londrina.**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

F383a Ferreira, Marcus Vinicius Turino.

Avaliação da contração de polimerização de uma resina composta à base de silorano em comparação com duas resinas à base de metacrilatos / Marcus Vinicius Turino Ferreira. – Londrina, 2012.

83 f. : il.

Orientador: Antonio Ferelle.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, 2012. Inclui bibliografia.

1. Resinas dentárias – Teses. 2. Obturações (Odontologia) – Teses. 3. Adesivos dentários – Teses. 4. Polimerização – Teses. I. Ferelle, Antonio. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU 616.314-089.27

MARCUS VINICIUS TURINO FERREIRA

**AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE UMA
RESINA COMPOSTA À BASE DE SILORANO EM COMPARAÇÃO
COM DUAS RESINAS À BASE DE METACRILATOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Odontologia, Mestrado Acadêmico – Área de Concentração em Clínica Odontológica, da Universidade Estadual de Londrina.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Antonio Ferelle
UEL – Londrina - PR

Profa. Dra. Linda Wang
Universidade de São Paulo - Bauru

Prof. Dr. Márcio Grama Hoepfner
UEL – Londrina PR

Londrina, 08 de fevereiro de 2012.

À Vó Ana, por todo seu amor.

AGRADECIMENTOS

Quero expressar minha gratidão a todos aqueles que direta ou indiretamente apoiaram ou colaboraram na realização dessa dissertação, em especial:

Ao meu orientador Antonio Ferelle e à professora Cássia Cilene Dezan Garbelini, pela confiança depositada em meu trabalho;

A todo corpo docente do Mestrado pela oportunidade de compartilhar valioso conhecimento, com agradecimento especial aos professores Edwin Fernando Ruiz Contreras e Márcio Grama Hoepfner pelas ótimas dicas;

Ao colega de profissão e amigo Bruno Tedesco Rosa pelas excelentes sugestões;

A Dirce Missae Suzuki e a Márcia Carvalho pela ajuda na revisão dessa dissertação;

A professora Tiemi Matsuo pela ajuda na análise estatística;

A todos meus colegas de Mestrado, em especial ao Marcelo Pomini por ser sempre um ouvido amigo;

A CAPES pelo estímulo de um ano;

Ao pessoal do Laboratório de Microscopia e Microanálise, especialmente ao técnico Osvaldo Capello e à professora Célia Tardeli, pelo tempo dedicado à coleta de dados;

A empresa 3M ESPE, especialmente à Alessandra Moimas, pelo material cedido para a realização desta pesquisa;

À empresa Biodinâmica, em especial ao Renan Montanucci, pela ajuda no corte das amostras;

A minha tia Nezinha e aos meus tios Edson e Bruschi, por seu afeto e constante apoio na construção desse trabalho;

Ao meu primo Carlos Battini, pela colaboração e suporte;

Aos meus pais, por tudo que me transmitiram;

A Josi, minha companheira de todas as horas, pela compreensão, apoio, e amor dedicado.

“ Diga-me e eu poderei esquecer,
ensina-me e eu poderei lembrar,
envolva-me e eu aprenderei “

Benjamin Franklin

FERREIRA, Marcus Vinicius Turino. **Avaliação da contração de polimerização de uma resina composta à base de silorano em comparação com duas resinas à base de metacrilatos**. 2012. 83f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2012.

RESUMO

Desde que as primeiras investigações científicas identificaram os efeitos deletérios da contração de polimerização das resinas compostas em restaurações diretas, muito esforço tem sido feito para desenvolver compósitos com menor contração de polimerização. O objetivo geral deste projeto é avaliar as fendas formadas pela contração de polimerização da resina composta à base de silorano (Filtek™ P90, 3M ESPE) e comparar com outras duas resinas à base de metacrilatos (Filtek™ Z250 e Filtek™ Z350 XT, 3M ESPE). 48 terceiros molares humanos hígidos tiveram a superfície oclusal aplainada para padronização. Em cada dente foi realizada uma cavidade oclusal estandarizada classe I com paredes circundantes em esmalte e parede pulpar em dentina (2 mm de profundidade, 4 mm de largura vestibulo-lingual e 4 mm no sentido mesio-distal). Os dentes foram divididos aleatoriamente em 06 grupos (G1/G2/G3/G4/G5/G6) e processados em 08 blocos casualizados (06 dentes foram preparados e restaurados simultaneamente em cada rodada, com um representante para cada grupo). A técnica de inserção da resina composta nas cavidades foi realizada de duas maneiras distintas para cada compósito utilizado: 03 grupos foram realizados através de incremento único (IU) e 03 grupos através de técnica incremental (TI) em 03 camadas oblíquas. Para as restaurações com as resinas Z250 e Z350 XT à base de metacrilatos, foi utilizado o adesivo Adper Single Bond (SB) e para a resina composta P90 foi utilizado um adesivo próprio (AP) do mesmo fabricante (3M ESPE). Todas as restaurações foram polimerizadas por fonte de luz LED de alta potência (Radii-cal/SDI) com 20 segundos de exposição no incremento único e o mesmo tempo para cada incremento de resina na técnica incremental, seguindo as recomendações do fabricante. Após os procedimentos restauradores, cada dente pertencente aos seis grupos: G1 (Z250+SB+IU), G2 (Z250+SB+TI), G3 (Z350XT+SB+IU), G4 (Z350XT+SB+TI), G5 (P90+AP+IU) e G6 (P90+AP+TI), foram seccionados ao meio (no plano sagital) e observados em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foram observados 09 pontos na interface dente/material restaurador, sendo 04 pontos em esmalte e 05 pontos na interface em dentina. As fendas provenientes da contração de polimerização foram descritas por intermédio da média, desvio padrão, mediana e desvio interquartil. Para análise do tamanho da fenda utilizou-se o teste de Friedman para avaliar o efeito entre grupos. Resultados: Não houve diferença estatisticamente significativa entre as resinas à base de metacrilato e o silorano quanto à frequência de fendas na junção dente/material restaurador e não houve significância estatística entre a técnica incremental quando comparada à técnica de incremento único em relação à técnica de inserção da resina composta nas cavidades.

Palavras-chave: Resinas compostas. Contração de polimerização. Fendas. Silorano

FERREIRA, Marcus Vinicius Turino. **Polymerization shrinkage evaluation of silorane-based composite in comparison to methacrylates-based composites.** 2012. 83p. Dissertation (Masters in Odontology)- Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2012.

ABSTRACT

Since the first scientific investigations identified the deleterious effects of polymerization shrinkage on direct composite restorations, much effort has been made to develop composites with a lower polymerization shrinkage. The objective of this project is to evaluate the polymerization shrinkage of a silorane-based resin (Filtek™ P90, 3M ESPE) and compare it with two other composites based on methacrylates (Filtek™ Z250 and Z350 XT, 3M ESPE). 48 intact human third molars had their occlusal surfaces planed for standardization. In each tooth a standardized occlusal class I cavity was made with a depth of 2 mm, a buccolingual width of 4 mm and a mesiodistal width of 4 mm. The teeth were divided into 06 groups (G1, G2, G3, G4, G5 and G6) and in each round each tooth was prepared and restored. 08 rounds were carried out in this research. The technique for resin insertion was performed in two different ways for each composite: 03 groups were performed through a bulk technique and 03 groups through an incremental technique (IT) in 03 oblique layers. For the restorations with the methacrylates-based Z250 and Z350 XT, the adhesive used was Adper Single Bond (SB - 3M ESPE) and for the P90 resin, a self-etch adhesive (SA) of the same company, specific for this resin. All restorations were polymerized by a LED light (Radii-cal/SDI) using 20 seconds when restored in a bulk or each increment. After the restorative procedures, each tooth belonging to the 6 groups: G1 (Z250+SB+bulk), G2 (Z250+SB+IT), G3 (Z350XT+SB+bulk), G4 (Z350XT+SB+IT), G5 (P90+SA+bulk) e G6 (P90+SA+IT) were cut in half (sagittal plane) and investigated with scanning electron microscopy (SEM). 04 sites at the enamel/resin interface and 5 sites at the dentin/resin interface were checked. The gaps caused by polymerization shrinkage counted, measured and subjected to statistical analysis (Friedman test). Results: There was no statistically significant difference between the resins regarding the number of gaps. There was no statistically significant difference between the techniques for resin insertion.

Keywords: Composite resins. Polymerization contraction. Gaps. Silorane

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Sequência do preparo das amostras.....	34
Figura 2 – Desenho esquemático da técnica incremental.....	38
Figura 3 – Sequência de corte e polimento das amostras	39
Figura 4 – Desenho esquemático dos pontos observados em MEV.....	40
Figura 5 – Fotografias e eletromicrografias da sequência de observação	41
Figura 6 – Gráfico da fenda média dos grupos de acordo com o ponto.....	44
Figura 7 – Gráfico da fenda mediana dos grupos de acordo com o ponto.....	45
Figura 8 – Eletromicrografias dos pontos P1, P2 e P3	46
Figura 9 – Eletromicrografias dos pontos P4, P5 e P6.....	47
Figura 10 – Eletromicrografias dos pontos P7, P8 e P9.....	48
Figura 11 – Número de amostras com fendas de acordo com o ponto observado	50
Figura 12 – Número de amostras com bolhas de acordo com o ponto observado	51
Figura 13 – Número de amostras com <i>cracks</i> de acordo com o ponto observado	51
Figura 14 – Eletromicrografias de bolhas, <i>cracks</i> , <i>tags</i> e stress interno	52

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1	RESINAS À BASE DE METACRILATO	14
2.2	RESINA À BASE DE SILORANO	15
2.3	REAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO (CINÉTICA DA POLIMERIZAÇÃO).....	18
2.4	CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO.....	20
2.4.1	Métodos para Avaliação do Stress e da Contração de Polimerização	20
2.4.2	Técnicas Propostas para Reduzir ou Minimizar os Efeitos da Contração de Polimerização.....	24
2.4.3	Fator C.....	27
2.4.4	Implicações Clínicas	28
3	PROPOSIÇÃO	31
4	MATERIAL E MÉTODO	32
4.1	MATERIAIS UTILIZADOS.....	32
4.2	COLETA E ALOCAÇÃO DOS DENTES	33
4.3	PREPARO DAS AMOSTRAS	34
4.4	PROTOCOLO DAS RESTAURAÇÕES.....	35
4.5	CORTE E POLIMENTO DAS AMOSTRAS.....	38
4.6	MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	39
4.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	42
5	RESULTADOS	43
6	DISCUSSÃO	54
7	CONCLUSÃO	63
	REFERÊNCIAS	64

APÊNDICES	72
APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido	73
APÊNDICE B – Resultados das análises estatísticas.....	75
ANEXOS	82
ANEXO A – Parecer do comitê de ética	83

1 INTRODUÇÃO

A solicitação dos pacientes pela estética não se aplica atualmente somente aos dentes anteriores, estendendo-se também às restaurações nos dentes posteriores. Os fabricantes de produtos odontológicos tentam acompanhar essa demanda lançando muitos produtos no mercado, alguns excelentes, outros somente para suprir a crescente procura da classe odontológica por novidades. Entretanto, nenhum material é capaz de substituir na íntegra a estrutura dental perdida, mas a resina composta quando bem indicada e utilizada, apresenta grande longevidade (FERRACANE, 2011).

A idéia de substituir o amálgama pela resina composta surgiu ao final dos anos 60, mas as altas taxas de desgaste, a rápida perda da forma anatômica, pigmentação marginal e as cáries secundárias convenceram os pesquisadores que tais formulações eram inaceitáveis para restaurar superfícies oclusais naquela época. Mas acreditando no potencial dos compósitos, várias empresas começaram a investigar meios para melhorar essas deficiências (LEINFELDER, 1995; SARRETT, 2005).

Resina composta pode ser definida como uma combinação de materiais, geralmente formada por dois constituintes principais que são insolúveis entre si. Esta combinação de materiais acaba por prover um material resultante com propriedades que são geralmente superiores àquelas dos seus componentes originais. São constituídas por uma matriz orgânica resinosa, inibidores de polimerização (físicos ou químicos), modificadores de cor, um sistema iniciador/ativador de polimerização, partículas inorgânicas de carga e um agente de cobertura (ou agente de união) das partículas de carga, mais conhecido como silano (ANUSAVICE, 1998; CRAIG; POWERS; WATAHA, 2002).

A maior parte das resinas compostas utilizadas na clínica odontológica tem a presença de monômeros metacrilatos. Dentre os monômeros mais utilizados, destacam-se os de alto peso molecular: bisfenol glicidil metacrilato (BIS-GMA) e o uretano dimetacrilato (UDMA), e os monômeros de baixo peso molecular: trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA). Existem também outros monômeros utilizados como base das formulações de compósitos mais atuais: vinilciclopropanos (VCP),

espiroortocarbonetos (EOC) insaturados e as formulações à base de oxiranos (REIS, 2009).

O termo polímero denota uma molécula composta de várias (poli) partes (mero). A terminação *meros* representa a unidade de repetição da estrutura química mais simples (monômero) da qual o polímero é formado. A reação de polimerização das resinas compostas ocorre através da conversão das moléculas de monômeros em uma cadeia polimérica. Como esse processo requer aproximação molecular, é inevitável acontecer uma contração volumétrica do material, mais conhecida por contração de polimerização, que nas resinas compostas à base de metacrilato é da ordem de 1,5 a 5% em volume (ANUSAVICE, 1998; CRAIG; POWERS, 2004; FERRACANE, 2005; VAN ENDE et al., 2010).

Durante a realização de procedimentos restauradores diretos, inevitavelmente acontece a contração de polimerização. Com isso, geram-se tensões e forças dentro das paredes da cavidade. A estrutura dentária, que é rígida, irá tolerar essas forças até certo ponto. No entanto, estas tensões podem gerar falhas nas margens das restaurações ou danificar a estrutura sadia do dente por deformação. Estas forças ou tensões são generalizadas sob o termo “stress de polimerização”, ou seja, é a força que a resina composta em contração exerce sobre a estrutura dentária adjacente (BRAGA; FERRACANE, 2004; FERRACANE, 2008).

Vários autores afirmaram que a contração de polimerização é um dos maiores problemas inerentes à utilização das resinas compostas (CHAIN; BARATIERI, 1998; BARATIERI, 2001; BUSATO; HERNANDEZ; MACEDO, 2002; YAMAZAKI, 2006; VAN ENDE et al., 2010). Com a contração, surgem fendas microscópicas entre as paredes cavitárias e o compósito restaurador, comprometendo a integridade da interface dente/material restaurador (SARRETT, 2005). Como consequência, surgem outros problemas, tais como: trincas e fraturas no esmalte, cáries secundárias, sensibilidade pós-operatória, deflexão de cúspides, desadaptação da restauração, além de falhas e pigmentação marginal (HICKEL; MANHART, 2001; BRUNTHALER et al., 2003; PALIN et al., 2005a). Evitar ou minimizar essa contração é um dos maiores desafios da Odontologia Restauradora atualmente.

Desde que as primeiras investigações científicas identificaram os efeitos deletérios da contração de polimerização das restaurações em resinas compostas, muito esforço tem sido feito para desenvolver compósitos com menor

contração de polimerização. Mudanças nas partículas de carga e a associação do BIS-GMA com outros monômeros de menor contração foram algumas das tentativas experimentadas nas últimas décadas. Algumas dessas modificações afetaram positivamente certas características desses materiais restauradores, principalmente no tocante à resistência ao desgaste e retenção do brilho. Mas o principal problema inerente ao material, que é a contração de polimerização, ainda permanece, sendo objeto de muita pesquisa para o desenvolvimento de novos sistemas com reduzida contração (FERRACANE, 2011).

A maior estratégia para reduzir a contração de polimerização foi aumentar a carga de partículas inorgânicas, com a finalidade de diminuir a proporção de monômeros metacrilatos. Uma vez que a contração é causada pela matriz orgânica, quanto menor a proporção de monômeros em uma resina composta, menor a contração (PEUTZFELDT, 1997). No entanto, a contração intrínseca do compósito permanece ainda o maior desafio. Portanto, mudar o monômero pode ser um caminho promissor para resolver ou amenizar o problema da contração de polimerização (3M Brasil – 3M ESPE, 2011).

A empresa 3M ESPE lançou recentemente no mercado um novo material restaurador: a resina Filtek™ P90 à base de silorano, representante de uma nova classe de compósitos para uso em Odontologia. É uma resina composta para dentes posteriores, que não contém monômeros metacrilatos em sua matriz resinosa. Foi desenvolvida para minimizar a contração e a tensão de polimerização, e também diminuir, ou mesmo excluir, a sensibilidade pós-operatória (PALIN et al., 2005a; WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; ILIE; HICKEL, 2006; EICK et al., 2007; ILIE et al., 2007; FURUSE et al., 2008; LIEN; VANDEWALLE, 2010; 3M Brasil – 3M ESPE, 2011). Como é um material recente, vários estudos são necessários para comprovar sua real eficácia e também habilitá-lo como uma ótima escolha no rol dos produtos odontológicos disponíveis para os profissionais, e, por conseguinte, para a população em geral.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 RESINAS À BASE DE METACRILATO

O pesquisador Rafael Bowen, em 1962, resolveu unir as características desejáveis da resina acrílica e da resina epóxica, desenvolvendo um novo monômero, chamado bisfenol glicidil metacrilato (BIS-GMA). Essa molécula possui a “espinha dorsal” das resinas epóxicas, que já eram pesquisadas por ele, porém suas terminações foram substituídas por grupamentos metacrilatos. Assim, esse novo monômero híbrido recém-criado apresentava um alto peso molecular, menor contração de polimerização e rápida reação de presa, satisfazendo plenamente as funções como matriz resinosa de uma resina composta (PEUTZFELDT, 1997).

A partir desse importante advento, a presença de monômeros de BIS-GMA, unidos quimicamente a cargas inorgânicas, passou a vigorar como a base das formulações das resinas compostas, inclusive da maioria daquelas que são utilizadas na clínica odontológica. Nenhum outro sistema fez tanto sucesso em Odontologia quanto o uso de monômeros à base de metacrilatos (PEUTZFELD, 1997; ANUSAVICE, 1998; RUEGGERBERG, 2002).

A literatura odontológica é abundante quando trata o tema da contração de polimerização que as resinas compostas com base em metacrilatos (BIS-GMA, UDMA, EGDMA e TEGDMA) apresentam durante sua polimerização (PEUTZFELDT, 1997; RUEGGERBERG, 2002; FERRACANE, 2011). Várias investigações científicas identificaram os efeitos deletérios da contração de polimerização em restaurações de resinas compostas nos dentes posteriores, e os dados obtidos indicam que as cáries secundárias e as fraturas das restaurações são os problemas clínicos mais comuns (HICKEL; MANHART, 2001; BRUNTHALER et al., 2003; MANHART et al., 2004; SARRETT, 2005; TYAS, 2005; FERRACANE, 2008).

Muitos esforços foram feitos para desenvolver resinas compostas com menor contração de polimerização, pois a contração é altamente influenciada pelo sistema de monômero. Mudanças nas partículas inorgânicas de carga, no aumento das concentrações dessas partículas e a associação do BIS-GMA com outros monômeros de menor contração, foram algumas das tentativas

experimentadas nas últimas décadas. A composição das resinas compostas foi alterada de várias maneiras para modificar a viscosidade e a hidrofília, com o intuito de encontrar materiais com maior facilidade de manuseio e oferecer menor aderência durante a colocação na cavidade. Uma vez que a contração é causada pela matriz orgânica, quanto menor a proporção de monômeros em uma resina composta, menor a contração. No entanto, a contração intrínseca do compósito permanece ainda o maior desafio (FERRACANE, 1995; PEUTZFELDT, 1997; ANUSAVICE, 1998; RUEGGERBERG, 2002; REIS, 2009).

Algumas dessas modificações afetaram positivamente certas características desses materiais restauradores, principalmente ao analisar as propriedades físicas, resistência ao desgaste, estabilidade no meio bucal e retenção do brilho (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005, FERRACANE, 2011). De fato, obtiveram-se resinas compostas com menor contração do que as formulações originais (SARRETT, 2005, RUEGGERBERG, 2011).

A necessidade de reduzir a contração de polimerização e melhorar a resistência ao desgaste é evidente para os compósitos, e um grande número de tentativas foram feitas para conseguir esses objetivos, mas o futuro dos materiais resinosos poderia ser melhorado ainda mais, por exemplo, com o desenvolvimento de materiais com propriedades antibacterianas e com uma aplicação maior da nanotecnologia (SARRETT, 2005; JANDT; SIGUSCH, 2009). Monômeros de alto peso molecular continuam sendo pesquisados: monômeros uretano dimetacrilato modificados, monômeros dímero-ácidos e até monômeros ácidos tipicamente encontrados em adesivos dentinários, como o glicerol fosfato dimetacrilato (GPDM), têm sido usados como base do sistema de monômero nas resinas compostas mais recentes (FERRACANE, 2011).

2.2 RESINA À BASE DE SILORANO

O nome silorano é derivado das moléculas constituintes da matriz resinosa (em inglês): siloxanos (*siloxanes*) e oxiranos (*oxiranes*). Siloxanos são bem conhecidos por suas aplicações industriais devido a sua hidrofobia. Oxiranos têm sido usados por muito tempo em várias áreas técnicas, especialmente quando grandes forças e ambientes físicos desafiadores são esperados, tais como a confecção de equipamentos para esportes como raquetes de tênis e esquis, e

também nas indústrias automotiva e de aviação. Os polímeros oxiranos são também conhecidos por sua baixa contração e excelente estabilidade em relação às várias forças e influências físico-químicas (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; 3M Brasil – 3M ESPE, 2011).

As principais razões de falhas em restaurações nos dentes posteriores são: cáries secundárias, fratura, deficiências marginais, baixa resistência ao desgaste e sensibilidade pós-operatória (HICKEL; MANHART, 2001; MANHART et al. 2004; RODOLPHO et al., 2011). O stress resultante da contração de polimerização pode ser transferido para a interface adesiva e a resultante clínica desses efeitos é abertura de fendas (*gaps*) devido ao rompimento da camada adesiva. Isto constitui um grande desafio para as restaurações diretas porque está intimamente implicado com as razões primárias dos fracassos das restaurações. A procura por novos monômeros para uso como matriz resinosa dos compósitos é objeto de investigação por parte de muitos pesquisadores (FERRACANE, 2008).

Weinmann, Thalacker e Guggenberger (2005) foram os primeiros que apresentaram o silorano para uso como matriz nas resinas compostas de uso direto. Os autores explicaram o mecanismo de polimerização deste novo material que acontece por abertura do anel catiônico e compararam a contração de polimerização do silorano com diferentes resinas à base de metacrilatos. Concluíram que a tecnologia empregada fornece compósitos restauradores com menores contração de polimerização e stress, e também maior estabilidade à luz durante os procedimentos de manipulação.

Por se tratar de um novo material restaurador, algumas das moléculas constituintes poderiam trazer efeitos biológicos adversos. Schweikl, Schmalz e Weimann (2004) realizaram então uma análise da indução de mutações genéticas dos oxiranos e siloranos em células mamárias, e concluíram que o silorano possui baixo potencial mutagênico. Buergers et al. (2009) encontraram uma redução significativa da quantidade de estreptococos aderidos na resina composta baseada no silorano, quando comparada a quatro resinas compostas convencionais à base de metacrilatos. Concluíram que a baixa adesão bacteriana no compósito baseado no silorano, aliada à diminuta contração de polimerização, podem potencialmente melhorar a longevidade das restaurações diretas e reduzir cáries recorrentes, contribuindo para o sucesso clínico desse novo material.

Palin et al. (2005a) avaliaram o potencial desses novos compósitos

de baixa contração (baseados no oxirano e silorano) para reduzir as tensões de contração de polimerização geradas na interface dente/restauração quando comparados a dois compósitos tradicionais baseados em metacrilatos (Z100 e Filtek Z250). Concluíram que a diminuição significativa da microinfiltração nas cavidades restauradas com esse novo compósito foi atribuída ao decréscimo na deflexão de cúspides, e isto se manifestou com a redução das tensões de polimerização na interface dente/restauração.

As restaurações realizadas com o silorano apresentam propriedades mecânicas comparáveis às resinas compostas à base de metacrilatos de sucesso clínico comprovado (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; ILIE; HICKEL, 2006; ILIE; HICKEL, 2009; LIEN; VANDEWALLE, 2010). São estáveis e insolúveis em fluidos biológicos simulados ao usar soluções aquosas (EICK et al., 2006). Apresentam diminuta absorção de água, pouca solubilidade e estabilidade hidrolítica potencialmente melhorada (PALIN et al., 2005b). Apresentam ótima performance no tocante à estabilidade de cor quando comparadas com compósitos baseados em metacrilatos (FURUSE et al., 2008).

O comportamento do silorano em relação ao desenvolvimento das tensões de polimerização foi aferido durante a polimerização realizada com 10 regimes diferentes de fotoativação. Os compósitos à base de silorano apresentaram baixos valores de tensão de contração de polimerização em comparação àqueles com base nos metacrilatos (ILIE et al., 2007). Ao comparar efetivamente a contração de polimerização com resinas à base de metacrilatos, o silorano teve a menor contração de polimerização (PAPADOGIANNIS et al., 2009; LIEN; VANDEWALLE, 2010).

Mine et al. (2010) relataram que um novo sistema adesivo foi projetado e desenvolvido especificamente para permitir a ligação do compósito silorano ao esmalte e à dentina. Como a matriz resinosa desse compósito difere, de maneira significativa, das resinas compostas convencionais baseadas nos metacrilatos, um novo adesivo precisava ser desenvolvido devido à natureza hidrófoba da matriz orgânica deste novo material.

Em um recente estudo de avaliação do comportamento clínico do silorano após dois anos de observação onde 100 restaurações (30 classe I e 70 classe II) foram realizadas, observou-se que todas estavam presentes e intactas, sem evidência de cárie secundária. O critério “ótimo” pôde ser aplicado para 97%

das restaurações em relação à forma anatômica, 84% para a integridade marginal, 77% como ideais para a descoloração marginal, 99% foram classificadas como ótimo para compatibilidade de cor, e 93% das restaurações foram classificadas como ótimas para a qualidade da superfície. Nenhuma restauração falhou e nenhum paciente queixou-se de sensibilidade pós-operatória. Os autores concluíram, após dois anos de avaliação, que 100% das restaurações com o silorano apresentavam-se satisfatórias em relação ao desempenho clínico (BURKE et al., 2011).

2.3 REAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO (CINÉTICA DA POLIMERIZAÇÃO)

Os polímeros são formados pelo processo chamado polimerização, o qual consiste na união química de unidades monoméricas para formar moléculas de alto peso molecular. O processo de polimerização pode ocorrer por meio de vários mecanismos diferentes, mas a maior parte das reações de polimerização se enquadra em dois tipos básicos: polimerização por adição e por condensação. As reações de polimerização por adição, mais importantes para as resinas compostas, são as reações por radical livre, de abertura de anel e iônicas (CRAIG; POWERS, 2004).

A reação de polimerização por radical livre acontece nas resinas com base em metacrilatos. O principal sistema utilizado para ativar a polimerização das resinas compostas é à base de luz visível. Neste sistema, o compósito é polimerizado pela exposição a uma luz intensa com comprimento de onda que varia entre 420 a 450 nanômetros. A luz é absorvida pela canforoquinona ou por outra dicetona (agentes iniciadores), que na presença de uma amina orgânica, inicia a reação de polimerização. São necessários tempos de exposição de 20 a 40 segundos (em média) para a completa polimerização. A luz excita os agentes iniciadores para um estado triplo de ativação, ocasionando uma interação reativa com uma amina terciária não aromática. O resultado imediato de um sistema iniciador é a formação de um radical livre, que é um composto muito reativo por apresentar um elétron sem par. Quando este radical livre encontra um monômero resinoso com ligações duplas de carbono (C=C), ele forma um par com um dos elétrons da ligação dupla, deixando os outros membros do par livre igualmente reativos, ávidos para continuar a propagar a reação (ANUSAVICE, 1998; WATTS, 2005; FERRACANE, 2008; REIS, 2009).

A polimerização por fotoativação tornou-se altamente popular em Odontologia. Nessa polimerização por radicais livres, não acontece a conversão total dos monômeros. O termo grau de conversão descreve a porcentagem das ligações duplas que reagem. Tem sido apresentado que o grau de conversão com a fotoativação varia de aproximadamente 65 a 80%, enquanto a ativação química resulta em valores de 60 a 75% (CRAIG; POWERS, 2004). Como a conversão das moléculas de monômeros para formar uma rede polimérica requer aproximação molecular, é inevitável acontecer a contração volumétrica do material, conhecida por contração de polimerização, da ordem de 1,5 a 5% em volume (FERRACANE, 2005).

Durante a fotopolimerização, a taxa de difusão de radicais livres e moléculas de monômeros não reagidos tornam-se limitados com o progresso da reação, através da formação de uma grande rede polimérica na massa da resina. Como a viscosidade do material aumenta e o ponto gel é atingido, a mobilidade do sistema de propagação diminui, resultando em fase pós-gel com encolhimento, onde o stress residual de polimerização dentro do material não pode mais ser aliviado através do fluxo da resina em seu estado pré-gel (KLEVERLAAN; FEILZER, 2005). O stress de contração de polimerização resultante, gerado no dente e na interface da restauração, tem relação com a deflexão de cúspides e a ocorrência da fenda (*gap*) marginal. Clinicamente, esta situação pode promover infiltração marginal, manifestando-se através do ingresso de bactérias na polpa e posterior irritação, sensibilidade pós-operatória e cáries recorrentes, o que pode vir a diminuir a longevidade das restaurações (SARRET, 2005; PALIN et al., 2005a).

Durante a fotoativação nos sistemas com base no monômero silorano, a reação de polimerização acontece por abertura de anel, de modo mais lento, sendo necessário mais tempo para formar cátions suficientes para iniciar a polimerização (ILIE; HICKEL, 2006). O compósito silorano polimeriza pelo processo de abertura de um anel catiônico, que é insensível ao oxigênio e tem vantagem de não possuir a camada de inibição (do oxigênio) encontrada em compósitos baseados em metacrilatos, que apresentam polimerização por radicais livres (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). A expansão do volume produzida pela abertura do anel pode compensar parcialmente a contração de polimerização produzida pela formação simultânea de uma ligação covalente e uma redução no espaço entre as moléculas adjacentes (FERRACANE, 2008).

2.4 CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO

A contração de polimerização é muito pesquisada em Odontologia e determinar os testes laboratoriais relevantes para predizer o desempenho clínico das resinas compostas em dentes posteriores não é uma tarefa simples. Os desafios são multifatoriais e é bem provável acontecerem interações significativas entre vários fatores (SARRETT, 2005). Ao realizar uma busca *on-line* sobre métodos de avaliação do stress e da contração de polimerização na base de dados PubMed (<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>), foram encontrados artigos que abordavam diferentes metodologias de avaliação: Tensômetro, Análise fotoelástica, Elementos finitos, Dilatômetro de mercúrio, Discos aderidos, Interferometria eletrônica, Penetração de corantes, Tomografia e Microscopia eletrônica de varredura.

2.4.1 Métodos para Avaliação do Stress e da Contração de Polimerização

Tensômetro: O desenho experimental desse método é um dos mais frequentemente usados para avaliar e medir o stress de contração de polimerização. Têm como base um modelo linear, por isso é também chamado de transdutor linear. Feilzer, De Gee e Davidson (1987) foram os primeiros a utilizar essa metodologia ao conectar dois discos de aço (paralelos e opostos) a uma célula de carga de um lado e a um dispositivo medidor de tensões do outro. Uma amostra de resina composta foi inserida entre os dois discos e posicionada de maneira equidistante. Durante o processo de polimerização, qualquer variação da célula de carga para a força de contração foi registrada por dois transdutores de deslocamento. Braga, Ferracane e Condon (2002) também usaram essa metodologia em outro estudo semelhante e afirmaram que, embora se tenha provado ser um método eficaz para comparar materiais, é impossível, na opinião dos autores, traduzir os valores de tensão para uma situação clínica, devido as diferenças na geometria dos preparos das cavidades em relação ao delineamento experimental da pesquisa em laboratório.

Análise Fotoelástica: Investigações fotoelásticas são utilizadas para determinar a distribuição de tensões internas resultantes da contração de polimerização em restaurações de resina composta, baseadas em certos princípios fundamentais da Física. Alguns materiais empregados em análises fotoelásticas, como a Araldit B, apresentam uma constante fotoelástica que permite a observação

e a determinação de anéis isocromáticos, que possibilitam visualizar tensões no material analisado. As franjas isoclínicas e isocromáticas são obtidas a partir da observação, em microscópio polarizado, das amostras com luz polarizada transmitida e refletiva, respectivamente. Kinomoto e Torii (1998), Kinomoto et al. (1999), Ernst et al. (2004) e Braga et al. (2006) usaram o método em seus estudos.

Elementos finitos: O método dos elementos finitos tem como objetivo a determinação do estado de tensão e de deformação de um sólido de geometria arbitrária sujeito a ações exteriores. A análise de elementos finitos fornece um quadro para combinar propriedades dos materiais, como condições de geometria e monitoramento de stress e tensão dentro das estruturas, numa situação real que não pode ser resolvida por modelos estáticos lineares convencionais (MEIRA et al., 2007; WAKABAYASHI et al., 2008). Tudo isso associado à utilização de técnicas computacionais, para expressar e testar a visão dos pesquisadores sobre o comportamento dos materiais odontológicos. Esta abordagem traz conseqüências para um novo delineamento dos estudos experimentais, segundo Versluis et al. (2004). Os autores utilizaram essa metodologia com o propósito de calcular e validar o stress de contração associado às deformações nos dentes. Três configurações diferentes de restauração foram aplicadas em um modelo de elemento finito de um molar. As propriedades do compósito foram baseadas em determinados comportamentos experimentais da resina composta durante a polimerização. O padrão de deformação oclusal e o estado de stress residual no dente, restauração e na interface dente/restauração foram calculados usando um modelo de polimerização baseado no conceito de contração pós-gel. Os pesquisadores concluíram que o stress de contração depende da configuração e do tamanho das restaurações. A resistência do dente contra a contração de polimerização diminuiu com a perda do tecido dental. Restaurações largas resultaram em níveis de stress mais baixos na restauração e na interface dente/restauração, mas ocorreu um aumento de tensões no dente. Versluis et al. (1996) também utilizaram essa metodologia para verificar se a adoção de técnicas incrementais durante procedimentos restauradores diretos reduz realmente o stress de contração de polimerização.

Dilatômetro de mercúrio: É um método utilizado para medir a contração de polimerização através de mudanças volumétricas do material. O aparelho consiste em uma câmara de medição onde as amostras das resinas

compostas são inseridas e avaliadas. Kleverlaan e Feilzer (2005) avaliaram a contração de polimerização de 17 compósitos através desse método. Eick et. al (2007), Pfeifer et al. (2008) e Boaro et al. (2010) usaram a mesma metodologia para mensurar a contração volumétrica ocorrida durante a polimerização.

Discos aderidos: Este método combina a medição da contração volumétrica de polimerização com uma forte influência do stress de contração de polimerização. A contração linear de um disco de resina composta normalmente aderido a uma placa de vidro é medida (via computador) e então convertida à porcentagem do volume. Foi introduzido por Watts e Cash (1991) e utilizado por outros pesquisadores, tais como Peutzfeldt e Asmussen (2004), Sakaguchi, Wiltbank e Shah (2004), Weinmann, Thalacker e Guggenberger (2005), Kakaboura et al. (2007) e também por Papadogiannis et al. (2009), que avaliaram a contração volumétrica de polimerização comparando resinas à base de metacrilatos com o compósito silorano.

Interferometria eletrônica: Método utilizado em pesquisa biomédica para medir a deformação do dente induzida pela fotoativação, proporcionando uma avaliação em tempo real do complexo desenvolvimento de tensões que acompanha a polimerização de uma resina composta. Um feixe de laser é dividido e dirigido metade para um plano de referência e a outra metade para a superfície de interesse. A luz refletida a partir de ambas superfícies é, então, recombinada em computador, permitindo a análise das deformações. Bouillaguet et al. (2006) mediram a deformação do dente como resposta à polimerização em cinco compósitos diferentes. Usaram a interferometria eletrônica para mensurar a deflexão de cúspides e concluíram que foi um método viável, porém os dados de contração de polimerização podem superestimar a deformação do dente induzida pela contração.

Penetração de corantes: Os dentes são preparados, restaurados e a seguir corados por diferentes produtos (como por exemplo: o azul de metileno, a fucsina básica e o nitrato de prata), seccionados, observados ao microscópio óptico onde o grau de penetração do corante à superfície dental é avaliado e tabulado. Yamazaki et al. (2006) publicaram estudos para avaliar a contração de polimerização através da penetração de corantes em dentes restaurados *in vitro* comparando resinas compostas baseadas em metacrilatos com a resina à base de silorano. Trabalhos nessa mesma linha também foram apresentados por: Mehl, Hickel e Kunzelmann (1997); Kinomoto e Torii (1998); Braga, Ferracane e Condon (2002);

Loguercio et al. (2002); Calheiros et al. (2004); Choi et al. (2004); Palin et al. (2005a); Braga et al. (2006); Duarte Jr. et al. (2009a) e Klautau et al. (2011).

Tomografia: Artigos como os de Kakaboura et al. (2007); Sun, Eidelman e Lin-Gibson (2009), Chiang et al. (2010) e Cho et al. (2011) utilizaram a tomografia radiográfica para avaliação da interface dente/camada adesiva/restauração antes e depois da polimerização dos compósitos. As amostras foram levadas ao aparelho para as secções tomográficas, as imagens são gravadas e reconstruídas em duas ou três dimensões no computador, e posteriormente analisadas. A grande vantagem desse método é monitorar a contração de polimerização sem a necessidade de corte e desgaste das amostras. Outra técnica de tomografia, chamada tomografia de coerência óptica, também foi desenvolvida recentemente. Uma fonte de laser é projetada sobre uma amostra, e a intensidade dos sinais retro-espalhados (dentro do meio de dispersão) revelam informações detalhadas sobre dispersão e reflexão da luz. O sinal de varredura de série pode ser transformado em uma imagem por um programa (*software*) específico. Bakhsh et al. (2011) analisaram a formação de fendas na interface dente/restauração através desta técnica e concluíram que essa tecnologia de imagem pode ser usada para detectar e quantificar de forma não invasiva fendas micrométricas na parede de fundo das restaurações de compósito e, potencialmente, tornar-se um instrumento de acompanhamento dessas restaurações, tanto na clínica quanto nas pesquisas de laboratório. Monteiro et al. (2011a) e Monteiro et al. (2011b) também utilizaram essa metodologia.

Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV): Um feixe de elétrons incide sobre uma amostra condutora, fazendo com que outros elétrons sejam emitidos. Esses elétrons, denominados secundários, são coletados por um detector de elétrons, que gera um sinal processado eletronicamente e que leva à formação da imagem em um tubo de raios catódicos ou na tela do computador. A MEV tem um limite de resolução de cerca de 20 nanômetros e permite grandes aumentos (BOZZOLA; RUSSEL, 1999). As amostras precisam de uma preparação adequada para observação ao microscópio. Thoneman et al. (1997) utilizaram a MEV para análise e detecção *in vitro* de falhas na interface dente/material restaurador. Os autores relataram que esse tipo de análise é frequentemente utilizada. Outros trabalhos utilizaram análises em MEV para visualização de fendas (*gaps*) na interface adesiva, quer seja observando dentes naturais ou réplicas: Mehl, Hickel e

Kunzelmann (1997); Hannig e Friedrichs (2001); Braga, Ferracane e Condon (2002); Lopes et al. (2004); He, Shimada e Tagami (2007); Salgado (2008); Duarte Jr. et al. (2009a); Ikeda et al. (2009); Van Ende et al. (2010) e Roggendorf et al. (2011).

2.4.2 Técnicas Propostas para Reduzir ou Minimizar os Efeitos da Contração de Polimerização

O stress e a magnitude das tensões geradas na interface dente/material restaurador, proveniente da contração de polimerização, devem ser tratados como um fenômeno multifatorial. Vários fatores necessitam ser analisados, incluindo propriedades que são intrínsecas à resina composta e dependentes da formulação dos compósitos (contração volumétrica do material, o módulo de elasticidade, o grau de conversão, o coeficiente de expansão térmica, as características do silano na interface da matriz resinosa/carga inorgânica) e outras extrínsecas ao compósito, de orientação clínica, como a taxa da cinética de polimerização, a configuração da cavidade em que a restauração é realizada, as técnicas de inserção do compósito e o tamanho e espessura da estrutura dentária remanescente. Algumas técnicas têm sido sugeridas na literatura para reduzir ou minimizar os efeitos da contração de polimerização (CRAIG; POWERS; WATAHA, 2002; ROCHA; ZOGHEIB; ATTA, 2003; BRAGA; BALLESTER; FERRACANE, 2005; FERRACANE, 2008; BURKE et al., 2011):

- Técnica de inserção incremental, com um incremento de resina tocando, na medida do possível, apenas uma parede da cavidade, limitando o tamanho dos incrementos;
- Técnica de polimerização progressiva *soft-start* (ou *ramp*), onde a luz polimerizadora não atinge a intensidade máxima em até 20 segundos, depois complementada com polimerização em alta irradiância;
- Pulso de ativação (*pulse delay*), onde o compósito é polimerizado inicialmente por volta de 5 segundos, aguarda-se um tempo de espera de até 5 minutos, e nova ativação final para complementação;
- Uso de alto conteúdo de carga inorgânica para reduzir o volume da matriz resinosa;

- Análise do fator de configuração cavitária (Fator C);
- Colocação de uma camada de base fluida, como por exemplo, camadas de adesivo ou mesmo a utilização de resina composta fluída (*flow*), para reduzir o stress gerado pela contração de polimerização;
- Utilização de uma base forradora em cimento de ionômero de vidro previamente à colocação do compósito.

Lopes et al. (2004) avaliaram *in vivo* a morfologia da interface resina/dentina comparando duas técnicas de inserção de resina composta em dentes posteriores (incremento único versus técnica incremental) e concluíram que a técnica de inserção incremental proporcionou um melhor selamento em comparação com a técnica de inserção em incremento único. Santos et al. (2004) e Kleverlaan e Feilzer (2005) recomendaram a técnica incremental por demonstrar efeitos benéficos na força de adesão, ao produzir maiores valores de resistência de união do compósito ao dente em comparação com a técnica de inserção em incremento único. Yamazaki et al. (2006) concluíram que o uso da técnica incremental resultou em menor microinfiltração, com redução significativa em comparação com a técnica de incremento único, independentemente dos sistemas restauradores empregados. Ferracane (2011) também afirmou que os efeitos da contração de polimerização podem ser minimizados pela adoção de técnicas incrementais, e quando houver a necessidade de restaurar cavidades com mais de 2 mm de profundidade, é a técnica de eleição. Segundo o autor, a técnica incremental utiliza um número maior de pequenos incrementos, o que assegura uma profundidade adequada durante a penetração da luz polimerizadora durante a fotoativação.

Os benefícios de utilização de determinadas técnicas durante a fotopolimerização, tais como a *soft-start* e *pulse delay* como o método de escolha foi descrito por vários autores. Mehl, Hickel e Kunzelmann (1997) já afirmavam que a integridade marginal é melhorada de maneira significativa quando o método de polimerização *soft-start* é utilizado em comparação com polimerização contínua de alta intensidade. Santos et al. (2004) concluíram que a resistência de união à dentina, em restaurações classe I, foi melhor ao utilizar técnicas de fotoativação *soft-start* quando comparadas ao método contínuo. Cunha et al. (2007) relataram que alguns métodos para modular a polimerização têm mostrado efetividade na redução

do stress de contração e melhorado a força adesiva na interface dente/material restaurador sem comprometer o grau de conversão dos compósitos.

Ferracane (2011) relatou que o desempenho clínico dos compósitos melhorou significativamente através de modificações na formulação, que incluíram o uso de promotores de polimerização mais estáveis visando uma maior estabilidade de cor, incorporação de concentrações elevadas de cargas para melhorar as propriedades físicas dos compósitos (principalmente a resistência ao desgaste) e o acréscimo de agentes radiopacificadores para melhorar os diagnósticos radiográficos.

A aplicação de uma camada de resina adesiva sem carga, ou mesmo um adesivo de baixa rigidez, colocados entre o dente e a restauração têm mostrado absorver um pouco do stress gerado no compósito durante a polimerização, e pode contribuir para reduzir a microinfiltração pela redução significativa do stress interno. As maiores reduções ocorreram com a aplicação de uma a duas camadas finas (CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; FERRACANE 2008). Cunha et al. (2006) também concluíram que o uso de um compósito *flow*, de baixo módulo de elasticidade, como forramento, mostrou ser uma técnica satisfatória para absorção parcial da tensão gerada pela contração de polimerização, ao reduzir os níveis de stress quando comparado ao uso de uma única camada de adesivo, sendo essa redução possivelmente relacionada com a maior espessura proporcionada pelo compósito *flow*. Roggendorf et al. (2011) relataram que uma camada de resina *flow* como substituto da dentina mostrou boa performance e também contribuiu para a preservação da integridade da camada adesiva.

Loguercio et al. (2002) avaliaram a infiltração marginal gengival em restaurações classe II, ao comparar restaurações em resina composta realizadas após condicionamento total com restaurações realizadas através técnica de sanduíche (utilização de uma base em cimento de ionômero de vidro previamente à colocação do compósito), utilizando diferentes materiais à base de ionômero de vidro. Concluíram que o uso de um ionômero de vidro modificado por resina (Vitremmer) na técnica sanduíche apresentou o menor grau de microinfiltração entre os tratamentos avaliados.

Os benefícios de determinadas técnicas, tais como o uso de resinas compostas fluídas ou ionômero de vidro como base das restaurações diretas em resina composta são bastante discutidos na literatura, pois podem levar à diminuição

da integridade estrutural e, dependendo da formulação de alguns materiais, o uso rotineiro dessas bases podem aumentar a contração de polimerização em comparação com técnicas tradicionais de inserção do material, aumentando assim a possibilidade de fraturas (OLIVEIRA et al., 2010; BURKE et al., 2011).

2.4.3 Fator C

Feilzer, De Gee e Davidson, em 1987, avaliaram a influência da configuração cavitária na produção de stress na interface dente/compósito quando da execução de restaurações em resina composta. Uma vez que a força de adesão se interpõe ao stress gerado pela contração de polimerização, a capacidade de resiliência do material restaurador para absorver esse stress é fundamental para se prevenir a ruptura da interface adesiva.

A configuração tridimensional da cavidade preparada tem influência direta sobre a manutenção da adesão, uma vez que o grau do escoamento da resina composta seria determinado pela superfície não aderida. Para comprovar a importância do desenho ou configuração cavitária sobre as forças geradas durante a contração de polimerização (e o relaxamento das tensões geradas na interface dente/material restaurador), os autores demonstraram a relação matemática dada pela razão entre a área de superfície aderida às paredes do preparo cavitário e a área de superfície livre do material, denominando esta relação de fator de configuração cavitária ou fator C. Observaram que quanto maior o fator C, maiores foram as tensões geradas durante a contração de polimerização, devido à redução na capacidade de escoamento do material, e que, dentre as geometrias cavitárias predominantes às restaurações de resina, a maior parte não proporciona um adequado escoamento a fim de preservar a adesão do material restaurador com a estrutura dentária proporcionada pelos sistemas adesivos. Cavidades classe I e V atingem o valor máximo de $C=5$. Valores de C entre 1 e 2 foram encontrados em cavidades classe II e III. Valores de C menores que 1 se referem a cavidades classe IV.

A liberação das tensões de polimerização pode ser obtida com técnicas que envolvam a configuração da restauração (Fator C), o preenchimento da cavidade e a modulação da fotoativação ao início da polimerização (DAVIDSON; FEILZER, 1997).

Ferracane (2008) afirmou que a resina composta sofre contração na direção das superfícies aderidas. Por analogia, ocorre uma menor contração do compósito nas áreas de superfícies livres não aderidas. Com base no estado atual das evidências, maximizar as superfícies livres traz benefícios em reforçar o alívio do stress de contração, ao permitir que a resina composta produza a menor quantidade possível de stress. O método de inserção da resina composta na cavidade, com a adoção da técnica incremental, pode variar entre incrementos horizontais, incrementos verticais e até incrementos oblíquos. Não existe dado clínico ou laboratorial que defina a questão sobre qual seria a técnica incremental mais adequada.

2.4.4 Implicações Clínicas

O grande número de publicações atuais sobre a contração de polimerização indica que esse tema é considerado uma séria preocupação clínica. Existem problemas que limitam a utilização das resinas compostas, especialmente nos dentes posteriores. Os materiais continuam a ser muito sensíveis à técnica, devido à contração de polimerização e ao stress de contração que acompanham e influenciam negativamente o selamento marginal, prejudicando o desempenho clínico das restaurações adesivas (BRAGA; BALLESTER; FERRACANE, 2005). As principais deficiências e razões para o fracasso dos compósitos são: cárie secundária, fratura da restauração, defeitos marginais e sensibilidade pós-operatória (HICKEL; MANHART, 2001; BRUNTHALER et al., 2003). Tantbirojn et al. (2004) e Yamamoto et al. (2009) também relataram que a contração de polimerização pode causar desadaptação e trincas e fissuras em esmalte (*cracks*) que podem se propagar perto das margens restauradas.

O stress de contração tem sido associado à sintomatologia clínica. Nenhum desses sintomas, relatados anteriormente e na sequência do texto, no entanto, são medidas diretas do stress de contração. A suposta presença de tensões de contração só é conhecida através de manifestações indiretas, como por exemplo, na deformação dos dentes sob carga mastigatória (VERSLUIS et al., 2004). Quando o stress de contração excede a força de adesão, tem-se como resultado a formação de fendas entre o compósito e a estrutura do dente, desenvolvendo inicialmente pigmentação marginal, progredindo para microinfiltração

ao longo das paredes da cavidade, até finalmente chegar em cáries secundárias. A cárie secundária é a principal razão para a substituição de restaurações, sejam elas de amálgama ou resina, na ordem de 30 a 60% (SARRET, 2005).

A contração de polimerização pode causar a fratura da restauração, trincas e fissuras (*cracks*) no esmalte e também fratura de cúspides após a realização de restaurações em resina composta nos dentes posteriores. Observa-se com relativa frequência microfissuras e linhas de fratura no esmalte ao redor das cúspides, em restaurações que são largas (no sentido vestibulo-lingual), devido ao fato da estrutura restante da cúspide ficar fina e enfraquecida. Clinicamente aparece como uma linha branca quando é executado o polimento da restauração. Durante a polimerização dos compósitos, pode acontecer deflexão de cúspide, podendo desencadear dor e sensibilidade pós-operatória, pela movimentação hidráulica que acontece sob a restauração, geralmente quando o paciente morde sobre uma cúspide. (VERSLUIS et al., 2004; LEE; PARK, 2006; FERRACANE, 2008; RODOLPHO et al. 2011).

A dor e sensibilidade pós-operatória que acontece após a colocação de uma restauração em resina composta tem sido relatada em cerca de 10% dos casos. Durante a polimerização dos compósitos, uma (ou mais de uma) parede da cavidade restaurada pode sofrer descolamento com a contração de polimerização, criando um espaço onde pode acontecer a microinfiltração de bactérias que podem irritar a polpa (CRAIG; POWERS; WATAHA, 2002, AUSCHILL et al., 2009, PASHLEY et al., 2011). A teoria corrente sobre a dor de dente de origem pulpar relata que as mudanças na pressão do fluido e o movimento de fluidos dentro dos túbulos dentinários estimulariam os receptores de dor na polpa. A dentina não contém receptores de dor e, assim, cada estímulo na dentina que provocaria dor, deveria estimular os receptores de dor na polpa. Sabe-se que todas as restaurações contêm algumas fendas entre a estrutura dentária e material restaurador. O fluido iria se acumular nessas fendas e poderia transmitir mudanças de pressão hidráulica para os túbulos dentinários durante a mastigação ou mudança de temperatura. Mudanças na pressão hidráulica dentro dos túbulos dentinários estimulariam receptores de dor na polpa. Os adesivos dentinários selariam os túbulos dentinários cortados, o que parece ser o fator de controle na dor pós-operatória. O desenvolvimento de uma camada de dentina hibridizada parece bloquear os efeitos

da pressão hidráulica, minimizando assim a dor no pós-operatório (PASHLEY, 1996).

Opdam et al. (1998) e Sarret (2005) afirmaram que a polimerização da resina composta em incrementos poderia reduzir o valor total da contração observada. A técnica incremental não altera o volume total de retração linear do compósito, pois permite compensar através da aplicação e polimerização do compósito em camadas. Segundo os autores, não há evidências de que restaurações em camadas têm menor sensibilidade pós-operatória quando comparada às restaurações realizadas em incremento único. Não há evidência clínica científica de que quanto maior a contração de um compósito, mais provável é a chance de dor pós-operatória causada por fratura de cúspides. Pelo contrário, há estudos que apóiam a colocação de uma restauração de resina composta para reduzir a dor nos dentes que foram diagnosticados com a síndrome do dente rachado, ou gretado, conforme a terminologia adotada.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo geral deste estudo é avaliar a contração de polimerização de uma resina composta à base de silorano e comparar com duas outras resinas compostas à base de metacrilatos, mediante duas técnicas de inserção dos materiais restauradores às cavidades preparadas.

Como objetivos específicos têm-se:

- Medir e comparar as fendas formadas devido à contração de polimerização na interface dente/resina composta para cada tipo de material restaurador utilizado;
- Avaliar se existe diferença em relação ao protocolo de inserção (incremento único versus técnica incremental) das diferentes resinas compostas avaliadas durante a restauração das cavidades.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Para avaliar *in vitro* a contração de polimerização, foram escolhidas duas resinas compostas à base de metacrilato: Filtek™ Z250 e Filtek™ Z350 XT (3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) e a resina composta à base de silorano Filtek™ P90 (3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA). Todas as resinas utilizadas foram na cor A2. O Quadro 1 mostra os materiais utilizados, o fabricante, lote/validade e a composição básica das resinas compostas e dos adesivos analisados nesse estudo.

Quadro 1 – Materiais utilizados no estudo

	Material	Fabricante	Lote/Validade	Composição
RESINAS	Filtek™ Z250	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	N248059BR NOV/2013	Matriz orgânica: BIS-GMA, UDMA e BIS-EMA; Matriz Inorgânica: carga de zircônia e sílica com tamanho médio das partículas de 0,6 µm (82% em peso; 60% em volume)
	Filtek™ Z350XT (esmalte)	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	N186543 ABR/2013	Matriz Orgânica: BIS-GMA, UDMA, BIS-EMA, TEGDMA e PEGMA; Matriz Inorgânica: carga de partículas de sílica/zircônia entre 5 e 20 nm, organizadas em “clusters” de 0,6 a 1,4 µm (78,5% em peso ou 63,3% em volume)
	Filtek™ P90	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	N194550 FEV/2012	Matriz Orgânica: silorano; Matriz Inorgânica: partículas de quartzo e fluoreto de ítrio entre 0,1 e 2 µm (76% em peso ou 55% em volume)
ADESIVO	Adper Single Bond™ 2	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	1106800280 NOV/2013	Bis-GMA; etanol; água; silano tratado com sílica, 2- hidroxietilmetacrilato; glicerol 1; 3 dimetacrilato; copolímero de ácido acrílico e ácido itacônico e diuretano dimetacrilato. Carga: 10% em peso de sílica (5 nm)

continua

Quadro 1 – Materiais utilizados no estudo (continuação)

ADESIVO	Sistema Adesivo Silorano Filtek™ P90	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Primer N160346 MAR/2012 Adesivo N184213 MAI/2012	<u>Primer autocondicionante:</u> metacrilato fosfatado, copolímero do ácido poliacrílico, ácido carboxílico, Bis-GMA, HEMA, água, etanol, canforoquinona, partículas de sílica tratadas com silano; <u>Adesivo:</u> canforoquinona, dimetacrilatos hidrofóbicos, metacrilatos, fosforilados, TEGDMA
ÁCIDO	Adper Scotchbond™	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	9NM ABR/2012	Ácido fosfórico a 35%

Fonte: Adaptado de 3M Brasil – 3M ESPE (2011)

4.2 COLETA E ALOCAÇÃO DOS DENTES

Foram coletados 48 terceiros molares humanos hígidos erupcionados no Centro Cirúrgico da Clínica Odontológica Universitária da Universidade Estadual de Londrina (UEL). Todos os dentes foram obtidos após assinatura de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - TCLE (Apêndice A), conforme orientação do Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UEL, no projeto aprovado sob parecer nº 192-10, datado em 14 de outubro de 2010 (Anexo A). Dentes que apresentavam hipoplasia, desmineralização, trincas no esmalte e cárie foram descartados.

Após as exodontias, os dentes foram armazenados em um frasco com solução de cloramina-T trihidratada a 0,5%, por 7 dias. Posteriormente, limpos e estocados, mantidos em um refrigerador a 4º Celsius imersos em água destilada, e usados em até 90 dias (LOGUERCIO et al., 2004; PERDIGÃO, 2010).

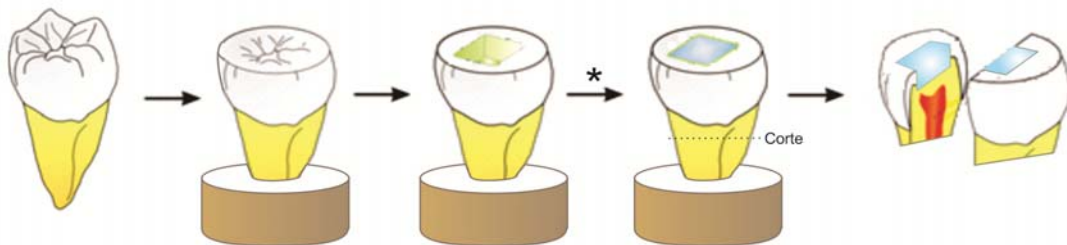
O delineamento do experimento foi em blocos completos casualizados (rodadas), com seis dentes retirados aleatoriamente para cada um dos grupos de estudo, posteriormente preparados e restaurados simultaneamente. A sequência da aleatorização utilizada foi proveniente do site <http://www.random.org/>.

4.3 PREPARO DAS AMOSTRAS

Para o preparo das amostras, utilizou-se um tubo de PVC (32 mm, Tigre, Brasil) que foi seccionado em 48 anéis de 8mm de altura, que serviram como molde para inclusão das raízes dos dentes em gesso (Gesso Rio, Pedra tipo 3, Rio Claro, SP, Brasil). Cada dente teve a superfície radicular incluída nessa base até o limite de 3 mm aquém da junção cimento/esmalte. Após o endurecimento inicial do gesso (de 8 a 13 minutos), a superfície oclusal dos dentes foi aplainada em um recortador de gesso para padronização. As cúspides foram desgastadas/aplainadas, preservando-se a integridade do sulco oclusal central e mantendo esmalte em todo perímetro.

Em cada dente foi realizada uma cavidade oclusal padronizada com dimensão de 4 mm de extensão vestibulo-lingual, 4 mm no sentido méso-distal e 2 mm de profundidade com o auxílio de uma ponta diamantada KG Sorensen 2133 (lote 1563, Barueri, SP, Brasil) e turbina de alta rotação MRS 400 (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil) sob abundante refrigeração. A broca utilizada foi trocada a cada 3 preparos dentais para evitar a formação de diferentes padrões de lama dentinária (*smear layer*). A largura e o comprimento das cavidades preparadas foram mensuradas por meio de um paquímetro digital nº 147 (General Tools & Instruments, New York, NY, EUA) e a profundidade por sonda periodontal calibrada PC 15 (Hu-Friedy, EUA). A Figura 1 ilustra a sequência do preparo das amostras.

Figura 1 - Sequência do preparo das amostras



* Aleatorização

Fonte: Desenho esquemático adaptado de Van Ende et al.(2010)

Após a confecção das cavidades oclusais, com margens em esmalte e parede pulpar em dentina, foi realizada uma pequena canaleta no centro da

superfície vestibular de cada dente com uma ponta diamantada KG Sorensen 1024 (lote 1464/0506, Barueri, SP, Brasil), com a finalidade de marcar e facilitar a identificação da parede vestibular das cavidades restauradas quando observadas em microscopia eletrônica de varredura.

4.4 PROTOCOLO DAS RESTAURAÇÕES

Todos os preparos e as respectivas restaurações foram realizados pelo mesmo operador para padronização, utilizando lente de aumento 4 X (Bioart, São Carlos, SP, Brasil) para visualização. Os seis dentes de cada rodada foram restaurados através de uma alocação aleatória dos tratamentos restauradores aos dentes já preparados.

As restaurações foram realizadas em sala climatizada com o aparelho de ar condicionado Split (Springer Maxflex, Brasil) regulado a 23 graus Celsius. A técnica de inserção e fotopolimerização do compósito nas cavidades foi realizada de duas maneiras distintas para cada tipo de resina composta utilizada: incremento único e técnica de inserção incremental. Três grupos foram restaurados em um incremento único (G1, G3 e G5) e três grupos com a técnica de inserção incremental (03 camadas oblíquas para os grupos: G2, G4 e G6). Para as restaurações com as resinas Filtek™ Z250 e Z350 XT (3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) à base de metacrilatos foi utilizado o adesivo Adper Single Bond™ 2 (3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) e para a resina Filtek™ P90 (3M ESPE, Saint Paul, MN, EUA) foi utilizado o adesivo próprio recomendado pelo fabricante.

O Quadro 2 ilustra detalhadamente os grupos formados, os adesivos utilizados, as resinas compostas, as técnicas de inserção e o tempo de fotopolimerização utilizado. Quando adotada a técnica incremental, o primeiro incremento oblíquo foi colocado na superfície vestibular em direção à parede pulpar da cavidade.

A sequência técnica dos materiais utilizados em cada grupo, conforme as instruções do fabricante, está descrita no Quadro 3.

Quadro 2 – Detalhamento dos grupos, materiais, técnicas de inserção e polimerização

Grupos	Adesivo utilizado	Resina composta	Técnica de inserção	Tempo de polimerização
Grupo 1	Single bond	Z250	Incremento único	20 segundos
Grupo 2	Single bond	Z250	03 camadas	20 segundos por camada
Grupo 3	Single bond	Z350 XT	Incremento único	20 segundos
Grupo 4	Single bond	Z350 XT	03 camadas	20 segundos por camada
Grupo 5	Adesivo próprio P 90	P90	Incremento único	20 segundos
Grupo 6	Adesivo próprio P 90	P90	03 camadas	20 segundos por camada

Fonte: Próprio autor

Todas as restaurações foram fotopolimerizadas por fonte de luz LED (*Light Emission Diode*), da marca/modelo Radium-cal (SDI, Austrália), que produz uma luz azul em ondas que variam entre 440 e 480 nanômetros, de acordo com o tempo exigido para cada resina (20 segundos), seguindo as instruções do fabricante. Previamente a cada rodada, o dispositivo de luz LED era carregado e tinha sua irradiância de 1.200 mW/cm² aferida por radiômetro (L.E.D. Radiometer, SDS Kerr, Middleton, WI, EUA). Mais detalhes da técnica incremental utilizada e a sequência dos incrementos estão apresentados na Figura 2. Foi utilizada uma tira de poliéster sobre o incremento (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), para facilitar uma completa aproximação da ponteira da unidade fotopolimerizadora durante os procedimentos de fotoativação. Ao término das restaurações, os dentes foram armazenados em água destilada até o corte da superfície radicular.

Quadro 3 – Sequência técnica dos materiais utilizados

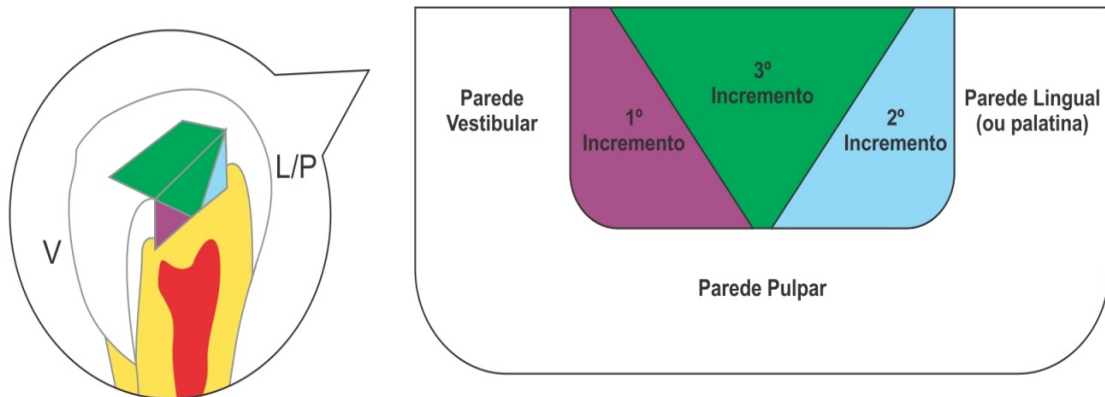
Material	Fabricante	Procedimentos de Manipulação propostos pelo fabricante
Adper Single Bond™ 2	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	<ul style="list-style-type: none"> • Condicionamento ácido por 15 segundos em esmalte e dentina; • Lavagem abundante e remoção do excesso de água com papel absorvente; • Aplicação de 2 camadas consecutivas de adesivo; • Leve secagem para evaporação do solvente; • Polimerizar por 10 segundos
Filtek™ Z250	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	<ul style="list-style-type: none"> • Camadas de até 2,0 mm de profundidade do incremento; • Polimerizar por 20 segundos
Filtek™ Z350 XT	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	<ul style="list-style-type: none"> • Camadas de até 2,0 mm de profundidade do incremento; • Polimerizar por 20 segundos*
Sistema Adesivo Silorano Filtek™ P90	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	<ul style="list-style-type: none"> • Condicionamento ácido por 15 somente em esmalte; • Lavagem abundante e remoção do excesso de água com 2-3 jatos de ar isento de óleo; • Aplicação do Primer em toda a cavidade esfregando por 15 segundos; • Suave jato de ar para espalhar; • Polimerizar por 10 segundos; • Aplicação do adesivo em toda a cavidade; • Suave jato de ar para espalhar o adesivo em um filme uniforme; • Polimerizar por 10 segundos
Filtek™ P90	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	<ul style="list-style-type: none"> • Camadas de até 2,5 mm de espessura; • Polimerizar por 20 segundos**

*Para a cor A2 esmalte utilizada

**Ao usar dispositivos de luz LED com emissão de 1000-1500 mw/cm² em modo padrão

Fonte: Adaptado de 3M Brasil – 3M ESPE (2011)

Figura 2 – Desenho esquemático da técnica incremental

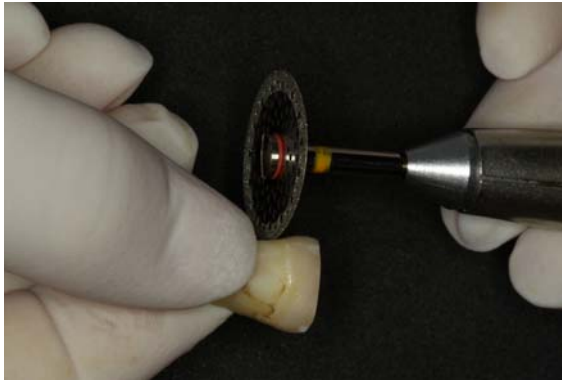


Fonte: Próprio autor

4.5 CORTE E POLIMENTO DAS AMOSTRAS

Foi realizado um corte 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte para separar coroa e raiz. Para isso, foi utilizado um disco diamantado periférico ventilado dupla face com espessura de 0,15 mm (Dhpro, lote 1147) em peça de mão reta (Kavo, Joinville, SC, Brasil) em baixa rotação sob refrigeração. Após o corte da raiz, as amostras agora consistem da coroa dental com os 2 mm de superfície radicular para cada grupo analisado na rodada. Esse conjunto foi mantido em estufa a 37 graus Celsius por 24 horas (CHOI et al., 2004; HE; SHIMADA; TAGAMI, 2007, NAVARRA et al., 2009, D'ALPINO et al., 2011). Após esse tempo de espera, os dentes foram seccionados ao meio (no plano sagital) em uma máquina de corte Labcut (Modelo 1010, Extec Corp., Enfield, CT, EUA), sob abundante irrigação. Após o corte, a metade escolhida para análise foi a que apresentou uma melhor uniformidade na espessura do esmalte. Cada amostra (metade) de cada grupo foi polida com discos abrasivos de óxido de alumínio (Sof-Lex Pop-on, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) montados em mandril específico em um contra-ângulo em baixa rotação (Kavo, Joinville, SC, Brasil). Foi utilizada a sequência de quatro granulações, do mais abrasivo ao menos abrasivo (laranja escuro, laranja médio, laranja claro e amarelo), até se obter uma superfície lisa e altamente polida. Cada amostra foi condicionada com ácido fosfórico a 37%, por 3 segundos, para limpeza de detritos (SALGADO, 2008). As raízes dentais aderidas ao gesso foram descartadas em lixo específico. As fotografias da Figura 3 ilustram a sequência de corte e polimento das amostras.

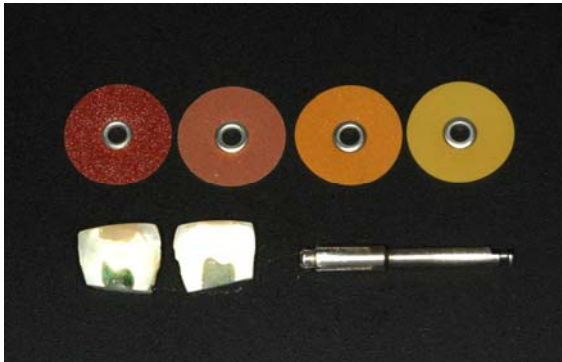
Figura 3 – Sequência de corte e polimento das amostras



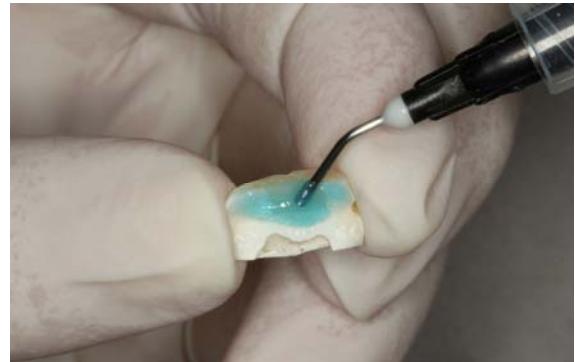
A) Corte da superfície radicular 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte.



B) Detalhe do corte sagital da amostra na máquina de corte Labcut.



C) Sequência dos discos de óxido de alumínio utilizados no polimento e as amostras já polidas.



D) Limpeza da amostra com ácido fosfórico a 37% por 3 segundos para limpeza de detritos.

Fonte: Próprio autor

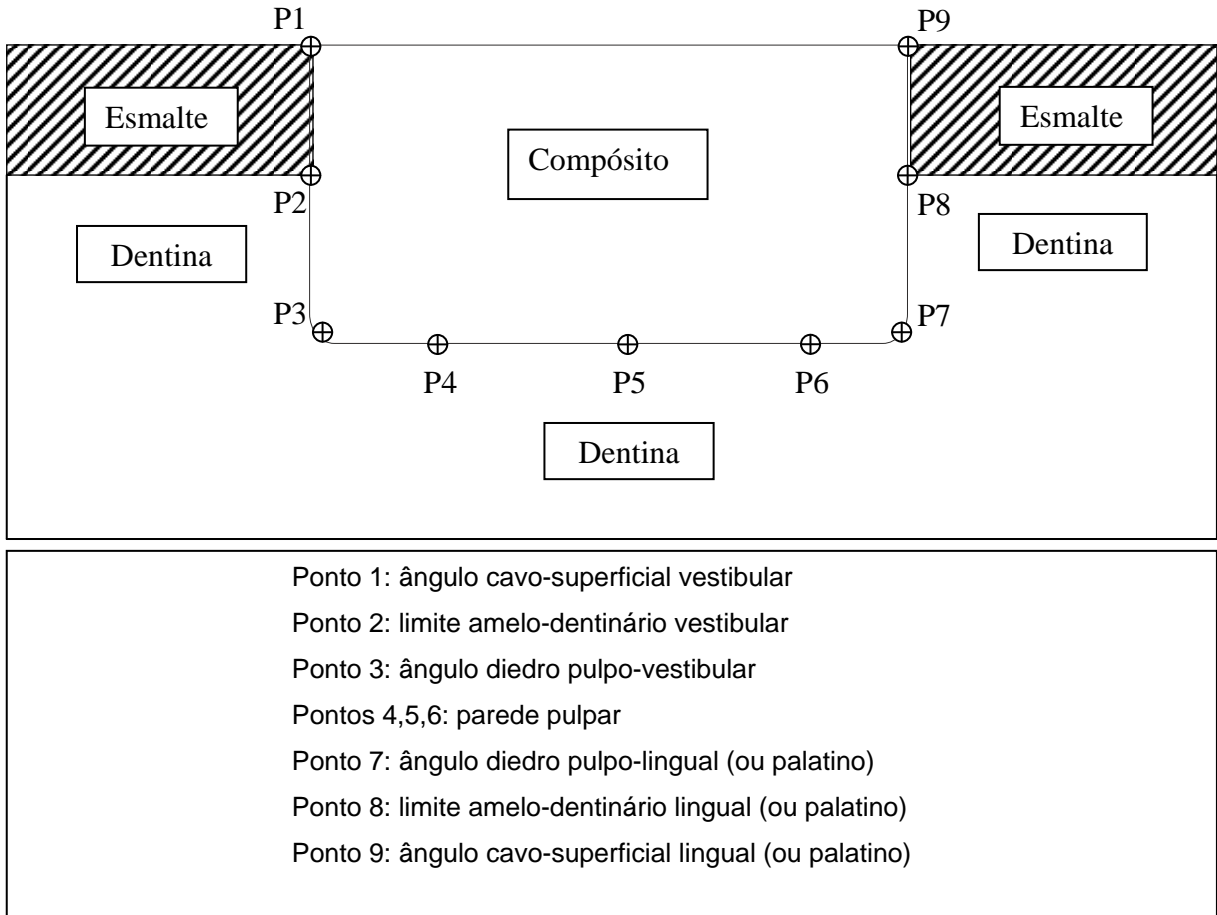
4.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

O processamento para análise ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) consistiu na secagem das amostras em dessecador por 02 horas (Plate Degasser PD3, Edwards, Inglaterra). Na sequência, essas amostras foram aderidas em cilindros de alumínio (*stubs*) utilizando uma fita de carbono e metalizadas por 190 segundos no metalizador (*sputter coater*) Bal-Tec SCD 050. Nesse processo, as amostras foram recobertas com uma camada de ouro de 30 nanômetros.

A avaliação da interface dente/restauração foi realizada ao microscópio eletrônico de varredura FEI Quanta 200, em 20 Kilovolts (KV). Inicialmente fez-se um registro panorâmico, em aproximação média de 28 vezes, para confirmar a identificação de cada amostra. Na sequência, foram analisados e documentados 09 pontos específicos, na aproximação de 800 vezes, seguido de

detalhamento em 3000 vezes. Os Pontos analisados estão listados e detalhados nas Figuras 4 e 5.

Figura 4 - Desenho esquemático dos pontos observados em MEV



Fonte: Próprio autor

As larguras das fendas foram medidas com o programa *Soft Imaging System Analysis* (FEI Company, Alemanha). Foram realizadas 03 medições (triplicata) em cada ponto para cada amostra analisada, em aumentos de 3000 vezes, e a média encontrada (em micrômetros) foi utilizada na análise estatística.

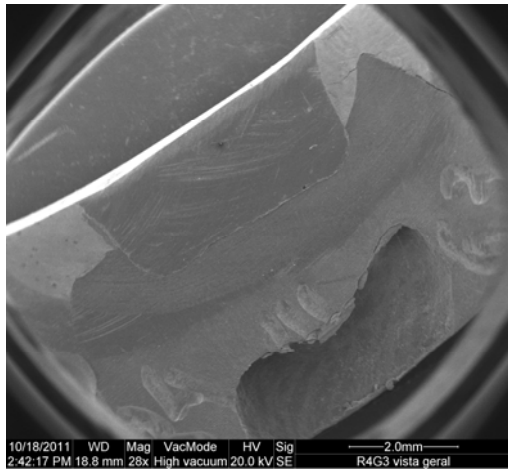
Figura 5 – Fotografias e eletromicrografias da sequência de observação



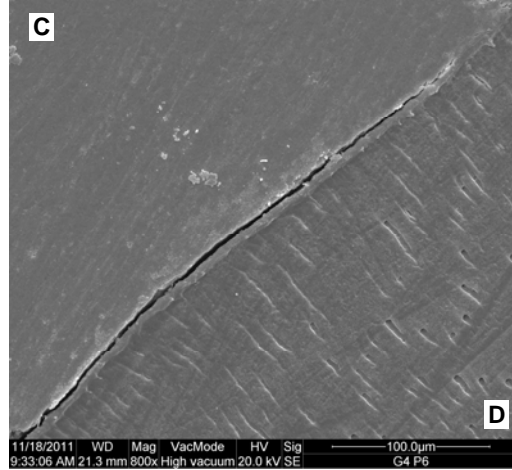
A) Fotografia de uma amostra do grupo 3 aderida ao *stub* após metalização com ouro.



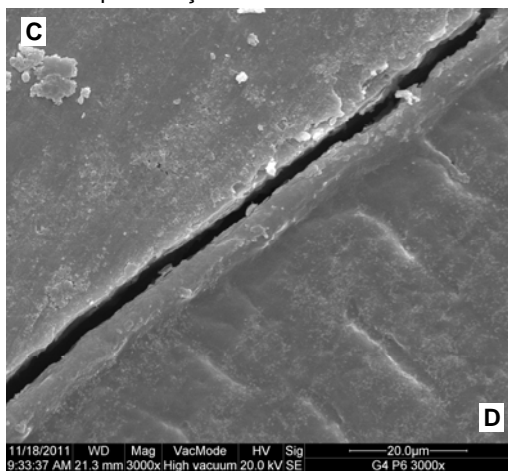
B) Fotografia com a marcação dos 09 pontos observados (P1 a P9) em cada amostra.



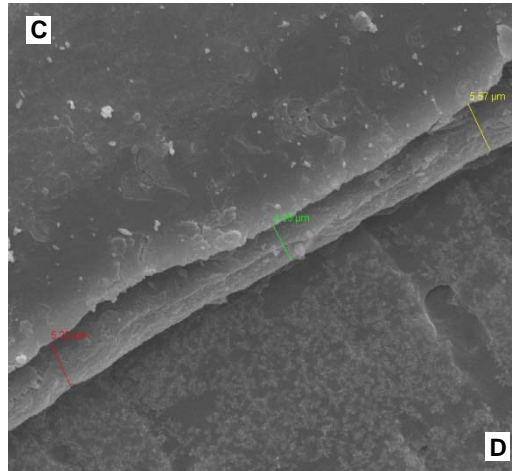
C) Eletromicrografia com vista panorâmica da amostra em aproximação de 28 vezes.



D) Ponto P6 em aproximação de 800 vezes (C-compósito, D-dentina).



D) Ponto P6 em aproximação de 3000 vezes (C-compósito, D-dentina).



F) Ponto P6 em aproximação de 3000 vezes com as medições da fenda em triplicata.

Fonte: Próprio autor

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O delineamento experimental do estudo foi em blocos casualizados (rodadas) com seis tratamentos e oito repetições para cada um dos nove pontos P1 a P9. As fendas foram descritas por intermédio da média, desvio padrão, mediana e desvio interquartil (diferença entre o terceiro e o primeiro quartil). Para análise do tamanho da fenda utilizou-se o teste de Friedman para avaliar o efeito entre grupos. A escolha desse teste deve-se ao não cumprimento dos pressupostos necessários para realização da análise de variância paramétrica na maioria dos casos, no que se refere à normalidade pelo teste de Shapiro-Wilk e homocedasticidade pelo teste de Levene. Nos casos onde foi observada a significância estatística ($p < 0,05$), aplicou-se o teste de comparações múltiplas para identificação das diferenças entre os grupos dois a dois. A descrição do número de dentes com fendas, bolhas, trincas e fissuras (*cracks*) no esmalte dos grupos de estudo, em cada ponto, foi apresentada em frequência simples. O nível de significância dos testes estatísticos foi de 5%. As análises foram realizadas no programa Medcalc, versão 12 (MedCalc Software, Mariakerke, Bélgica), e os gráficos construídos no programa Excel.

5 RESULTADOS

A Tabela 1 mostra os pontos observados (P1 a P9) ao analisar a média e o desvio padrão das fendas de acordo com o tratamento realizados nos seis diferentes grupos da pesquisa. O detalhamento completo da análise estatística (*Output* do programa Medcalc) encontra-se no Apêndice B. A Figura 6 traz o gráfico representativo da Tabela 1.

Tabela 1 – Média (desvio padrão) das fendas dos grupos de tratamento de acordo com o ponto.

PONTO	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6
1	0,41 ^b (1,15)	0,34 ^b (0,96)	3,73 ^a (4,78)	1,74 ^b (3,68)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)
2	1,88 ^{ab} (2,27)	0,50 ^{bc} (1,41)	3,70 ^a (4,64)	3,05 ^{ab} (5,03)	0,00 ^c (0,00)	0,00 ^c (0,00)
3	3,13 ^{ab} (3,40)	0,68 ^b (1,26)	3,69 ^{ab} (4,12)	6,23 ^a (5,55)	0,95 ^b (1,88)	1,50 ^b (2,81)
4	3,86 ^{abc} (2,98)	6,00 ^{ab} (3,69)	8,05 ^a (5,36)	3,90 ^{abc} (2,33)	2,28 ^{bc} (1,95)	2,01 ^c (4,15)
5	3,57 ^a (3,04)	4,05 ^a (4,00)	9,42 ^a (6,04)	4,48 ^a (4,62)	3,28 ^a (2,61)	2,35 ^a (3,56)
6	3,57 ^a (2,83)	1,86 ^a (3,49)	6,26 ^a (6,90)	1,27 ^a (1,36)	3,02 ^a (2,17)	2,63 ^a (3,73)
7	2,64 ^a (2,24)	1,22 ^{bc} (2,38)	4,07 ^{ab} (6,14)	0,81 ^{bc} (1,27)	0,71 ^{bc} (1,52)	0,16 ^c (0,46)
8	3,59 ^a (4,78)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)
9	1,10 ^a (2,12)	0,25 ^a (0,70)	0,00 ^a (0,00)	0,00 ^a (0,00)	0,00 ^a (0,00)	0,00 ^a (0,00)

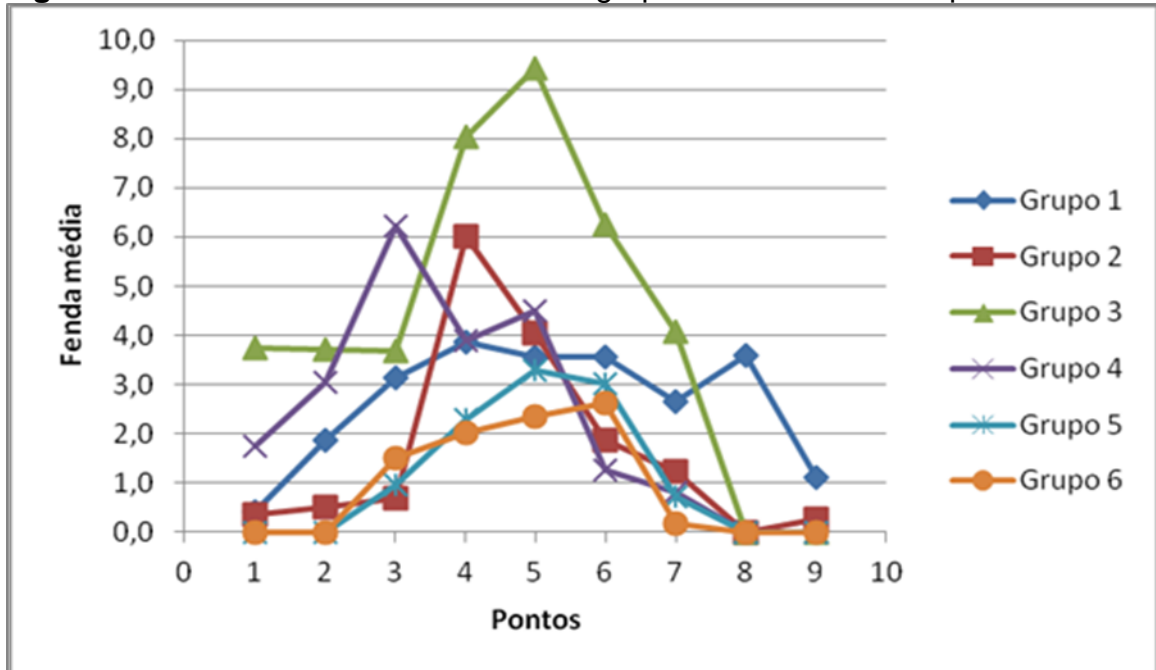
As médias dos grupos (em micrômetros), em cada ponto, seguidas por letras iguais não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$).

Fonte: Próprio autor

Em relação ao tamanho médio das fendas nos diferentes pontos, houve significância estatística entre o grupo 3 e os demais grupos no ponto 1. No ponto 2, os grupos 1, 3 e 4 também apresentaram fendas significativamente maiores que os grupos 2, 5 e 6. Nos pontos de assoalho da cavidade (parede pulpar),

somente foram observadas diferenças no ponto 4, onde os grupos 1, 2, 3 e 4 tiveram desempenho semelhantes, enquanto o grupo 2 apresentou fendas maiores que o grupo 6, e o grupo 3 maiores que os grupos 5 e 6, respectivamente. Para o ponto 8, as maiores fendas foram observadas no grupo 1, sendo a diferença estatisticamente significativa em relação aos demais grupos.

Figura 6 – Gráfico da fenda média dos grupos de acordo com o ponto



Grupo 1: Z250 (Incremento único)
 Grupo 2: Z250 (Técnica incremental)
 Grupo 3: Z350 XT (Incremento único)
 Grupo 4: Z350 XT (Técnica incremental)
 Grupo 5: P90 (Incremento único)
 Grupo 6: P90 (Técnica incremental)
Fonte: Próprio autor

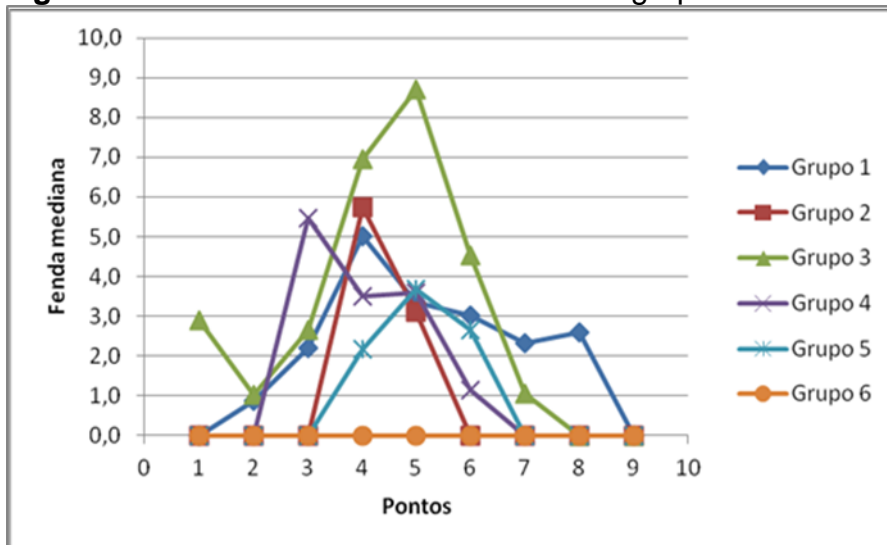
A Tabela 2 mostra os 09 pontos observados (P1 a P9) ao analisar a mediana e o desvio interquartil das fendas de acordo com o tratamento realizado nos seis diferentes grupos da pesquisa. Como a distribuição dos dados não atendeu aos quesitos de normalidade, essa seria a forma ideal de apresentação de dados não paramétricos. A Figura 7 traz o gráfico representativo da Tabela 2, ao analisar a fenda mediana dos grupos de tratamento de acordo com o ponto.

Tabela 2 – Mediana (desvio interquartil) das fendas dos grupos de tratamento de acordo com o ponto

PONTO	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6
1	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)	2,89 ^a (4,96)	0,00 ^b (1,67)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)
2	0,86 ^{ab} (3,85)	0,00 ^b (0,00)	1,03 ^a (8,45)	0,00 ^{ab} (5,48)	0,00 ^c (0,00)	0,00 ^c (0,00)
3	2,20 ^{ab} (6,12)	0,00 ^b (1,24)	2,66 ^{ab} (6,37)	5,46 ^a (6,42)	0,00 ^b (1,30)	0,00 ^b (2,62)
4	5,02 ^{abc} (4,75)	5,74 ^{ab} (1,94)	6,95 ^a (7,62)	3,51 ^{abc} (3,57)	2,18 ^{bc} (3,22)	0,00 ^c (2,07)
5	3,34 ^a (4,77)	3,11 ^a (7,34)	8,70 ^a (6,90)	3,60 ^a (6,31)	3,67 ^a (4,35)	0,00 ^a (5,28)
6	3,03 ^a (4,46)	0,00 ^a (3,18)	4,54 ^a (4,89)	1,15 ^a (2,52)	2,64 ^a (3,37)	0,00 ^a (6,20)
7	2,33 ^a (3,70)	0,00 ^{bc} (1,77)	1,04 ^{ab} (6,88)	0,00 ^{bc} (1,55)	0,00 ^{bc} (0,71)	0,00 ^c (0,00)
8	2,60 ^a (4,62)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)	0,00 ^b (0,00)
9	0,00 ^a (1,64)	0,00 ^a (0,00)	0,00 ^a (0,00)	0,00 ^a (0,00)	0,00 ^a (0,00)	0,00 ^a (0,00)

As medianas dos grupos (em micrômetros), em cada ponto, seguidas por letras iguais não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$).

Fonte: Próprio autor

Figura 7 – Gráfico da fenda mediana dos grupos de acordo com o ponto

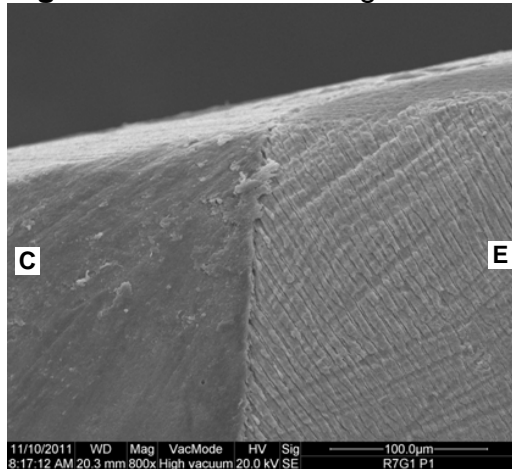
Fonte: Próprio autor

A Figura 8 mostra imagens dos registros em microscopia eletrônica de varredura para ausência e presença de fendas nos pontos P1, P2 e P3. A Figura 9 traz eletromicrografias dos pontos P4, P5 e P6; e a Figura 10 dos pontos P7, P8 e P9.

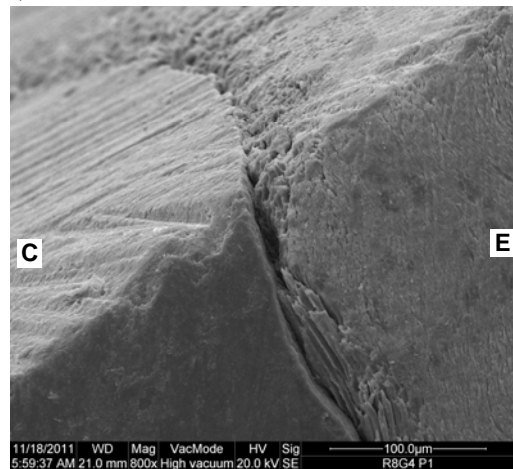
Durante os procedimentos de análise e mensuração das fendas, observou-se, com relativa frequência, a presença de bolhas e de trincas/fissuras (*cracks*) no interior dos compósitos restauradores e nas interfaces dente/resina composta em praticamente todos os grupos de tratamento, em maior ou menor grau de ocorrência. Embora não conste nos objetivos do presente estudo, essas informações foram tabuladas.

A Tabela 3 traz o número das amostras (dos dentes anteriormente preparados) com fendas, o número de amostras com bolhas, e o número de amostras com trincas/fissuras (*cracks*) observadas no esmalte em todos os grupos de estudo, descritos através de frequência simples.

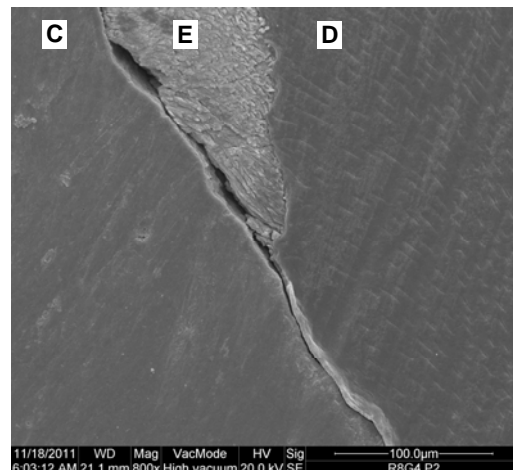
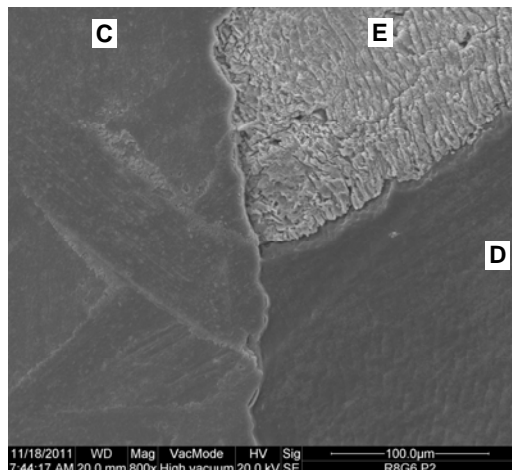
Figura 8 – Eletromicrografias dos pontos P1, P2 e P3



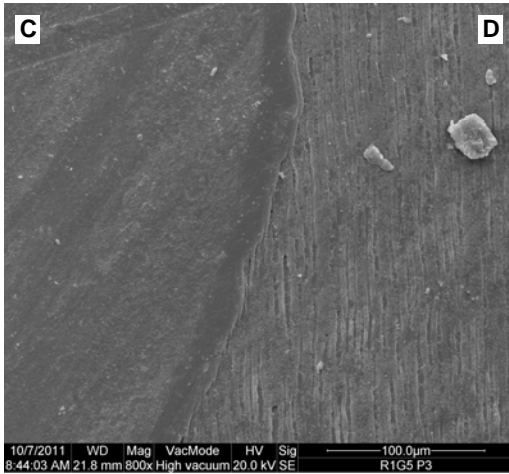
A) Ausência da fenda no ponto P1 (800x).*



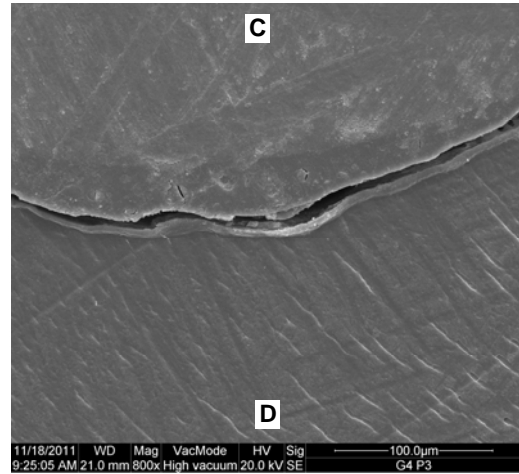
B) Presença da fenda no ponto P1 (800x).*



C) Ausência da fenda no ponto P2 (800x).*



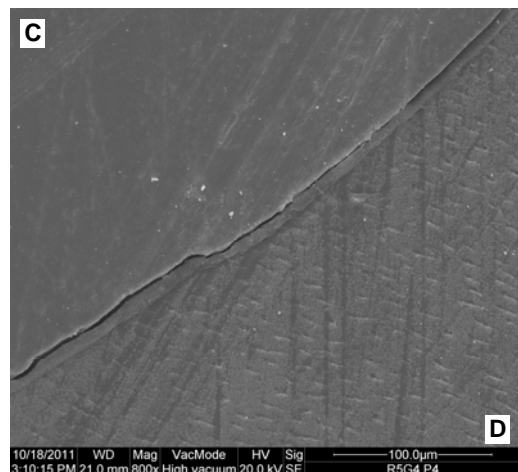
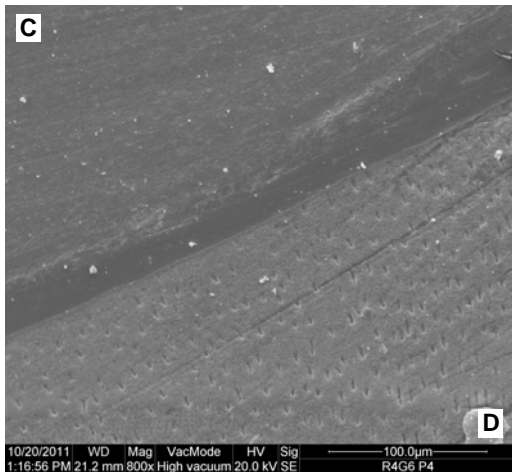
D) Presença da fenda no ponto P2 (800x).*



E) Ausência da fenda no ponto P3 (800x).*

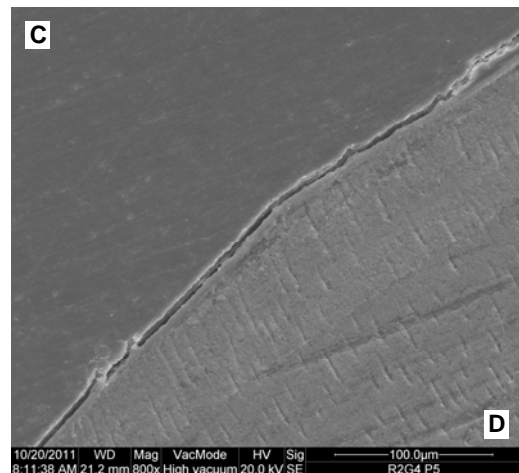
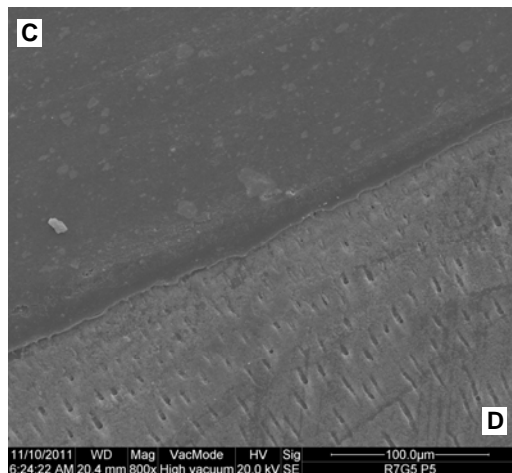
* Compósito (C), Dentina (D) ou Esmalte (E)
Fonte: Próprio autor

F) Presença da fenda no ponto P3 (800x).*

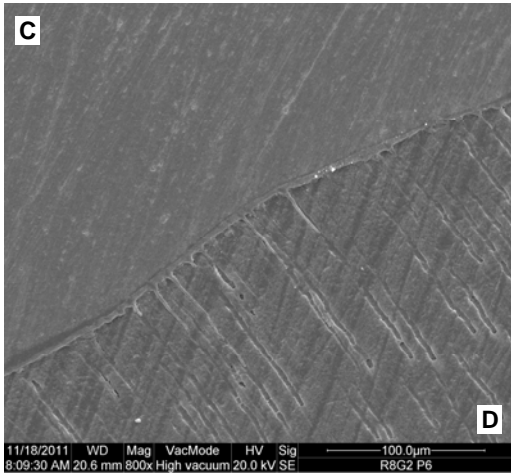
Figura 9 - Eletromicrografias dos pontos P4, P5 e P6

A) Ausência da fenda no ponto P4 (800x).*

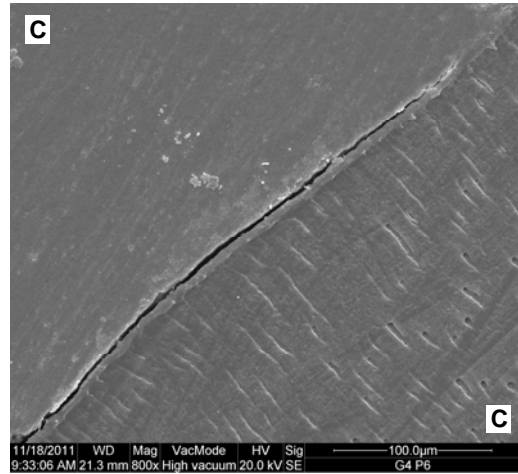
B) Presença da fenda no ponto P4 (800x).*



C) Ausência da fenda no ponto P5 (800x).*



D) Presença da fenda no ponto P5 (800x).*

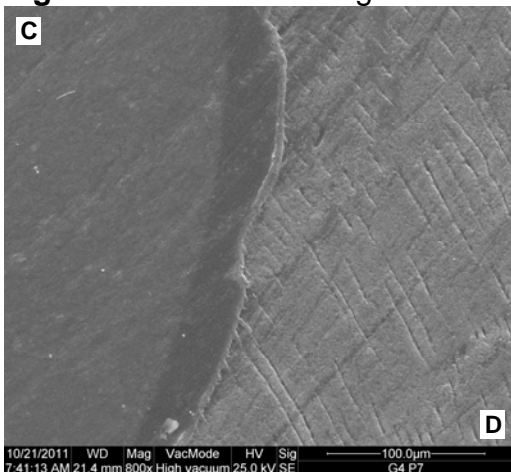


E) Ausência da fenda no ponto P6 (800x).*

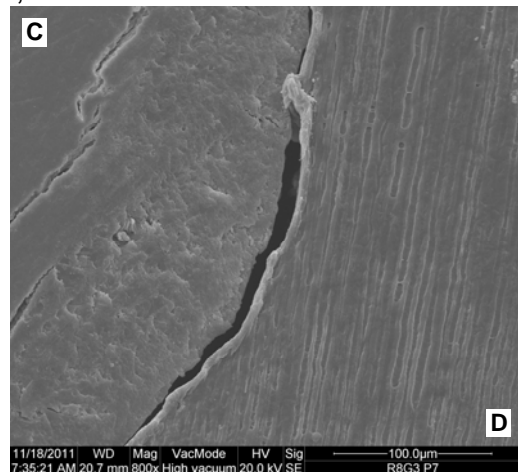
* Compósito (C), Dentina (D) ou Esmalte (E)
Fonte: Próprio autor

F) Presença da fenda no ponto P6 (800x).*

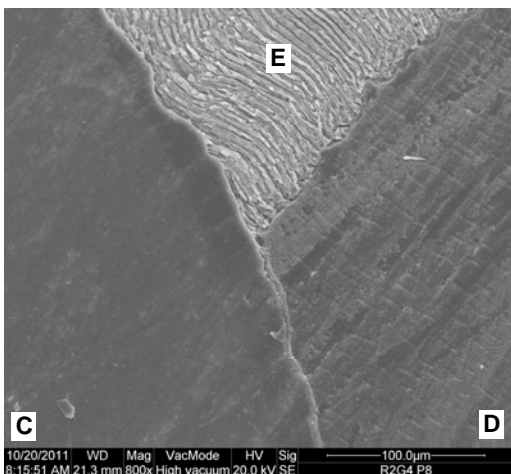
Figura 10 - Eletromicrografias dos pontos P7, P8 e P9



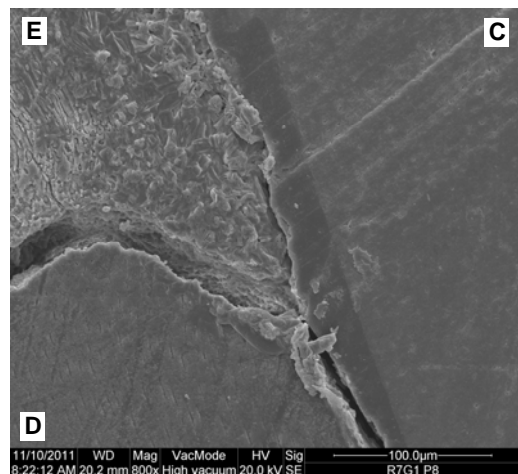
A) Ausência da fenda no ponto P7 (800x).*



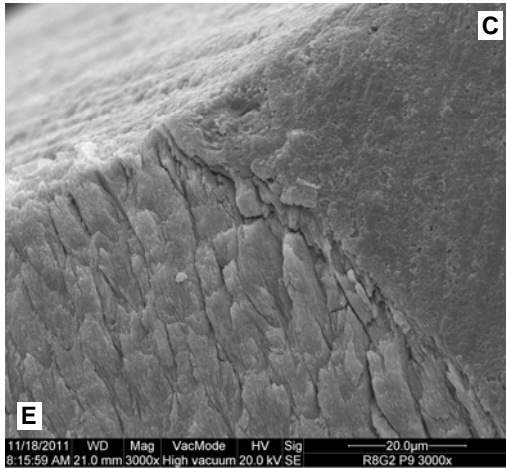
B) Presença da fenda no ponto P7 (800x).*



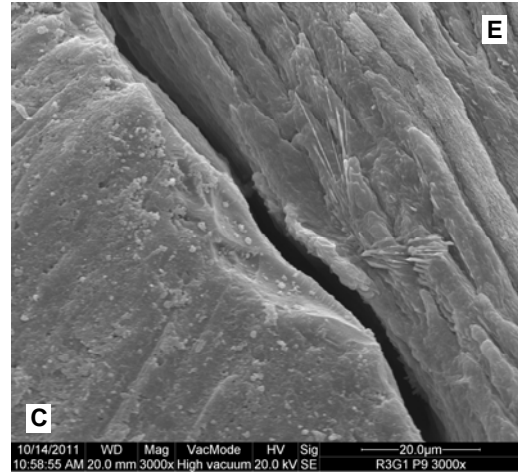
C) Ausência da fenda no ponto P8 (800x).*



D) Presença da fenda no ponto P8 (800x).*



E) Ausência da fenda no ponto P9 (3000x).*



F) Presença da fenda no ponto P9 (3000x).*

* Compósito (C), Dentina (D) ou Esmalte (E)

Fonte: Próprio autor

Tabela 3 Frequência de amostras com fendas, bolhas e trincas/fissuras (*cracks*) nos grupos de estudo

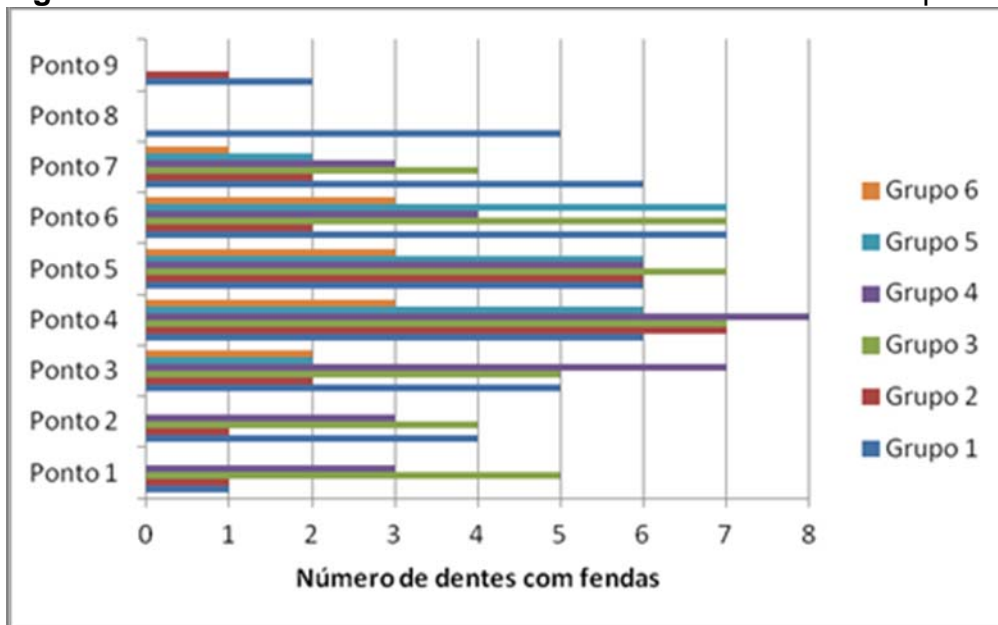
Variável	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5	Grupo 6
Fendas						
Ponto 1	1	1	5	3	0	0
Ponto 2	4	1	4	3	0	0
Ponto 3	5	2	5	7	2	2
Ponto 4	6	7	7	8	6	3
Ponto 5	6	6	7	6	6	3
Ponto 6	7	2	7	4	7	3
Ponto 7	6	2	4	3	2	1
Ponto 8	5	0	0	0	0	0
Ponto 9	2	1	0	0	0	0
Bolhas						
Ponto 1	1	0	0	0	0	1
Ponto 2	2	1	0	0	0	1
Ponto 3	1	0	2	3	1	1
Ponto 4	1	2	2	3	1	0
Ponto 5	2	1	1	0	0	3
Ponto 6	0	0	1	3	3	0
Ponto 7	1	1	5	2	1	2
Ponto 8	2	0	4	2	2	0
Ponto 9	1	1	1	0	0	0
Cracks						
Ponto 1	6	6	4	4	2	4
Ponto 2	1	1	4	0	1	1
Ponto 3	0	0	0	0	0	0
Ponto 4	0	0	0	0	0	0

Ponto 5	0	0	0	0	0	0
Ponto 6	0	0	0	0	0	0
Ponto 7	0	0	0	0	0	0
Ponto 8	1	1	2	1	1	1
Ponto 9	3	4	5	3	3	2

Fonte: Próprio autor

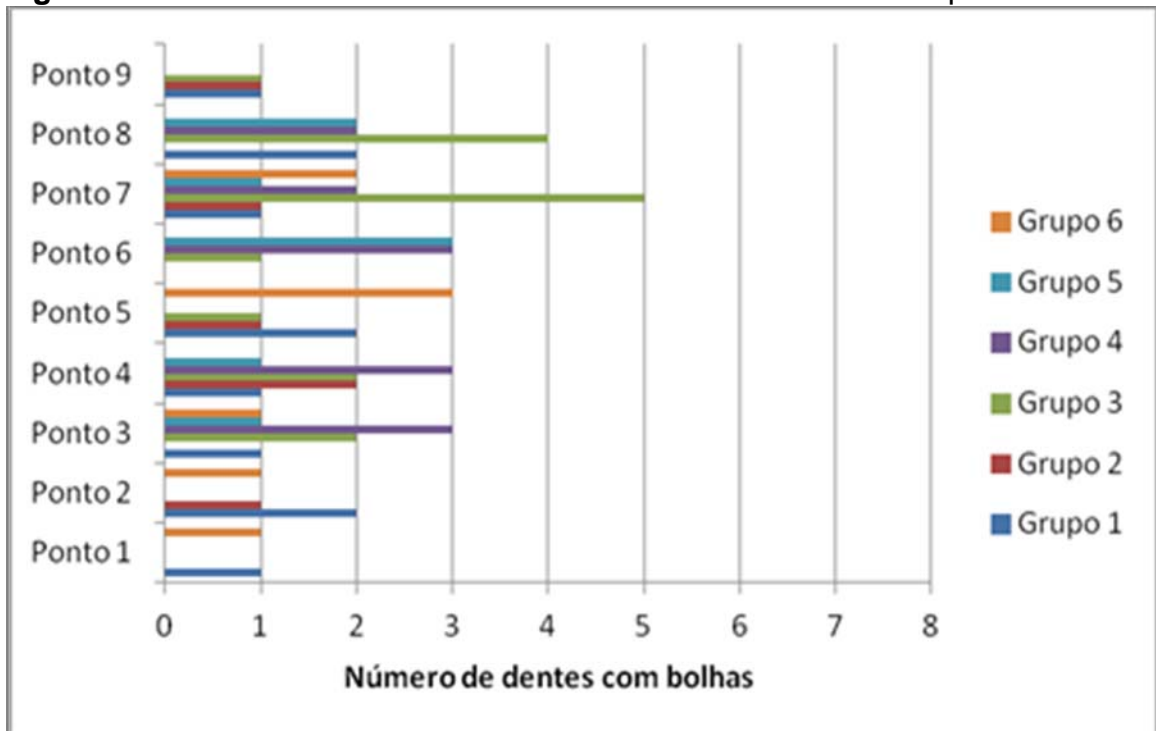
As Figuras 11 e 12 mostram o número de amostras com fendas e bolhas, respectivamente, de acordo com o ponto observado nos seis diferentes grupos analisados.

Figura 11 – Número de amostras com fendas de acordo com o ponto observado



Fonte: Próprio autor

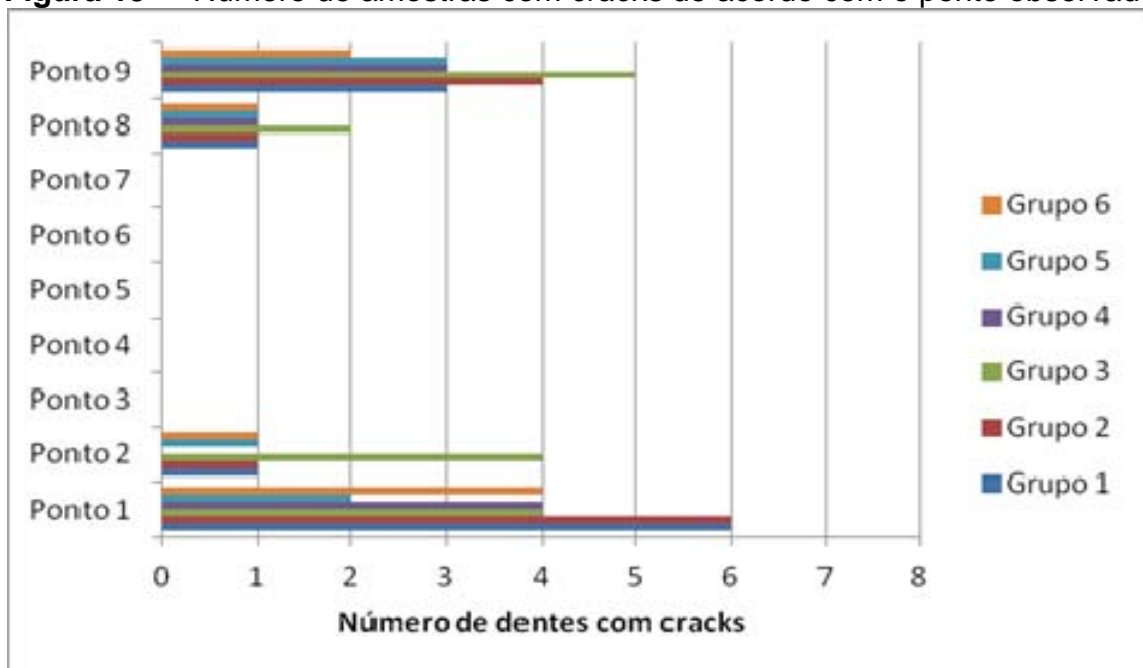
Figura 12 – Número de amostras com bolhas de acordo com o ponto observado



Fonte: Próprio autor

A Figura 13 mostra o número de amostras com trincas ou fissuras (*cracks*) observados no esmalte, descritos através de frequência simples, de acordo com o ponto observado nos seis diferentes grupos analisados.

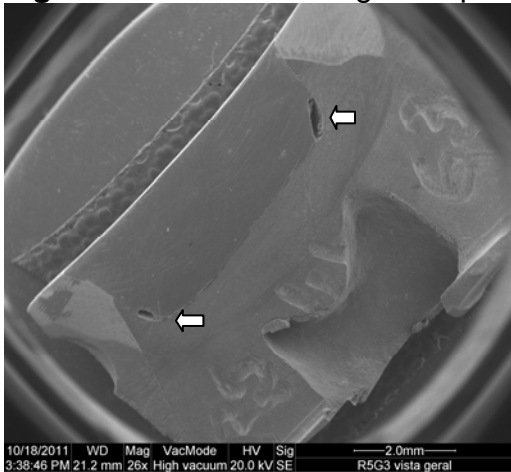
Figura 13 – Número de amostras com *cracks* de acordo com o ponto observado



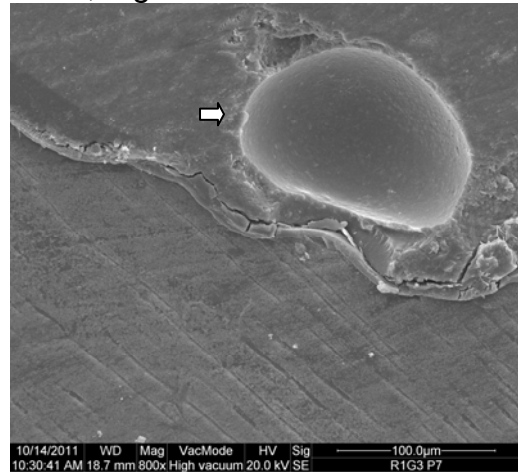
Fonte: Próprio autor

A Figura 14 traz eletromicrografias para as bolhas observadas na interface dente/material restaurador (A) e no interior dos compósitos restauradores (B). As imagens na sequência mostram trincas ou fissuras (*cracks*) observadas em esmalte (C), e detalhes da camada adesiva com projeções do adesivo dentinário (*tags*) para o interior da dentina condicionada (D). Duas outras imagens da região dos ângulos diedros das cavidades (Pontos P3 e P7) registram o stress interno ao qual são submetidos os compósitos com a contração de polimerização (E, F, respectivamente).

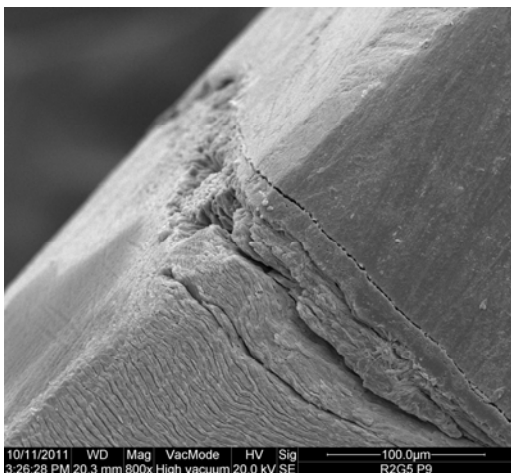
Figura 14 – Eletromicrografias para bolhas, *cracks*, *tags* e stress interno



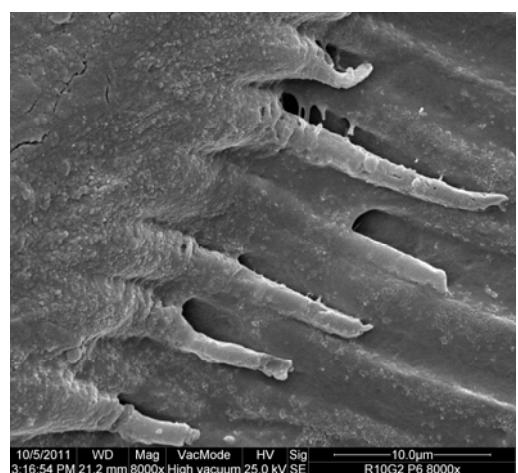
A) Vista geral da cavidade mostrando bolhas observadas na região dos ângulos (setas).



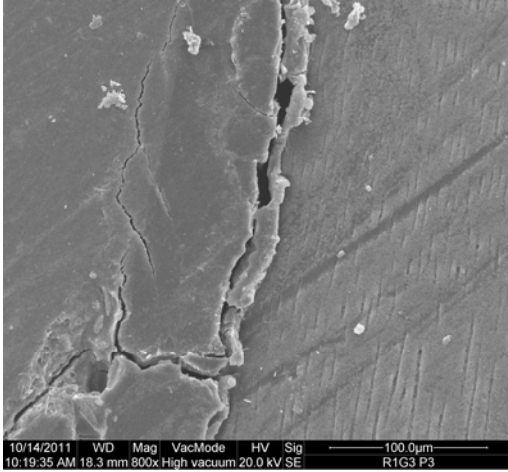
B) Bolha em destaque (seta) no interior do compósito observada no ponto 7.



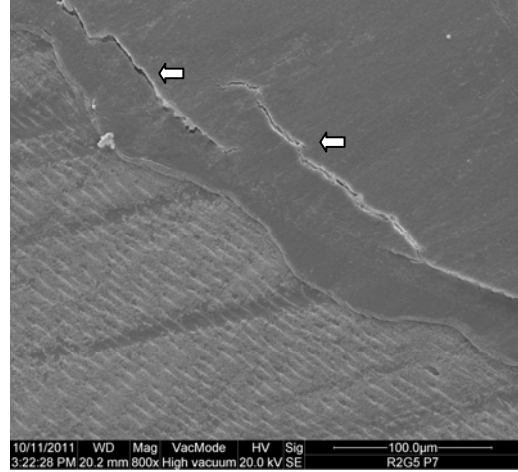
C) Trincas e fissuras (*cracks*) na interface esmalte/compósito do ponto P9.



D) Projeções do adesivo (*tags*) penetrando na dentina previamente condicionada.



E) Stress interno do material restaurador.



F) Trincas (setas) do stress interno.

Fonte: Próprio autor

6 DISCUSSÃO

Apesar de vários estudos sobre a contração de polimerização e seus efeitos deletérios terem sido realizados, pouca atenção foi dada ao desenvolvimento de um método capaz de medir a contração de polimerização na cavidade restaurada e verificar as prováveis conseqüências provocadas na interface adesiva e na estrutura interna do material restaurador próximas à camada adesiva. Isso foi possível com o desenho experimental adotado nessa pesquisa, que procura simular *in vitro* as condições clínicas durante a realização de uma restauração direta em resina composta nos dentes posteriores. Para essa finalidade, dentes naturais foram preparados, restaurados e analisados em microscopia eletrônica de varredura.

Cavidades de classe I foram escolhidas por apresentar um alto valor do fator C, o que por sua vez, gera um cenário de grande stress de polimerização nas paredes aderidas da cavidade (FEILZER; DE GEE; DAVIDSON, 1987; NIKOLAENKO et al., 2004; KLEVERLAAN; FEILZER, 2005). A restrição causada pela adesão às paredes da cavidade impede que a resina composta reduza o stress originado durante a fotoativação. Assim, uma das prováveis conseqüências dessa situação é a alta frequência de fendas observadas nos vários pontos (P1 a P9) após a restauração dessas cavidades (fator C = 5) quando restauradas principalmente em incremento único, visto que na comparação entre os grupos que utilizaram o mesmo material, aqueles onde se aplicou o incremento único, tiveram maiores fendas. Não é somente o tamanho e a configuração da cavidade que são fatores de influência nas cavidades de classe I, mas a técnica de inserção também pode afetar a resistência adesiva do compósito ao dente, principalmente no assoalho da cavidade (HE; SHIMADA; TAGAMI, 2007), conforme será abordado em detalhes mais adiante ao discorrer sobre técnicas incrementais de inserção do material restaurador.

As dimensões do preparo dental (4 mm largura X 4 mm de comprimento X 2 mm de profundidade) utilizado no delineamento dessa pesquisa é a mesma de outros trabalhos (BRAGA; FERRACANE; CONDON, 2002; LOGUERCIO et al., 2004; LOGUERCIO; REIS; BALLESTER, 2004). A profundidade do preparo também está em concordância com as recomendações do fabricante, permitindo a completa polimerização tanto no incremento único quanto na técnica incremental (3M Brasil – 3M ESPE, 2011). Caso a profundidade da cavidade fosse aumentada, como por exemplo em cavidades mais profundas, não se poderia

esperar resultados semelhantes ao encontrados nessa pesquisa, mas estes aspectos não foram levados em consideração. Assim, estudos complementares deveriam ser realizados para elucidar o comportamento dos compósitos aqui estudados em tal situação comumente encontrada na clínica odontológica. Braga et al. (2006) afirmaram que o stress de contração e a microinfiltração são maiores quando cavidades com grande diâmetro e profundidade são restauradas. Nessa pesquisa, as margens dos preparos encontravam-se em esmalte e a parede pulpar em dentina. A broca escolhida para o preparo dental tem a extremidade arredondada de tal forma que os ângulos internos da cavidade preparada promoveram uma menor concentração de esforços numa área sujeita a problemas de adaptação dos materiais restauradores, especialmente as resinas compostas (PORTO; CANDIDO; DUARTE JÚNIOR, 2002).

A resina composta tem sua indicação para uso em restaurações diretas em dentes posteriores e seu bom desempenho clínico é comprovado por vários trabalhos. As propriedades físicas do compósito podem ter algum impacto na longevidade da restauração e, em cavidades largas e grandes, a resina é uma ótima indicação (RODOLPHO et al., 2006; OPDAM et al., 2010; RODOLPHO et al., 2011). O critério de escolha dos materiais utilizados nessa pesquisa consistiu em utilizar uma resina composta microhíbrida já bastante estudada e avaliada (Filtek™ Z250, considerada pelo fabricante 3M ESPE como padrão ouro) como controle e referência, comparando-a com outra resina à base de metacrilatos (Filtek™ Z350 XT, do mesmo fabricante), um compósito nanoparticulado que segundo Moraes et al. (2009) propicia melhores propriedades que um microhíbrido. A outra resina composta utilizada (Filtek™ P90), possui um novo sistema de monômero, o silorano, com baixa contração de polimerização (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005), mas existem poucos trabalhos publicados que analisaram o desempenho clínico desse novo material (BURKE et al., 2011).

Com relação à escolha dos adesivos, procurou-se utilizar um sistema adesivo já consagrado pelo uso (Adper Single Bond™ 2 - 3M ESPE), rotineiramente usado com a Z250, e para padronização, usá-lo também com a Z350 XT. Para a resina composta P90, baseada no silorano, o fabricante ressalta a necessidade do uso de um sistema adesivo próprio que acompanha o compósito. O fabricante da P90 preconiza a utilização do condicionamento ácido em esmalte por 15 segundos previamente à aplicação do sistema adesivo. Duarte Jr. et al. (2009b)

concluíram que a adoção desse procedimento (condicionamento ácido) melhorou a força de adesão do compósito silorano ao dente.

Assim como a matriz resinosa tem grande influência no comportamento clínico do material restaurador, as técnicas de inserção da resina composta em procedimentos restauradores diretos (incremento único ou vários incrementos) é tema de muito debate na literatura odontológica, assim como a decisão sobre o método de escolha ideal para utilizar como rotina clínica. Muitos autores recomendam a técnica incremental quando restaurar cavidades com mais de 2 mm de profundidade (YAMAZAKI et al., 2006; IKEDA et al., 2009; VAN ENDE et al., 2010; FERRACANE, 2011), pela possibilidade de minimizar a contração de polimerização. Kleverlaan e Feilzer (2005) mostraram que a composição da resina composta determina a quantidade de contração e a tensão de contração, e as técnicas incrementais trazem efeitos benéficos na força de adesão do compósito ao dente, o que pode ser atribuído, segundo os pesquisadores, à redução do stress de contração de polimerização ao diminuir o fator C em cada camada ou incremento. Por outro lado, Verluis et al. (1996), Loguercio et al. (2004) e França et. al (2005) questionaram a redução da contração de polimerização pela técnica incremental, e concluíram que é muito difícil provar que as técnicas incrementais efetivamente diminuem os efeitos da contração. Os resultados obtidos nesse estudo corroboram com as conclusões que chegaram esses pesquisadores. De fato, a ocorrência de fendas foi menor quando a resina composta foi aplicada de forma incremental. No entanto, tal redução não foi capaz de eliminar por completo o aparecimento de fendas, como consequências de desenvolvimento do stress interno do material, sobre a interface adesiva. Outros estudos também alcançaram conclusões similares, onde Yamazaki et al. (2006) ao analisar a microinfiltração, concluíram que nenhum dos sistemas restauradores usados (com monômeros silorano e metacrilatos) preveniram totalmente a infiltração do corante na interface adesiva, mas a técnica incremental resultou em menor microinfiltração. Park et al. (2008) relataram que a deflexão de cúspide resultante da contração de polimerização pode ser reduzida por técnicas incrementais e não houve diferença significativa entre usar incrementos horizontais ou oblíquos. À mesma conclusão chegaram Van Ende et al. (2010) quando recomendam a técnica incremental mesmo ao usar compostos de baixa contração como o silorano. Apesar de não terem sido diagnosticadas diferenças estatísticas no tamanho das fendas observadas nos 09 pontos analisados (P1 a P9),

ao se comparar um mesmo material utilizado mediante duas técnicas de inserção (incremento único X técnica incremental), percebe-se que esta foi favorável ao uso de incrementos, principalmente ao verificar dimensões menores durante a quantificação das fendas. O fato de não unir paredes durante a inserção do compósito restaurador na técnica incremental pode ser uma explicação para esse fato.

A escolha da unidade polimerizadora LED deve-se ao fato da maior parte das pesquisas apontarem resultados favoráveis nessa direção em comparação com lâmpadas halógenas e também por existir vantagens ergonômicas, de durabilidade e ser uma unidade polimerizadora em constante evolução (GARÓFALO; CANAPELLE, 2007). Pesquisas apontam que a polimerização por LED através do método *soft start*, semelhante ao utilizado nesse estudo, mostram melhorias na integridade marginal das restaurações e reduzem a incidência e severidade de sensibilidade pós-operatória numa situação clínica (ALOMARI; OMAR; AKPATA, 2007). Rueggeberg (2011) fez uma ressalva importante: deve-se ter bastante cautela em não sobre polimerizar os compósitos, porque existe a chance de aumentar o stress de polimerização. Nessa mesma linha, D'Alpino et al. (2011) relataram um aumento na formação de fendas quando a dose de energia aumentou de 20 para 40 J/cm² em restaurações com uma resina à base de metacrilato (P60) e com o silorano (P90). Os autores utilizaram uma unidade LED e concluíram que, apesar da ligeira redução na dureza observada no compósito à base de silorano, a dose de energia de 20 J/cm² pode ser considerada mais confiável, uma vez que permite a redução interna na formação de fendas e uma dureza satisfatória. Davidson-Kaban et al. (1997) já afirmavam que uma irradiação com alta energia causa um aumento na separação do compósito da estrutura dental. Por esses motivos, foram seguidas as recomendações do fabricante quanto ao tempo de polimerização de 20 segundos para os grupos restaurados em incremento único e para cada incremento quando utilizada a técnica incremental, ao utilizar uma unidade polimerizadora LED de alta intensidade, o Radium-cal (SDI-Austrália), que utiliza o modo *soft-start (ramp)* de fotoativação. Santos et al. (2004) concluíram que a resistência de união à dentina em restaurações classe I foi melhor quando foram utilizadas as técnicas de fotoativação *soft-start* e técnicas incrementais. A resistência de união às paredes cavitárias é dependente da técnica de inserção e do modo de

ativação da resina composta, e por esses motivos estes tópicos foram analisados, ponderados e utilizados no delineamento desta pesquisa.

O tempo de espera de 24 horas antes do corte das amostras é importante para o relaxamento de tensões internas que eventualmente podem ocorrer durante a realização de procedimentos restauradores. Vários trabalhos na literatura preconizam essa etapa (CHOI et al. 2004; NIKOLAENKO et al., 2004; SANTOS et al., 2004; BRAGA et al., 2006; HE; SHIMADA; TAGAMI, 2007; NAVARRA et al., 2009 e D'ALPINO et al., 2011). Cada amostra recebeu polimento através do uso em sequência dos discos de óxido de alumínio (Sof-Lex Pop-on, 3M ESPE), de forma semelhante a outros estudos (MEHL; HICKEL; KUNZELMANN, 1997; BRAGA; FERRACANE; CONDON, 2002). Na sequência, foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico a 37% por 3 segundos para limpeza de detritos nas amostras, conforme a metodologia descrita por Salgado (2008). Esses procedimentos aumentaram a qualidade e a nitidez das imagens quando observadas em microscopia eletrônica de varredura, facilitando a observação e a correta mensuração das fendas.

Diferentes metodologias já foram propostas para medir a contração de polimerização. Cada método apresenta vantagens e limitações. Chiang et al. (2010) relataram que ao longo dos anos, numerosas tentativas foram feitas para analisar a contração de polimerização e o subsequente stress de contração, onde apenas métodos indiretos, que geralmente avaliam a formação de fendas, são usados para comparar a capacidade de diferentes agentes de união compósito-dentina para formar uma ótima vedação marginal. No entanto, estes métodos indiretos têm algumas limitações inerentes, ressaltam os autores. A análise de fendas marginais com penetração de corantes parece ser uma abordagem válida, embora estes estudos são geralmente demorados e exigem a destruição das amostras, reduzindo-as a fim de observar áreas mais profundas da cavidade. Às vezes, é difícil determinar se o corante penetra em uma fenda ou se o que acontece é o manchamento da camada híbrida. Outros métodos, como análise em MEV pode avaliar apenas aspectos superficiais. Se dentes naturais são usados, as fendas podem acontecer devido a artefatos por secagem e não pode ser diferenciada das fendas devido à contração. Se as réplicas são feitas, então a qualidade da réplica limita o poder discriminativo da avaliação por MEV, finalizam os autores. Bakhsh et al. (2011) também relataram que os vários métodos que requerem seccionamento

dos dentes para avaliar a interface, são altamente subjetivos e inadequados, justamente pela necessidade de tais técnicas necessitarem destruir as amostras para análise. Monteiro et al. (2010a) mostraram que os valores de contração de polimerização variam de acordo com o método utilizado. Devido às variações nos resultados, os valores indicados só poderiam ser utilizados para comparar os materiais dentro do mesmo método. Sakaguchi, Wiltbank e Shah (2004) chegaram a mesma conclusão quando compararam quatro métodos para medir a tensão de contração de polimerização de um compósito modelo a partir de diferentes metodologias e procedimentos laboratoriais sob condições similares de irradiação. Concluíram que as medições foram significativamente diferentes para cada um dos quatro métodos. Chiang et al. (2010) mencionaram que é difícil avaliar o stress e a contração de polimerização. A análise de elementos finitos é uma abordagem alternativa para avaliar a orientação da contração de polimerização através da simulação de uma situação clínica, mas é limitada por algumas suposições necessárias para a correta modelagem computacional. Assim, não há uma medida perfeita que corresponda à uma situação clínica ideal, mas sim são configurações, idealizadas e simplificadas, das condições reais, finalizam os autores. Em resumo, cada método tem suas vantagens e desvantagens, e escolher um método ideal não parece ser uma escolha fácil.

A preparação para análise em MEV foi realizada através da metalização em ouro, o que propicia uma ótima qualidade de imagem, mas é necessário um tempo relativamente longo sob alto vácuo no metalizador (*sputter coater*), o que por sua vez pode ter contribuído para a observação de algumas trincas nas amostras, principalmente no limite amelo-dentinário. Essas pequenas trincas (também chamada por alguns autores de artefato) aconteceram somente em poucas amostras e não prejudicaram de forma alguma o registro das imagens. Como os dentes foram preparados em rodadas, simultaneamente, caso existisse algum problema pontual, aconteceria com todos os grupos essa mesma situação. Importante frisar que o tamanho da amostra (oito dentes para cada grupo) foi uma limitação desse estudo.

Thoneman et al. (1997), relataram que a análise em MEV é frequentemente usada para a avaliação da integridade marginal das restaurações e apresentaram resultados onde todas as interfaces entre esmalte e resina composta não apresentavam fendas e quando estas apareciam, eram com bastante frequência

na interface resina/dentina. Essa pesquisa apresentou resultados ligeiramente diferentes quanto à adaptação do material restaurador ao esmalte, pois não se obteve 100 % de integridade ao analisar a adaptação dos três diferentes compósitos analisados ao esmalte no ângulo cavo-superficial. IKEDA et al. (2009) observaram defeitos coesivos em esmalte quando cavidades com 2mm foram restauradas em incremento único e foi exatamente essa profundidade utilizada no preparo das cavidades dessa pesquisa. Tantbirojn et al. (2004) e Yamamoto et al. (2009) relataram que a contração de polimerização pode causar desadaptação e trincas/fissuras em esmalte (*cracks*) que podem se propagar perto das margens restauradas em direção ao assoalho da cavidade. A maior frequência de fendas observadas em esmalte aconteceu nos grupos 1, 2, 3 e 4, em compósitos à base de metacrilatos.

Já em relação à dentina, os resultados estão em sintonia quando mostram que as regiões de preenchimento crítico, como ângulos e a parede pulpar da cavidade foram as áreas com maior frequência de fendas. Estudos de análise fotoelástica em cavidades classe I, restauradas com compósito em incremento único, verificaram que as tensões de contração aumentam das margens de esmalte em direção ao ângulo interno da cavidade e distribuição do stress interno não é favorável em dentina profunda (KINOMOTO; TORII, 1998; KINOMOTO et al., 1999). Essas observações são importantes para o entendimento e melhoria do desempenho clínico das restaurações em resina composta. Braga, Ferracane e Condon, (2002) relatam que as fendas ocorreram com mais frequência em dentina com a média geral de $22 \pm 17,5$ %. Ao observar os resultados aqui apresentados, verificou-se uma maior ocorrência de fendas principalmente ao analisar os pontos P3 a P7, observadas na interface dentina/compósito. Isso é explicado pelo fato dos valores de força de adesão em dentina serem usualmente menores que em esmalte (PERDIGÃO, 2010). Em preparações classe I, até os menores valores de stress de contração são suficientes para romper a adesão à dentina (PASHLEY et al. 2011). Nikolaenko et al. (2004) relataram também que a restauração em incremento único diminui a adesão na parede de fundo das cavidades e Papadogiannis et al. (2009) afirmaram que as características de contração das resinas compostas afetam a adaptação marginal em dentina e muitos problemas marginais no fundo das cavidades.

A detecção destes defeitos microscópicos é importante tanto do

ponto de vista clínico quanto em pesquisa de materiais dentários. Há relatos que as fendas ocorrem principalmente nos ângulos da linha ou na base da cavidade, alcançam de menos de um micrômetro até várias dezenas de micrômetros de tamanho (KAKABOURA et al., 2007; SUN; EIDELMAN; LIN-GIBSON, 2009). Opdam et al. (1998) realizaram restaurações classe I em incremento único *in vivo*, encontrando uma média de 18% de interface descontínua em dentina, e análise em MEV mostrou que restaurações realizadas em duas camadas apresentam menos *gaps* do que restaurações em incremento único. Hannig e Friedericks (2001) mostraram em outro estudo uma correlação significativa e que a porcentagem de fendas em dentina em restaurações de compósito realizadas *in vivo*, podem variar com incidências variando de 14-54% do total da interface, dependendo dos materiais e técnicas utilizadas.

Ao observar o número de dentes com fendas, percebe-se que as menores frequências foram observadas nos grupos onde a resina composta à base de silorano esteve presente, mesmo não observando diferenças estatísticas em todos os pontos. Os resultados obtidos nesta pesquisa são semelhantes aos de Monteiro et al. (2011a) onde relataram que apesar das diferenças numéricas no ranking das resinas pesquisadas ter sido muito semelhante também, a resina à base de silorano Filtek™ P90 apresentou os menores valores de contração, independentemente do método utilizado. Já Bouillaguet et al. (2006), ao utilizar outra metodologia de avaliação (Interferometria eletrônica), também concluíram que o silorano induziu a menor deformação no dente.

Verificou-se nessa pesquisa a presença de bolhas no interior dos compósitos restauradores, e também trincas/fissuras no esmalte dos seis grupos pesquisados e em praticamente todos os pontos analisados. Davidson e Feilzer (1997) relataram que a porosidade dentro da resinosa composta também deve ser considerada, porque enquanto o volume da massa homogeneamente densa do compósito não pode expandir à força, o material restaurador pode, devido ao alargamento dos espaços internos nas bolhas.

O desenvolvimento dessa nova resina composta com matriz resinosa à base de silorano (P90), de baixa contração de polimerização, poderia contribuir para aumentar a longevidade das restaurações diretas nos dentes posteriores e diminuir a ocorrência de cáries secundárias, fraturas, trincas no esmalte, desadaptação da restauração e sensibilidade pós-operatória, situações

comumente relatadas por pesquisadores em abundante literatura odontológica. Poderia se supor um desempenho clínico superior da resina silorano, ao evitar ou minimizar a contração de polimerização, e por sua vez, evitar ou minimizar vários desses problemas já relatados, quase sempre presentes ao realizar restaurações em resina composta nos dentes posteriores.

Boaro et al. (2010) compararam compósitos atuais de baixa contração disponíveis (um baseado no silorano, um baseado no uretano e outro baseado em um derivado dímero ácido dimetacrilato) com outros sete à base de metacrilatos. Analisaram o comportamento dos materiais em relação ao stress de polimerização, contração volumétrica, taxa de contração e módulo de elasticidade. Os autores concluíram que nem todos os compósitos denominados de baixa contração demonstraram efetivamente uma contração de polimerização reduzida. Schimidt et al. (2011) concluíram que a redução da contração de polimerização demonstrada em laboratório não foi observada clinicamente, de modo significativo, ao comparar o silorano com outro compósito baseado em metacrilatos. Resultados semelhantes ao encontrado na atual pesquisa, pois apesar do compósito silorano apresentar um menor número de fendas em comparação aos outros grupos pesquisados baseados em metacrilatos, não houve significância estatística ao analisar o comportamento dos materiais restauradores quanto à contração e stress de polimerização.

Os resultados da análise e mensuração das fendas indica que o stress de contração e a respectiva contração de polimerização não podem ser baseados somente na composição e nas propriedades das resinas compostas restauradoras, e sim abordados de maneira multifatorial, dependentes das propriedades do dente e da restauração, como a configuração da cavidade, localização, geometria, restrições ao analisar o fator C, técnicas de inserção do material restaurador e escolha do melhor método de fotoativação. Todas essas informações aqui levantadas devem ser mais pesquisadas e melhor avaliadas em trabalhos posteriores.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- Não houve diferença estatisticamente significativa entre a resina à base de silorano e as resinas à base de metacrilatos ao analisar a quantificação das fendas observadas na junção dente/material restaurador provenientes da contração de polimerização;
- Com relação à técnica de inserção da resina composta na cavidade durante procedimentos restauradores, não houve diferença estatística entre a técnica incremental quando comparada à técnica de incremento único.

REFERÊNCIAS

- ALOMARI, Q.; OMAR, R.; AKPATA, E. Effect of LED curing modes on postoperative sensitivity after class II resin composite restorations. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 9, n. 5, p. 477-481, Oct. 2007.
- ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- AUSCHILL, T. M. et al. Occurrence and causing stimuli of postoperative sensitivity in composite restorations. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 34, n. 1, p. 3-10, Jan./Feb. 2009.
- BAKSHSH, T. A. et al. Non-invasive quantification of resin-dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: validation against confocal microscopy. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 9, p. 915-925, Sep. 2011.
- BARATIERI, L. N. et al. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Santos, 2001.
- BOARO, L. C. C. et al. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low shrinkage restoratives composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 26, n. 12, p. 1144-1150, Dec. 2010.
- BOUILLAGUET, S. et al. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 10, p. 896-902, Oct. 2006.
- BOZZOLA, J. J.; RUSSEL, L. D. **Electron Microscopy: principles and techniques for biologists**. Sudbury: Jones & Bartlett, 1999.
- BRAGA, R. R. et al. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and "C" factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 9, p. 818-823, Sep. 2006.
- BRAGA, R. R.; BALLESTER, R. Y.; FERRACANE, J. L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 10, p. 962-970, Oct. 2005.
- BRAGA, R. R.; FERRACANE, J. L. Alternatives in polymerization contraction stress management. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Boca Raton, vol. 15, n. 3, p. 176-184, June 2004.
- BRAGA, R. R.; FERRACANE, J. L.; CONDON, J. R. Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays. **J. Dent.**, Guildford, v. 30, n. 7-8, p. 333-340, Sep./Nov. 2002.
- BRUNTHALER, A. et al. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 7, n. 2, p. 63-70, June 2003.
- BUERGERS, R. et al. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. **Dent Mater**, v. 25, n. 2, p. 269-275, Feb. 2009.

BURKE, F. J. T. et al. Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 7, p. 622-630, July 2011.

BUSATO, A. L. S.; HERNANDEZ, P. A. G.; MACEDO, R. P. **Dentística: restaurações estéticas**. São Paulo: Artes Médicas, 2002.

CALHEIROS, F. C. et al. Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations. **J. Dent.**, Guildford, v. 32, n. 5, p. 407-412, July 2004.

CHAIN, M. C.; BARATIERI, L. N. **Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores**. São Paulo: Artes Médicas: EAP-APCD, 1998.

CHIANG, Y. C. et al. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from microCT images. **Dent. Mater.**, Washington, v. 26, n. 3, p. 223-231, Mar. 2010.

CHO, E. et al. Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 11, p. 1070-1078, Nov. 2011.

CHOI, K. K. et al. Effects of cavity configuration on composite restoration. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 29, n. 4, p. 462-469, Jul./Ago. 2004.

CHOI, K. K.; CONDON, J. R.; FERRACANE, J. L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 79, n. 3, p. 812-817, Mar. 2000.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Materiais dentários restauradores**. 11. ed. São Paulo: Santos, 2004.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M.; WATAHA, J. C. **Materiais dentários: propriedades e manipulação**. 7. ed. São Paulo: Santos, 2002.

CUNHA, L. G. et al. Modulated photoactivation methods: Influence on contraction stress, degree of conversion and push-out bond strength of composite restoratives. **J. Dent.**, Guildford, v. 35, n. 4, p. 318-324, Apr. 2007.

D'ALPINO, P. H. P. et al. Methacrylate- and silorane-based composite restorations: hardness, depth of cure and interfacial gap formation as function of the energy dose. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 11, p. 1162-1169, Nov. 2011.

DAVIDSON, C. L.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. **J. Dent.**, Guildford, v. 25, n. 6, p. 435-440, Nov. 1997.

DAVIDSON-KABAN, S. S. et al. The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 13, n. 6, p. 344-352, Nov. 1997.

DUARTE JR., S. et al. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strenghts of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. **Dent. Mater.**, Washington, v. 25, n. 5, p. 589-600, May 2009a.

DUARTE JR., S. et al. Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 40, n. 8, p.631-638, Sep. 2009b.

EICK, J. D. et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 8, p. 1011-1017, Aug. 2007.

EICK, J. D. et al. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. **J. Dent.**, Guildford, v. 34, n. 6, p. 405-410, July 2006.

ERNST, C. P. et al. Determination of polymerization shrinkage stress by means of a photoelastic investigation. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 4, p. 313-321, May 2004.

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.**, Washington, v. 66, n. 11, p. 1636-1639, Nov. 1987.

FERRACANE, J. L. Buonocore Memorial Lecture. Placing dental composites - a stressful experience. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 33, n. 3, p. 247-257, May/June 2008.

FERRACANE, J. L. Current trends in dental composites. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Boca Raton, v. 6, n. 4, p. 302-318, 1995.

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

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

FRANÇA, F. M. G. et al. The effect of insertion and photopolymerization techniques on microleakage of class V cavities – a quantitative evaluation. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 19, n. 1, p. 30-35, Jan./Mar. 2005.

FURUSE, A. Y. et al. Colour-stability and gloss retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. **J. Dent.**, Guildford, v. 36, n. 11, p. 945-952, Nov. 2008.

GARÓFALO, J. C.; CANEPPELE, T. M. F. Conhecendo o aparelho fotopolimerizador e LED. In: CONCEIÇÃO, E. N. **Dentística: saúde e estética**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2007.

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

- HE, Z.; SHIMADA, Y.; TAGAMI, J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in class I cavities. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 5, p. 533-538, May 2007.
- HICKEL, R.; MANHART, J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 3, n. 1, p. 45-64, 2001.
- IKEDA, I. et al. Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 28, n. 6, p. 679-685, Nov. 2009.
- ILIE, N. et al. Low-shrinkage composite for dental application. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 26, n. 2, p.149-155, Mar. 2007.
- ILIE, N.; HICKEL, R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 25, n. 6, p. 810-819, June 2009.
- ILIE, N.; HICKEL, R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 25, n. 3, p. 445-454, Sep. 2006.
- JANDT, K. D.; SIGUSCH, B. W. Future perspectives of resin-based dental materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 25, n. 8, p. 1001-1006, Aug. 2009.
- KAKABOURA, A. et al. 3D-marginal adaptation versus setting shrinkage in light-cured microhybrid resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 23, n. 3, p. 272-278, Mar. 2007.
- KINOMOTO, Y. et al. Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light curing composites. **J. Dent.**, Guildford, v. 27, n. 5, p. 383-389, July 1999.
- KINOMOTO, Y., TORII, M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stress in resin composite restorations. **J. Dent.**, Guildford, v. 26, n. 2, p. 165-171, Mar. 1998.
- KLAUTAU, E. L. et al. Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable C-factor cavities. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 25, n. 1, p. 5-12, Jan./Feb. 2011.
- KLEVERLAAN, C. J.; FEILZER, A. J. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 12, p.1150-1157, Dec. 2005.
- LEE, S. Y.; PARK, S. H. Correlation between the amount of linear polymerization shrinkage and cuspal deflection. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 31, n. 3, p. 364-370, May/June 2006.
- LIEN, W.; VANDEWALLE, K. S. Physical properties of a new silorane-based restorative system. **Dent. Mater.**, Washington, v. 26, n. 4, p. 337-344, Apr. 2010.
- LEINFELDER, K. F. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 126, p. 663-676, May 1995.

- LOGUERCIO, A. D. et al. Microleakage in class II composite resin restorations: total bonding and open sandwich technique. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 4, n. 2, p. 137-144, 2002.
- LOGUERCIO, A.D. et al. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. **J. Dent.**, Guildford, v. 32, n. 6, p. 459-470, Aug. 2004.
- LOGUERCIO, A. D.; REIS, A.; BALLESTER, R. Y. Polymerization shrinkage: effects of constraint and filling technique in composite restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 3, p. 236-243, Mar. 2004.
- LOPES, G. C. et al. Effect of posterior resin composite placement technique on the resin-dentin interface formed in vivo. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 35, n. 2, p.156-161, Feb. 2004.
- MANHART, J. et al. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. **Oper. Dent.** Seattle, v. 29, n. 5, p. 481-508, Sep./Oct. 2004.
- MEHL, A.; HICKEL, R.; KUNZELMANN, K. H. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. **J. Dent.**, Guildford, v. 25, n. 3-4, p. 321-330, May/July 1997.
- MEIRA, J. B. C. et al. Influence of local factors on composite shrinkage stress development – a finite element analysis. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 9, n. 6, p. 499-503, Dec. 2007.
- MINE, A. et al. TEM characterization of a silorane composite bonded to enamel/dentin. **Dent. Mater.**, Washington, v. 26, n. 6, p. 524-532, June 2010.
- MONTEIRO, G. Q. M. et al. Alternative methods for determining shrinkage in restorative resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 8, p. 176-185, Aug. 2011a.
- MONTEIRO, G. Q. M. et al. Marginal analysis of resin composite restorative systems using optical coherence tomography. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 12, p. 213-223, Dec. 2011b.
- MORAES, R. R. et al. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? **Oper. Dent.**, Seattle, v. 34, n. 5, p. 551-557, Sep./Oct. 2009.
- NAVARRA, C. O. et al. Degree of conversion of Filtek Silorane Adhesive System and Clearfil SE Bond within the hybrid and adhesive layer: an in situ Raman analysis. **Dent. Mater.**, Washington, v. 25, n. 9, p. 1178-1185, Sep. 2009.
- NIKOLAENKO, S. A. et al. Influence of C-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 6, p. 579-585, July 2004.

- OLIVEIRA, L. C. A. et al. Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 26, n. 3, p. 159-169, Mar. 2010.
- OPDAM, N. J. M. et al. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 11, n. 5, p. 229-34, Oct. 1998.
- OPDAM, N. J. M. et al. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. **J. Dent. Res.** Washington, v. 89, n. 10, p. 1063-1067, Oct. 2010.
- PAPADOGIANNIS, D. et al. Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 25, n. 12, p. 1059-1516, Dec. 2009.
- PALIN, W. M. et al. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 4, p. 324-335, Apr. 2005a.
- PALIN, W. M. et al. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 9, p. 852-863, Sep. 2005b.
- PARK, J. et al. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? **Dent. Mater.**, Washington, v. 24, n. 11, p. 1501-1505, Nov. 2008.
- PASHLEY, D. H. Dynamics of the pulpo-dentin complex. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Boca Raton, v. 7, n. 2, p.104-133, 1996.
- PASHLEY, D. H. et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 1, p. 1-16, Jan. 2011.
- PERDIGÃO, J. Dentin bonding - Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. **Dent. Mater.**, Washington, v. 26, n. 2, p. 24-37, Feb. 2010.
- PEUTZFELDT, A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 105, n. 2, p. 97-116, Apr. 1997.
- PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. **J. Dent.**, Guildford, v. 32, n. 2, p. 109-115, Feb. 2004.
- PFEIFER, C. S. et al. Factors affecting photopolymerization stress in dental composites. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 87, n. 11, p. 1043-1047, Nov. 2008.
- PORTO, C. L. A.; CANDIDO, M. S. M.; DUARTE JÚNIOR, S. L. L. Restaurações em dentes posteriores: do preparo ao ajuste oclusal. In: CARDOSO, R. J. A.; GONÇALVES, E. A. N. **Odontologia: arte, ciência, técnica**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. p. 409-423, v. 1.

REIS, A. et al. Resinas compostas, In: REIS, A.; LOGUERCIO, A. D. **Materiais dentários diretos**: dos fundamentos à aplicação clínica. São Paulo: Santos, 2009. Cap. 5, p. 137-179.

3M Brasil – 3M ESPE. **Restauração**, Disponível em: <http://solutions.3m.com.br/wps/portal/3M/pt_BR/3MESPE_LA/dental-professionals/produtos/solutions/restauracao/>. Acesso em: 29 nov. 2011

3M Brasil – 3M ESPE. **Sistemas adesivos**, Disponível em: <http://solutions.3m.com.br/wps/portal/3M/pt_BR/3MESPE_LA/dental-professionals/produtos/solutions/sistemas-adesivos/>. Acesso em: 30 nov. 2011

ROCHA, M. C. A.; ZOGHEIB, L. V.; ATTA, M. T. Recursos para minimizar os efeitos da contração da polimerização das resinas compostas. **Revista da APCD**. São Paulo, v. 57, n. 5, p. 388-391, set./out. 2003.

RODOLPHO, P. A. R. et al. A clinical evaluation of posterior composite restorations:17-year findings. **J. Dent.**, Guildford, v. 34, n. 7, p. 427-435, Aug. 2006.

RODOLPHO, P. A. R. et al. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 10, p. 955-963, Oct. 2011.

ROGGENDORF, M. J. et al. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. **J. Dent.**, Guildford, v. 39, n. 10, p. 643-647, Oct. 2011.

RUEGGEBERG, F. A. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 364-379, Apr. 2002.

RUEGGEBERG, F. A. State-of-the-art: dental photocuring - a review. **Dent. Mater.**, Washington, v. 27, n. 1, p. 39-52, Jan. 2011.

SAKAGUCHI, R. L.; WILTBANK, B. D.; SHAH, N. C. Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 4, p. 388-396, May 2004.

SALGADO, N. R. G. F. Influência do pré-aquecimento e de diferentes regimes de fotoativação na adaptação marginal, grau de conversão e propriedades mecânicas de um compósito nanoparticulado. 2008. 79 folhas. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia da USP, São Paulo, 2008.

SANTOS, A. J. S. et al. Effect of irradiation mode and filling technique on resin/dentin bonding strenght in class I cavities. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 18, n. 3, p. 260-265, July/Sep. 2004.

SARRETT, D. C. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 1, p. 9-20, Jan. 2005.

- SCHMIDT, M. et al. Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1 year randomized clinical trial. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 15, n. 2, p. 291-295, Apr. 2011.
- SCHWEIKL, H.; SCHMALZ, G.; WEIMANN, W. The induction of gene mutations and micronuclei by oxiranes and siloranes in mammalian cells in vitro. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 83, n. 1, p. 17-21, Jan. 2004.
- SUN, J.; EIDELMAN, N.; LIN-GIBSON, S. 3D mapping of polymerization shrinkage using X-ray micro-computed tomography to predict microleakage. **Dent. Mater.**, Washington, v. 25, n. 3, p. 314-320, Mar. 2009.
- TANTBIROJN, D. et al. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 6, p. 535-542, July 2004.
- THONEMAN, B. M. et al. SEM analysis of marginal expansion and gap formation in classe II composite restorations. **Dent. Mater.**, Washington, v. 13, n. 3, p. 192-197, May 1997.
- TYAS, M. J. Placement and replacement of restorations by selected practitioners. **Aust. Dent. J.**, Sidney, v. 50, n. 2, p. 81-89, June 2005.
- VAN ENDE, A. et al. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? **Dent. Mater.**, Washington, v. 26, n. 3, p. 215-222, Mar. 2010.
- VERSLUIS, A. et al. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J. Dent. Res.**, Washington, v. 75, n. 3, p. 871-878, Mar. 1996.
- VERSLUIS, A. et al. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration. **Dent. Mater.**, Washington, v. 20, n. 6, p. 554-564, July 2004.
- YAMAMOTO, T. et al. Calculation of contraction stresses in dental composites by analysis of crack propagation in the matrix surrounding a cavity. **Dent. Mater.**, Washington, v. 25, n. 4, p. 543-550, Apr. 2009.
- YAMAZAKI, P. C. V. et al. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 31, n. 6, p. 670-676, Nov./Dec. 2006.
- WAKABAYASHI, N. et al. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. **J. Dent.**, Guildford, v. 36, n. 7, p. 463-471, July 2008.
- WATTS, D. C. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 1, p. 27-35, Jan. 2005.
- WATTS, D. C.; CASH, A. J. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. **Dent. Mater.**, Washington, v. 7, n. 4, p. 281-287, Oct. 1991.
- WEINMANN, W.; THALACKER, C.; GUGGENBERGER, R. Siloranes in dental composites. **Dent. Mater.**, Washington, v. 21, n. 1, p. 68-74, Jan. 2005.

APÊNDICES

APÊNDICE A

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Titulo da pesquisa: "Avaliação da contração de polimerização de resinas compostas à base de metacrilatos em comparação com a resina à base de silorano".

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo a participar da pesquisa "Avaliação da contração de polimerização de resinas compostas à base de metacrilatos em comparação com a resina a base de silorano", realizada na Clínica Odontológica Universitária da UEL. O objetivo principal da pesquisa é avaliar o comportamento de um novo material restaurador de dentes posteriores em comparação com materiais já em uso rotineiro. Para tanto é necessário a utilização de dentes humanos extraídos. A sua participação é muito importante e ela se daria da seguinte forma: a doação de seu (s) dente (s) para ser utilizado na pesquisa. Seu(s) dente(s) será(ão) extraído(s) por indicação clínica e terapêutica, sendo armazenado(s) em frasco único, o que impossibilita a identificação dos participantes.

Gostaríamos de esclarecer que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Informamos ainda que as informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Os dados obtidos serão utilizados para fazer uma pesquisa científica, incluindo posterior publicação dos resultados em dissertações, teses, revistas e livros especializados. Os benefícios esperados são: avaliar se esse novo material tem desempenho laboratorial igual, melhor ou pior que materiais já consagrados pelo uso e habilitar esse novo material ao uso rotineiro na clínica odontológica.

Informamos que você não pagará nem será remunerado por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação na pesquisa. Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos pode nos contactar: Marcus Vinicius Turino Ferreira, nos telefones: 3371-6757 / 9995-

3472, ou no endereço Rua Pernambuco, 540 – Curso de Mestrado em Odontologia, ou no e-mail: marcusferreira@uel.br; ou com o professor Antonio Ferelle, pelo telefone 3323-1232, ou no endereço Rua Benjamin Constant, 800 – Bebê-clínica, ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, na Avenida Robert Kock, nº 60, ou no telefone 3371-2490. Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas, devidamente preenchida e assinada entregue a você.

Londrina, ___ de _____ de 2011.

Pesquisador Responsável:

Marcus Vinicius Turino Ferreira

RG: 3.445.463-9

(nome por extenso do sujeito de pesquisa), tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão
dactiloscópica):_____

Data:_____

APÊNDICE B

Resultados das análises estatísticas

PONTO 1 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection criterion: PONTO=1

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	3,253
FENDA2	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	2,717
FENDA3	8	0,0000	0,000	2,888	4,958	14,147
FENDA4	8	0,0000	0,000	0,000	1,665	10,623
FENDA5	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000

Friedman test

F	4,7609
DF 1	5
DF 2	35
P	0,002

Multiple comparisons

Variable	Mean rank	Different (P<0.05) from variable nr
(1) FENDA1	3,1875	(3)
(2) FENDA2	3,2500	(3)
(3) FENDA3	5,0000	(1) (2) (4) (5) (6)
(4) FENDA4	3,8125	(3)
(5) FENDA5	2,8750	(3)
(6) FENDA6	2,8750	(3)

Minimum required difference of mean rank: 1,0672

PONTO 2 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection criterion: PONTO=2

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,000	0,857	3,853	5,600
FENDA2	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	4,000
FENDA3	8	0,0000	0,000	1,032	8,452	10,623
FENDA4	8	0,0000	0,000	0,000	5,483	13,470
FENDA5	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000

Friedman test

F	3,1006
DF 1	5
DF 2	35
P	0,020

Multiple comparisons

Variable	Mean rank	Different (P<0.05) from variable nr
(1) FENDA1	4,0625	(5) (6)
(2) FENDA2	3,0000	(3)
(3) FENDA3	4,4375	(2) (5) (6)
(4) FENDA4	4,0000	(5) (6)
(5) FENDA5	2,7500	(1) (3) (4)
(6) FENDA6	2,7500	(1) (3) (4)

Minimum required difference of mean rank: 1,2245

PONTO 3 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection criterion: **PONTO=3**

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,000	2,202	6,122	8,387
FENDA2	8	0,0000	0,000	0,000	1,243	2,927
FENDA3	8	0,0000	0,000	2,658	6,367	11,467
FENDA4	8	0,0000	2,193	5,457	8,613	17,343
FENDA5	8	0,0000	0,000	0,000	1,295	5,030
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	2,615	6,790

Friedman test

F	2,5559
DF 1	5
DF 2	35
P	0,045

Multiple comparisons

Variable	Mean rank	Different (P<0.05) from variable nr
(1) FENDA1	3,5625	
(2) FENDA2	2,7500	(4)
(3) FENDA3	4,2500	
(4) FENDA4	4,8125	(2) (5) (6)
(5) FENDA5	2,6875	(4)
(6) FENDA6	2,9375	(4)

Minimum required difference of mean rank: 1,5713

PONTO 4 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection **PONTO=4**
criterion:

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,798	5,015	5,547	8,177
FENDA2	8	0,0000	4,810	5,742	6,748	13,363
FENDA3	8	0,0000	4,815	6,953	12,432	15,993
FENDA4	8	0,5433	2,298	3,513	5,870	7,317
FENDA5	8	0,0000	0,555	2,178	3,773	5,193
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	2,070	11,970

Friedman test

F	2,6442
DF 1	5
DF 2	35
P	0,040

Multiple comparisons

Variable	Mean rank	Different (P<0.05) from variable nr
(1) FENDA1	3,5625	
(2) FENDA2	4,2500	(6)
(3) FENDA3	4,6875	(5) (6)
(4) FENDA4	3,7500	
(5) FENDA5	2,6250	(3)
(6) FENDA6	2,1250	(2) (3)

Minimum required difference of mean rank: 1,7109

PONTO 5 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection criterion: PONTO=5

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,950	3,335	5,715	8,530
FENDA2	8	0,0000	0,307	3,110	7,643	10,243
FENDA3	8	0,0000	6,035	8,702	12,938	19,973
FENDA4	8	0,0000	0,778	3,598	7,092	12,927
FENDA5	8	0,0000	0,790	3,672	5,143	7,020
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	5,282	8,270

Friedman test

F	1,4905
DF 1	5
DF 2	35
P	0,218

PONTO 6 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection criterion: PONTO=6

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	1,390	3,028	5,852	8,013
FENDA2	8	0,0000	0,000	0,000	3,175	8,527
FENDA3	8	0,0000	2,295	4,540	7,183	22,040
FENDA4	8	0,0000	0,000	1,148	2,515	2,803
FENDA5	8	0,0000	1,505	2,642	4,877	6,080
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	6,195	8,613

Friedman test

F	1,2771
DF 1	5
DF 2	35
P	0,296

PONTO 7 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection **PONTO=7**
criterion:

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,792	2,330	4,488	5,873
FENDA2	8	0,0000	0,000	0,000	1,772	6,243
FENDA3	8	0,0000	0,000	1,042	6,875	16,720
FENDA4	8	0,0000	0,000	0,000	1,547	3,387
FENDA5	8	0,0000	0,000	0,000	0,707	4,273
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	1,290

Friedman test

F	2,4882
DF 1	5
DF 2	35
P	0,050

Multiple comparisons

Variable	Mean rank	Different (P<0.05) from variable nr
(1) FENDA1	4,7500	(2) (4) (5) (6)
(2) FENDA2	3,1250	(1)
(3) FENDA3	4,1875	(6)
(4) FENDA4	3,1875	(1)
(5) FENDA5	3,1250	(1)
(6) FENDA6	2,6250	(1) (3)

Minimum required difference of mean rank: 1,4514

PONTO 8 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

*Selection criterion: PONTO=8

Descriptive statistics

	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,000	2,603	4,622	14,300
FENDA2	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA3	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA4	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA5	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000

Friedman test

F	11,6667
DF 1	5
DF 2	35
P	<0,001

Multiple comparisons

Variable	Mean rank	Different (P<0.05) from variable nr
(1) FENDA1	5,0625	(2) (3) (4) (5) (6)
(2) FENDA2	3,1875	(1)
(3) FENDA3	3,1875	(1)
(4) FENDA4	3,1875	(1)
(5) FENDA5	3,1875	(1)
(6) FENDA6	3,1875	(1)

Minimum required difference of mean rank: 0,6434

PONTO 9 Friedman test

Cases in spreadsheet	72
Selected cases *	8
Cases with missing values	64
Cases included in the analysis	8

* Selection **PONTO=9**
criterion:

Descriptive statistics


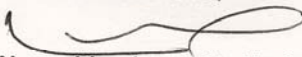
	n	Minimum	25th Percentile	Median	75th Percentile	Maximum
FENDA1	8	0,0000	0,000	0,000	1,637	5,503
FENDA2	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	1,987
FENDA3	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA4	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA5	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000
FENDA6	8	0,0000	0,000	0,000	0,000	0,000

Friedman test

F	1,4848
DF 1	5
DF 2	35
P	0,220

ANEXOS

ANEXO A
Parecer do Comitê de Ética

 <p style="text-align: center;">UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDRINA COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA</p>	
<p>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS Universidade Estadual de Londrina/ Hospital Universitário Regional Norte do Paraná Registro CONEP 268</p>	
<p>Parecer de Pendência Nº. 192/10 CAAE Nº 0166.0.268.268-10 FOLHA DE ROSTO Nº. 361879</p>	<p>Londrina. 14 de outubro de 2010</p>
<p>PESQUISADOR: ANTONIO FERELLE CCS/MOOI/MESTRADO EM ODONTOLOGIA</p>	
<p>Prezada Senhora:</p> <p style="text-align: center;">O "Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina/ Hospital Universitário Regional Norte do Paraná" (Registro CONEP 268) – de acordo com as orientações da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares, avaliou o projeto:</p> <p style="text-align: center;">"AVALIAÇÃO DA CONTRAÇÃO DE POLIMERIZAÇÃO DE RESINAS COMPOSTAS À BASE DE METACRILATOS EM COMPARAÇÃO COM A RESINA À BASE DE SILORANO"</p>	
<p>Situação do Projeto: APROVADO</p> <p>Informamos que deverá ser comunicada, por escrito, qualquer modificação que ocorra no desenvolvimento da pesquisa, bem como deverá apresentar ao CEP/UEL relatório final da pesquisa.</p>	
<p>Atenciosamente,</p>  <p>Profª. Dra. Alexandrina Aparecida Maciel Cardelli Coordenadora Comitê de Ética em Pesquisa-CEP/UEL</p>	
<p><small>Campus Universitário: Rodovia Celso Garcia Cid (PR 445), km 380 - Fone (043) 371-4000 PARX - Fax 328-4440 - Caixa Postal 6.001 - CEP 86051-990 - Internet http://www.uel.br Hospital Universitário/Centro de Ciências da Saúde: Av. Robert Koch, 60 - Vila Operária - Fone (043) 381-2000 PARX - Fax 337-4041 e 337-7495 - Caixa Postal 791 - CEP 86038-440 LONDRINA - PARANÁ - BRASIL</small></p>	
<p><small>Form. Código 11.764 - Formato A4 (210x297mm)</small></p>	