

# UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

Yvette Alania Salazar

Resistência de união à microtração entre camadas de materiais restauradores de diferentes matrizes



# UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

# Yvette Alania Salazar

# Resistência de união à microtração entre camadas de materiais restauradores de diferentes matrizes

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do titulo de Mestre em Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística e Materiais Dentários.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira

Francisconi

Versão corrigida

BAURU 2011

#### Alania Salazar, Yvette

AL11r Resistência de união à microtração entre camadas de materiais restauradores de diferentes matrizes / Yvette Alania Salazar. - Bauru, 2011.

93 p:il.; 30cm.

Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi

**Nota:** A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

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

## FOLHA DE APROVAÇÃO

#### **DADOS CURRICULARES**

#### YVETTE ALANIA SALAZAR

Nascimento 27 de Fevereiro de 1985

Naturalidade Lima - Perú

Filiação Adolfo Alania Castañeda

Luisa Salazar de Alania

2002 – 2006 Curso de Graduação em Estomatologia

pela Faculdade de Estomatologia Roberto Beltran da Universidade Peruana Cayetano Heredia - UPCH Lima

- Perú

2007 - 2008 Diplomado em Odontologia

Restauradora e Estética pela Escola de Pós Graduação da Faculdade de Estomatologia Roberto Cayetano

Heredia - UPCH Lima - Perú

2007 - 2009 Docente auxiliar (nível graduação) - pela

Cayetano Heredia - UPCH Lima - Perú

2009 - 2011 Curso de Pós Graduação em Dentística

e pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo -

FOB/USP

#### **DEDICATÓRIA**

#### À Deus,

Por me dar tranquilidade nos momentos difíceis, força e alegria cada vez que sentia saudades de casa, por caminhar ao meu lado e cuidar de mim, além de me dar a oportunidade de conhecer pessoas maravilhosas.

#### Aos meus pais, Adolfo e Luisa,

Pelo apoio e amor, pela preocupação constante garantindo meu bem-estar em todo momento, por sempre torcerem pelo meu sucesso e me darem a oportunidade de aproveitar e aprender nesta vida longe de casa. Por me deixarem conhecer lugares novos que abriram minha mente e me permitiram crescer, eu tenho muito que agradecer nesta vida e vocês são uma razão, espero que tudo o que eu faça seja motivo de orgulho para vocês... obrigada por tudo!

#### À minha irmã Gabriela,

Pela companhia mesmo a distância, pelo apoio e cumplicidade, por compartilhar comigo experiências vividas que nos uniram mais ainda, estou muito orgulhosa de você e de suas conquistas. Este trabalho é para você também!

#### À minha avó Mamatina,

Sua força e coragem para seguir em frente é o melhor exemplo que tenho pra seguir. O amor que dá a todos os netos é inestimável. Obrigada pelo carinho e as palavras de elogios, que este trabalho seja mais um motivo de alegria em sua vida.

#### **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi, por ter me acolhido no Departamento de Materiais Dentários, pela disponibilidade de me orientar, sempre disposto a resolver minhas dúvidas e inconvenientes, obrigada pela confiança depositada em mim e pela liberdade nas escolhas, agradeço todas as palavras de incentivo e carinho nos momentos que mais precisava. Aprendi muito com o senhor, o carinho pela família, a alegria constante, o jeito de ensinar, qualidades que terei como exemplo. Obrigada por tudo!

Aos meus amigos do Peru, Paola, Sergio, Enrique e Jeanfranco, por sempre torcerem pelo meu sucesso, vocês se tornaram quase família para mim e sempre ficarei agradecida pelos conselhos e apoio incondicional que me deram, obrigada por compartilhar comigo muitos momentos especiais. Sharlene e Ingrid, obrigada pela sua amizade, as duas tem me ensinado muito e estou orgulhosa de vocês! Fiorella, Fiorelita, Wendy, Jeanette, Claudia e Giovanna, minhas queridas amigas de sempre, muito obrigada por ficarem por perto mesmo estando longe, aproveitando comigo minhas curtas estadias no Peru e por sempre torcerem pelo meu sucesso, me apoiando para eu ser uma ótima profissional, a amizade de vocês é muito valiosa!

**Ao Daniel**, por ter me apoiado neste caminho, sempre com palavras de incentivo, bastava ouvir que você está orgulhoso de mim para tornar tudo mais fácil, obrigada por isso e pelo que vem!

A minhas amigas da Dentística, Carol, obrigada por ter se preocupado comigo sempre, me escutando e ajudando, você é uma amiga de verdade, muito obrigada por dividir comigo momentos tão importantes na sua vida; Marcela, você foi meu anjo, se não fosse pelo nosso primeiro seminário juntas eu continuaria perdida na FOB, muito obrigada por compartilhar tantas lembranças, sei que contarei com você para tudo com sua disposição e carinho de sempre; Ana Miriam, você se tornou uma irmã para mim, muito obrigada por confiar em mim todos seus pensamentos e por me aconselhar e apoiar minhas decisões, a gente só se conheceu bem sendo

dupla de clínica e a partir de então temos sido inseparáveis, querida... nós seremos sempre uma grande equipe!; **Gabi**, obrigada pelo apoio e ajuda, pelo carinho e amizade, por confiar em mim suas dúvidas, **Luciana**, obrigada pela companhia sempre agradável e sincera, **Kiki**, sua alegria é contagiosa, obrigada pela companhia sobretudo neste último mês de *biblioteca mode*, **Larissa**, seu jeito único e as suas ocorrências alegraram nossas conversas. Muito obrigada pelo carinho, todas vocês me ensinaram tantas coisas e eu sempre ficarei grata, a nossa amizade é para sempre meninas!

Aos meninos da turma, Guilherme, Thiago, Carlos, Enio e Victor, obrigada pelo carinho e apoio nesses dois anos do mestrado.

**Ao Renato Cilli**, pela ajuda, orientação e disposição em tudo que eu precisei, obrigada pela sua amizade.

Ás Doutorandas Flávia, Lu Francisconi e Lulu, obrigada pelo apoio, companhia no laboratório e amizade, Leslie, minha compatriota, a gente se conheceu longe de casa e temos compartilhado muitas experiências que guardarei sempre no meu coração, aprendi muito de você, obrigada por tudo.

Aos meus amigos estrangeiros, que de alguma maneira me ajudaram, me incentivando a ser melhor, se preocupando comigo e oferecendo sua amizade, saibam que valorizo muito vocês.

A minha querida turma "salgada", Roman, Victor e Monserrat, vocês foram a minha família em Bauru, me fizeram me sentir em casa, muito obrigada por todos os domingos juntos.

Aos Professores do Departamento de Dentística: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Teresa Atta, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Linda Wang, Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Maria Fidela de Lima Navarro, Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli, Prof. Dr. José Mondelli, Prof. Dr. Eduardo Batista Franco, Prof. Dr. José Carlos Pereira, Prof. Dr. Sergio Kiyoshi Ishikiriama, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Ana Flávia Borges, Prof. Dr. César Antunes de Freitas, Prof. Dr. Paulo Silveira Francisconi, pelo exemplo de dedicação na docência, por seus ensinamentos e incentivo para nos melhorar cada dia.

**Ao Prof. Dr. Halim Nagem Filho**, por compartilhar seus conhecimentos, obrigada por confiar a mim trabalhos de pesquisa.

Ao Prof. Dr. Marco Antônio Húngaro Duarte, pela ajuda na realização da análise estatística deste trabalho e pela disposição para resolver minhas dúvidas.

**Ao Prof. Gilberto Henostroza**, pelo apoio incondicional, por torcer pelo meu sucesso profissional e pessoal, seus conselhos são sempre uma importante referência para mim, muito obrigada pela confiança depositada em mim.

Aos funcionários do Departamento de Dentística e Materiais Dentários, Alcides, Sandrinha, Rita, Ângela, Maria, Nelson, obrigada pelo carinho e por serem incrivelmente prestativos e muito gentis comigo.

À empresa 3M ESPE, em nome de suas representantes Zálua Álvares e Carla Arita, pela doação dos materiais utilizados nesta pesquisa.

Aos funcionários da Pós Graduação e do CIP, especialmente Renato Murback pelo apoio, a amabilidade e colaboração.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), órgão de fomento deste trabalho.



#### **RESUMO**

# Resistência de união à microtração entre camadas de materiais restauradores de diferentes matrizes

A resina de silorano e a sua polimerização catiônica apresentam diferenças quanto aos materiais a base de metacrilato. Como materiais restauradores, estes poderiam ser utilizados juntos, no entanto suas moléculas diferentes poderiam provocar incompatibilidade. Por isso é importante avaliar a união interfacial desses materiais tendo como objetivo a comparação da resistência de união a microtração entre camadas de Filtek<sup>™</sup> P90 aderidas a Filtek<sup>™</sup> Z350, Filtek<sup>™</sup> P90 ou Vitremer<sup>™</sup> utilizando Adper<sup>™</sup> Single Bond 2 ou o Sistema Adesivo P90. Os substratos dos espécimes a serem testados foram fabricados utilizando uma matriz de silicone (5mm x 5mm x 2.5mm) e fotoativados por 40 segundos (Blue Star 3, Microdont; 1076mW/cm2). De acordo com o grupo testado, foi usada ou não uma camada de adesivo fotoativado por 10 segundos. O segundo substrato (2,5mm) foi aplicado e fotoativado por 40 segundos. Os espécimes foram secionados com formato de palito, com uma área de 0,64mm<sup>2</sup>, e armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Realizou-se o teste de microtração utilizando a máquina de ensaios universal com uma velocidade de 0,5mm/min. Foi analizado o tipo de fratura resultante. Os resultados foram analisados utilizando ANOVA e o teste de Tukey (p<0.05). A média e desvio-padrão dos resultados da resistência de união em MPa são: G1 Pad (P90/adesivo P90/P90) 50.9±15.3, G2 P (P90/sem adesivo/P90) 40.2±10.2, G3 Z (Z350/sem adesivo/Z350) 62.1±15.2, G4 Ppol (P90/sem adesivo, tira de poliéster/P90) 28.8±9.2, G5 ZadP (Z350/adesivo P90/P90) 62.1±8.2, G6 PSBZ (P90/Single Bond 2/Z350) 37.1±12.5, G7 ZSB (Z350/Single Bond 2/Z350) 54.3±12.3, G8 VitrZ (Vitremer<sup>™</sup>/Single Bond 2/Z350) 37.4±7.4 e G9 VitrP (Vitremer<sup>™</sup>/adesivo P90/P90) 34.9±4.1. Diferença significativa foi observada entre os grupos G2 e G3, e G5 e G6. Não foi observada diferencia significativa entre os grupos G8 e G9, G5 e G7, G1 e G6. Dentro das limitações do estudo, pode-se concluir que a resina de silorano demonstrou propriedades de adesão similares quando aderida com resina de metacrilato. Valores significativamente menores foram observados entre camadas de P90 (G2) quando comparados com Z350 (G3).

Palavras-chave: Adesivos dentários. Resina composta.

**ABSTRACT** 

#### **ABSTRACT**

#### Bond strength between layers of silorane and methacrylate-based materials

Silorane resin and its cationic polymerization are different from resin-based materials. As restorative materials, their use together could cause some incompatibility that raises the question about the importance of interfacial bonding properties. This study aimed to compare the microtensile bond strengths between layers of Filtek P90 bonded with itself, Filtek<sup>™</sup> Z350 or Vitremer<sup>™</sup> using Adper<sup>™</sup> Single Bond 2 and P90 Adhesive System. Initially, substrates for the testing specimens were fabricated using a silicone mold (5mm x 5mm x 2.5mm) and light-cured for 40 s (Blue Star 3, Microdont; 1076mW/cm2). According to the testing group, it was used or not an adhesive layer, light-cured for 10 s. The second increment (2.5mm) was cured for 40 s. The specimens were sectioned in beams with 0.64mm<sup>2</sup> cross-sectional area and stored in distilled water at 37°C for 24 h. Microtensile bond strength test was performed using a universal testing machine with a 0.5mm/min crosshead speed. Failure modes were assessed. Values were calculated in MPa. Data were analyzed with ANOVA and Tukey's post-hoc tests at a 5% significance level. Microtensile bond strength means and standard deviation are: G1 Pad (P90/P90 adhesive/P90) 50.9±15.3, G2 P (P90/without adhesive/P90) 40.2±10.2, G3 Z (Z350/without adhesive/Z350) 62.1±15.2, G4 Ppol (P90/without adhesive, polyester strip/P90) 28.8±9.2, G5 ZadP (Z350/P90 adhesive/P90) 62.1±8.2, G6 PSBZ (P90/Single Bond 2/Z350) 37.1±12.5, G7 ZSB (Z350/Single Bond 2/Z350) 54.3±12.3, G8 VitrZ (Vitremer<sup>™</sup>/Single Bond 2/Z350) 37.4±7.4 e G9 VitrP (Vitremer<sup>™</sup>/P90 adhesive/P90) 34.9±4.1. Significant difference was showed among G2 and G3, G5 and G6. No significant difference was found between G8 and G9, G5 and G7, G1 and G6. Conclusions: Within the limitations of this study, it can be concluded that silorane

Conclusions: Within the limitations of this study, it can be concluded that silorane composite showed similar bonding properties when bonded with methacrylate-based materials. Significantly lower bond strength was observed between layers of P90 than of Z350.

Keywords: Composite resins. Dental adhesives.

# LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

#### • FIGURAS

Figura 1 - Resina composta de silorano Filtek™ P9043
Figura 2 - Resina composta de Bis-GMA Filtek™ Z35043
Figura 3 - Ionômero de vidro modificado com resina Vitremer™43
Figura 4 - Adesivo Adper™ Single Bond 245
Figura 5 - Sistema Adesivo P9045
Figura 6 - Colocação da camada do material restaurador (2.5mm de espessura) com o auxilio da espátula de resina49
Figura 7 - Primeira camada do material restaurador prévio à fotoativação49
Figura 8 - Fotopolimerização do material restaurador por 40 segundos
Figura 9 - Aparelho de fotoativação LED50
Figura 10 - Aplicação do adesivo utilizando microaplicadores50
Figura 11 - Espécime antes de ser cortado na máquina de corte50
Figura 12 - Máquina de corte50
Figura 13 - Palito de 0.7mm de espessura e 5mm de comprimento50

Figura 14 - Palito fixado no dispositivo Bencor antes de ser realizado  o teste de microtração
o teste de microtração51
Figura 15 - Microscópio digital (200x) DINO-LITE <sup>plus</sup> utilizado para
identificar o tipo de fratura resultante51
Figura 16 - Imagem da superfície fraturada obtida com microscópio
digital51
Figura 17 - A. Fratura adesiva. B. Fratura coesiva. C. Fratura mista.
Imagens das superfícies dos palitos fraturados, obtidas pelo DinoLite Plus58
polo 2.110210 1 1001111111111111111111111111
• QUADROS
Quadro 1 - Materiais restauradores utilizados no presente estudo44
Quadro 2 - Distribuição dos espécimes nos grupos de estudo e
tratamento realizado45
Quadro 3 - Grupos e descrição das técnicas de tratamento47

### • GRÁFICOS

Gráfico 1 -	Valores da resistência de união (MPa) dos grupos G1, G2, G3, G4 e G7	56
Gráfico 2 -	Valores de resistência de união (MPa) dos grupos G5 e G6	56
Gráfico 3 -	Valores de resistência de união (MPa) dos grupos G8 e G9	56
Gráfico 4	- Porcentagem de espécimes dos grupos testados, segundo o tipo de fratura resultante	57
	LISTA DE TABELAS	
Tabela 1 -	Aplicação do teste ANOVA a um critério para os resultados de resistência de união dos grupos testados contendo médias e desvios-padrão	55
Tabela 2 -	Tipo de fratura distribuído pelos grupos (porcentagem)	57

# LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

± mais ou menos

< menor

% por cento

μm micrômetro(s)

graus(s) Celsius

® marca registrada

™ trademark

Bis-GMA Bis-fenol a-glicidil metacrilato

CA California

CIVMR Cimento(s) de ionômero de vidro modificado(s) por resina

cm<sup>2</sup> centímetro quadrado

CT Connecticut

dp desvio padrão

ESPI Electronic speckle pattern interferometry

FOB Faculdade de Odontologia de Bauru

G1 Pad Grupo 1 P90/adesivo P90/P90

G2 P Grupo 2 P90/sem adesivo/P90

G3 Z Grupo 3 Z350/sem adesivo/Z350

G4 Ppol Grupo 4 P90/sem adesivo, com tira de poliéster/P90

G5 ZadP Grupo 5 Z350/adesivo P90/P90

G6 PSBZ Grupo 6 P90/Single Bond 2/Z350

G7 ZSB Grupo 7 Z350/Single Bond 2/Z350

G8 VitrZ Grupo 8 Vitremer<sup>™</sup>/Single Bond 2/Z350

G9 VitrP Grupo 9 Vitremer<sup>™</sup>/adesivo P90/P90

HCI ácido clorhídrico

HEMA 2-hidroxi-etil-metacrilato

IL Illinois

Kgf quilograma(s)-força

líq líquido

Ltda. limitada

mm milímetro(s)

mm<sup>2</sup> milímetro(s) quadrado(s)

MPa megapascal(s)

mW/cm<sup>2</sup> miliWatts por centímetro quadrado

n número(s)

nm nanômetro(s)

p nível de significância

P90 Filtek™ P90

pH potencial hidrogeniônico

POSS Polyhedral oligomeric silsesquixanes

PR Paraná

SOC Spiroortocarbonatos

SP São Paulo

St. Paul Saint Paul

TEGDMA Trietileno glicol dimetacrilato

UDMA Uretano dimetacrilato

USA United States of America

vol volume

WI Wisconsin

Z350 Filtek™ Z350

# SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DE LITERATURA	21
3 PROPOSIÇÃO	37
4 MATERIAL E MÉTODOS	41
4.1 Materiais utilizados	43
4.2 Delineamento experimental	45
4.3 Confecção dos espécimes	46
4.4 Preparo dos espécimes para o teste de microtração	48
4.5 Análise do tipo de fratura	49
4.6 Análise estatística	49
5 RESULTADOS	53
5.1 Resistência de união	55
5.2 Tipo de fratura	57
6 DISCUSSÃO	59
6.1 Da justificativa e proposição	61
6.2 Dos materiais e métodos	62
6.3 Dos resultados	65
7 CONCLUSÕES	71
REFERÊNCIAS	75
APÊNDICES	85

1 INTRODUÇÃO

# 1 INTRODUÇÃO

A utilização da resina composta de metacrilato como material de restauração é amplamente aceito na prática dental desde sua introdução no mercado na década de 70. Ao longo do tempo, ocorreu um desenvolvimento contínuo desse material, mas apesar das modificações na sua fórmula, para melhorar o seu comportamento clínico, as resinas de metacrilato estão longe de ser ideais devido a problemas inerentes a sua composição, baseada em Bis-GMA (ALANI; TOH, 1997; CAUGHMAN; RUEGGEBERG; CURTIS, 1995).

O desenvolvimento de diferentes monômeros como o trietileno glicol dimetacrilato (TEGDMA) ou o uretano dimetacrilato (UDMA) contribuíram para melhorar o comportamento da resina composta quanto a sua resistência física e estabilidade no ambiente oral. Por isso os monômeros de metacrilato são os principais componentes na maioria das resinas compostas, apesar da contração de polimerização e o estresse gerado por ela. Essas deficiências trazem como consequência a sensibilidade pós operatória, cárie secundária e a pigmentação nas margens (CAUGHMAN; RUEGGEBERG; CURTIS, 1995). Sendo a contração de polimerização um dos principais problemas das resinas de metacrilato, os fabricantes e pesquisadores tentaram superar esse inconveniente tendo como propósito a diminuição ou eliminação da contração de polimerização com a criação de um novo material restaurador: a resina de silorano (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005).

O silorano é uma resina relativamente nova, porém já pesquisada extensamente, e continua sendo avaliada devido a suas muitas vantagens quando comparadas com as resinas de metacrilato (ILIE; HICKEL, 2006). A resina de silorano tem como base a combinação das moléculas oxirano e siloxano, as quais possuem um tipo de polimerização denominado abertura de anéis, que revela menor contração de polimerização quando comparada com as resinas de metacrilato (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). A polimerização com abertura de anéis é uma reação catiônica e insensível ao oxigênio. O oxigênio tem a

capacidade de agir como inibidor da polimerização do tipo radicais livres. Dessa forma, o oxigênio não deveria influenciar a polimerização da superfície resinosa do silorano deixando-a livre desse elemento (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITU, 2008).

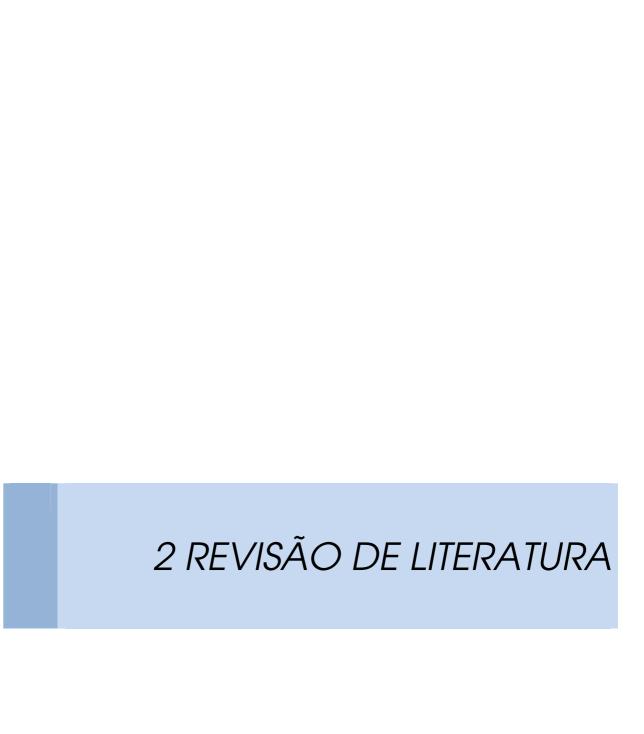
A adesão das camadas de resina é influenciada por diversos fatores, principalmente pela rugosidade da superfície, a reatividade do material, a presença da camada inibida pelo oxigênio e a presença de um material intermediário (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITU, 2008). A camada inibida pelo oxigênio das resinas de metacrilato é conhecida por promover uma adequada adesão interfacial (TRUFFIER-BOUTRY et al., 2003; LI, 1997), no entanto é um assunto ainda controverso devido às discrepâncias nos resultados de diversos estudos relacionados à função da camada inibida na adesão (SUH, 2004; SHAWKAT et al., 2009).

Na atualidade, não existe abundante literatura abordando a adesão interfacial do silorano pelo fato de ele ser um material novo no mercado. Tezvergil–Mutluay, Lassila e Vallittu (2008) observaram que não existe uma diferença estatisticamente significante na resistência de união entre camadas de silorano quando comparada com a resina de metacrilato. Não obstante, a resistência de união obtida foi menor para os siloranos. A resistência de união entre o silorano e a resina de metacrilato sem adesivo entre eles mostrou o valor mais baixo comparado com os de todos os grupos dessa pesquisa. O sistema adesivo do silorano consta de um primer autocondicionante hidrofílico e um adesivo hidrofóbico viscoso e contém moléculas de metacrilato com grupos fosfato que poderiam reagir com os metacrilatos dos materiais resinosos, aumentando os valores de adesão (SANTINI; MILETIC, 2008).

A resina de silorano ainda possui um mínimo grau de contração. Portanto, na restauração de cavidades profundas, está indicada a utilização de bases cavitárias com materiais de baixo módulo de elasticidade como o ionômero de vidro modificado com resina (CIVMR) assim como a colocação do material mediante a técnica incremental (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; DELIPERI; BARDWELL, 2002). Considerando que os siloranos, por conterem monômeros diferentes dos metacrilatos poderiam ser incompatíveis, e adicionando a provável ausência de

camada inibida pelo oxigênio nas resinas de silorano, é importante avaliar as propriedades de adesão interfacial desse novo material restaurador. Portanto, esta pesquisa visa a avaliar e comparar a resistência de união entra as resinas de silorano e as amplamente utilizadas resina de metacrilato e o CIVMR.





### **2 REVISÃO DE LITERATURA**

Os materiais restauradores estéticos têm melhorado muito desde sua introdução no mercado, há mais de 40 anos. As resinas compostas de metacrilato atuais apresentam uma excelente resistência física e resultado estético. No entanto ainda persiste o problema da contração e o estresse de polimerização. Na evolução das resinas de metacrilato, o maior esforço tem sido reverter ou diminuir essa contração de polimerização. Esta pode gerar estresse, que, por sua vez, pode levar à deflexão cuspídea, aumentando o risco de fratura do esmalte e possibilidade de apresentar sensibilidade pós-operatória. A contração de polimerização pode causar o deslocamento da restauração, microinfiltração, pigmentação marginal e formação de fendas. Estas representam um fator importante na aparição de lesões cariosas, pois atuam como nichos bacterianos (PALIN et al., 2005; YAMAZAKI et al. 2006; FERRACANE, 2008; SCHMIDT et al., 2011).

Inúmeros foram os estudos realizados para reduzir a contração de polimerização. A criação de monômeros baseados em spiroortocarbonatos (SOC) e a adição destes SOCs nas resinas epóxicas e de metacrilato foram as primeiras tentativas realizadas nos últimos dez anos. Apesar de mostrar menor contração, observou-se uma diminuição do grau de conversão dos monômeros associando isso aos resultados obtidos (CHAPPELOW et al., 1997). Um caso similar foi observado com o oligômero POSS, uma resina híbrida comum que, em união com Bis-GMA e TEGDMA, obteve uma redução da contração de polimerização assim como também propriedades mecânicas aceitáveis (CULBERTSON; WAN; TONG, 1997; WU et al., 2010).

Atualmente, diversos monômeros têm sido estudados e desenvolvidos levando em consideração o problema da contração de polimerização. Não obstante é importante garantir e manter as propriedades físicas e mecânicas adequadas. Por isso a criação de monômeros de baixa contração de polimerização se tornou um desafio. Contudo, alguns estudos apresentam resultados promissores e continuam sendo pesquisados (BRAGA; FERRACANE, 2004). O enfoque foi dirigido, então, a

pesquisas de polimerização com abertura de anéis, as quais iniciaram testando as resinas epóxicas cicloalifáticas chamadas também de oxiranos. Os oxiranos exibem uma contração de quase a metade das observadas nas resinas de Bis-GMA (TILBROOK et al., 2000). Essas resinas têm a característica de não apresentarem a camada inibida pelo oxigênio e exibirem uma alta resistência, apesar de o oxirano possuir uma absorção de água relativamente alta (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005).

Entre as estratégias para reduzir a contração de polimerização estão a redução das áreas reativas por unidade de volume na estrutura das moléculas da resina composta, ou seja, aumento do peso molecular e da carga inorgânica. Entretanto esse aumento é limitado, sendo que se for maior a resina torna-se viscosa e com propriedades reológicas indesejáveis. Foi devido a esse fato que se tentou mudar a natureza das moléculas das resinas tendo sempre como propósito a diminuição da contração de polimerização (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). Uma dessas propostas, reportadas por Satsangi, Rawls e Norling (2005), foi a criação de um monômero líquido cristalino polimerizável com uma contração de polimerização de 2,2% em volume, contração menor quando comparada a de uma resina composta convencional (>8,3% em volume). Na atualidade, os estudos se voltam para o comportamento do monômero em conjunto com diversas partículas inorgânicas para avaliar a funcionalidade desse produto como um possível novo material restaurador (SATSANGI; RAWLS; NORLING, 2004).

Entre outras alternativas similares aos metatrilatos encontra-se o silorano. Sua composição deriva da combinação do oxirano e o siloxano. O silorano tem sido minuciosamente pesquisado em laboratório, e resultados satisfatórios têm sido obtidos quanto às propriedades biológicas e as características mecânicas, incluindo a redução na contração de polimerização (GUGGENBERGER; WEINMANN, 2000; SCHMIDT et al., 2011). As resinas compostas que contêm silorano foram desenvolvidas inicialmente pela 3M ESPE, com o propósito de produzir um novo material restaurador resinoso com baixa contração de polimerização. Atualmente a maioria das resinas compostas utilizadas na prática clínica estão baseadas no metacrilato, possuindo, portanto, uma polimerização de radicais livres, a qual produz uma contração considerável devido à aproximação das moléculas ao se juntar para

formar polímeros. A contração é uma característica clínica indesejável das resinas de metacrilato porque produzem estresse na interface dente-restauração. Clinicamente, os efeitos da contração de polimerização podem ser minimizados utilizando manobras como a diminuição da velocidade de polimerização (GORACCI; MORI; CASA DE MARTINIS, 1996), o aumento da espessura da camada do adesivo, a utilização de materiais com baixo módulo de elasticidade como bases cavitárias, a colocação e fotoativação da resina por camadas, conhecida como técnica incremental, entre outros procedimentos (DELIPERI; BARDWELL, 2002). No entanto, nenhuma dessas técnicas elimina completamente a contração. A maneira mais segura para evitá-la e ao estresse produzido é a utilização de resinas de baixa contração (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; EICK et al., 2007; ILIE; HICKEL, 2009; ENDE et al., 2010).

Recentemente foi introduzida no mercado a resina Filtek™ P90 (3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA), uma resina de baixa contração que tem na sua composição moléculas de silorano. O termo silorano foi introduzido para representar um sistema de monômeros híbridos que contêm moléculas de siloxano e oxirano (EICK et al., 2007). O siloxano confere uma natureza hidrofóbica à resina e de grande importância uma vez que limita a sorção de água ajudando a evitar a degradação da resina, além de diminuir a absorção de pigmentos exógenos. O oxirano fornece alta reatividade e baixa contração durante a polimerização (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; EICK et al., 2007). Os polímeros são formados mediante a polimerização do tipo catiônica com abertura de anéis. A polimerização é iniciada por um cátion ácido que abre o anel de oxirano, o que produz a abertura do anel epóxico, gerando uma cadeia de monômeros multifuncionais. No entanto, a principal diferença quanto aos metacrilatos é que eles são fotoativados mediante intermediários radicais e os oxiranos polimerizam mediante intermediários catiônicos (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; ZIMMERLI et al., 2010).

O sistema de polimerização do silorano apresenta características diferentes dos metacrilatos. O sistema iniciador precisa de três componentes: a canforoquinona, o sal de iodo e um doador de elétron (amina). O silorano tem como fotoiniciador a canforoquinona, podendo ser ativado com a maioria dos aparelhos de

luz. O processo é iniciado assim que a canforoquinona é ativada, reagindo com a amina doadora de elétron transformando o sal de iodo, mediante o processo de redox, em um cátion acídico. Isso inicia o processo de abertura de anéis de oxirano. A abertura de anéis, durante a polimerização, e o intercâmbio de espaços de van der Walls às uniões covalentes curtas é o que promove uma considerável diminuição na contração de polimerização (< 1% vol). Esse sistema de três componentes na iniciação da polimerização favorece um ótimo equilíbrio entre a alta reatividade e uma adequada estabilidade à luz do ambiente. Estudos prévios têm demonstrado que o silorano apresenta uma reação de polimerização com início mais lento, precisando de maior tempo para formar cátions suficientes e iniciar a polimerização (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; BOUILLAGUET et al., 2006; ENDE et al., 2010; ZIMMERLI et al., 2010).

A resina de silorano Filtek<sup>™</sup> P90 tem, em sua parte inorgânica, partículas de quartzo e ítreo fluoreto radiopaco (76% em peso) com tamanho de 0,1 a 2 μm (0,47 μm em média) sendo classificada como micro-híbrida. Essas partículas encontramse silanizadas com a superfície do quartzo modificada para poder se unir à matriz de silorano obtendo, assim, uma adequada interface partícula-matriz, favorecendo o desempenho mecânico (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; ZIMMERLI et al., 2010).

Acompanhando a resina de silorano, foi criado um sistema adesivo exclusivo para ser utilizado com esta nova tecnologia, com o propósito de conseguir uma adequada união do material aos tecidos dentários, isso especialmente devido às diferenças no mecanismo de polimerização do silorano. Graças à hidrofobicidade do silorano, é preciso conseguir uma adesão ao substrato dentinário, de natureza úmida. Por esse motivo, o adesivo foi desenvolvido como adesivo de dois passos ou denominado adesivo autocondicionante. Esse sistema adesivo contém um primer ácido autocondicionante hidrofílico e um adesivo viscoso hidrofóbico. O primer é composto de metacrilatos fosforilados, copolímeros do Vitrebond™ além de BisGMA e HEMA, assim como também um sistema solvente baseado em água e etanol para facilitar a hidratação e penetração do primer no substrato dentinário. O primer apresenta uma carga inorgânica com partículas silanizadas de sílica de 7nm para melhorar a resistência mecânica, e também contém componentes necessários para

o primer ser fotoativado. Como é recomendado usualmente com esse tipo de adesivos, quando a superfície de esmalte estiver sem tratamento é indicada a aplicação de ácido fosfórico, só no esmalte, antes do primer. O pH do primer é de 2,7 levando-a um leve condicionamento da estrutura dentária. O adesivo contém carga inorgânica de sílica, fotoativadores, estabilizadores e uma molécula bifuncional exclusiva que une o metacrilato com o silorano. O sistema adesivo do silorano tem demonstrado uma resistência à microtração satisfatória, no entanto ainda persiste o problema da nanoinfiltração. Esse sistema é classificado como autocondicionante e o primer deve ser fotoativado previamente ao adesivo (DUARTE et al., 2009).

Santini e Miletic (2008) estudaram a camada híbrida formada com o sistema adesivo do silorano através da espectroscopia micro-Raman e a microscopia eletrônica de varredura. Só com a microscópio micro-Raman foram detectadas algumas características como a presença de duas camadas, indicando o primer e o adesivo. Quanto à espessura da camada híbrida do sistema adesivo do silorano, encontrou-se que está é similar aos adesivos autocondicionantes de um passo. Detectou-se uma zona de aproximadamente 1µm entre o primer e o adesivo, possivelmente causada pela inibição do oxigênio na superfície do primer fotoativado.

Garcia et al. (2008) avaliaram a resistência adesiva de diversos sistemas adesivos autocondicionantes *in vitro*. Dentre eles utilizaram o sistema do silorano obtendo como resultado uma resistência ao cisalhamento de 18,1MPa (±7,2), não apresentando diferença significativa quando comparado com outros materiais. Um achado interessante foi o observado nas fraturas adesivas com o silorano, as quais se deram entre a camada hidrofóbica (primer) e o adesivo (bond) deixando coberta a dentina. Os autores indicam como causa, provavelmente, a ausência da camada inibida pelo oxigênio nos siloranos, o que presume-se, dificulta a adesão interfacial ou seja, a adesão entre camadas do mesmo material (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITTU, 2008; ARAUJO; DE GOES; CHAN, 2009).

Foram realizadas inúmeras pesquisas avaliando o comportamento do silorano previamente ao lançamento desse novo material no mercado. Entre as principais características desse material restaurador encontra-se a sua hidrofobicidade. Sendo ainda chamado como Sil-Mix na sua fase experimental, o silorano foi avaliado

quanto a sua solubilidade devido à presença do oxirano na molécula. O oxirano é conhecido por ser altamente reativo em exposição à água. No entanto, o siloxano é hidrofóbico e possivelmente atua neutralizando a atividade dos oxiranos, fazendo com que sejam inativos em contato com água (PALIN et al., 2005; EICK et al., 2006; BUERGERS et al., 2009). O silorano armazenado apenas em água destilada por até 72 horas não mostrou dissolução de nenhum dos seus componentes (KOPPERUD; SCHMIDT; KLEVEN, 2010). Assim também o silorano, na exposição a três fluidos biológicos aquosos (hidrolasa epóxica e estearasa de fígado porcino de pH 7,4 e HCI à 1% com pH de 1,4), manteve-se estável provando sua resistência à degradação hidrolítica e solubilidade (EICK et al., 2006).

Buergers et al. (2009) avaliaram a hidrofobicidade do silorano e a sua capacidade para evitar a adesão de streptococci (S. mutans, S. oralis, S. sanguini e S. gordonii). O estudo mostrou que o silorano apresenta uma susceptibilidade significativamente baixa à adesão do streptococci quando comparado com 4 resinas de metacrilato amplamente utilizadas e conhecidas. Os autores indicam que é provável que esses resultados estejam associados à hidrofobicidade do silorano, sendo que a adesão das bactérias é multifatorial. Mesmo assim, os resultados indicam que a adesão de streptococci parece ser dependente da matriz, e entre todos os materiais resinosos testados a principal diferença do silorano com os outros é o tipo da matriz.

Para determinar as propriedades mecânicas do silorano e compará-lo às resinas de metacrilato foram realizados estudos com testes de resistência à tração e módulo de elasticidade. Quando os espécimes foram armazenados em água destilada, por 24 horas, os resultados demonstraram que o silorano teve um comportamento similar à maioria dos metacrilatos exceto pela Filtek™ Supreme XT, que obteve os mais altos valores. Os resultados encontrados foram todos similares após termociclagem e armazenamento em água e saliva por 4 semanas. Não obstante, quando armazenado em álcool, só o silorano e a resina de metacrilato EsthetX obtiveram resultados estatísticamente melhores (BUERGERS et al., 2009; ILIE; HICKEL, 2009; LIEN; VANDEWALLE, 2010).

Lien e Vanderwalle (2010) avaliaram a resistência compressiva e à tração, a resistência à fratura, microdureza e a contração de polimerização do silorano comparando com outros materiais restauradores. Concluíram que, dentre todos os materiais, o silorano exibiu a menor contração e um comportamento mecânico geral médio. A resina de silorano obteve valores relativamente altos quanto a sua resistência à fratura e resistência à tração, porém uma baixa microdureza e resistência compressiva. Os autores argumentam que a distribuição espacial do tipo cristalina das moléculas inorgânicas de quartzo com o silicato formando um tectosilicato poderia ser uma das razões dos baixos valores em microdureza e resistência compressiva. A presença desta característica, em comparação com os demais materiais testados, que apresentam vidro e sílica em uma estrutura amorfa não cristalina, poderia ser um dos fatores que influenciam o comportamento do material, no entanto não existe evidência de que a dinâmica entre a matriz e as partículas afetem a dureza do material ou a resistência à tração.

Considerando que a contração de polimerização é um dos principais problemas das resinas, e que a principal vantagem dos siloranos é a mínima contração, este material foi testado para ser comparado com as resinas de metacrilato convencionais. A contração de polimerização pode ser determinada mediante diferentes métodos, por isso são utilizados diversos protocolos para se obter resultados mais confiáveis. O método de Arquimedes mede a diferença volumétrica completa obtendo o valor de contração tridimensional diretamente. Já o método do disco aderido mede as diferenças dimensionais em uma só direção e os valores logo podem-se converter em valores tridimensionais. A contração volumétrica obtida para o silorano foi de 0,94% (disco aderido) e 0,99% (Arquimides), enquanto as resinas de metacrilato obtiveram valores de contração de 1,5 até 5% (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005; BOUILLAGUET et al., 2006; FERRACANE, 2008; SCHMIDT et al., 2011).

A contração de polimerização traz como consequências a deformação do dente além do estresse nele. Quando ainda o silorano se encontrava na fase experimental, foi avaliada a deflexão cuspídea em restaurações mésio-ocluso-distal obtendo uma menor movimentação cuspídea quando comparada às de resinas de metacrilato (PALIN et al., 2005). Outro estudo avaliou a movimentação cuspídea, utilizando

diferentes materiais resinosos e o aparelho de interferometria (ESPI), encontrandose que, dentre os materiais testados, o silorano apresentou a menor movimentação e menor contração. Observou-se também que o silorano apresenta uma curva de movimentação atípica quando comparado com outras resinas compostas. Essa curva inicia seu percurso com um período de 30 segundos de estabilidade e sem movimentação, isso devido ao fato de o silorano ter um início de polimerização lento, provavelmente pelo tempo na busca de cátions para abrir os anéis e dar inicio à polimerização. A curva também indica que 50% da deformação ocorre nos primeiros 40 segundos da irradiação, apesar de que a contração continuou nos 240 segundos do teste (BOUILLAGUET et al., 2006).

O estresse de contração associado à contração de polimerização pode produzir o deslocamento da restauração no dente e contribuir para a aparição de sensibilidade pós-operatória, fratura ou fendas em esmalte, lesão de cárie secundária, pigmentação marginal e eventual falha da restauração (DELIPERI; BARDWELL, 2002). O teste de microinfiltração é comumente utilizado para avaliar a eficácia no selamento marginal das restaurações. Palin et al. (2005) avaliaram a microinfiltração do silorano experimental e compararam-na com resinas de metacrilato. Foram preparadas e restauradas cavidades mésio-ocluso-distal em dentes extraídos e após a termociclagem e o tratamento de microinfiltração obteve-se que o silorano experimental exibiu um valor de microinfiltração significativamente menor quando comparado com a resina Filtek™ Z250 de 3M ESPE, atribuindo esses resultados a uma diminuição da contração de polimerização.

Al-Boni e Raja (2010) compararam *in vitro* a microinfiltração de três materiais, incluindo a resina de silorano, utilizando cavidades classe I e azul de metileno a 2%. Houve microinfiltração em todos os corpos-de-prova, no entanto, o silorano obteve resultados significativamente menores, principalmente devido à baixa contração e ao tipo de polimerização que compensa a redução volumétrica do material fotoativado. Outro estudo avaliando microinfiltração foi realizado por Bagis, Baltacioglu e Kahyaogullari (2009) que observaram cavidades mésio-ocluso-distais restauradas com resina de metacrilato e silorano. Os dentes foram expostos a termociclagem e imersos em fucsina básica para serem observados em microscópio. Para todos os espécimes restaurados com silorano não foi observada microinfiltração em nenhum

grau, independentemente do tipo de inserção incremental da resina, fosse oblíqua ou vertical.

Similares resultados a esse foram apresentados por Yamazaki et al. (2006) em um estudo onde avaliaram restaurações classe 1 de silorano comparando com duas resinas de metacrilato. As restaurações inseridas por meio da técnica incremental oblíqua foram expostas a ciclagem mecânica. Observou-se que a ciclagem mecânica aumentou a microinfiltração dos grupos de resinas de metacrilato, exceto para o grupo do silorano. Independentemente do tipo de inserção na cavidade, o silorano apresentou uma maior incidência de fendas internas quando comparado com as outras resinas. Apesar da presença das fendas, estas não afetaram a microinfiltração quando as margens se encontravam seladas. Os autores discutem que, se as fendas foram produzidas devido à viscosidade do material, isso dificultaria a adaptação nas paredes da cavidade explicando, assim, a presença delas. Uma outra explicação seria a possibilidade de uma união fraca entre o primer e o adesivo do sistema adesivo do silorano, sendo que microscopicamente já foi observada a existência de fendas entre ambas as camadas, indicando a existência de algum tipo de incompatibilidade ou a ação de oxigênio na camada superficial do primer comprometendo a adesão (SANTINI; MILETIC, 2008; TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITTU, 2008; GARCIA et al., 2008).

Discordando dos resultados anteriores, Ernst et al. (2008) avaliaram a adaptação marginal de restaurações classe 5 *in vitro* utilizando o silorano e comparando-o com adesivos autocondicionantes. Nesse estudo, o silorano apresentou uma maior desadaptação marginal quando comparado com Clearfil SE Bond/Tetric Ceram. A desadaptação foi observada principalmente no esmalte, não havendo, no cimento, nenhum tipo de alteração.

Diante desses resultados controversos, foi testada clinicamente a hipótese de que uma menor contração de polimerização melhoraria a adaptação marginal e, assim, a possibilidade de confrontar resultados já obtidos, porém *in vitro*. Schmidt et al. (2011) avaliaram clinicamente restaurações classe 2 comparando o silorano com resinas de metacrilato por um período de um ano e obtiveram resultados sem diferenças significativas. Os resultados indicam que existem outros fatores, além da

contração de polimerização, que são importantes na avaliação da adaptação marginal, e que os dados laboratoriais obtidos, até agora, não foram significativos clinicamente.

O silorano é uma resina relativamente nova porém que já foi pesquisada extensamente, e continua sendo avaliada devido a suas muitas vantagens quando comparadas com as resinas tradicionais de metacrilato (ILIE; HICKEL, 2006). Muito tem se falado sobre o silorano ter uma composição diferente, uma molécula híbrida completamente distinta do Bis-GMA, UDMA ou outros metacrilatos. A resina Filtek™ P90 é um material resinoso indicado para restaurações posteriores nas quais, dependendo da profundidade ou extensão da cavidade, podem precisar de bases protetoras ou estratificação de cores para, assim, conseguir maior naturalidade no aspecto final da restauração. Nas cavidades profundas, é vantajoso, para minimizar os efeitos da contração de polimerização, lançar mão de algumas técnicas que têm sido desenvolvidas para este propósito. Entre essas alternativas encontra-se o uso do forramento com materiais de baixo módulo de elasticidade, capazes de absorver as tensões geradas pela contração por polimerização (DAVIDSON; DE GEE; FEILZER, 1984; DELIPERI; BARDWELL, 2002).

O ionômero de vidro modificado com resina é um material extensamente utilizado como base cavitária no tratamento de cavidades profundas. O complexo dentinopulpar precisa de proteção frente à invasão bacteriana, a condução termoelétrica, e de proteção química devido à agressão dos componentes dos materiais restauradores. O ionômero de vidro atende a essas características, além de funcionar como selamento da dentina, promovendo ainda a estimulação dos odontoblastos para produzir dentina reparadora (FERRACANE, 2001; HILTON, 2009). A biocompatibilidade, a adesividade na estrutura dentária, o coeficiente de expansão térmica similar à dentina e a liberação de flúor fazem com que o ionômero de vidro seja um excelente material restaurador (NAVARRO et al., 2007).

Nos casos de cavidades muito extensas há a necessidade de aplicar a técnica de estratificação de cores. Para tanto, é importante utilizar resinas de diferentes tons, obtendo-se uma restauração mais natural, e restabelecer o dente de forma integral, não só a função e a forma, mas também a estética. O silorano está

disponível em 4 cores e, nos casos onde tenha-se que usar mais de uma cor que não se encontra no kit do P90, pode-se utilizar uma resina convencional ou de metacrilato. Na atualidade, existe uma ampla variedade de cores para simular as características naturais e estéticas do dente. Quando são utilizadas resinas opacas e translúcidas, é possível restituir o croma e a saturação original do dente e, consequentemente, o aspecto natural dos mesmos.

Conhece-se que ambos os materiais, o CIVMR e a resina de metacrilato, contêm em sua composição moléculas diferentes do silorano. Portanto, poder-se-ia se levantar a hipótese de uma provável incompatibilidade na união entre estes materiais. Em vista disso, se forem utilizados conjuntamente na restauração, é importante avaliar a união interfacial entre esses materiais, sobretudo entendendo que o silorano ainda tem algum grau de contração por polimerização e, por isso, a técnica incremental estaria indicada. Ainda mais, a molécula de silorano, por ser do tipo catiônica, não apresenta camada inibida pelo oxigênio (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA, VALLITU, 2008). Observou-se que essa camada influencia de forma positiva a adesão entre incrementos de resina de polimerização do tipo radical livre (VANKERCKHOVEN et al., 1982; TRUFFIER-BOUTRY et al., 2003; ODIAN, 2004). O oxigênio é um poderoso inibidor que reage com os radicais para formar radicais peroxi não reativos, os quais retardam ou inibem a polimerização, criando uma camada superficial pobremente polimerizada (RUYTER, 1981; ODIAN, 2004; TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITTU, 2008; SHAWKAT et al., 2009). Essa camada apresenta-se viscosa e a presença dos grupos acrilatos não reativos melhora a força de adesão entre o substrato e a segunda camada pela formação de uniões covalentes dentro de uma rede. (VANKERCKHOVEN et al., 1982) Já Shawkat et al. (2009) discordam baseando-se nos resultados da sua pesquisa na qual concluem que a resistência de união entre incrementos não depende completamente na inibição da superfície, uma vez que não foi encontrada diferença nos valores de adesão em ambientes com e sem oxigênio.

No caso dos siloranos, a sua polimerização catiônica é insensível ao oxigênio. Devido a isso, o silorano, para aderir entre camadas sucessivas, depende da reatividade do material (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITTU, 2008). Esses achados vão contra o estudo de Shawkat et al. (2009) que afirmam que, no processo

de fotoativação dos siloranos, a canforoquinona, por meio de uma reação redox, cede um radical livre além de um radical catiônico, gerando as unidades iniciadoras de polimerização. Consequentemente, o oxigênio pode reagir com estes radicais produzindo a camada inibida já observada por esses autores, que encontraram que a espessura da camada inibida pelo oxigênio nos siloranos é significativamente menor que nas resinas de metacrilato (Filtek™ Z100 e Filtek™ Z250). Quando os espécimes foram fotoativados em um ambiente livre de oxigênio, ou seja, expostos à atmosfera de nitrogênio, não foi observada a camada inibida, confirmando assim que ambos os tipos de resina, silorano e de metacrilato, apresentam a influência do oxigênio na polimerização da camada superficial do material resinoso.

Diante do discutido anteriormente, reconhece-se que pouco é sabido sobre a compatibilidade dos materiais que diferem em composição da matriz. Se existisse uma incompatibilidade entre os materiais já descritos, isso se refletiria na qualidade da adesão dos incrementos. A 3M ESPE indica que o silorano junto ao seu sistema adesivo pode ser utilizado com o CIVMR como forrador ou base cavitária. Os fabricantes indicam também que as resinas de metacrilato e os compômeros, sejam flow ou não, que são aderidos ao dente utilizando o adesivo metacrilato, não podem ser usados como forradores ou base sob o silorano. Não obstante, se o silorano é usado como base debaixo de camadas de resina convencional de metacrilato não haverá nenhuma contraindicação.

Na atualidade não existem muitos artigos pesquisando a interação entre metacrilatos e siloranos. Tezvergil-Mutluay, Lassila e Vallittu (2008) avaliaram a resistência de união por meio de testes de microtração. Foram confeccionados substratos de silorano nos quais a segunda camada foi aderida em diferentes tempos: imediatamente, após 20 segundos e 5 minutos. Para comparar, incrementos de resina de metacrilato foram aderidos sob o silorano, com e sem o auxilio do bond ou adesivo. Já no grupo-controle foram aderidas duas camadas de resina de metacrilato. Após o armazenamento e teste de resistência, foram obtidos os seguintes resultados: o grupo de adesão entre duas camadas de resina de metacrilato exibiu o valor mais alto com 33 MPa, o grupo com resultado ligeiramente menor (26.7 MPa) foi o que aderiu imediatamente duas camadas de silorano. É importante ressaltar que houve uma tendência de diminuição da resistência quando

a colocação da segunda camada foi atrasada 20 segundos (25.4 MPa) e 5 minutos (22.4 MPa). Os grupos com valores significativamente mais baixos foram o grupo do silorano com incremento de resina de metacrilato e o grupo silorano/adesivo de metacrilato/resina de metacrilato. Os autores rejeitaram a hipótese de que as camadas de silorano teriam menor resistência de união em relação ás de metacrilato, pois os dados não mostraram diferenças significativas. Embora os valores obtidos para o silorano sejam menores, a porcentagem de falhas adesivas (25%) foi maior comparado com os metacrilatos. Sobre a adesão entre camadas de silorano, o fato de ter ocorrido uma diminuição da resistência quanto ao tempo de colocação do segundo incremento poderia indicar que a reatividade do material se reduz ao longo do tempo e afeta a adesão. Observou-se, também, que o uso de uma camada intermediária de adesivo do silorano aumentou a adesão entre silorano e metacrilato. O adesivo do silorano tem como componentes as moléculas de TEGDMA e dimetacrilatos fosfato. Uma possível reação entre o grupo fosfato com o oxirano e o grupo acrilato com o metacrilato poderiam ser a razão do aumento na

resistência de união obtida.

Porém, na técnica incremental, a adesão entre camadas sucessivas de resina é química. Apesar disso, também existe consenso de que a adesão de uma nova resina em relação a uma antiga seria do tipo micromecânica, não se devendo desconsiderar por completo a adesão química (YESILYURT et al., 2009). Na atualidade a maioria dos artigos relacionados à interação e adesão entre o silorano e outros materiais estão baseados em tratamentos de reparo de restaurações. É um fato que os clínicos usualmente não registram o tipo de material utilizado nas restaurações. Em caso de falha ou fratura de uma restauração adesiva, o tratamento de reparo é uma alternativa minimamente invasiva que evita a completa remoção e substituição da restauração (TYAS et al., 2000). Conhece-se que após o processo de envelhecimento da resina composta, o número de moléculas disponíveis para a polimerização cruzada diminui. Para melhorar a resistência de união à superfície de resina antiga esta é geralmente tratada por meio de asperização, condicionamento ácido e colocação de resina flow. Ivanovas, Hickel e Ilie (2010) testaram diferentes métodos para obter uma adequada resistência nos reparos utilizando o silorano. Foram encontrados resultados baixos para os grupos onde o silorano foi reparado com resina de metacrilato, exceto quando o silano foi usado como camada

intermediária de adesivo ou nos grupos onde o silorano foi reparado com silorano.

Lhürs et al. (2011) avaliaram a resistência de união no reparo da resina de silorano. Quando o tratamento prévio foi realizado com jateamento de óxido de alumínio, colocação do silano e aplicação do adesivo os valores de resistência apresentaram-se maiores quando comparados com outros tipos de pré-tratamentos. Os autores observaram resultados inadequados quando foi utilizado o primer do sistema adesivo do silorano, provavelmente devido ao primer ter uma natureza hidrofílica e estar indicado para adesão ao tecido dentário. Avaliaram no estudo de fractografia a presença de defeitos entre o silano e o primer causado pela possível interação entre ambos os materiais. Portanto, nos casos de reparo, a recomendação é que se não for exposta a estrutura dentária deve se evitar o uso de primer antes da colocação do adesivo para obter melhores resultados. Maneenut, Sakoolnamarka e Tyas (2011) concordam, concluindo que a utilização do silano como camada intermediária para reparos entre o silorano e qualquer outro material oferece melhores resultados.

Este estudo foi realizado em virtude das poucas pesquisas existentes na atualidade quanto à compatibilidade do silorano e a resina de metacrilato e diante a necessidade de se conhecer as interações desses materiais na confecção de uma restauração. Por isso, justifica-se avaliar a resistência de união entre incrementos de silorano com a resina de metacrilato ou CIVMR mediante o teste de microtração.

3 PROPOSIÇÃO

# 3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivo:

Avaliar a resistência de união entre as camadas de materiais restauradores com matrizes distintas, através de testes de microtração, sendo testadas as seguintes hipóteses nulas:

- A resistência de união entre camadas de silorano não apresenta diferença quando comparada com a resistência entre incrementos de resina de metacrilato.
- A adesão entre o silorano e a resina de metacrilato, independente da ordem nos incrementos, não apresenta diferença na resistência de união.
- Não existe diferença na resistência de união entre a resina de metacrilato e silorano com os cimentos de ionômero de vidro modificado com resina.



### **4 MATERIAL E MÉTODOS**

#### 4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Para a confecção dos espécimes, foram utilizados os seguintes materiais restauradores: uma resina micro-híbrida de silorano (Filtek<sup>™</sup> P90 Sistema Restaurador de Baixa Contração) (Figura 1), uma resina nano-híbrida de Bis-GMA (Filtek<sup>™</sup> Z350 Restaurador Universal) (Figura 2), cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer<sup>™</sup> Glass Ionomer Core Buildup/Restorative) (Figura 3), um sistema adesivo (Adper<sup>™</sup> Single Bond 2) (Figura 4) e um sistema adesivo autocondicionante de silorano (P90 Sistema Adesivo de Silorano) (Figura 5).



**Figura 1 -** Resina composta de silorano Filtek<sup>™</sup> P90.



Figura 2 - Resina composta de Bis-GMA Filtek<sup>™</sup> Z350.



**Figura 3 -** Iônomero de vidro modificado com resina Vitremer<sup>™</sup>.

O quadro 1 ilustra a marca comercial, composição, lote, validade e o fabricante do material utilizado.

Quadro 1 - Materiais restauradores utilizados no presente estudo.

Material	Composição	Lote	Validade	Fabricante
Vitremer <sup>™</sup> Glass Ionomer - Cor A3	Pó: vidro fluorualuminosilicato, persulfato de potássio, ácido ascórbico e pigmentos Líquido: ácido policarboxílico, copolímero do ácido acrílico e itacônico, água, HEMA, fotoiniciadores gloss: Bis-GMA, TEGDMA	pó 9TJ líq 9JB gloss 9FT	2012 - 04 2012 - 02 2012 - 04	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA
Filtek <sup>™</sup> Z350 Universal Restorative - Cor A3	Matriz orgânica: Bis-GMA,UDMA, Bis-EMA, TEGDMA, canforoquinona Parte inorgânica: nanosílice não aglomerado (20 nm), nanoaglomerado de zircônia/sílica (0,6–1,4 μm, 78,5% em peso)	N122413	2012 - 09	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA
Adper <sup>™</sup> Single Bond 2	Bis-GMA, HEMA, UDMA, copolímero do ácido polialcenóico e poliacrílico, canforoquinona, água, etanol, glicerol 1.3 dimetacrilato, nanopartículas de sílica (5nm; 10% em peso)	8RM	2011 - 05	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA
Filtek <sup>™</sup> P90 - Cor A3	Matriz orgânica: silorano, canforoquinona, sal iodônio, doador de elétron Parte inorgânica: partículas de quartzo, ítreo fluoreto (0,1 a 2 μm, em média 0,47 μm, 76% em peso), estabilizadores, pigmentos	9ER	2010 - 11	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA
Sistema adesivo P90	Primer auto condicionante:  Metacrilatos fosforilatados, copolímero do Vitrebond™, Bis- GMA, HEMA, água, etanol, partículas de sílica silanizadas, iniciadores, estabilizadores, canforoquinona (pH 2,7) Adesivo: Dimetacrilato hidrófobico, metacrilatos fosforilados, TEGDMA, partículas de sílica silanizadas, iniciadores, estabilizadores, canforoquinona	Adesivo N098774	2011 - 05	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA







Figura 5 - Sistema adesivo P90.

#### 4.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O estudo está distribuído em 9 grupos. O quadro 2 mostra o tratamento realizado em cada grupo e o número de espécimes por grupo.

**Quadro 2** - Distribuição dos espécimes nos grupos de estudo e tratamento realizado.

Grupo	Tratamento	nº Espécimes
G1 Pad	P90/adesivo P90/P90	10
G2 P	P90/sem adesivo/P90	14
G3 Z	Z350/sem adesivo/Z350	12
G4 Ppol	P90/sem adesivo, com tira de poliéster/P90	13
G5 ZadP	Z350/adesivo P90/P90	17
G6 PSBZ	P90/Single Bond 2/Z350	14
G7 ZSB	Z350/Single Bond 2/Z350	9
G8 VitrZ	Vitremer™/Single Bond 2/Z350	10
G9 VitrP	Vitremer™/adesivo P90/P90	11

### 4.3 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES

Todos os procedimentos foram executados em uma sala com temperatura de 23±1°C e com umidade relativa do ar de 50±10%. Para a confecção dos espécimes, foi utilizada uma matriz de borracha de silicone (Redealease® Borracha branca PS, São Paulo SP - Brasil) que permite a confecção de espécimes com dimensões de 5mm de largura, 5mm de comprimento e 2,5mm de espessura. O material restaurador foi inserido na matriz com o auxílio da espátula de inserção (Hu-Friedy®-PFIUP2, Chicago IL - USA) (Figura 6 e 7) e nos grupos G8 VitrZ e G9 VitrP, o ionômero de vidro modificado com resina foi aplicado utilizando-se a seringa Centrix® (Centrix®, Shelton CT - USA). A fotoativação (Figura 8) foi realizada com o aparelho de fotopolimerização de luz LED (Blue Star 3, Microdont Micro usinagem de precisão, São Paulo SP - Brasil/420-480nm) (Figura 9), com uma irradiância controlada de 1076mW/cm<sup>2</sup>, aferida por um radiômetro para LED (RD-7 Ecel Indústria e Comércio Ltda., Ribeirão Preto SP - Brasil). Para a aplicação do adesivo, foram utilizados os microaplicadores (Microbrush® Microbrush Corporation Garfton WI - USA) (Figura 10) e para conferir a espessura da segunda camada (2,5mm), foi usada a sonda periodontal (Hu-Friedy® - PCP26, Chicago IL - USA). O guadro 3 apresenta a descrição dos tratamentos realizados para cada grupo.

Quadro 3 - Grupos e descrição das técnicas de tratamento.

Grupo	Componentes	Técnica de tratamento
1 Pad	P90/adesivo P90/P90	Aplicação de uma camada de P90 na matriz, fotoativação por 40 segundos, aplicação do adesivo P90 (bond), suave jato de ar e fotoativação por 10 segundos, colocação imediata de uma segunda camada de P90 fotoativada por 40 segundos.
2 P	P90/sem adesivo/P90	Aplicação de P90 na matriz, fotoativação por 40 segundos e colocação imediata de uma segunda camada de P90 fotoativada por 40 segundos.
3 Z	Z350/sem adesivo/Z350	Aplicação de uma camada de Z350 na matriz, fotoativação por 40 segundos, seguida pela colocação imediata de uma segunda camada de Z350 fotoativada por 40 segundos.
4 Ppol	P90/sem adesivo, tira de poliester/P90	Aplicação de P90 na matriz, colocação da tira de poliéster no momento da fotoativação por 40 segundos, é retirada a tira após a polimerização e colocada imediatamente uma segunda camada de P90 fotoativada por 40 segundos.
5 ZadP	Z350/adesivo P90/P90	Aplicação de uma camada de Z350 na matriz, fotoativação por 40 segundos, aplicação do adesivo P90, suave jato de ar e fotoativação por 10 segundos, seguida pela colocação de uma camada de P90 fotoativada por 40 segundos.
6 PSBZ	P90/Single Bond 2/Filtek Z350	Aplicação de P90 na matriz, fotoativação por 40 segundos, aplicação do adesivo Single Bond 2, suave jato de ar e fotoativação por 10 segundos, logo depois a colocação de uma camada de Z350 fotoativada por 40 segundos.
7 ZSB	Z350/Single Bond 2/Z350	Aplicação de Z350 na matriz, fotoativação por 40 segundos, aplicação do Single Bond 2, suave jato de ar e fotoativação por 10 segundos, seguida pela colocação de uma segunda camada de Z350 que será fotoativada por 40 segundos.
8 VitrZ	Vitremer™/Single Bond 2/Z350	Aplicação de Vitremer na matriz com ajuda de uma seringa Centrix e fotoativado por 40 segundos, aplicação do adesivo Single Bond 2, suave jato de ar e fotoativação por 10 segundos, colocação de uma camada de Z350 fotoativada por 40 segundos.
9 VitrP	Vitremer™/adesivo P90/P90	Aplicação de Vitremer na matriz com ajuda da seringa Centrix e fotoativado por 40 segundos, aplicação do adesivo P90, suave jato de ar e fotoativação por 10 segundos, colocação de uma camada de P90 fotoativada por 40 segundos.

## 4.4 PREPARO DOS ESPÉCIMES PARA O TESTE DE MICROTRAÇÃO

Os espécimes (Figura 11) foram fixados com cera pegajosa (Kota Ind. e Comércio Ltda, São Paulo SP - Brasil) em um dispositivo de base retangular que permite a adaptação na máquina de cortes seriados (Isomet<sup>™</sup> Precision Saw<sup>®</sup> Buehler, Lake Bluff IL - USA) (Figura 12). Os espécimes foram secionados perpendicularmente à interface de adesão com um disco de diamante (Diamond Wheel 4", cód DWH4152 lot. 19133, South Beach Tech, San Clemente CA USA) em baixa velocidade sob refrigeração. Foram obtidas fatias com espessura média de 0,7mm. A base foi girada a 90° para permitir a realização do segundo seccionamento. Dessa maneira, foram obtidos palitos com dimensões aproximadas de 0,7mm x 0,7mm (Figura 13). Nos palitos dos grupos G8 VitrZ e G9 VitrP foi aplicado o gloss com microbrush para evitar a embebição e sinérese do ionômero de vidro e fotoativado por 10 segundos. Os espécimes de todos os grupos foram imersos em água deionizada e armazenados em estufa a 37℃ por um período de 24 horas. Decorridas 24 horas da confecção dos espécimes, estes foram removidos da estufa e secos com papel absorvente para serem avaliados. Para avaliar a resistência de união, os palitos foram fixados individualmente ao dispositivo de microtração tipo Bencor multi T (Danville Engineering, Danville CA - USA) com um adesivo à base de cianocrilato (Loctite Super Bonder gel control Henkel Ltda., São Paulo SP - Brasil), pelas extremidades, de modo a posicionar a interface adesiva em orientação perpendicular à força aplicada a uma velocidade de 0.5mm/minuto, utilizando uma célula de carga de 50N na máquina de ensaios universal EMIC (Modelo DL 500 DF n. 5775, N.serie 168 EMIC, Curitiba PR - Brasil) (Figura 14). Os valores obtidos são referentes à força máxima e à força de ruptura, expressas em Kgf, sendo o valor de força de ruptura utilizado para o cálculo da resistência de união. Após o teste, as porções fraturadas foram removidas e a área transversal de união correspondente à fratura foi medida utilizando um paquímetro digital (Código 727Z - 6'/150mm, Starrett Digital Caliper, Starrett Ind. e Comércio Ltda., Itu SP -Brasil). O valor da área de seção transversal foi transformado em cm<sup>2</sup>. A resistência de união foi calculada dividindo-se o valor de força de ruptura (Kgf) pela área (cm²) e depois convertida em megapascal (MPa) multiplicando por 0,0981.

#### 4.5 ANÁLISE DO TIPO DE FRATURA

Após a ruptura dos espécimes, as porções resultantes foram analisadas em um microscópio digital (200x DINO-LITE<sup>plus</sup> digital microscope, AnMo Electronics Corporation, Hsinchu - China) (Figura 15) para identificar o tipo de fratura resultante (Figura 16). As fraturas foram classificadas em adesiva, coesiva e mista:

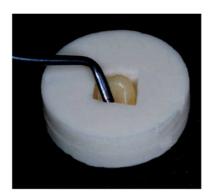
Adesiva: quando a fratura ocorreu na interface adesiva;

Coesiva: quando a fratura ocorreu no material restaurador;

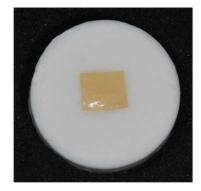
Mista: fratura adesiva e coesiva.

### 4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística para a verificação de diferenças entre os grupos em relação à resistência de união. As médias da resistência dos diferentes grupos foram comparadas pela análise de variância a um critério (ANOVA). Após essa avaliação, os dados foram submetidos ao teste de Tukey para comparações individuais entre os grupos. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de 5% (p<0,05).



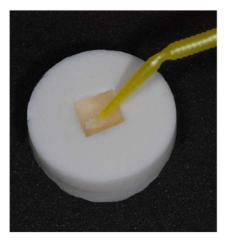
**Figura 6** - Colocação da camada do material restaurador (2.5mm de espessura) com o auxilio da espátula de resina.



**Figura 7** - Primeira camada do material restaurador antes da fotoativação.



**Figura 8** - Fotopolimerização do material restaurador por 40 segundos.



**Figura 10** - Aplicação do adesivo utilizando micro aplicadores.



Figura 12 - Máquina de corte.



**Figura 9** - Aparelho de fotoativação LED.



**Figura 11** - Espécime antes de ser cortado na máquina de corte.



**Figura 13** - Palito de 0.7mm de espessura e 5mm de comprimento.



**Figura 14** - Palito fixado no dispositivo Bencor antes de ser realizado o teste de microtração.



**Figura 15** - Microscópio digital (200x) DINO-LITE<sup>plus</sup> utilizado para identificar o tipo de fratura resultante.



**Figura 16** – Imagem da superfície fraturada obtida com microscópio digital.



5 RESULTADOS

### **5 RESULTADOS**

### 5.1 RESISTÊNCIA DE UNIÃO

A média e desvio-padrão da resistência de união dos grupos testados estão descritos na tabela 1.

**Tabela 1** - Aplicação do teste ANOVA a um critério para os resultados de resistência de união dos grupos testados contendo médias e desvios-padrão.

Grupo	Tratamento	n	Média (MPa)	dp
G1 Pad	P90/adesivo P90/P90	10	50,85 <sup>abd</sup>	15,30
G2 P	P90/sem adesivo/P90	14	40,24 <sup>ade</sup>	10,17
G3 z	Z350/sem adesivo/Z350	12	62,07⁵	15,22
G4 Ppol	P90/sem adesivo, com tira de poliéster/P90	13	28,84∞	9,19
G5 ZadP	Z350/adesivo P90/P90	17	62,10⁵	8,23
G6 PSBZ	P90/Single Bond 2/Z350	14	37,08 <sup>cd</sup>	12,53
G7 ZSB	Z350/Single Bond 2/Z350	9	54,33ab	12,32
G8 VitrZ	Vitremer™/Single Bond 2/Z350	10	37,35 <sup>∞</sup>	7,38
G9 VitrP	Vitremer™/adesivo P90/P90	11	34,85∞	4,14

P< 0,05

Letras iguais na mesma coluna indicam semelhança estatística

A análise dos resultados não mostrou diferença estatisticamente significante entre os G8 (Vitremer™/Single Bond 2/Z350) e G9 (Vitremer™/adesivo P90/P90), nem entre o G5 (Z350/adesivo P90/P90) e G7 (Z350/Single Bond 2/Z350), no entanto o G5 e G6 apresentaram diferença estatísticamente significativa. Não se encontrou diferença entre os grupos G1(P90/adesivo P90/P90) e G6(P90/Single Bond 2/Z350). O G5 mostrou o maior valor (62,1 MPa) e o G4, o menor valor (28,8 MPa). Foi observada diferença significativa entre os grupos G2 (P90/sem adesivo/P90) e G3 (Z350/sem adesivo/Z350). Para facilitar o entendimento, os grupos foram separados para melhor análise dos resultados (Gráfico 1, 2, 3).

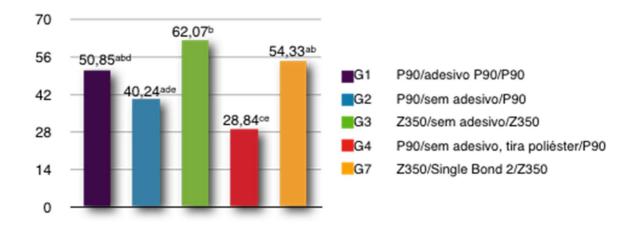


Gráfico 1 - Valores da resistência de união (MPa) dos grupos G1, G2, G3, G4 e G7.

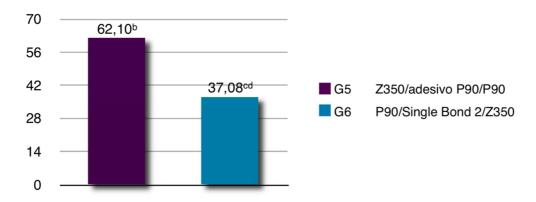


Gráfico 2 - Valores da resistência de união (MPa) dos grupos G5 e G6.

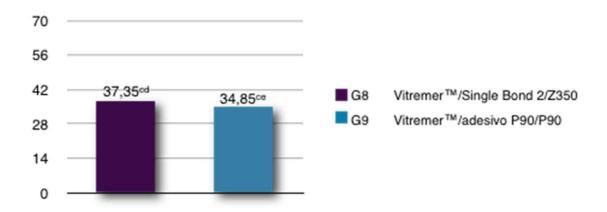


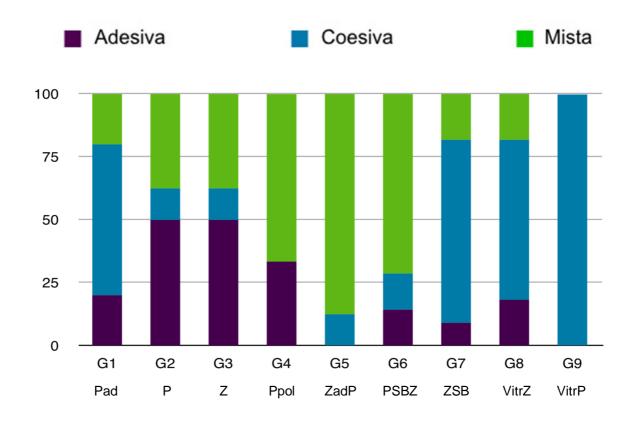
Gráfico 3 - Valores da resistência de união (MPa) dos grupos G8 e G9.

### 5.2 TIPO DE FRATURA

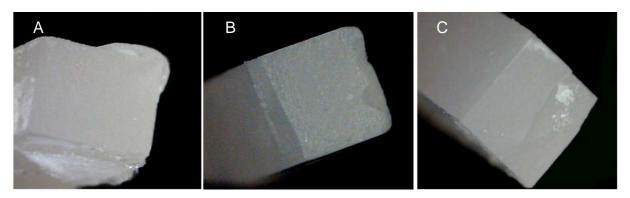
A porcentagem de espécimes dos grupos testados segundo o tipo de fratura resultante (Figura 17) e a relação entre ocorrência e tipo de fratura encontram-se na tabela 2 e no gráfico 4.

<b>Tabela 2</b> - Tipo de fratura distribuío	pelos arupos	(porcentagem).
--	--------------	----------------

Tipo de fratura % palitos	G1 Pad	G2 P	G3 Z	G4 Ppol	G5 ZadP	G6 PSBZ	G7 ZSB	G8 VitrZ	G9 VitrP
Tipo adesiva	20%	50%	62,5%	33,3%	0%	14,3%	9,1%	18,2%	0%
Tipo coesiva	60%	12,5%	0%	0%	12,5%	14,3%	72,7%	63,6%	100%
Tipo mista	20%	37,5%	37,5%	66,7%	87,5%	71,4%	18,2%	18,2%	0%



**Gráfico 4** - Porcentagem de espécimes dos grupos testados, segundo o tipo de fratura resultante.



**Figura 17** – A. Fratura adesiva. B. Fratura coesiva. C. Fratura mista. Imagens das superficies dos palitos fraturados, obtidas pelo Dino-Lite Plus.

6 DISCUSSÃO

## 6 DISCUSSÃO

## 6.1 DA JUSTIFICATIVA E PROPOSIÇÃO

A resina de silorano Filtek™ P90 é um material restaurador recentemente lançado no mercado, apresentando como principal vantagem a baixa contração de polimerização. Estudos têm publicado que o silorano possui uma contração de polimerização <1% quando comparado com as resinas de metacrilato que exibem porcentagens de contração de 1 até 5% (WEINMANN; THALACKER; GUGGENBERGER, 2005). No entanto, o silorano ainda apresenta certo grau de contração. Para diminuir o estresse e a contração de polimerização e aumentar o grau de conversão em restaurações de maior extensão, a inserção do material é realizada mediante a técnica incremental ou com o auxílio de materiais de baixo módulo de elasticidade utilizados como base cavitária (VANHERLE, LAMBRECHTS; BRAEM, 1985; DAVIDSON, 1994; DELIPERI; BARDWELL, 2002).

A adesão entre camadas pode ser afetada por diversos fatores, principalmente a rugosidade da superfície, a reatividade do material, a presença da camada inibida pelo oxigênio, o material intermediário e o material do incremento utilizado (LI, 1997). O oxigênio tem mostrado sua influência como inibidor da polimerização, especificamente da polimerização tipo radical livre (RUYTER, 1981). Quando o material restaurador é colocado na cavidade, a superfície do incremento é exposta ao ar da cavidade oral. A presença de oxigênio na polimerização promove a formação de uma camada superfícial com monômeros resinosos não reativos denominada camada inibida pelo oxigênio. Estudos prévios têm reportado que a presença da camada inibida melhora a adesão entre incrementos sucessivos pela formação de uniões químicas covalentes entre os monômeros não reativos e os monômeros do novo incremento resinoso (RUEGGEBERG; MARGESON, 1990; LI, 1997; TRUFFIER-BOUTRY et al., 2003). O silorano apresenta uma polimerização do tipo catiônica, a qual é insensível ao oxigênio (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITU, 2008).

Baseado nisso é de importância avaliar a adesão interfacial do silorano em relação a outros materiais, por possuírem diferente natureza molecular poderiam gerar incompatibilidade e dificuldade na capacidade de adesão.

### 6.2 DOS MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia aplicada nesta pesquisa buscou seguir padrões utilizados comumente para realizar testes de microtração. Dentro das limitações das pesquisas do tipo laboratorial, os passos realizados para a confecção dos espécimes, sua armazenagem e a aplicação do teste foram padronizados procurando se assemelhar aos procedimentos realizados na prática clínica.

Entre os materiais restauradores utilizados encontra-se a resina de metacrilato Filtek™ Z350, que foi usada como material de comparação. A Filtek™ Z350 se diferencia do silorano não apenas pela molécula, mas também pela presença de partículas inorgânicas. A Filtek™ Z350 contém aglomerados de zircônia e sílica enquanto a Filtek™ P90, partículas de quartzo e ítreo fluoreto. No entanto, o tamanho dos aglomerados e das partículas são similares (entre 0,6 a 2μm). Assim também as resinas Filtek™ Z350 e Filtek™ P90 são semelhantes quanto ao volume em peso das partículas inorgânicas (78,5% e 76%, respectivamente). Foi utilizado o adesivo Adper™ Single Bond 2 e, do sistema adesivo P90, só foi usado o adesivo e não o primer autocondicionante por se tratar de união de materiais inertes e sem umidade.

O delineamento experimental está composto por 9 grupos os quais foram planejados para incluir as diferentes situações clínicas que poderiam se apresentar. Os 4 primeiros grupos tentam imitar uma simples colocação de incrementos do mesmo material. Tezvergil-Mutluay, Lassila e Vallitu (2008) observaram um aumento na resistência de união quando foi utilizado entre as camadas de silorano o próprio adesivo. Nesta pesquisa incluiu-se o grupo previamente mencionado para comparar os resultados. Em função do que foi discutido sobre a camada inibida pelo oxigênio e a probabilidade de haver alguma influencia no silorano e a sua polimerização foi criado o Grupo 4 Ppol. O grupo-controle para comparar esses 4 primeiros grupos foi o G7 ZSB.

Para simular as combinações dos materiais resinosos foram inclusos os grupos 5 ZadP e 6 PSBZ. Em ambos os grupos foi utilizado o adesivo do material do segundo incremento para avaliar a existência de algum tipo de incompatibilidade entre esses materiais restauradores. Finalmente, nos grupos 8 VitrZ e 9 VitrP, foi utilizado o CIVMR simulando seu uso como base cavitária prévio à inserção da resina composta.

Dentro das características do tratamento realizado, a segunda camada foi aplicada imediatamente após a polimerização do primeiro incremento. Foi reportada uma diminuição da resistência de união entre camadas de silorano quando o segundo incremento foi aplicado depois de 20 segundos e 5 minutos (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITU, 2008). Por tanto, para padronizar o tempo em todos os grupos, a colocação foi imediata.

O sistema adesivo do P90 é classificado como autocondicionante e possui dois frascos, o primer hidrofílico e o adesivo propriamente dito. Nos grupos em que o tratamento inclui a utilização do adesivo do P90 foi utilizado exclusivamente o segundo frasco, ou seja, o adesivo que é hidrofóbico. Como nesta pesquisa não se está trabalhando com dentes ou com substratos úmidos, o uso do primer é inecessário. Lhürs et al. (2011), avaliando a resistência de união à microtração, observaram que o uso do primer do sistema adesivo P90 para tratamentos de reparo é prejudicial e não é recomendado se não há exposição do tecido dentário.

Para a fotoativação foi utilizada como fonte de luz a lámpada LED com uma densidade de potência de 1076mW/cm² aferida com um radiômetro. Na atualidade, os avanços tecnológicos de última geração de LEDs garantem resultados adequados na fotoativação de 20 segundos de um incremento de 2mm de espessura (KRAMER et al., 2008). A 3M ESPE sugere a fotoativação do silorano com lâmpada LED com densidade de potência de 500 a 1000mW/cm² por 40 segundos e, se houver maior densidade de potência (1000 a 1500mW/cm²), a fotoativação deve ser de 20 segundos. Não obstante, diversos autores têm reportado a dinâmica da polimerização do silorano, tendo como característica que este material precisa maior tempo de fotoativação devido ao período necessário para a formação de cátions (FERRACANE, 2005; STANSBURY et al., 2005; BOUILLAGUET et al., 2006). Segundo o fabricante o tempo de fotoativação

necessário não pode ser compensado por altas intensidades. Portanto, com a densidade de potência de 1076mW/cm<sup>2</sup>, foi padronizado o tempo de fotoativação para todos os materiais restauradores em 40 segundos.

No presente estudo foi realizado o teste de microtração no qual uma carga puramente tracional é colocada sob uma pequena área da interface adesiva. A principal vantagem de se testar uma área tão limitada é a presença de menor quantidade de defeitos que traz como consequência uma distribuição mais uniforme do estresse, obtendo-se medidas ou valores de resistência mais fidedignos (SANO et al. 1994; PASHLEY et al. 1999; GORACCI et al., 2004). A versatilidade do teste de microtração possibilita a avaliação de regiões ímpares e áreas com formas irregulares. Permite também uma melhor avaliação da interface adesiva facilitando o diagnóstico do tipo de fratura dos corpos-de-prova, que é parte importante na análise das falhas nos espécimes testados (TANUMIHARJA, BURROW; TYAS, 2000).

Sugere-se que a dimensão da área a se testar não exceda de 1,5mm² nem que seja menor que 0,5mm² (GORACCI et al., 2004). No entanto, a dificuldade encontrada na utilização do corpo-de-prova com formato de palito, nesta pesquisa, foi achar uma área adequada onde o palito conseguisse se quebrar. O espécime utilizado contém duas camadas (2,5mm cada uma) obtendo um total de 5mm de comprimento do palito. O corpo-de-prova com forma de palito de tamanho pequeno dificulta a fratura porque possui uma menor superfície de colagem ao dispositivo de microtração. Como o propósito da pesquisa é avaliar a resistência de união entre duas camadas, não se podia contar com a possibilidade de aumentar mais incrementos. Também não foi estimada a opção de aumentar o comprimento da camada uma vez que o fabricante sugere como máximo 2,5mm de espessura do material para uma ótima fotoativação e polimerização.

As fraturas em bloco dos substratos durante os testes de microtração limitam a interpretação dos resultados e não representam uma situação clínica (SANO et al., 1994). Não obstante, as fraturas em bloco são consideradas quanto ao efeito da interação entre os materiais (TAM; PILLIAR, 1993).

A avaliação do modo de fratura foi, com a maioria dos corpos-de-prova, difícil de se determinar. A falha adesiva era bastante óbvia mostrando uma face brilhante e plana; a falha coesiva era a mais simples de se observar quando a fratura se encontrava longe da interface. No entanto, para muitos dos corpos-de-prova, a fratura foi irregular e próxima à interface dificultando a leitura (MANEENUT; SAKOOLNAMARKA; TYAS, 2011). Nesta pesquisa, por causa da disponibilidade dos materiais, foi utilizada uma cor apenas para todas as resinas e CIVMR. Para facilitar a leitura dos fragmentos, é recomendado utilizar resinas de cores contrastantes.

#### 6.3 DOS RESULTADOS

Os resultados desta pesquisa foram agrupados de forma que diversas situações clínicas possam ser relacionadas entre si. Para tanto, os resultados foram divididos em três condições experimentais. O primeiro grupo inclui o G1 Pad, G2 P, G3 Z, G4 Ppol e G7 ZSB, simulando uma restauração na qual várias camadas do mesmo material são colocadas. A resistência de união na colocação de duas camadas de silorano, sem material intermediário (G2 P), mostrou diferença significativa quando comparada com o G3 Z, dessa forma sendo rejeitada a hipótese nula. Os tipos de fratura em ambos os grupos foram principalmente de caráter adesivo. Este resultado encontra-se em discordância com Tezvergil-Mutluay, Lassila e Vallitu (2008), que avaliaram os mesmos grupos mediante o teste de cisalhamento. Houve um valor menor de adesão para o grupo de silorano sendo não estatisticamente significativo. Neste estudo, o grupo de resina de metacrilato (Filtek™ Z250) exibiu um tipo de fratura predominantemente coesiva. Consequentemente, os valores desse grupo não descrevem estritamente a resistência de união, porém significa que a resistência de união é maior que a resistência do próprio material. Como o G2 P e G3 Z obtiveram resultados diferentes, isso poderia indicar que a reatividade do silorano é menor que a do metacrilato. Já Tezvergil-Mutluay, Lassila e Vallitu (2008) afirmaram que existe uma diminuição na resistência de união entre o silorano, com o decorrer do tempo, favorecendo a idéia de que o silorano apresenta menor reatividade.

Uma outra possibilidade para o G2 P e G3 Z terem exibido resultados significativos é a ausência ou a alteração da camada inibida pelo oxigênio na superfície do silorano. Tezvergil-Mutluay, Lassilu e Vallitu (2008) sugeriram que a superfície do silorano não apresenta camada inibida pelo oxigênio, o que foi rejeitado por Shawkat et al. (2009) ao comprovarem que, mesmo diminuída, o silorano exibe a camada inibida pelo oxigênio. Existe controvérsia sobre a função e a utilidade dessa camada inibida. Alguns artigos enfatizam o efeito positivo da superfície inibida na adesão de incrementos resinosos (LI, 1997; TRUFFIER-BOUTRY et al., 2003; VELAZQUEZ et al., 2003), enquanto outros autores concluem que a inibição do oxigênio na superfície resinosa não apresenta nenhum impacto na adesão interfacial (RUEGGEBERG; MARGESON, 1990; FINGER; LEE; PODSZUN, 1996; KUPIEC; BARKMEIER, 1996; SUH, 2004; SHAWKAT et al., 2009). Outros, ainda afirmam que o efeito do oxigênio é ruim para a adesão (ELIADES; CAPUTO, 1989). Os resultados desta pesquisa não estão focados em detectar o efeito do oxigênio no silorano, não obstante, para elucidar se a presença ou ausência da camada inibida acarreta alterações na adesão é que foi confeccionado o G4 Ppol que utilizou uma tira de poliéster no momento da fotoativação para eliminar a presença do oxigênio na superfície. Houve uma menor resistência de união no G4 Ppol, quando comparado com todos os grupos, o qual exibiu resultados estatisticamente significativos comparando-os com o G1 Pad e G3 Z. Esses resultados concordam com Shawkat et al. (2009), porém esses autores realizaram a polimerização em um ambiente com presença de nitrogênio e avaliaram por meio de testes de cisalhamento. Neste estudo, houve uma menor resistência de união do silorano polimerizado em nitrogênio comparada com a resistência do silorano exposto ao oxigênio, mas não apresentou diferença estatisticamente significativa. A diferença foi significativa quando foi comparada a resistência do silorano fotoativado em nitrogênio com a resistência de diferentes resinas de metacrilato. Isso provavelmente devido a que a concentração de radicais livres é menor nos siloranos por causa da polimerização catiônica.

Tendo em vista os resultados obtidos, para os diferentes grupos, percebe-se que o grupo G4 Ppol apresentou resultados diferentes quando comparados aos grupos G1 Pad e G3 Z, podendo supor que o oxigênio mostrou influência na polimerização do silorano. Dessa forma, acredita-se que ocorreu a formação da

camada inibida pelo oxigênio na superfície do silorano. Este resultado contraria as observações de Tezvergil-Mutluay, Lassila e Vallitu (2008), que não observaram a formação dessa camada superficial, tendo como justificativa o fato de a natureza da reação de polimerização ser do tipo catiônica. Já Shawkat et al. (2009) estudaram que, no processo de fotoativação do silorano, são gerados dois radicais: o radical catiônico e o radical livre. Consequentemente, o oxigênio, ao reagir com esses radicais, forma a camada inibida observada por esses autores. Eles descrevem que essa camada se apresenta com uma espessura significativamente menor quando comparada com a do metacrilato, provavelmente devido à diferença na quantidade de radicais produzidos em ambas as resinas.

A presença ou ausência da camada inibida pelo oxigênio e sua influencia na adesão entre os materiais resinosos é um assunto ainda não esclarecido e controverso. Suh (2003) estudou a importância dessa camada e, após a revisão da literatura e baseado em seus próprios resultados, concluiu que, apesar de se acreditar que a camada inibida pelo oxigênio é necessária para a adesão da resina composta, os estudos mostram que os materiais resinosos se aderem mesmo na ausência da mesma (RUEGGEBERG; MARGESON, 1990; FINGER; LEE; PODSZUN, 1996; SHAWKAT et al., 2009), corroborando o estudo de Shawkat et al (2009) que acreditam que a adesão entre incrementos de resina de silorano não é dependente da superfície inibida pelo oxigênio.

A discrepância entre os resultados dos estudos avaliando a influência da camada inibida estaria baseada na importância da espessura dessa camada. Uma maior espessura (37±16µm) poderia evitar uma adequada interdifusão entre os dois incrementos resinosos. Quando encontrarmos a camada inibida em menor espessura (±6 µm), é factível completar essa interdifusão entre o substrato e o incremento resultando em uma adequada resistência de união (SUH, 2004).

Uma outra possível explicação para as diferenças entre o G4 Ppol e os demais grupos poderia encontrar-se na avaliação da qualidade da superfície dos substratos. Por um lado, a adesão é certamente melhorada quando a camada inibida pelo oxigênio se encontra presente. Devido a sua natureza viscosa, esta se adere entremeando a sua rugosidade no novo incremento. Por outro lado, a colocação da tira de poliéster sobre a superfície da resina produz uma área de aspecto polido

deixando as forças micromecânicas sem impacto (TRUFFIER-BOUTRY et al., 2003).

O uso de adesivo como camada intermediária de resina antes da aplicação do segundo incremento aumenta a resistência de união, no entanto os resultados não foram estatisticamente significativos. Isso foi observado pelos resultados dos grupos G1 Pad e G2 P de silorano e o G3 Z e G7 ZSB de resina de metacrilato. Sugere-se que a colocação do adesivo entre camadas aumentaria a concentração do catalisador na interface, favorecendo o grau de conversão e a resistência de união (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITU, 2008).

A segunda condição experimental desenvolvida nos grupos G5 ZadP e G6 PSBZ descreve a colocação incremental de diferentes materiais. Ambos os grupos exibiram resultados significativamente diferentes e apresentaram predominância de falha do tipo mista. No perfil técnico da resina Filtek™ P90, o fabricante indica a utilização do silorano como base cavitária para ser recoberta com resina de metacrilato, situação descrita no G6 PSBZ, enfatizando que os adesivos convencionais podem ser usados para a união da resina de metacrilato sob o silorano. Uma vez que o adesivo do P90 e o Single Bond 2 são materiais que possuem componentes moleculares similares, clinicamente não deveria existir incompatibilidade se ambos adesivos entrassem em contato. Isso porque os monômeros metacrilatos, como o TEGDMA, formam parte dos componentes do adesivo P90, os quais naturalmente reagiriam com os monômeros HEMA e Bis-GMA do Single Bond 2. A possível reação dos grupos fosfato com o oxirano e o grupo acrilato com o dimetacrilato fazem com que seja factível a união desses dois materiais (TEZVERGIL-MUTLUAY; LASSILA; VALLITU, 2008). No entanto, os valores observados foram significativamente menores para o G6 PSBZ. Uma explicação poderia se encontrar na aplicação do Single Bond<sup>®</sup> 2 que, pela presença do HEMA, exibe propriedades hidrofílicas mostrando uma adequada capacidade de molhamento e infiltração. Por isso HEMA é um excelente promotor da adesão em estruturas dentárias (VAN LANDUYT et al., 2007). Levando em consideração que esta pesquisa utilizou substratos inertes sem presença de umidade, pode-se pensar que o Single Bond 2, em contato com o P90, altamente hidrofóbico, não conseguiu um escoamento aceitável e, portanto, houve menor adesão. Como alternativa para o G6 poderia ser utilizado um adesivo completamente hidrofóbico como o Adesivo do sistema Adper™ Scotchbond Multipropósito. Este adesivo foi usado no estudo de

Tezvergil-Mutluay, Lassila e Vallitu et al. (2008), obtendo melhores resultados.

O G5 ZadP exibiu melhores resultados comparados com os do G6 PSBZ. A possível razão é o que foi discutido anteriormente. A presença de monômeros dimetacrilatos no adesivo do P90 serve de conexão para a união da resina de silorano com outros materiais. O fabricante não recomenda o uso de resinas metacrilato nem de compômeros como forramento ou base cavitária, especificando que a resina de silorano não é compatível com o adesivo de metacrilato. Não obstante, quando adicionada uma camada intermediária do adesivo do sistema P90, o resultado foi diferente, o que foi confirmado com os resultados do G5 ZadP.

A confecção de um grupo avaliando a resistência de união entre o Filtek™ Z350 e Filtek™ P90 sem material intermediário foi descartada pelo fato de o fabricante referir que essa é uma união incompatível. Tezvergil-Mutluay, Lassilu e Vallitu (2008) testou a resistência de união ao cisalhamento do Filtek™ Z250 e o Filtek™ P90 sem adesivo entre eles e obteve o menor resultado quando comparado com todos os grupos. No entanto, a confecção desta condição experimental seria interessante para se ter um padrão de referência quanto à adesão de dois materiais de composições diferentes.

Para avaliar a interação do CIVMR e o silorano foram confeccionados os grupos G8 VitrZ e G9 VitrP. Ambos os grupos apresentaram resultados similares, sem diferença significativa e os tipos de fratura foram em sua maioria coesiva. O tipo de falha coesiva não corresponde com os valores de resistência de união, mesmo assim informa sobre a força adesiva, ou seja, a fratura coesiva indicaria que a união do ionômero é maior que a resistência do próprio material. O ionômero de vidro é um material que usualmente apresenta falhas coesivas, sendo que, com testes de microtração, a distribuição do estresse durante o teste favorece a presença de maior número de falhas interfaciais (PEREIRA et al., 2000).

No perfil técnico do silorano os fabricantes indicam a utilização da técnica sandwich. Os resultados obtidos nesta pesquisa corroboram e reafirmam que o uso do CIVMR, como base cavitária prévia ao silorano, pode ser um prática realizada sem apresentar alterações na adesão. A interação do CIVMR com o silorano tem a sua explicação na presença dos monômeros dimetacrilato no adesivo do P90, que

reagiriam com os monômeros resinosos do Vitremer™ produzindo uma adequada inter-relação entre ambos os materiais.

Apesar do propósito de avaliação da resistência de união e da interação do silorano com outros materiais restauradores, mediante testes de microtração, no processo de análise observou-se a alta capacidade e potencial desse novo material resinoso para se tornar uma resina de referência. Porém há a necessidade de se continuarem as pesquisas para poder determinar os pontos fracos que posteriormente promovam melhoras no produto, assim obtendo um ótimo desempenho do silorano nas restaurações dentárias. Com as limitações desta pesquisa, a discussão dos resultados permitiram observar uma interação aceitável do silorano com a resina de metacrilato e o CIVMR, sendo que a aplicação da camada intermediária de adesivo P90 favorece essas uniões. Quanto há influência da camada inibida pelo oxigênio, a análise demonstra que este é um assunto ainda discrepância resultados controverso pela dos em inúmeras Aparentemente, os estudos indicam que o silorano apresenta uma inibição na polimerização pelo oxigênio, mas isso não é determinante na adesão entre camadas. Por ser um material novo, as pesquisas devem-se desenvolver procurando entender as principais diferenças deste material visando à obtenção de excelentes propriedades com o fim de tornar melhores as restaurações dentárias.

7 CONCLUSÕES

# **7 CONCLUSÕES**

A partir da análise estatística e discussão dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- O adesivo do Sistema Adesivo P90 funciona como ligação entre materiais a base de metacrilato e o silorano, melhorando a resistência de união entre eles.
- A resina de silorano apresenta menor reatividade, a qual, pode estar relacionada a polimerização do tipo catiônica.

REFERÊNCIAS

## **REFERÊNCIAS**

Alani AH, Toh CG. Detection of microleakage around dental restorations: a review. Oper Dent. 1997 Jul-Aug;22(4):173-85.

Al-Boni R, Raja OM. Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. J Conserv Dent. 2010 Jul;13(3):152-5.

Araujo EM Júnior, De Goes MF, Chan DC. Utilization of occlusal index and layering technique in class I silorane-based composite restorations. Oper Dent. 2009 Jul-Aug;34(4):491-6.

Bagis YH, Baltacioglu IH, Kahyaogullari S. Comparing microleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide Class II MOD cavities. Oper Dent. 2009 Sep-Oct;34(5):578-85.

Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha J. Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. Dent Mater. 2006 Oct;22(10):896-902.

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

Buergers RW, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G. Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. Dent Mater. 2009 Feb;25(2):269-75.

Caughman WF, Rueggeberg FA, Curtis JW, Clinical guidelines for photocuring restorative resins. J Am Dent Assoc. 1995;126(9):1280-6.

Chappelow CC, Pinzino CS, Power MD, Eick JD. Photocured epoxy/SOC matrix resin systems for dental composites. Polymer Preprints. 1997;38:90-1.

Culbertson BM, Wan Q, Tong Y. Preparation and evaluation of visible light-cured multi-methacrylates for dental composites. Polymer Preprints. 1997;38:100-2.

Davidson CL. Glass-ionomer bases under posterior composites. J Esthet Dent. 1994;6(5):223-4.

Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. J Dent Res. 1984 Dec;63(12):1396-9.

Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. J Am Dent Assoc. 2002 Oct;133(10):1387-98.

Duarte S, Phark JH, Varjão FM, Sadan A. Nanoleakage, ultramorphological characteristics, and microtensile bond strengths of a new low-shrinkage composite to dentin after artificial aging. Dent Mater. 2009 Sep;25(5): 589-600.

Eick JD, Kotha SP, Chappelow CC, Kilwat KV, Giese GJ, Glaros AG et al. Properties of silorane-based dental resins and composites containing a stress-reducing monomer. Dent Mater. 2007 Aug;23(8):1011-7.

Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL. Stability of silorane dental monomers in aqueous systems. J Dent. 2006 Jul;34(6):405-10.

Eliades GC, Caputo AA. The strength of layering technique in visible light-cured composites. J Prosthet Dent. 1989 Jan;61(1):31-8.

Ende AV, Munck JD, Mine A, Lambrechts P, Meerbeck BV. Does a low-shrinkage composite induce less stress at the adhesive interface? Dent Mater. 2010 Mar;26(3):215-22.

Ernst CP, Galler P, Willershausen B, Haller B. Marginal integrity of class V restorations: SEM versus dye penetration. Dent Mater. 2008 Mar;24(3):319-27.

Ferracane JL. Materials in dentistry: principles and applications. 2da ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.

Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites: a stressful experience. Oper Dent. 2008 May-Jun;33(3):247-57.

Ferracane JL. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. Dent Mater. 2005 Jan;21(1):36-42.

Finger WJ, Lee KS, Podszun W. Monomers with low oxygen inhibition as enamel/dentin adhesives. Dent Mater. 1996 Jul;12(4):256-61.

Garcia RN, Schaible BR, Lohbauer U, Petschelt A, Franckenberger R. Resistência de união de sistemas adesivos autocondicionantes em dentina profunda. Rev Sul Bras Odontol. 2008;5(3): 39-47.

Gauthier MA, Stangel I, Ellis TH, Zhu XX. Oxygen inhibition in dental resins. J Dent Res. 2005 Aug;84(8):725-9.

Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PEC, Ferrari M. Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. Dent Mater. 2004 Sep;20:643-54.

Goracci G, Mori G, Casa de Martinis L. Curing light intensity and marginal leakage of resin composite restorations. Quintessence Int 1996;27:355-62.

Guggenberger R, Weinmann W. Exploring beyond methacrylates. Am J Dent. 2000;13(Spec No):82D-84D.

Hilton TJ. Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. Oper Dent. 2009 Sep-Oct;34(5):615-25.

Ilie N, Hickel R. Silorane-based dental composite: behavior and abilities. Dent Mater J. 2006 Sep;25(3):445-54.

Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. Dent Mater. 2009 Jun;25(6):810-9.

Ivanovas S, Hickel R, Ilie N. How to repair fillings made by silorane-based composites. Clin Oral Investig. 2010;16. [Epub ahead of print]

Kopperud HM, Schmidt M, Kleven IS. Elution of substances from a silorane-based dental composite. Eur J Oral Sci. 2010 Feb;118(1):100-2.

Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resinbased composites in the LED era. Am J Dent. 2008 Jun;21(3):135-42.

Kupiec KA, Barkmeier WW. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. Oper Dent. 1996 Mar-Apr;21(2):59-62.

Lhürz AK, Görmann B, Jacker-Guhr S, Geurtsen W. Repairability of dental siloranes in vitro. Dent Mater. 2011 Feb;27(2):144-9.

Li J. Effects of surface properties on bond strength between layers of newly cured dental composites. J Oral Rehabil. 1997 May;24(5):358-60.

Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. Dent Mater. 2010 Apr;26(4):337-44.

Maneenut C, Sakoolnamarka R, Tyas MJ. The repair potential of resin composite materials. Dent Mater. 2011 Feb;27(2):e20-7.

Navarro MFL, Bresciani E, Barata TJE, Fagundes TC, Henostroza N. Tratamiento Restaurador Atraumatico (ART) Manual clínico. 1era ed. Lima: IADR International Association of Dental Research - Sección Perú: Asociación de Investigación Odontológicas del Perú; 2007.

Odian G. Principles of polymerization. In: Radical chain polymerization. 4ta ed. John Wiley & Sons; 2004.

Palin WM, Fleming GJ, Burke F, Marquis P, Randall R. The influence of short and medium-term water immersion on the hydrolytic stability of novel low-shrink dental composites. Dent Mater. 2005 Sep;21(9):852-63.

Palin WM, Fleming GJ, Nathwani H, Burke FJ, Randall RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. Dent Mater. 2005 Apr;21(4):324-35.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The Microtensile bond test: a review. J Adhes Dent. 1999 Winter;1(4):299-309.

Pereira PN, Sano H, Ogata M, Zheng L, Nakajima M, Tagami J, et al. Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements. J Dent. 2000 Jul;28(5):347-54.

Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. J Dent Res. 1990 Oct;69(10):1652-8.

Ruyter IE. Unpolymerized surface layers on sealants. Acta Odontol Scand. 1981;9(1):27-32.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - evaluation of a microtensile bond test. Dent Mater. 1994 Jul;10(4):236-40.

Santini A, Miletic V. Comparison of the hybrid layer formed by Silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM. J Dent. 2008 Sep;36(9):683-91.

Satsangi N, Rawls HR, Norling BK. Synthesis of low-shrinkage polymerizable liquid-crystal monomers. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004 Oct;71(1):153-8.

Satsangi N, Rawls HR, Norling BK. Synthesis of low-shrinkage polymerizable methacrylate liquid-crystal monomers. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2005 Aug;74(2):706-11.

Schmidt M, Kirkevang LL, Horsted-Bindslev P, Poulsen S. Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial. Clin Oral Investig. 2011 Apr;15(2):291-5.

Shawkat ES, Shortall AC, Addison O, Palin WM. Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites. Dent Mater. 2009 Nov;25(11):1338-46.

Stansbury JW, Trujillo-Lemon M, Lu H, Ding X, Lin Y, Ge J. Conversion-dependent shrinkage stress and strain in dental resins and composites. Dent Mater. 2005 Jan;21(1):56-67.

Suh BI. Oxygen-inhibited layer in adhesion dentistry. J Esthet Restor Dent. 2004;16(5):316-23.

Tam LE, Pilliar RM. Fracture toughness of dentin/resin-composite adhesive interfaces. J Dent Res. 1993 May;72(5):953-9.

Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. Dent Mater. 2000 May;16(3):180-7.

Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. Incremental layers bonding of silorane composite: the initial bonding properties. J Dent. 2008 Jul;36(7):560-3.

Tilbrook DA, Clarke RL, Howle NE, Braden M. Photocurable epoxy-polyol matrices for use in dental composites I. Biomaterials. 2000 Sep;21(17):1743-53.

Truffier-Boutry D, Place E, Devaux J, Leloup G. Interfacial layer characterization in dental composite. J Oral Rehab. 2003 Jan;30:74-7.

Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry - a review. FDI Commission Project 1-97. Int Dent J. 2000 Feb;50(1):1-12.

Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? Dent Mater. 2010 Mar;26(3):215-22.

Vanherle G, Lambrechts P, Braem M. Overview of the clinical requirements for posterior composites. In: Vanherle G, Smith DC, editors. International Symposium on Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials. St. Paul, MN: Minnesota Mining + Mfg Co; 1985: 21-40.

Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials. 2007 Sep;28(26):3757-85.

Vankerckhoven H, Lambrechts P, van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G. Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. J Dent Res. 1982 Jun;61(6):791-5.

Velazquez E, Vaidyanathan J, Vaidyanathan TK, Houpt M, Shey Z, Von Hagen S. Effect of primer solvent and curing mode on dentin shear bond strength and interface morphology. Quintessence Int. 2003 Jul-Aug;34(7):548-55.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composite. Dent Mater. 2005 Jan;21(1):68-74.

Wu X, Sun Y, Xie W, Liu Y, Song X. Development of novel dental nanocomposites reinforced with polyhedral oligomeric silsesquioxane (POSS). Dent Mater. 2010 May;26(5):456-62.

Yamazaki PC, Bedran-Russo AK, Pereira PN, Wsift EJ Junior. Microleakage evaluation of a new low-shrinkage composite restorative material. Oper Dent. 2006 Nov-Dec;31(6):670-6.

Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: effect of surface treatments and bonding agents. J Esthet Restor Dent. 2009 May;21:251-60.

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Composite materials: Composition, properties and clinical applications. Schweiz Monatsschr Zahnmed. 2010;120(11):972-9.

**APÊNDICES** 

# **APÊNDICE**

APÊNDICE A - Dados relacionados a os corpos-de-prova testados segundo o grupo experimental.

GRUPO 1		P90 + A	desivo PS			
	Longi	tudes	Área	Força ruptura	Força	Resistência
	(m	ım)	(cm <sup>2</sup> )	(kgf)	máxima	(MPa)
1	0,680	0,790	0,005	1,825	1,832	33,327
2	0,600	0,700	0,004	1,685	1,692	39,357
3	0,710	0,620	0,004	2,197	2,197	48,961
4	0,680	0,670	0,005	2,285	2,3	49,201
5	0,710	0,600	0,004	2,332	2,527	53,702
6	0,690	0,680	0,005	3,137	3,151	65,588
7	0,620	0,760	0,005	1,434	1,464	29,855
8	0,570	0,590	0,003	1,635	1,635	47,694
9	0,590	0,640	0,004	3,114	3,128	80,901
10	0,560	0,710	0,004	2,431	2,431	59,980
media						50,856

GRUPO 2	P90 + sem adesivo + P90					
	Longi (m	tudes ım)	Área (cm²)	Força ruptura (kgf)	Força máxima	Resistência (MPa)
1	0,730	0,790	0,006	1,836	1,836	31,231
2	0,620	0,660	0,004	1,36	1,367	32,604
3	0,630	0,700	0,004	1,326	1,326	29,497
4	0,750	0,750	0,006	1,87	1,873	32,613
5	0,760	0,590	0,004	2,662	2,68	58,239
6	0,730	0,630	0,005	2,216	2,216	47,269
7	0,640	0,630	0,004	1,424	1,424	34,646
8	0,690	0,730	0,005	2,456	2,456	47,833
9	0,780	0,600	0,005	2,115	2,129	44,334
10	0,780	0,590	0,005	1,624	1,66	34,619
11	0,760	0,640	0,005	1,795	1,795	36,203
12	0,720	0,630	0,005	1,333	1,333	28,829
13	0,750	0,690	0,005	2,484	2,484	47,088
14	0,730	0,630	0,005	2,737	2,737	58,382
media						40,242

GRUPO 3	Z	Z350 + s	em adesiv	o + Z350		
	Longi	tudes	Área	Força ruptura	Força	Resistência
	(m	ım)	(cm <sup>2</sup> )	(kgf)	máxima	(MPa)
1	0,730	0,830	0,006	1,845	2,152	29,872
2	0,640	0,790	0,005	2,66	2,66	51,611
3	0,610	0,690	0,004	2,36	2,38	55,005
4	0,620	0,580	0,004	2,637	2,644	71,938
5	0,550	0,700	0,004	2,650	2,660	67,523
6	0,650	0,630	0,004	2,840	2,840	68,035
7	0,610	0,640	0,004	2,909	2,909	73,098
8	0,610	0,560	0,003	2,628	2,644	75,470
9	0,650	0,540	0,004	1,358	2,293	37,954
10	0,630	0,590	0,004	2,513	2,153	66,324
11	0,550	0,720	0,004	2,948	2,961	73,030
12	0,590	0,620	0,004	2,799	2,820	75,063
media						62,077

GRUPO 4	P90	) + sem a	n adesivo com tira de poliéster + P90			
	Longi	tudes	Área	Força ruptura	Força	Resistência
	(m	ım)	(cm <sup>2</sup> )	(kgf)	máxima	(MPa)
1	0,610	0,600	0,004	1,569	1,569	42,054
2	0,520	0,560	0,003	1,428	1,428	48,107
3	0,740	0,650	0,005	1,054	1,054	21,496
4	0,740	0,610	0,005	0,588	0,588	12,779
5	0,710	0,610	0,004	1,118	1,125	25,323
6	0,620	0,740	0,005	0,899	0,905	19,222
7	0,650	0,670	0,004	1,441	1,441	32,460
8	0,640	0,770	0,005	1,564	1,564	31,134
9	0,630	0,500	0,003	1,025	1,025	31,921
10	0,640	0,620	0,004	1,088	1,095	26,898
11	0,600	0,600	0,004	0,992	0,999	27,032
12	0,660	0,900	0,006	1,886	1,999	31,148
13	0,630	0,630	0,004	1,027	1,027	25,384
media						28,843

GRUPO 5		Z350 + a	adesivo P	90 + P90		
	Longi	tudes	Área	Força ruptura	Força	Resistência
	(m	ım)	(cm <sup>2</sup> )	(kgf)	máxima	(MPa)
1	0,61	0,59	0,004	2,335	2,335	63,646
2	0,67	0,59	0,004	2,476	2,488	61,446
3	0,61	0,70	0,004	2,668	2,668	61,295
4	0,60	0,64	0,004	2,659	2,659	67,929
5	0,59	0,77	0,005	3,066	3,091	66,206
6	0,61	0,66	0,004	3,044	3,066	74,172
7	0,56	0,60	0,003	2,163	2,177	63,152
8	0,60	0,80	0,005	2,893	2,902	59,126
9	0,66	0,74	0,005	2,753	2,753	55,297
10	0,68	0,71	0,005	2,827	2,838	57,442
11	0,70	0,65	0,005	2,764	2,785	59,593
12	0,60	0,60	0,004	2,936	2,957	80,006
13	0,64	0,65	0,004	3,092	3,092	72,915
14	0,61	0,67	0,004	2,349	2,367	56,383
15	0,65	0,80	0,005	2,902	2,902	54,747
16	0,67	0,77	0,005	2,458	2,458	46,740
17	0,60	0,78	0,005	2,660	2,660	55,758
media						62,109

GRUPO 6	Р	P90 + Single Bond 2 + Z350				
	Longi	tudes	Área	Força ruptura	Força	Resistência
	(m	m)	(cm <sup>2</sup> )	(kgf)	máxima	(MPa)
1	0,70	0,63	0,004	1,310	1,310	29,141
2	0,70	0,70	0,005	1,308	1,308	26,187
3	0,62	0,76	0,005	0,617	0,617	12,845
4	0,66	0,70	0,005	1,315	1,315	27,922
5	0,67	0,64	0,004	1,065	1,065	24,365
6	0,65	0,73	0,005	1,498	1,905	30,970
7	0,65	0,69	0,004	2,492	2,511	54,507
8	0,63	0,70	0,004	1,852	1,852	41,198
9	0,62	0,66	0,004	2,094	2,110	50,201
10	0,77	0,66	0,005	2,358	2,367	45,517
11	0,65	0,70	0,005	2,081	2,097	44,867
12	0,66	0,76	0,005	2,282	2,301	44,630
13	0,68	0,70	0,005	2,625	2,625	54,099
14	0,70	0,72	0,005	1,681	1,681	32,719
media						37,084

GRUPO 7	Z350 + Single Bond 2 + Z350					
	Longi	tudes	Área	Força ruptura	Força	Resistência
	(m	ım)	(cm <sup>2</sup> )	(kgf)	máxima	(MPa)
1	0,61	0,67	0,004	2,987	3,007	71,697
2	0,69	0,59	0,004	1,953	1,966	47,062
3	0,64	0,63	0,004	2,545	2,545	61,921
4	0,62	0,63	0,004	1,770	1,779	44,454
5	0,58	0,68	0,004	1,946	1,960	48,403
6	0,60	0,61	0,004	1,628	1,630	43,636
7	0,62	0,69	0,004	1,928	1,928	44,212
8	0,60	0,68	0,004	2,168	2,182	52,128
9	0,58	0,73	0,004	3,259	3,259	75,510
media						54,336

GRUPO 8	Vitremer + Single Bond 2 + Z350					
	Longi (m	tudes ım)	Área (cm²)	Força ruptura (kgf)	Força máxima	Resistência (MPa)
1	0,69	0,75	0,005	2,193	2,204	41,572
2	0,66	0,68	0,004	1,283	1,290	28,044
3	0,73	0,81	0,006	1,785	1,786	29,614
4	0,72	0,67	0,005	2,289	2,399	46,549
5	0,71	0,78	0,006	1,793	1,804	31,761
6	0,68	0,79	0,005	2,707	2,724	49,433
7	0,72	0,82	0,006	2,204	2,218	36,621
8	0,80	0,62	0,005	1,527	1,537	30,201
9	0,77	0,69	0,005	2,156	2,156	39,809
10	0,69	0,70	0,005	1,966	1,980	39,931
media						37,354

GRUPO 9	Vi	tremer -	- Adesivo	P90 + P90		
	Longi	tudes	Área	Força ruptura	Força	Resistência
	(m	ım)	(cm <sup>2</sup> )	(kgf)	máxima	(MPa)
1	0,61	0,70	0,004	1,679	1,690	38,574
2	0,67	0,72	0,005	1,763	1,763	35,852
3	0,67	0,61	0,004	1,669	1,669	40,061
4	0,79	0,64	0,005	1,910	1,910	37,059
5	0,71	0,75	0,005	1,411	1,411	25,994
6	0,69	0,72	0,005	1,576	1,587	31,120
7	0,66	0,72	0,005	1,573	1,578	32,473
8	0,60	0,72	0,004	1,592	1,599	36,152
9	0,60	0,70	0,004	1,687	1,694	39,404
10	0,79	0,74	0,006	1,980	1,980	33,226
11	0,74	0,68	0,005	1,717	1,717	33,473
media						34,853

# APÊNDICE B - Análise de ANOVA (análise de variância a um critério)

Variável independente: TRATAMENTO

Variável dependente: RESISTÊNCIA

Fonte de variação Entre grupos

Soma de quadrados 15872,419227

Graus de liberdade 8

**Quadrado médio** 1984,0524034

"F" 16,66902

Total 27894,074814

Bartlett 21,58085

Prob. 0,005754

Grupo	Média	Desvio Padrão	Número de Valores
G1	50,85660	15,3041173	10
G2	40,24192	10,1763793	14
G3	62,07691	15,2211091	12
G4	28,84292	9,19584448	13
G5	62,10900	8,23384276	17
G6	37,08342	12,5336437	14
G7	54,33588	12,3232552	9
G8	37,35350	7,38224438	10
G9	34,85345	4,14566811	11

**APÊNDICE C - Teste de Tukey** 

# Nivel de significância = 0,05

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
G1 X G2	10,6146714	14,3217857	Não significante
G1 X G3	-11,220316	14,8107239	Não significante
G1 X G4	22,0136769	14,5494913	SIGNIFICANTE
G1 X G5	-11,252400	13,7851974	Não significante
G1 X G6	13,7731714	14,3217857	Não significante
G1 X G7	-3,4792888	15,8931914	Não significante
G1 X G8	13,5031000	15,4692966	Não significante
G1 X G9	16,00311454	15,1136330	SIGNIFICANTE
G2 X G3	-21,834988	13,6077901	SIGNIFICANTE
G2 X G4	11,3990054	13,3229916	Não significante
G2 X G5	-21,867071	12,4838326	SIGNIFICANTE
G2 X G6	3,15850000	13,0739418	Não significante
G2 X G7	-14,093960	14,7786312	Não significante
G2 X G8	2,88842857	14,3217857	Não significante
G2 X G9	5,38847403	13,9368688	Não significante
G3 X G4	33,2339935	13,8472417	SIGNIFICANTE
G3 X G5	-0,0320833	13,0418585	Não significante
G3 X G6	24,9934881	13,6077901	SIGNIFICANTE
G3 X G7	7,74102778	15,2529321	Não significante
G3 X G8	24,7234166	14,8107239	SIGNIFICANTE
G3 X G9	27,2234621	14,4388472	SIGNIFICANTE
G4 X G5	-33,266076	12,7444195	SIGNIFICANTE
G4 X G6	-8,2405054	13,3229916	Não significante
G4 X G7	-25,492965	14,9994031	SIGNIFICANTE
G4 X G8	-8,5105769	14,5494913	Não significante
G4 X G9	-6,0105314	14,1707609	Não significante
G5 X G6	25,0255714	12,4838326	SIGNIFICANTE

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
G5 X G7	7,77311111	14,2592448	Não significante
G5 X G8	24,7555000	13,7851974	SIGNIFICANTE
G5 X G9	27,2555454	13,3848584	SIGNIFICANTE
G6 X G7	-17,252460	14,7786312	SIGNIFICANTE
G6 X G8	-0,2700714	14,3217857	Não significante
G6 X G9	2,22997403	13,9368688	Não significante
G7 X G8	16,9823888	15,8931914	SIGNIFICANTE
G7 X G9	19,4824343	15,5472280	SIGNIFICANTE
G8 X G9	2,50004545	15,1136330	Não significante