LETICIA CRISTINA CIDREIRA BOARO

Validação do ensaio de tensão de polimerização através de correlações com testes de qualidade de interface de restaurações em compósitos

São Paulo

2011

LETICIA CRISTINA CIDREIRA BOARO

Validação do ensaio de tensão de polimerização através de correlações com testes de qualidade de interface de restaurações em compósitos

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

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Roberto Ruggiero Braga.

São Paulo

2011

Boaro LCC. Validação do ensaio de tensão de polimerização através de correlações com testes de qualidade de interface de restaurações em compósitos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: /   /2011

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

AGRADECIMENTOS

“Os anos passam, o conhecimento é acumulado, algum conhecimento é esquecido, outros ultrapassados. Mas a lembrança dos nossos mestres é eterna!”

Ao meu orientador **Roberto Ruggiero Braga**. Já lhe agradei por sua orientação, por compartilhar sua sabedoria, por sua paciência, disponibilidade e dedicação. Agradei também por me ensinar a ter espírito crítico e persistência, por ter me feito crescer tanto. Mas tenho que lhe agradecer ainda por tantas vezes que me colocou diante de um espelho e me fez enfrentar características minhas difíceis de superar. Por abrir tantas portas, inclusive a da sua casa para me receber. Quando eu consegui ver além do orientador, percebi que você realmente queria me ver crescer, mesmo que colocando isso da sua maneira. Suas expectativas são muito altas, mas espero ter conseguido chegar perto. Se alguma vez eu quis melhorar alguma coisa foi porque eu sabia que você espera mais de mim.

Ao meu segundo orientador **Walter Gomes Miranda Junior**, que sempre esteve à disposição para me ajudar. Obrigada pelo apoio e incentivo, por me acalmar quando eu achava que tudo ia dar errado. Por se preocupar com o meu futuro, e se esforçar tanto em para que ele seja promissor.

“ A família não nasce pronta. Ela se constrói aos poucos, e é o nosso maior laboratório prático de amor!.”

Ao **Anderson Zuccholini**, meu marido! Que durante tantos anos esteve ao meu lado. Apoiando-me nas minhas loucuras, me ajudando a levantar dos meus tombos, e me dando forças para continuar. Fica aqui meu agradecimento por todo amor e atenção que você me dá. Se eu cheguei até aqui, foi porque você esteve do meu lado!

Aos meus pais, **Luiz Antônio** e **Marilene**, agradeço por tudo! Por toda paciência, dedicação, amor e carinho que foram essenciais para que eu conseguisse passar por tantos momentos difíceis.

À toda a parte gaúcha da minha família. Minha irmã **Magali Boaro** que sempre me incentivou, me apoiou, me ouviu e me deu forças para continuar. Obrigada por estar do meu lado desde meus primeiros passos, literalmente! Meu sobrinho **Diego Boaro** e meu cunhado **Carlos Azevedo** por toda a ajuda e paciência.

Aos meus avós **Diogo** e **Helena**, que me ajudaram desde sempre, e continuam cheios de amor e carinho.

"O amigo é a resposta aos teus desejos. Mas não o procures para matar o tempo! Procura-o sempre para as horas vivas. Porque ele deve preencher a tua necessidade, mas não o teu vazio."

Khalil Gibran

À amiga **Luciana Katty**, super companheira de todas as horas! Agradeço por todo o apoio, por me ajudar a ver a luz em momentos de desespero, por me animar, por toda a preocupação sincera! Sem você essa jornada teria sido muito mais difícil!

À amiga **Flávia Gonçalves**, que me aguentou até em outro país. Meu grande exemplo de dedicação e inteligência. Agradeço não apenas pela amizade, mas na ajuda em tantos trabalhos que fizemos juntas.

À amiga **Tathy Xavier**, por me trazer lucidez, e me fazer pensar com serenidade. Por topar ir comigo para faculdade de sábado, domingo e feriado. Por estar ao meu lado quando eu precisei cortar o dedo para não perder o corpo-de-prova! Obrigada por provar que loira é inteligente.

Aos amigos pinguins **Carol Lumi**, **Márcia Borba** e **Maurício Gomes**. O início da nossa pós graduação foi inesquecível. Obrigada por tantos momentos divertidos que compartilhamos.

Às minhas queridas cisnes que eu gosto mais que lasanha: **Marina DiFrancescantonio**, de um trabalho conjunto veio uma grande amizade. Entre tantas coisas, agradeço por ter me ajudado a ver tudo com clareza, e trazer objetividade quando eu pensei que todos os experimentos iriam dar errado. **Luana Campos** agradeço por trazer tanto brilho ao nosso departamento materiano. **Helena Burlamaqui Porcelli**, agradeço pela amizade sincera, por todas as vezes que você me ajudou a ser discreta e não "sincericida". Você é um exemplo de integridade, dedicação e responsabilidade.

Ao **André DeVito**, moço do hipoclorito, agradeço por me ouvir nas minhas crises existenciais, e sempre me animar. Por sempre me cobrir quando eu não podia ir na CCP.

À **Carina Castellan**, minha melhor amiga e companheira para NÃO trabalhar! Agradeço pelas conversas construtivas e momentos de descontração. Obrigada por me fazer companhia nos momentos em que o que mais precisava era não fazer nada.

À **Nívea Froes-Salgado** que mesmo no fim da gravidez não me negou ajuda. Muito obrigada mesmo! Sem sua ajuda eu jamais teria terminado.

Ao **Vinicius Gajewski** que me ajudou tanto, desde me fazer companhia para ir comprar parafusos, quanto se perder entre tantas fotos de MEV no photoshop.

À **Thayse Guimarães** que participou de todo o início do meu doutorado. Obrigada por toda a ajuda com o projeto de qualificação, por todas as conversas que tivemos enquanto estávamos na Instron, durômetro, FTIR, etc.

Meus sinceros agradecimentos a duplinha oriental que garante os momentos de descontração materianos: **Karen Fukushima** e **Fernando Maeda**. Karen, entre tantas coisas, obrigada pela inesquecível diversão dentro de um Wall Mart. Fernando, obrigada por conseguir nossa casa dos famosos em Búzios e o contato da van em Salvador. Sem o seu networking os congressos não seriam os mesmos.

À professora **Carmem Pfeifer** agradeço por toda a ajuda, por estar sempre disposta a tirar as minhas dúvidas. Admiro você por toda sua competência e dedicação.

Ao professor **Jack Ferracane** por me receber tão bem em seu laboratório. Agradeço por todo o conhecimento compartilhado e toda a disponibilidade mesmo de longe.

Ao professor **Anthenius Versluis**, que além de me ajudar a entender a contração pós gel também me defendeu do Feilzer.

Ao professor **Carlos Soares** por abrir as portas do seu laboratório para mim, por me ajudar a entender um pouco sobre extensometria. Por se dispor a ir fazer preparos cavitários comigo até no sábado a tarde. Obrigada por toda a colaboração.

À **Aline Bicalho** e **Andrea Correia** por terem sido tão solícitas e me ajudarem tanto em tão poucos dias. Por terem tornado meus dias em Uberlândia mais fáceis e divertidos. Meu muito obrigado ao **Jaíba**, **Marininha**, **Silas**, **Zara** e todo o pessoal da UFU que me receberam de braços abertos, e me ajudaram a desvendar uma parte da extensometria! Até mesmo no feriado!

Ao professor **Rafael Ballester** por me deixar teimar com ele tantas vezes em conversar filosóficas que me fizeram crescer muito. Por ter disponibilidade e paciência de sentar comigo e corrigir as minhas aulas.

Ao professor **Victor Arana** por deixar as portas abertas do seu laboratório, por ter toda a paciência ao me ensinar a usar o MEV. Obrigada pelos momentos de descontração, e também por me ensinar a diferença de sentido “horário” e “anti-horário”.

Aos professores **Antonio Muench**, **Fernando Nogueira**, **Paulo Cesar**, **Josete Meira**, **Carlos Franci**, **Paulo Capel**, **Leonardo Rodrigues**, **Rosa Grande**,

Igor Medeiros que ao longo desses anos me apoiaram, me ajudaram e me incentivaram a chegar até aqui.

Ao **Antônio Lascale** por todo o apoio e paciência no laboratório comigo. Pelos milhões de bastões de vidro e acrílico, e todo o resto.

À **Rosinha** e **Eli**, que me ajudaram em tudo que eu precisei, que estavam sempre dispostas a facilitar as coisas quando tudo parecia tão complicado. Vocês são duas jóias raras dentro desse departamento. Além disso, obrigada Eli por sempre levantar meu ego, e fazer eu me sentir mais magra e mais bonita.

À FAPESP pela bolsa concedida.

*“De tudo, ficaram três coisas:
A certeza de que estamos sempre começando....
A certeza de que precisamos continuar...
A certeza de que seremos interrompidos antes de terminar...”*

*Portanto, devemos:
Fazer da interrupção um caminho novo...
Da queda, um passo de dança...
Do medo, uma escada...
Do sonho, uma ponte...
Da procura, um encontro...”*

(Fernando Pessoa)

RESUMO

Boaro LCC. Validação do ensaio de tensão de polimerização através de correlações com testes de qualidade de interface de restaurações em compósitos. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011.

Objetivo: validar o teste de tensão de polimerização através da correlação com resultados de diferentes testes de avaliação da qualidade de interface. **Métodos:** Foram testados sete compósitos comerciais: cinco compósitos à base de BisGMA (Filtek Z250/3M ESPE - FZ, Heliomolar/Ivoclar Vivadent - HM, Aelite LS Posterior/Bisco - AE, Filtek Supreme/3M ESPE - SU, ELS/Saremco - EL), um à base de uretano (Venus Diamond/Heraeus Kulzer - VD) e um à base de silorano (Filtek LS/3M ESPE - LS). A resistência de união foi analisada através do ensaio de *push-out*. Superfícies vestibulares de incisivos bovinos receberam preparos cavitários cônicos com $\varnothing=3,5\text{mm}$ na face vestibular e $\varnothing=2,9\text{mm}$ na face lingual (ambas superfícies livres) e $h=2,0\text{ mm}$. A razão entre a força máxima e a área aderida foi utilizada para o cálculo da resistência de união. Para o teste de microinfiltração e análise de fendas, incisivos bovinos receberam preparos cavitários cilíndricos na face vestibular, com margens em esmalte, com $\varnothing=4\text{ mm}$ e $h=1,5\text{ mm}$, os quais foram restaurados em bloco único. Foram obtidas réplicas em resina epóxica das restaurações, para análise de fendas em microscopia eletrônica de varredura (MEV, 200x). Após 24 horas de armazenamento em água a 37°C , os espécimes foram submetidos ao procedimento de microinfiltração pelo AgNO_3 . Após seccionados duas vezes, perpendicularmente, a microinfiltração foi determinada (em mm) em estereomicroscópio (60x). A deformação de cúspides ($n=10$) foi analisada em preparos MOD padronizados em pré-molares superiores humanos restaurados em bloco único utilizando-se extensometria. A tensão de polimerização ($n=5$) foi determinada pela inserção do compósito ($h=1,5\text{mm}$) entre dois bastões de poli(metacrilato de metila), PMMA, ou vidro ($\varnothing=4\text{ mm}$). A razão entre a força de contração máxima registrada e a secção transversal do bastão foi utilizada para o cálculo da tensão nominal. Os dados foram analisados utilizando-se Kruskal-Wallis

para microinfiltração e fendas e ANOVA/Tukey para resistência de união, deformação e tensão ($\alpha=5\%$). O teste de Pearson foi utilizado para verificar correlações entre as variáveis. **Resultados:** Os dados de resistência de união variaram entre 4,7 e 7,9 MPa. Os dados de microinfiltração média variaram entre 0,34 e 0,89 mm. A microinfiltração máxima variou entre 0,61 e 1,34 mm. A incidência de fendas variou entre 13 e 47%. A deformação de cúspides variou entre 75,2 e 96,9 μs para a cúspide palatina, e 58,5 e 66,8 μs para a cúspide vestibular, sem diferença estatística entre os compósitos. A tensão de polimerização variou entre 2,5 e 4,4 MPa para o PMMA, e 2,1 e 8,2 para o vidro. Foram observadas correlações entre tensão e os testes de qualidade de interface apenas quando o compósito à base de silorano foi removido das análises. Essas correlações foram mais fortes quando o PMMA foi utilizado como substrato de colagem. **Conclusões:** Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que a tensão desenvolvida em um sistema de teste utilizando PMMA como substrato de colagem é um preditor da qualidade de interface de restaurações realizadas *in vitro* utilizando de compósitos à base de dimatrilatos.

Palavras-chave: Tensão de polimerização, Compósitos.

ABSTRACT

Boaro LCC. Validation of polymerization stress test through correlations with interfacial quality tests [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011.

Aim: to validate the polymerization stress test through correlations with the results from different interfacial quality tests. **Methods:** Seven commercial composites were tested. Five composites based on BisGMA (Filtek Z250/3M ESPE - FZ, Heliomolar/Ivoclar Vivadent - HM, Aelite LS Posterior/Bisco - AE, Filtek Supreme/3M ESPE - SU, ELS/Saremco - EL), one based on urethane (Venus Diamond/Heraeus Kulzer - VD) and one silorane based (Filtek LS/3M ESPE - LS). Bond strength was evaluated by push-out test. Bovine incisors received conical cavities with $\varnothing=3,5\text{mm}$ on buccal surface and $\varnothing=2,9\text{mm}$ on lingual surface (both free surfaces) and $h=2,0\text{ mm}$. The ratio of maximum force and the adhered area was used for bond strength calculation. For the microleakage test and gap formation analysis, bovine incisors received cylindrical cavities with $\varnothing=4\text{ mm}$ and $h=1,5\text{ mm}$. Epoxy resin replicas were obtained of the buccal surface of restorations, to analysis gap formation using scanning electron microscopy (SEM, 200x). After 24 hours storage in water at 37°C , specimens were submitted to the microleakage protocol by AgNO_3 . After sectioned twice perpendicularly, microleakage was determined using stereomicroscope (60x). The cusp deformation ($n=10$) was analysed in standardized MOD cavities in human upper premolars using strain gage. Polymerization stress ($n=5$) was determined by the insertion of the composite ($h=1,5\text{mm}$) between rods of poly(methyl methacrylate), PMMA, or glass ($\varnothing=4\text{ mm}$). The ratio of the maximum force of contraction recorded and the cross-sectional area of the rod were used to calculate the nominal stress. Data were analysed using Kruskal-Wallis for microleakage and gaps, and ANOVA/Tukey for bond strength, deformation and stress ($\alpha=5\%$). Pearson test was used to verify correlations between variables. **Results:** Bond strength data varied from 4,7 to 7,9 MPa. Average microleakage data varied from 0,34 to 0,89 mm. Maximum microleakage data varied from 0,61 to 1,34 mm. Gap data varied from 13

to 47%. Cusp deformation data varied from 75,2 to 96,9 μ s for lingual cusp, and 58,5 to 66,8 μ s for buccal cusp, without significant statical difference among composites. Polymerization stress data varied from 2,5 to 4,4 MPa for PMMA, and 2,1 to 8,2 for glass. Correlation were observes between stress and interfacial quality tests only when the LS composite was removed from the analysis. These correlations were stronger when PMMA was used as bonding substrate. **Conclusions:** Within the limitations of this study, the stress developed when the PMMA is used as bonding substrate is a predictor of interfacial quality tests analyzed, in restorations using dimethacrylates based composites.

Keywords: Polymerization stress, Composites

LISTA DE ABREVIATURAS

MEV	microscópio eletrônico de varredura
PMMA	poli(metacrilato de metila)
MOD	mesial, oclusal e distal

LISTA DE SÍMBOLOS

MPa	Mega Pascal
GPa	Giga Pascal
μs	Micro-strain
mm	Milímetros
cm^2	centímetro quadrado
mm^3	milímetro cúbico
$\varnothing$	diâmetro
AgNO_3	nitrito de prata
$^{\circ}\text{C}$	grau Celsius
N	Newton
J/cm^2	Joule por centímetro quadrado
mW/cm^2	mili-watts por centímetro quadrado

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1.	Avaliações clínicas de restaurações posteriores em compósito	19
2.2.	Ensaio mecânico para determinação da tensão de polimerização	21
2.3.	<i>Compliance</i> do sistema	24
2.4.	Tensão de polimerização e sua correlação com a qualidade de interface	27
3	PROPOSIÇÃO	29
4	MATERIAL E MÉTODOS	30
4.1.	Teste de resistência de união (push-out)	32
4.2.	Microinfiltração e análise de fendas marginais	35
4.3.	Análise da deformação de cúspides	42
4.4.	Determinação da tensão de polimerização	46
4.5.	Análise estatística	49
5	RESULTADOS	50
5.1.	Resistência de união	52
5.2.	Microinfiltração	55
5.3.	Formação de fendas marginais	59
5.4.	Deformação de cúspides	62
5.5.	Tensão de polimerização	63
5.6.	Correlações entre os testes de qualidade de interface e a tensão de polimerização	66
6	DISCUSSÃO	70
6.1.	Resistência de união	70
6.2.	Microinfiltração	72
6.3.	Formação de fendas	75
6.4.	Deformação de cúspides	76
6.5.	Tensão de polimerização	77
6.6.	Considerações finais	79
7	CONCLUSÕES	81
	REFERÊNCIAS	82
	ANEXO	94

1 INTRODUÇÃO

Estudos clínicos indicam que algumas das principais causas de insucesso de restaurações em compósitos estão associadas à perda da integridade marginal, como sensibilidade pós-operatória, cárie secundária e a descoloração marginal [1-3]. A perda da integridade marginal pode ocorrer devido à contração volumétrica que os compósitos odontológicos apresentam durante a sua polimerização. Quando estes materiais se encontram confinados em uma cavidade, a contração associada ao aumento do módulo de elasticidade do compósito gera tensões na interface dente/restauração, que podem causar o seu descolamento [4].

Embora estudos clínicos sejam fundamentais para a avaliação do desempenho de restaurações em compósito, estudos laboratoriais apresentam como grande vantagem a facilidade de execução e obtenção de dados, e a possibilidade de isolar variáveis determinantes do desenvolvimento da tensão de polimerização. Ensaios laboratoriais devem simular da forma mais próxima possível as condições *in vivo*, de modo a permitir o entendimento dos mecanismos causadores de falhas.

Diferentes grupos de pesquisadores têm se preocupado em desenvolver de ensaios mecânicos que permitam a quantificação das tensões de polimerização [5-8]. No ensaio mais comumente utilizado, o compósito é inserido e polimerizado entre duas superfícies planas de cilindros de vidro, metal ou acrílico (PMMA) presos às garras opostas de uma máquina de ensaios universal [9-16]. A força que a contração do compósito exerce sobre o substrato de colagem durante a polimerização é registrada pela célula de carga e a tensão nominal é obtida, em MPa, dividindo-se esse valor pela área da secção transversal do cilindro. Apesar de amplamente utilizado para a comparação de diferentes materiais comerciais [17] e experimentais [14, 18], métodos de fotoativação [19] e estudo dos fatores geradores da tensão [16], poucos estudos tentaram validar os valores obtidos no teste com dados provenientes de testes que simulam situações clínicas.

Estudos que correlacionaram os valores de tensão obtidos através de ensaio mecânico com testes de integridade interfacial observaram que a microinfiltração aumenta proporcionalmente com o aumento da tensão em compósitos comerciais [4, 20]. Entretanto, não foi observada relação entre tensão e

formação de fendas em inlays de porcelana [21]. Quando os valores de tensão de polimerização foram correlacionados com a deflexão de cúspides de compósitos comerciais, observou-se uma relação direta entre estas variáveis [22]. Um estudo que avaliou a tensão de polimerização em função do método de fotoativação observou que métodos modulados de fotoativação resultam em menores valores de tensão, o que levou a um aumento da resistência de união [19].

Os estudos citados acima têm em comum o fato de utilizarem vidro como substrato de colagem para o compósito no teste de tensão de polimerização, o que confere uma alta rigidez ao sistema. Nos últimos anos, substratos de colagem com menor módulo de elasticidade passaram a ser utilizados para determinação da tensão de polimerização [11, 12, 23, 24]. Em ambos os casos o sistema de teste apresenta maior capacidade de deformação do que sistemas utilizando vidro ou metal como substrato de colagem. Sabe-se que a capacidade de deformação dos componentes do sistema de teste tem influência direta sobre os valores de tensão obtidos [9, 10, 16, 25]. A soma dessas deformações recebe o nome de *compliance*, expresso em mm/N. Quanto menor o *compliance*, menor é a capacidade do sistema em apresentar deformações que aliviem as tensões e, com isso, maior é o valor de tensão registrado [10, 25]. Mesmo considerando-se que dados provenientes de ensaios mecânicos não devem ser extrapolados para a clínica, surge uma dúvida no que se refere a qual sistema seria melhor preditor da qualidade de interface de restaurações em compósitos.

A determinação do *compliance* em uma situação clínica é inviável devido aos diversos fatores envolvidos, como geometria e volume da cavidade, volume e variações na rigidez do substrato. Porém, é provável que a utilização de sistemas de teste com *compliance* muito reduzido superestime os valores de tensão desenvolvidos quando comparados a valores que seriam encontrados em situações de rigidez de substrato mais próximas a dos tecidos dentários. De fato, estudos que avaliaram a deflexão de cúspides em função da contração de polimerização de compósitos sugerem que a estrutura dental apresenta *compliance* relativamente alto, permitindo que esta se deforme durante a contração [26, 27]. Um estudo *in vitro* que avaliou a tensão utilizando sistemas de alto e baixo *compliance* (utilizando bastões de acrílico e vidro, respectivamente) encontrou uma relação direta muito mais forte entre a tensão desenvolvida por compósitos comerciais em um sistema de alto *compliance* e a microinfiltração de restaurações *in vitro* utilizando estes materiais.

Além disso, o ordenamento dos materiais foi o mesmo neste sistema e no teste de microinfiltração, o que não ocorreu com o sistema de baixo *compliance* [24].

Recentemente, diversos compósitos ditos de “baixa contração” foram introduzidos no mercado com diferentes composições orgânicas e inorgânicas. Alguns materiais utilizam o BisGMA como monômero-base, mas apresentam diferentes alternativas para diminuir a desvantagem da contração, dentre elas alto conteúdo de carga (Aelite LS, Bisco), ausência de monômero de baixo peso molecular como diluente (ELS, Saremco). Outros compósitos contêm monômeros alternativos ao BisGMA, como o dimetacrilato de uretano modificado (Venus Diamond, Heraeus-Kulzer), e o silorano (Filtek LS, 3M ESPE). O compósito à base de triciclodecano-uretano (TCD-uretano) apresenta baixa contração e tensão de polimerização quando comparado a compósitos convencionais [28]. Segundo seus fabricantes, o TCD-uretano é um monômero de baixa viscosidade, que não precisa de diluentes de alta reatividade que aumentam a contração volumétrica em compósitos a base de BisGMA. A molécula do silorano é derivada de duas outras moléculas: o siloxano e o oxirano. Segundo seus fabricantes, a molécula do silorano apresenta quatro anéis oxirano que durante a polimerização se abrem. Essa quebra dos grupos oxiranos causaria uma expansão volumétrica que compensaria a contração decorrente da aproximação de moléculas vizinhas. Além disso, o compósito à base de silorano apresentaria menor hidrofília devido à presença do grupamento siloxano [29, 30]. Outra vantagem desse tipo de compósito é que não existe a inibição pelo oxigênio, como ocorre com os dimetacrilatos [31]. Num trabalho recente que avaliou os compósitos ditos de baixa contração quanto a tensão de polimerização, observou-se que o compósito à base de silorano apresentou valores de tensão de polimerização elevados, mesmo apresentando, de fato, baixa contração volumétrica [32].

Diante do exposto, é importante verificar de forma abrangente se o teste de tensão de polimerização apresenta correlação com dados provenientes de testes de qualidade de interface. É necessário ainda verificar se essa correlação é afetada pela rigidez do sistema de teste empregado (alto ou baixo *compliance*). Outro aspecto importante se refere à necessidade de se avaliar o comportamento de materiais com composição química diferente da tradicional, antes de considerá-los uma real evolução comparados aos compósitos de dimetacrilatos convencionais e adotá-los como rotina na prática clínica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Avaliações clínicas de restaurações posteriores em compósito

A grande demanda por restaurações estéticas fez surgir a necessidade de melhores propriedades mecânicas em compósitos resinosos para uso direto, a fim de que estes pudessem ser usados em substituição ao amálgama [33, 34]. Além dos razões estéticas, os compósitos passaram a ser amplamente utilizados, pois a adesão às estruturas dentais permitiu o uso de técnicas restauradoras mais conservadoras proporcionando maior preservação da estrutura dental [33].

Mesmo com os avanços na tecnologia dos compósitos, estudos recentes relatam uma maior longevidade de restaurações de amálgama quando comparadas com restaurações em compósito [35, 36]. Em um estudo retrospectivo, a principal causa de insucesso das restaurações foi a fratura do material, seguida por cáries secundárias e fratura do remanescente dental. Este estudo observou ainda que a sobrevivência de restaurações extensas em compósito é, em média, de 7,8 anos, enquanto para o amálgama essa sobrevivência é de 12,8 anos [35]. Em um estudo clínico randomizado, a principal causa de insucesso das restaurações foi a cárie secundária, tendo sido observado um risco 3,5 vezes maior de cárie secundária para restaurações em compósito. Este estudo observou ainda que em restaurações maiores a probabilidade de um compósito falhar é maior que para o amálgama [36].

No entanto, alguns autores mostraram resultados comparáveis entre a longevidade de restaurações em compósito e em amálgama [37]. Este estudo retrospectivo que comparou a longevidade de restaurações com idade média de 8 anos observou que ambos materiais tiveram índices comparáveis de sucesso, 82,2% para os compósitos e 89,9% para o amálgama. A diferença observada entre os materiais foi em relação à causa do insucesso, que para os compósitos foi a cárie secundária, enquanto para o amálgama foi a fratura da restauração [37].

Avaliações de curto prazo (um ou dois anos) mostram que restaurações posteriores em compósito apresentam excelente desempenho [33, 38, 39]. Compósitos nanoparticulados, microhíbridos e condensáveis apresentaram o mesmo desempenho após um ano. Dentro deste período de avaliação, nenhuma

restauração foi considerada insatisfatória, ou necessitou ser trocada [33]. Como os compósitos de baixa contração surgiram recentemente no mercado, apenas estudos de curto período são encontrados na literatura, com resultados satisfatórios [38, 39]. Um estudo que acompanhou restaurações em um compósito à base de silorano observou após um ano 84% das restaurações excelentes para a integridade marginal e 77% excelentes para a descoloração marginal. De acordo com os critérios adotados neste estudo, nenhuma restauração foi considerada insatisfatória. Este estudo também relatou ausência de sensibilidade pós-operatória ao longo de todo acompanhamento [39].

Quando as restaurações são monitoradas por períodos mais longos, observa-se uma maior incidência de falhas. Um estudo que monitorou restaurações posteriores em compósito nanoparticulado utilizando sistema adesivo de frasco único durante três anos observou uma taxa de insucesso anual de 4,2%, e a principal causa de insucesso foi a fratura do material. No primeiro ano de acompanhamento, 97,2% das restaurações foram consideradas satisfatórias, e após três anos esse índice caiu para 87,7% [40].

Um estudo retrospectivo recente que avaliou o desempenho clínico de restaurações em compósitos com até três anos observou que restaurações posteriores de classe II apresentaram o maior índice de insucesso (28%). Este estudo observou como principais causas de insucesso fratura ou descolamento completo da restauração e a perda da integridade marginal. É interessante notar que nos três anos de acompanhamento nenhuma restauração (posterior ou anterior) foi considerada insatisfatória devido a cárie secundária [41], ao contrário de estudos que afirmam que a cárie secundária é o principal motivo para substituições de restaurações [36, 39]. Um acompanhamento longitudinal de 17 anos de restaurações em compósitos observou um desempenho satisfatório dos materiais de acordo com o critério adotado (USPHS). No entanto, o seu uso em molares e restaurações mais extensas (Classe II) aumentam a probabilidade de falhas. A taxa de insucesso anual foi maior para o compósito híbrido (2,8% - P50) que para o compósito microparticulado (2,1% - Herculite) [34].

Um levantamento de estudos prospectivos sobre o desempenho clínico de compósitos odontológicos em dentes posteriores não conseguiu observar diferenças significantes entre diferentes métodos de isolamento do campo operatório ou experiência do profissional sobre a taxa de falha. Neste estudo, os períodos de

avaliação variaram entre 1 a 17 anos, e as taxas de insucesso variaram entre 0 e 45%. Esta revisão mostrou que a falha das restaurações nos cinco primeiros anos de avaliação ocorre devido a fratura na restauração, seguida por cárie secundária. Entre seis e dezessete anos de avaliação a cárie secundária passou a ser a principal causa de troca da restauração. Compósitos convencionais apresentaram uma maior incidência de falhas que os compósitos híbridos, e o tamanho da restauração também influenciou na taxa de sucesso. É interessante ressaltar que este levantamento observou uma correlação linear significativa entre período de observação e taxa de insucesso. Portanto, muitas vezes resultados favoráveis para os compósitos podem ser atribuídas ao curto período de avaliação [2].

2.2. Ensaios mecânicos para determinação da tensão de polimerização

A tensão desenvolvida pelos compósitos durante a sua polimerização pode ser estudada por diferentes métodos. Dentre eles, destacam-se a análise fotoelástica [42-44], análise por elementos finitos [45-50] e ensaios mecânicos [5, 6, 16, 23, 24, 51-54].

O meio mais amplamente utilizado para se avaliar a tensão de polimerização é o ensaio mecânico, que pode apresentar diferentes configurações. O primeiro autor que avaliou a tensão de materiais em odontologia foi Bowen [55], e a metodologia utilizada por ele serve de base até hoje para os ensaios mecânicos utilizados para este fim. O dispositivo por ele apresentado utilizava uma máquina universal de ensaios com duas bases metálicas paralelas, uma acoplada à célula de carga e a outra à extremidade oposta fixa. Após a inserção do material entre essas duas bases, uma matriz plástica ou de vidro tratado era acoplada ao sistema, simulando-se o confinamento do material quando polimerizado preso às paredes cavitárias. Em algumas condições experimentais, foi acoplado ao sistema um transdutor óptico que detectava qualquer aproximação entre as duas superfícies opostas às quais os materiais estavam retidos e comandava a extremidade móvel para que esta distância fosse mantida constante. Desta forma, buscava-se eliminar deformações de componentes do sistema que pudessem interferir no valor registrado pela célula de carga, o qual correspondia à força necessária para manter

altura inicial do corpo-de-prova em oposição à força desenvolvida pela contração do material. Maiores valores de tensão foram observados na condição em que se utilizou a matriz de vidro tratado, ou seja, quando o confinamento foi maior. Nesta condição, a tensão atingiu valores próximos de 9 MPa. Outra observação interessante foi que a utilização do transdutor também resultou em valores maiores, de cerca de 9 MPa, contra 2 MPa na condição sem o transdutor.

Anos mais tarde, uma série de estudos sobre tensão de polimerização foram publicados por um grupo de pesquisadores [5, 53, 56-58]. Em um deles [5], utilizando um sistema de teste semelhante ao descrito anteriormente, foi observado um aumento da tensão com o confinamento (fator C) do corpo-de-prova, com valores variando entre 2,5 e 5 MPa. No mesmo estudo, não foi observada nenhuma relação entre os valores de tensão e o volume do corpo-de-prova. Como um aperfeiçoamento da montagem experimental, esses autores introduziram um sistema de monitoramento da distância entre as duas superfícies de colagem do material através de sondas LVDT (*linear variable differential transducer*) [9, 10]. Outra modificação foi a possibilidade de variação na altura da haste entre o corpo-de-prova e a célula de carga, o que altera a capacidade de deformação longitudinal do sistema de teste [10].

No que se refere ao substrato de colagem utilizado nos diferentes sistemas de teste, observa-se na literatura uma tendência de utilização de substratos de menor rigidez ao longo dos anos. Inicialmente, o substrato de colagem utilizado foi o metal [5, 13, 55]. Posteriormente, o vidro passou a ser utilizado por alguns autores [5, 53, 58]. Em relação ao metal, a utilização do vidro apresentou como vantagem a possibilidade de asperização e silanização, obteve-se uma melhor superfície para adesão do compósito e a possibilidade de fotoativação através do vidro [59]. Com esse substrato de colagem, os valores de tensão encontrados com compósitos comerciais se situam entre 4 e 11 MPa [4, 20, 60, 61]. No entanto, valores acima de 9 MPa são difíceis de serem obtidos quando o vidro é utilizado, pois o descolamento ou fratura do espécime se tornam frequentes. Recentemente, o uso de bastões de poli(metacrilato de metila) (PMMA) como substrato de colagem foi introduzido [11, 12, 14, 24, 32, 62]. Comparando-se os valores de tensão obtidos em sistemas de teste utilizando PMMA ou vidro como substrato de colagem, têm-se valores de tensão maiores com este último. Com bastões de vidro, a tensão de cinco compósitos comerciais variou entre 5,5 e 8,8

MPa, enquanto que utilizando-se acrílico a variação foi entre 2,6 e 3,4 MPa. A menor tensão em PMMA ocorre devido a menor rigidez desde em relação ao vidro, o que permite ao substrato um maior alongamento no sentido longitudinal e maior deformação no sentido transversal. Dessa forma, uma menor fração da força de contração é registrada pela célula de carga. Comparando-se os dois substratos, o acrílico apresenta a vantagem de reduzir a fratura do espécime, ocorrência relativamente freqüente quando o vidro é utilizado [23].

A utilização de sistemas com baixo *compliance* pode ser questionada uma vez que clinicamente são poucas as situações de alta rigidez. Dessa forma, sistemas cujos componentes apresentam deformação relativamente alta e permitem modular esta deformação passaram a ser desenvolvidos. A partir desse questionamento, um sistema de teste denominado “Bioman” foi desenvolvido [6, 54]. Este sistema é composto por uma célula de carga fixada em uma barra metálica em cantiléver. O compósito é inserido entre um cilindro metálico e uma placa de vidro posicionados perpendicularmente ao longo eixo da célula de carga, através da qual é feita a fotoativação. Uma sonda LVDT é usada para monitorar o deslocamento da extremidade livre da barra e permitir o cálculo da deformação do sistema. As vantagens deste dispositivo incluem o fato de não necessitar de uma máquina de ensaios universais e a possibilidade de se alterar a sua rigidez modificando a posição da célula de carga e do corpo-de-prova na barra (ou seja, quanto mais curta é a barra, maior a rigidez). Utilizando este sistema, compósitos comerciais apresentaram valores de tensão entre 4,9 e 7,8 MPa. Deve-se mencionar que esses valores correspondem aos dados brutos multiplicados por quatro, o que, segundo os pesquisadores, representaria uma correção dos dados para representar uma situação de menor *compliance* [6]. Uma variação desse sistema foi desenvolvida e denominada de “tensômetro” [7]. Nesta montagem experimental, a célula de carga foi eliminada e o deslocamento da extremidade livre é monitorado através de uma sonda LVDT. A tensão de polimerização é calculada utilizando-se equações baseadas na teoria da viga cantiléver, que leva em consideração as dimensões da viga, sua rigidez e o local de aplicação da força (posição do espécime). Neste sistema de teste os valores de tensão de um compósito comercial se situaram entre 1,6 MPa e 5,2 MPa, sendo que os menores valores foram encontrados nas condições de menor rigidez, ou seja, de maior comprimento da viga [7].

Outros dispositivos também são descritos na literatura que têm como característica comum o fato de dispensarem o uso de máquinas de ensaios mecânicos e a alta capacidade de deformação decorrente de suas estruturas com dimensões reduzidas [8, 63, 64]. Nesses dispositivos, a célula de carga se encontra alinhada ao longo eixo do corpo-de-prova, semelhante aos sistemas de alta rigidez [5, 9, 10, 55] e não existe monitoramento da altura do corpo-de-prova. Dessa forma, as deformações de todos os componentes do dispositivo contribuem para reduzir a força de contração registrada pela célula de carga. Maiores valores de tensão de polimerização foram encontrados para compósitos compactáveis (entre 3,1 e 4,6 MPa) quando comparados a um compósito híbrido (Tetric Ceram, Vivadent: 2,5 MPa) [64]. Quando a tensão de polimerização de um compósito de baixa contração (Aelite LS, Bisco) foi comparada a de um microhíbrido (Filtek Z250, 3M ESPE) e um nanoparticulado (Filtek Supreme, 3M ESPE), estes últimos apresentaram tensão estatisticamente semelhantes entre si (por volta de 7 MPa), contra 4,3 MPa do material de baixa contração [63].

2.3. Compliance do sistema

Valores de tensão obtidos *in vitro* são influenciados pela deformação do sistema de teste causada pela força de contração do compósito. A força registrada pela célula de carga durante a polimerização de um compósito é inversamente relacionada à deformação sofrida pelos componentes do sistema [9, 10, 16, 23, 25]. Um sistema que seja livre de deformações não existe na prática. No entanto, é interessante que essas deformações sejam controladas. Uma forma de se fazer isso é utilizando-se transdutores para monitoramento da altura do corpo-de-prova. Assim, as deformações dos componentes do sistema que ocorrerem entre os pontos de fixação do sensor são as que de fato interferem no valor de força registrado.

A somatória das deformações sofridas pelos componentes de um sistema de teste em resposta à força de contração do compósito recebe o nome de *compliance* [10, 16, 25]. Estas deformações ocorrem tanto no sentido longitudinal quanto no sentido transversal [48]. O *compliance* longitudinal refere-se à soma dos

alongamentos que ocorrem no longo eixo do corpo-de-prova e pode ser calculado pela seguinte fórmula [16]:

$$C = \frac{L_0}{A \times E}$$

onde C é o *compliance* longitudinal (em mm/N), L_0 é o comprimento inicial do componente, A é a área da secção transversal e E é o módulo de elasticidade do material do qual o componente é constituído.

O *compliance* transversal se refere à deformação transversal do substrato de colagem em resposta à força desenvolvida durante a contração do compósito nele aderido. Não existe uma fórmula para calculá-lo, mas existem evidências na literatura de que o *compliance* transversal está diretamente relacionado ao diâmetro e ao módulo de elasticidade do substrato de colagem [48]. Essa diferenciação entre *compliance* longitudinal e transversal é de grande importância no aspecto teórico. No entanto, na prática, não existem sistemas de teste que apresentem alto *compliance* transversal e baixo *compliance* longitudinal ou vice-versa.

A influência da rigidez do sistema de teste sobre a tensão de polimerização foi analisada pela primeira vez utilizando-se FEA e dados experimentais extraídos de estudos que utilizaram sistemas semelhantes, porém com diferentes substratos de colagem e com diferentes *compliances* (alto: bastões de compósito; intermediário: bastões de vidro; baixo: bastões de aço). Em um sistema com baixo *compliance* os valores de tensão foram seis vezes maiores do que os sistemas com alto *compliance*, e duas vezes maiores do que o sistema com *compliance* intermediário. Além disso, a distribuição das tensões também variou de acordo com o *compliance* do sistema. Sistemas de baixo *compliance* apresentaram tensão uniformemente distribuída em ambos sentidos (longitudinal e transversal), enquanto que no sistema de alto *compliance*, observou-se uma maior concentração de tensões perpendicularmente ao longo eixo do espécime [25].

Em um sistema de teste em que o *compliance* foi alterado apenas pela utilização de diferentes substratos de colagem, observou-se que quando o PMMA é utilizado em substituição ao vidro, obteve-se um *compliance* longitudinal 15 vezes

maior. Esta variação do *compliance* resultou em valores de tensão de 53% a 68% menores no sistema com alto *compliance*. [23].

Recentemente, um estudo utilizou FEA para avaliar o comportamento de quatro diferentes substratos de colagem, ou seja, quatro sistemas com diferentes *compliances* [65]. Este estudo simulou compósitos com valores de contração que variavam entre 0,5 e 6%, valores de módulo entre 1 a 12 GPa, e todas as combinações entre contração e módulo dentro desses valores. Foi observado que o valor registrado pela célula de carga reflete a resposta conjunta do substrato de colagem e do material, em resposta as mudanças físicas decorrentes da polimerização do compósito. A correlação entre tensão e módulo do compósito pode variar de acordo com o substrato de colagem utilizado. Quando a contração e o módulo do compósito aumentam concomitantemente, observa-se uma correlação direta entre tensão e módulo, independentemente do substrato. No entanto, na prática só se observa isso quando são comparados compósitos com o mesmo conteúdo inorgânico e matrizes orgânicas diferentes ou um mesmo compósito sob diferentes métodos de fotoativação. Quando compósitos com diferentes quantidades de carga são comparados, a contração e o módulo variam em direções opostas. No entanto, quando o PMMA foi simulado como substrato para avaliar a tensão, observou-se uma diminuição na tensão com a diminuição da contração, mesmo quando houve aumento do módulo. Quando o vidro ou metal foram simulados, o efeito inverso de contração e módulo sobre a tensão é mais evidente, e a influência do módulo sobre os valores de tensão pode ser direta ou inversa, de acordo com a faixa de valores de módulo de elasticidade dos materiais avaliados. Dessa forma, as comparações entre estudos que avaliam a tensão de polimerização deve sempre ser qualitativa, e não comparação apenas numérica.

Estudos que comparam a tensão de polimerização obtida experimentalmente com diferentes métodos de avaliação observaram diferenças significativas entre os valores de tensão em cada sistema [51, 66]. O primeiro estudo comparou compósitos comerciais em sistemas de baixa rigidez (stress-strain analyser) e alta rigidez (máquina de ensaios universais com sistema de feedback), e observou valores de tensão entre 14 e 56% menores no sistema de menor rigidez. O segundo estudo, avaliou três diferentes sistemas de teste com diferentes *compliances*, associados a diferentes compósitos comerciais e experimentais. Este estudo observou além da diferença nos valores de tensão obtidos diferença no

ordenamento dos materiais, ressaltando mais uma vez que comparações entre diferentes métodos devem ser feitas com cuidado [66].

2.4. Tensão de polimerização e sua correlação com a qualidade de interface

A tensão de polimerização é frequentemente associada a diversos fatores que podem levar a diminuição da longevidade de restaurações em compósitos, como diminuição da resistência de união [19], aumento da microinfiltração [24, 67], aumento da deformação da estrutura dental [22], maior formação de fendas [68] e maior incidência de trincas no esmalte [69, 70].

Um estudo que correlacionou tensão de polimerização experimental (vidro como substrato de colagem; baixo *compliance*) e resistência de união obtida através do ensaio de *push out* comparando diferentes métodos de fotoativação, apesar de não ter observado diferenças estatísticas entre os valores de tensão máxima, observou diferenças entre a taxa de desenvolvimento de tensão. Para os dois protocolos de fotoativação pulsada, a resistência de união foi maior que os demais grupos (fotoativação contínua e soft-start) e a taxa de tensão foi menor, sem diminuição do grau de conversão [19].

Quando dados experimentais de tensão de polimerização de compósitos comerciais provenientes de um sistema de baixo *compliance* foram correlacionados com dados de microinfiltração observou-se que estas variáveis estão diretamente correlacionadas [4, 20]. No entanto, um estudo que avaliou a tensão de polimerização utilizando dois substratos de colagem diferentes observou que esta correlação é mais forte quando os dados de tensão foram provenientes de um sistema utilizando bastões de PMMA (alto *compliance*). Além disso, o ordenamento dos materiais foi o mesmo no ensaio de tensão realizado em PMMA e no ensaio de microinfiltração, enquanto que no sistema utilizando bastões de vidro (baixo *compliance*) o ordenamento foi diferente [24].

A influência da tensão de polimerização sobre a adaptação marginal é controversa. Um estudo que avaliou a tensão de polimerização de compósitos comerciais através de análise fotoelástica observou uma maior formação de fendas com o aumento da tensão. Este estudo ressalta ainda que apesar da correlação

entre tensão e fendas, a menor incidência de desadaptação marginal esta associada não apenas a uma baixa tensão, mas também da associação entre uma baixa contração e baixo módulo de elasticidade [68]. Por outro lado, um estudo que avaliou a tensão de polimerização de cimentos resinosos utilizando um tensilômetro (vidro como substrato de colagem; baixo *compliance*) e a formação de fendas em inlays de porcelana, não encontrou relação entre as variáveis, mesmo quando diferentes métodos de fotoativação foram utilizados [21].

Um estudo que avaliou a integridade marginal em relação a presença de trincas no esmalte ao longo do tempo de restaurações em compósitos comerciais, associou a formação de trincas após restauração com a tensão de polimerização do compósito. Mesmo não tendo mensurado a tensão de polimerização, esta associação foi feita pois não havia trincas antes da inserção do compósito na cavidade [69]. Essa maior presença de fraturas no esmalte ao redor de restaurações em compósitos já havia sido relatada, associada ao método de fotoativação ativação contínuo em comparação com o método pulsado [70].

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo verificar as seguintes hipóteses nulas:

- Não existe correlação entre os testes de qualidade de interface (resistência de união, microinfiltração, fendas marginais e deformação de cúspides) ou tensão de polimerização com os valores de módulo de elasticidade e/ou contração pós-gel dos compósitos estudados.
- Não existe correlação entre os resultados dos testes de qualidade de interface e valores de tensão de polimerização obtidos em sistemas de teste com diferentes substratos de colagem (vidro ou poli(metacrilato de metila), PMMA).
- O substrato de colagem utilizado no teste para avaliar a tensão de polimerização não influencia a correlação da tensão com os testes de qualidade de interface.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram testados sete compósitos comerciais na cor A3 (tabela 4.1). Esses materiais foram selecionados considerando a porcentagem de carga (em volume). Desses materiais, cinco contêm BisGMA como monômero-base. Os outros dois compósitos são à base de TCD-uretano (VD) e silorano (LS). A contração pós-gel e o módulo de elasticidade em flexão desses materiais 10 minutos após a fotoativação também são apresentados na tabela 4.1 [32].

Tabela 4. 1 – Compósitos utilizados no estudo, porcentagem de carga em volume, tamanho médio das partículas e fabricantes. Os dados de contração pós-gel e módulo de elasticidade em flexão de acordo com Boaro [32]

Material (abreviação)	Porcentagem de carga (vol.)	Tamanho médio das partículas	Fabricante	Contração Pós-gel (%)	Módulo de elasticidade (GPa)
Heliomolar (HM)	46%	0,04-0,2 µm	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	0,43	3,1
ELS (EL)	50%	0,07 -2,6 µm	Saremco, Rohnacker, Switzerland	0,35	2,0
Filtek LS (LS) ¹	55%	0,05-5,0 µm	3M ESPE St Paul, EUA	0,38	6,8
Filtek Supreme (SU)	57%	75 nm-1,4 µm	3M ESPE	0,64	6,0
Filtek Z250 (FZ)	60%	0,19-3,3 µm	3M ESPE	0,52	5,6
Venus Diamond (VD)	64%	5nm-20µm	Heraus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha	0,39	4,5
Aelite LS Posterior (AE)	74%	0,06 µm	Bisco, Schamburg, IL, EUA	0,51	9,3

¹ O compósito Filtek LS no Brasil é comercializado como Filtek P90. No entanto, a tese começou a ser desenvolvida antes desse material ser comercializado no Brasil e o trabalho foi desenvolvido com o compósito adquirido no exterior.

4.1. Teste de resistência de união (push-out)

4.1.1. Preparo cavitário e procedimento restaurador

Cento e cinco incisivos bovinos (n=15) foram selecionados e tiveram as coroas seccionadas na junção esmalte-cimento com disco diamantado sob refrigeração. A face vestibular foi planificada com uma seqüência de lixas sob refrigeração até a completa remoção do esmalte. A face lingual foi seccionada em máquina de corte (Isomet 1000, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA) com disco diamantado, para obtenção de uma fatia com 2 mm de espessura. Cavidades cônicas com 2,9 mm de diâmetro na face vestibular 3,5 mm de diâmetro na face lingual foram confeccionadas, primeiramente com pontas diamantadas cilíndricas em alta rotação sob refrigeração, e finalizadas com ponta diamantada tronco-cônica em baixa rotação com as dimensões da cavidade (Figura 4.1).

Figura 4. 1 – **A:** Pontas de alta e de baixa rotação utilizadas para confecção da cavidade; **B:** Cavidade finalizada com baixa rotação

As paredes da cavidade foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 15 s e, em seguida, lavadas em água corrente também por 15 s (exceto para as cavidades restauradas com o compósito Filtek LS). O excesso de água foi removido com jatos de ar, deixando a superfície visivelmente úmida. Duas camadas de um sistema adesivo de frasco único (Single Bond 2, 3M ESPE) foram aplicadas e fotoativadas com uma dose de 12 J/cm² (400 mW/cm² x 30 s - VIP Júnior, Bisco, Schaumburg, IL, EUA). Para as cavidades restauradas com Filtek LS foi utilizado o

sistema adesivo auto-condicionante Filtek LS Adhesive (3M ESPE). Primeiramente, o *primer* auto-condicionante foi aplicado e fotoativado com uma dose 6 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 15 \text{ s}$). Em seguida, foi aplicado o adesivo Filtek LS e fotoativado com uma dose de 6 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 15 \text{ s}$). A dose total para este caso foi de 12 J/cm^2 como nos demais grupos. Foi colocada uma tira de poliéster na face lingual, apoiada sobre uma placa de vidro, para evitar extravasamento do compósito. Após a inserção do compósito em bloco único, uma tira de poliéster foi colocada na superfície vestibular da restauração e a ponta do fotopolimerizador foi colocada em contato com esta. O compósito foi fotoativado com uma dose 18 J/cm^2 ($570 \text{ mW/cm}^2 \times 32 \text{ s}$). Em seguida foram armazenados por 24 horas em água destilada a 37°C . Tanto a superfície vestibular quanto a superfície lingual foram levemente desgastadas com discos de acabamento do tipo Soft-Lex (3M ESPE).

4.1.2. *Push out e mensuração da resistência de união*

O espécime foi posicionado num dispositivo metálico acoplado à máquina universal de ensaios mecânicos (Instron 5565, Canton, MA EUA). O diâmetro menor (face lingual) foi colocado em contato com uma ponta com 2,5 mm de diâmetro, conectada à célula de carga. Esta ponta aplicou uma força de compressão sobre a superfície do compósito até a ruptura da adesão entre o compósito e o dente (Figura 4.2). O teste de *push-out* foi realizado com uma velocidade $0,5 \text{ mm/min}$. Valores em MPa foram obtidos dividindo-se a força máxima (N) pela área aderida do espécime (mm^2). A área adesiva é calculada pela fórmula da área lateral do tronco de cone:

$$\text{Área Aderida} = [\pi \cdot (R + r)] \sqrt{h^2 + (R - r)^2}$$

onde: $\pi = 3,1416$; R é raio maior da cavidade, r é o raio menor da cavidade; h é altura da cavidade.

Figura 4. 2 – Montagem experimental utilizada para o ensaio de “push out”

4.2. Microinfiltração e análise de fendas marginais

4.2.1. *Preparo cavitário*

Cento e cinco incisivos bovinos (n=15) foram selecionados e receberam preparos cavitários cilíndricos com 4 mm de diâmetro e 1,5 mm de profundidade na face vestibular, cuja superfície foi planificada com lixa nº400 (fator C=2,5, volume: 18,84 mm³). As cavidades foram confeccionadas com pontas diamantadas em alta rotação e finalizadas com pontas diamantadas em baixa rotação (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) (Figura 4.3). As dimensões das cavidades foram aferidas com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil).

Figura 4. 3 – **A:** Ponta diamantada usada para preparo da cavidade em baixa rotação com as dimensões finais da cavidade; **B:** Preparo da cavidade; **C-** Aspecto final da cavidade

4.2.2. *Procedimento restaurador*

As paredes da cavidade foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 15 s e, em seguida, lavadas em água corrente também por 15 s (Figura 4.4) (exceto para as cavidades restauradas com o compósito Filtek LS). O excesso de água foi removido com jatos de ar, deixando a superfície visivelmente úmida. Duas camadas de um sistema adesivo de frasco único (Single Bond 2, 3M ESPE) foram aplicadas e fotoativadas com uma dose de 12 J/cm² (400 mW/cm² x 30 s - VIP Júnior, Bisco, Schaumburg, IL, EUA) (Figura 4.4). Para as cavidades restauradas com Filtek LS foi utilizado o sistema adesivo auto-condicionante Filtek LS Adhesive (3M ESPE) (Figura 4.4). Primeiramente, o primer auto-condicionante foi aplicado e

fotoativado com uma dose 6 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 15 \text{ s}$). Em seguida, foi aplicado o adesivo Filtek LS e fotoativado com uma dose de 6 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 15 \text{ s}$). A dose total para este caso foi de 12 J/cm^2 como nos demais grupos. As cavidades foram restauradas em bloco único com cada um dos compósitos. O compósito foi fotoativado com uma dose 18 J/cm^2 ($570 \text{ mW/cm}^2 \times 32 \text{ s}$).

Figura 4. 4 – **A:** Condicionamento ácido das cavidades; **B:** Aplicação do adesivo Adper Single Bond 2; **C:** Aplicação do primer autocondicionante para as cavidades restauradas com Filtek LS; **D:** Aplicação do adesivo Filtek LS

4.2.3. *Preparo dos espécimes para análise de fendas marginais*

Imediatamente após a fotoativação, as restaurações foram submetidas a um pequeno desgaste com uma sequência de lixas (600 até 4.000) para a remoção dos excessos de compósito, exposição das margens da restauração e obtenção de uma superfície lisa para a confecção das réplicas.

Após armazenamento por 24 horas em água destilada a 37°C , os espécimes foram colocados em ultra-som para limpeza da superfície. As superfícies das restaurações foram moldadas utilizando-se silicone de adição de consistência leve (Express XT, consistência leve, 3M ESPE) (Figura 4.5 A e B) e a partir destes moldes foram confeccionadas réplicas em resina epóxica (Buhler Epothin, Epoxicure

Resin, Lake Bluff, IL, EUA) (Figura 4.5 B e C). A resina epóxica e o endurecedor foram misturados de acordo com proporções fornecidas pelo fabricante. A mistura foi colocada na estufa a 37°C por 20 minutos em recipiente fechado para remoção das bolhas de ar incluídas durante a manipulação. Após este período, a mistura foi vertida sobre os moldes. Após 9 horas em estufa a 37°C, as réplicas foram separadas dos moldes, fixadas em “stubs” metálicos e recobertas com ouro para análise em microscopia eletrônica de varredura sob 200x de aumento (Figura 4.6).

Figura 4. 5 – **A:** Moldagem da superfície vestibular da restauração; **B:** Espécime em posição durante a polimerização do silicone; **C:** Resina epóxica utilizada para confecção das réplicas; **D:** Réplicas em resina epóxica

Figura 4. 6 – Réplicas montadas e metalizadas

As réplicas foram feitas para todos os espécimes. No entanto, foram selecionadas aleatoriamente 10 espécimes por grupo para a análise de fendas. Para cada espécime foram necessárias entre 38 e 48 imagens para varrer todo o perímetro da restauração. Para a mensuração das fendas marginais, primeiramente o software Image J (National Institute of Health, EUA) foi calibrado com base na barra da escala presente nas imagens de MEV (Figura 4.7). Isso é possível pois todas as fotos foram obtidas com o mesmo aumento (200x). Em seguida, todo o perímetro da circunferência foi mensurado (em milímetros) para possibilitar o cálculo da porcentagem de fendas (Figura 4.8). As fendas foram mensuradas (Figura 4.9) e o valor obtido convertido para porcentagem com base no perímetro de cada corpo-de-prova (Figura 4.10).

Figura 4. 7 – Calibração do software com base na escala obtida em MEV (100µm). A escala apresentada na imagem do MEV é inserida no software

Figura 4. 8 – Mensuração do perímetro de cada espécie. A imagem apresentada é a montagem de 38 imagens obtidas no MEV em 200x de aumento

Figura 4. 9 – Mensuração das fendas

Figura 4. 10 – Exemplo de região sem fendas

4.2.4. *Preparo dos espécimes para análise de microinfiltração*

Após a moldagem com silicone conforme descrito anteriormente, cada corpo-de-prova recebeu duas camadas de esmalte de unha para impermeabilização da superfície do dente, exceto em uma área de 1 mm de largura ao redor da restauração. Em seguida, foram mantidos imersos em solução de nitrato de prata a 50% por 2 horas no escuro, seguido por um período de imersão de 6 horas em solução reveladora (KODAK, São José dos Campos, SP, Brasil) sob luz fluorescente.

Os corpos-de-prova receberam dois cortes perpendiculares entre si passando pelo centro da restauração, o que resultou em oito faces para avaliação. Imagens de cada uma delas foram digitalizadas utilizando-se um estereomicroscópio com 60x de aumento (modelo SZ61, Olympus Inc., Tóquio, Japão) equipado com uma câmera CCD (Q-Color 3, Olympus). A profundidade de penetração da solução traçadora foi mensurada (em milímetros) utilizando o software ImageJ (National Institute of Health, EUA) (Figura 4.11), obtendo-se assim uma média das oito faces de análise, assim como o valor máximo de penetração do corante.

Figura 4. 11 – Software utilizado para mensurar a microinfiltração

4.3. Análise da deformação de cúspides

4.3.1. Seleção dos dentes e preparo cavitário

Cento e cinco pré-molares superiores humanos ($n=10$) extraídos por razões ortodônticas foram selecionados de modo que visualmente não se notasse nenhum defeito ou trinca no esmalte. Os dentes foram doados pelo banco de dentes da FOUSP após aprovação do comitê de ética da faculdade (Anexo A). Os dentes tiveram as dimensões da coroa mensuradas com paquímetro digital no sentido vestibulo-lingual, méso-distal, e cérvico-oclusal, de modo que estas dimensões apresentassem variação de no máximo 10%. Os dentes receberam preparos cavitários classe II do tipo MOD padronizadas, confeccionadas com o auxílio de pontas diamantadas cilíndricas em alta rotação sob refrigeração (KG Sorensen, Barueri, SP, Ref. 1151), utilizando um dispositivo padronizador de preparo cavitário [71] (Figura 4.12). As cavidades foram confeccionadas com uma profundidade equivalente à metade da altura cérvico-oclusal no centro da MOD a partir da cúspide lingual e largura vestibulo-lingual equivalente a $1/3$ da dimensão vestibulo-lingual, tanto na caixa oclusal quanto nas caixas proximais. A média da altura cérvico-oclusal das cavidades foi de $4,1(\pm 0,4)$ mm, e a média da largura vestibulo-lingual foi de $3,2(\pm 0,2)$ mm. As caixas proximais foram preparadas com 1,5 mm de profundidade a partir da parede pulpar da caixa oclusal, e 1,5 mm no sentido méso-vestibular.

Figura 4. 12 – **A:** Foto do dispositivo padronizador de preparos; **B:** Detalhe do preparo sendo confeccionado

4.3.2. *Inclusão dos dentes e fixação dos strain gages*

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, este foi incluído em resina de poliestireno e o ligamento periodontal foi simulado com material de moldagem à base de poliéter (Impregum-F, 3M ESPE, St Paul, USA) [72]. A raiz do dente recebeu uma marcação a 2 mm da junção amelocementária e uma camada de cera utilidade foi aplicada a partir desta marca em direção ao ápice radicular. Essa camada apresentou uma espessura entre 0,3 a 0,5 mm aferida com paquímetro digital (Figura 4.13). Os dentes foram incluídos em resina de poliestireno auto-polimerizável de forma a formar um cilindro de 20 mm de altura simulando o alvéolo artificial. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e toda a cera foi removida com curetas das superfícies radicular. O material de moldagem foi inserido no alvéolo e o dente introduzido até que a marcação de 2,0 mm abaixo da junção amelocementária coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Figura 4.13). Após a polimerização do poliéter, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 11 (Figura 4.13) e as amostras armazenadas em água destilada.

Figura 4. 13 – **A:** Marcação dos 2 mm abaixo do limite amelocementário, e camada de cera utilidade; **B:** Aplicação do poliéter para simulação do ligamento; **C:** Recolocação do dente no alvéolo artificial; **D:** Remoção dos excessos de poliéter

Foram fixados dois extensômetros (PA-06-060BG-350LEN, Excel Sensores, SP, Brasil) em cada dente, sendo um deles na superfície do esmalte no centro da face vestibular e outro na mesma posição na face lingual (Figura 4.14). O extensômetro foi posicionado com seu longo eixo na direção vertical. Para fixação foi realizado condicionamento com ácido fosfórico a 37% durante 30 segundos, seguido de lavagem com água durante 15 segundos e secagem com jatos de ar. Em seguida

foi aplicado uma camada de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil), tanto na superfície do esmalte quanto no extensômetro.

Figura 4. 14 – **A:** Extensômetro utilizado no estudo; **B:** Amostra com os extensômetros colados

4.3.3. Procedimento restaurador

As paredes da cavidade foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 15 s e, em seguida, lavadas em água corrente também por 15 s (exceto para as cavidades restauradas com o compósito Filtek LS). O excesso de água foi removido com jatos de ar, deixando a superfície visivelmente úmida. Os fios dos extensômetros foram então conectados à placa de captura de sinais (AqDados, Lynx, São Paulo, SP, Brasil), ligada a um computador. Duas camadas de um sistema adesivo de frasco único (Single Bond 2, 3M ESPE) foram aplicadas e fotoativadas com uma dose de 12 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 30 \text{ s}$ - VIP Júnior, Bisco, Schaumburg, IL, EUA). Para as cavidades restauradas com Filtek LS foi utilizado o sistema adesivo auto-condicionante Filtek LS Adhesive (3M ESPE). Primeiramente, o primer auto-condicionante foi aplicado e fotoativado com uma dose 6 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 15 \text{ s}$). Em seguida, foi aplicado o adesivo Filtek LS e fotoativado com uma dose de 6 J/cm^2 ($400 \text{ mW/cm}^2 \times 15 \text{ s}$). A dose total para este caso foi de 12 J/cm^2 como nos demais grupos. As cavidades foram restauradas em bloco único com cada um dos compósitos. O compósito foi fotoativado com uma dose 18 J/cm^2 ($570 \text{ mW/cm}^2 \times 32 \text{ s}$) (Figuras 4.15 e 4.16).

Figura 4. 15 – Montagem experimental mostrando o momento da fotoativação

Os dados foram capturados pelo software específico (AqAnalysis, Lynx, São Paulo, SP, Brasil). Os valores de deformação foram obtidos individualmente para cada extensômetro, ou seja, para cada uma das cúspides vestibular e lingual. O aquisitor de dados coletou 1 valor de microdeformação (microstrain, μs) a cada 0,3 segundos durante os 10 minutos de monitoramento.

Figura 4. 16 – Montagem experimental

4.4. Determinação da tensão de polimerização

A tensão de polimerização foi analisada utilizando-se dois substratos de colagem, PMMA e vidro. Para isso, bastões de com 4 mm de diâmetro foram seccionados em segmentos com 13 ou 28 mm. Nos bastões com 13 mm, uma das extremidades foi polida com uma seqüência de lixas de granulação 600, 1200, 2000 e feltro com pasta de alumina de 1 μm (Alumina 3, ATM, Altenkirchen, Alemanha) para permitir a passagem da maior irradiância possível durante a fotoativação. A superfície oposta, bem como uma das extremidades dos bastões com 28 mm foi asperizada com jato de óxido de alumínio (250 μm) (Figura 4.17). Nos bastões de acrílico, as superfícies asperizadas receberam uma camada de monômero de metacrilato de metila (JET Acrílico Auto Polimerizante, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil), enquanto nos bastões de vidro foi aplicado uma camada de composto silânico (Ceramic Primer, 3M ESPE). Em seguida, estas superfícies receberam duas camadas de uma resina sem carga (Scotchbond Multiuso Plus, frasco 3, 3M ESPE), fotoativada com uma dose de 12 J/cm^2 (400 $\text{mW}/\text{cm}^2 \times 30 \text{ s}$). Quando o compósito Filtek LS foi utilizado, foram aplicadas duas camadas do adesivo específico deste compósito (Filtek LS Adhesive, frasco 2, 3M ESPE) (Figura 4.17).

Figura 4. 17 – **A:** Bastão à direita com a superfície polida, e à esquerda com a superfície asperizada; **B:** Tratamento da superfície asperizada com monômero pra os bastões de PMMA; **C:** Tratamento da superfície asperizada com silano pra os bastões de vidro; **D:** Aplicação da resina sem carga para os compósitos a base de dimetacrilatos; **E:** Aplicação do adesivo Filtek LS Adhesive para o compósito a base de silorano

Os bastões foram fixados nas garras de uma máquina de ensaios universal (Instron), sendo que aqueles com 13 mm foram acoplados na garra inferior, e os de 28 mm na garra superior. O espaço entre eles foi definido em 1,5 mm (fator $C=1,3$, volume: $18,8 \text{ mm}^3$). Após a inserção do compósito entre as superfícies, foi acoplado aos bastões um extensômetro (modelo 2630-101, Instron) com o objetivo de monitorar a distância entre eles durante o teste, mantendo-a constante (Figura 4.18). O valor registrado pela célula de carga da máquina de ensaios corresponde à força necessária para manter a altura inicial do corpo-de-prova, em oposição àquela exercida pela contração de polimerização. A ponta do fotopolimerizador (VIP Júnior, Bisco, Schaumburg, IL, EUA) foi colocada em contato com a extremidade polida do bastão de 13 mm. A irradiância que efetivamente atinge o compósito foi determinada auxílio de um radiômetro (modelo 100, Demetron Res. Corp., Orange, Califórnia, EUA). O tempo de fotoativação foi ajustado para

resultar em uma dose de 18 J/cm^2 . O desenvolvimento da força foi monitorado durante 10 min, a partir do início da fotoativação e o valor máximo foi dividido pela área da secção transversal de cada bastão para calcular a tensão de polimerização nominal máxima do compósito.

Figura 4. 18 – Montagem experimental usada na determinação da tensão de polimerização

4.5. Análise estatística

Devido à falta de homocedasticidade dos dados de microinfiltração e fendas, o teste não paramétrico Kruskal-Wallis foi utilizado para análise. Os dados de resistência de união e deflexão de cúspides foram analisados utilizando-se ANOVA de fator único e teste de Tukey. Os dados de tensão foram analisados utilizando-se ANOVA de dois fatores (compósito e substrato) e teste de Tukey. Em todos os testes o nível global de significância foi de 5%.

Análises de correlação foram realizadas para os testes que apresentaram diferenças estatísticas entre os diferentes grupos experimentais. O teste de Pearson foi utilizado para verificar possíveis correlações entre os resultados dos testes de qualidade de interface e o módulo de elasticidade, contração pós-gel ou tensão nos dois substratos (vidro e PMMA). Para que as correlações fossem consideradas significantes, o valor crítico absoluto de “r” foi 0,754, considerando o número de pares de dados avaliados (sete) e nível global de significância de 5% [73].

Análises de regressão também foram feitas entre os dados dos testes de qualidade de interface e o módulo de elasticidade, contração pós-gel ou tensão nos dois substratos para determinar as equações das retas.

5 RESULTADOS

As médias e desvios-padrão para os dados de resistência de união, microinfiltração (máxima e média), fendas, deformação de cúspides, e tensão de polimerização em ambos substratos são apresentados na tabela 5.1. Uma descrição mais detalhada dos dados será feita para cada um dos testes separadamente.

Tabela 5.1 – Médias (desvios-padrão) para os dados de resistência de união, microinfiltração, fendas, deformação de cúspides e tensão de polimerização (determinada em sistemas de teste utilizando PMMA ou vidro como substrato de colagem). Na mesma coluna, médias seguidas pela mesma letra não apresentam diferença estatística significativa (ANOVA/Kruskal Wallis de um fator, $p>0,05$). Para os dados de tensão, médias seguidas pela mesma letra minúscula na mesma linha não apresentam diferença estatística significativa (Kruskal Wallis/ANOVA de fator duplo, $p>0,05$)

Compósito	Resistência de união (MPa)	Microinfiltração (mm)		Fendas (%)	Deformação de cúspides (μ s)		Tensão de polimerização (MPa)	
		Média	Máxima		Palatina	Vestibular	PMMA	Vidro
LS*	6,7 (2,3) ^{AB}	0,34 (0,12) ^C	0,61 (0,20) ^B	14 (2) ^D	86,3 (31,3) ^A	61,7 (13,0) ^A	4,4 (0,5) ^{A,b}	7,4 (0,8) ^{A,a}
SU	5,1 (2,1) ^B	0,89 (0,18) ^A	1,34 (0,21) ^A	47 (5) ^A	94,1 (31,1) ^A	58,5 (21,5) ^A	3,5 (0,3) ^{B,b}	8,2 (0,6) ^{A,a}
AE*	4,7 (2,0) ^B	0,78 (0,18) ^A	1,22 (0,28) ^A	42 (6) ^{AB}	96,9 (20,4) ^A	66,3 (10,4) ^A	3,4 (0,5) ^{BC,b}	5,0 (0,8) ^{B,a}
FZ	6,8 (2,7) ^{AB}	0,62 (0,20) ^{AB}	1,10 (0,34) ^A	27 (4) ^{BC}	81,5 (9,1) ^A	66,8 (12,2) ^A	2,9 (0,3) ^{BCD,b}	5,1 (0,4) ^{B,a}
VD*	7,1 (2,1) ^{AB}	0,45 (0,12) ^{BC}	0,85 (0,27) ^B	13 (3) ^D	79,5 (27,2) ^A	58,8 (15,0) ^A	2,7 (0,4) ^{BCD,a}	3,7 (0,3) ^{C,a}
HM	6,4 (1,6) ^{AB}	0,44 (0,12) ^{BC}	0,71 (0,28) ^B	20 (5) ^{CD}	75,2 (14,1) ^A	59,9 (13,9) ^A	2,6 (0,6) ^{CD,a}	3,3 (0,5) ^{C,a}
EL*	7,9 (3,2) ^A	0,35 (0,14) ^C	0,73 (0,38) ^B	21 (7) ^{CD}	87,4 (21,7) ^A	62,1 (15,8) ^A	2,5 (0,3) ^{D,a}	2,1 (0,1) ^{D,a}

* Consideradas pelo fabricante como compósitos de baixa contração.

5.1. Resistência de união

Os dados de resistência de união são apresentados no gráfico 5.1. Estatisticamente, observou-se a formação de apenas dois subgrupos, sendo que as únicas diferenças estatisticamente significantes foram entre o compósito EL (7,9 MPa), e os compósitos SU (5,1 MPa) e AE (4,7 MPa).

Gráfico 5.1 – Médias e desvios-padrão para os dados de resistência de união (MPa). Grupos experimentais acompanhados pela mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$)

O gráfico 5.2 apresenta a dispersão dos dados entre resistência de união e módulo de elasticidade. Foi detectada correlação linear inversa significativa ($r = -0,775$) entre as variáveis, ou seja, quanto maior o módulo, menor foi a resistência de união. O gráfico 5.3 apresenta a dispersão dos dados entre resistência de união e contração pós-gel. Novamente, observou-se uma correlação linear inversa

significante entre as variáveis ($r=-0,782$), ou seja, quanto maior a contração pós-gel, menor foi a resistência de união.

Gráfico 5.2 – Gráfico de dispersão entre resistência de união (MPa) e módulo de elasticidade em flexão (GPa). São apresentados o coeficiente de Pearson (r), reta e equação da regressão

5.2. Microinfiltração

A tabela 5.2 apresenta a distribuição de espécimes de acordo com o número de faces infiltradas. Nenhum compósito apresentou espécimes com ausência de microinfiltração e a maioria dos espécimes apresentou infiltração em todas as faces avaliadas.

Tabela 5.2 – Distribuição dos espécimes de acordo com o número de faces infiltradas para cada compósito

Compósito	Número de faces infiltradas							
	0 ou 1	2	3	4	5	6	7	8
LS	-	1	1	-	-	3	4	6
SU	-	-	-	-	-	-	2	13
AE	-	-	-	-	-	1	1	13
FZ	-	-	-	-	-	-	1	14
VD	-	-	-	-	-	-	3	12
HM	-	-	-	-	1	1	4	9
EL	-	-	-	-	-	3	3	9

Os dados de microinfiltração média e máxima são apresentados no gráfico 5.4. Os compósitos apresentaram o mesmo ordenamento em ambos os casos. No entanto, estatisticamente observou-se três subgrupos para a microinfiltração média e apenas dois subgrupos para a microinfiltração máxima. A microinfiltração máxima variou entre 0,61 e 1,34 mm. Os valores de microinfiltração média variaram entre 0,34 e 0,89 mm (LS e SU, respectivamente, tanto para a microinfiltração média quanto máxima).

Gráfico 5.4 – Médias e desvios-padrão dos dados de microinfiltração média e máxima (mm). Grupos experimentais acompanhados pela mesma letra maiúscula não apresentam diferença estatística significativa para os dados de microinfiltração média, e minúscula para microinfiltração máxima ($p>0,05$)

O gráfico 5.5 apresenta a dispersão dos dados entre microinfiltração e módulo de elasticidade em flexão. Não houve correlação estatisticamente significativa entre as variáveis (microinfiltração máxima: $r=0,490$; média: $r=0,585$). No entanto quando o compósito LS foi removido da análise, observou-se correlações lineares diretas significantes tanto para a microinfiltração média ($r=0,812$) quanto para a microinfiltração máxima ($r=0,760$). Desta forma, para os materiais à base de monômeros dimetacrilatos, quanto maior o módulo do compósito, maior a microinfiltração apresentada pela restauração. O gráfico 5.6 apresenta a dispersão dos dados entre microinfiltração e contração pós-gel. Observou-se correlações lineares diretas significantes, tanto para a microinfiltração média ($r=0,986$) quanto para a microinfiltração máxima ($r=0,944$). Dessa forma, quanto maior a contração pós-gel, maior foi a microinfiltração.

Gráfico 5.5 – Gráfico de dispersão entre microinfiltração (mm) e módulo de elasticidade em flexão (GPa). Coeficientes de Pearson (r), retas e equações da regressão apresentados referem-se a análise excluindo o compósito LS. Incluindo-se o compósito obteve-se $r = 0,585$ para microinfiltração média, e $r = 0,490$ para microinfiltração máxima

Gráfico 5.6 – Gráfico de dispersão entre microinfiltração (mm) e contração pós-gel (%). São apresentados o coeficiente de Pearson (r), reta e equação da regressão

5.3. Formação de fendas marginais

O gráfico 5.7 apresenta os dados de fendas em porcentagem do perímetro da restauração. Os valores de fendas variaram entre 13 e 47% (para os compósitos VD e SU respectivamente). Estatisticamente foram observados quatro sub-grupos.

Gráfico 5.7 – Médias e desvios padrão para os dados de fendas (%). Grupos experimentais acompanhados pela mesma letra não apresentam diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$)

O gráfico 5.8 apresenta a dispersão dos dados entre incidência de fendas e módulo de elasticidade. Não houve correlação significativa entre as variáveis ($r=0,520$), mesmo quando o compósito LS foi excluído da análise ($r=0,714$). O gráfico 5.9 a dispersão dos dados entre fendas e contração pós-gel. Observou-se uma correlação linear direta entre as variáveis ($r=0,898$). Dessa forma, quanto maior a contração pós-gel, maior foi a formação de fendas.

Gráfico 5.8 – Gráfico de dispersão entre fenda (%) e módulo de elasticidade em flexão (GPa). Coeficiente de Pearson (r), reta e equação da regressão apresentados referem-se a análise excluindo o compósito LS. Incluindo-se o LS obteve-se $r = 0,520$

Gráfico 5.9 – Gráfico de dispersão entre fenda (%) e contração pós-gel (%). São apresentados o coeficiente de Pearson (r), reta e equação da regressão

5.4. Deformação de cúspides

O gráfico 5.10 apresenta os dados de deformação máxima das cúspides vestibular e palatina. Estatisticamente não foi observada nenhuma diferença entre os compósitos para ambas as cúspides. Devido à ausência de diferenças significativas entre os grupos experimentais, não foram realizadas análises de regressão entre a deformação e módulo de elasticidade ou contração pós-gel.

Gráfico 5.10 – Médias e desvios padrão para os dados de deformação de cúspides (μs). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os materiais ($p > 0,05$)

5.5. Tensão de polimerização

Os dados de tensão de polimerização para ambos os substratos (PMMA e vidro) são apresentados no gráfico 5.11. A análise de variância de fator duplo mostrou uma interação significativa entre os fatores ($p < 0,001$). Quando o PMMA foi utilizado como substrato de colagem, os dados variaram entre 4,4 e 2,5 MPa (LS e EL, respectivamente). Quando o vidro foi utilizado, os dados variaram entre 8,2 e 2,1 MPa (SU e EL, respectivamente). Os compósitos LS, SU, AL e FZ apresentaram valores de tensão em vidro entre 32 e 57% maiores que o PMMA. Já os compósitos VD, HM e ELS apresentaram valores de tensão estatisticamente semelhantes em ambos os substratos de colagem. É interessante ressaltar que estes compósitos apresentaram os menores valores de tensão em ambos substratos.

Gráfico 5.11 – Médias e desvios-padrão dos dados de tensão de polimerização em ambos substratos (PMMA e vidro). Grupos experimentais acompanhados pela mesma letra maiúscula não apresentam diferença estatística significativa para os dados utilizando PMMA, e minúscula para vidro ($p > 0,05$). O asterisco indica ausência de diferença estatística significativa entre os substratos de colagem

O gráfico 5.12 apresenta a dispersão dos dados entre tensão de polimerização e módulo de elasticidade. Não foi observada correlação significativa entre as variáveis tanto para o vidro ($r=0,633$) quanto para o PMMA ($r=0,690$). Quando o compósito LS foi removido da análise, foi observada uma correlação linear direta significativa para o PMMA ($r=0,843$) enquanto que para o vidro a ausência de correlação significativa se manteve ($r=0,597$).

O gráfico 5.13 apresenta a dispersão dos dados entre tensão de polimerização e contração pós-gel. Não foi observada correlação significativa entre as variáveis tanto para o vidro ($r=0,655$) quanto para o PMMA ($r=0,252$). No entanto, quando o compósito LS foi removido da análise, observou-se correlações lineares diretas significativas tanto para o vidro ($r=0,976$) quanto para o PMMA ($r=0,922$). Desta forma, para os materiais à base de dimetacrilatos, quanto maior a contração pós-gel, maior a tensão desenvolvida em ambos os substratos.

Gráfico 5.12 – Gráfico de dispersão entre tensão de polimerização (MPa) e módulo de elasticidade em flexão (GPa). Coeficientes de Pearson (r), retas e equações da regressão apresentados referem-se a análise excluindo o compósito LS. Incluindo-se o compósito obteve-se $r = 0,633$ para o vidro, e $r = 0,690$ para o PMMA

Gráfico 5.13 – Gráfico de dispersão entre tensão de polimerização (MPa) e contração pós-gel (%). Coeficientes de Pearson (r), retas e equações da regressão apresentados referem-se a análise excluindo o compósito LS. Incluindo-se o compósito obteve-se $r = 0,0655$ para o vidro, e $r = 0,252$ para o PMMA

5.6. Correlações entre os testes de qualidade de interface e a tensão de polimerização

O gráfico 5.14 apresenta a dispersão dos dados entre tensão de polimerização e resistência de união. Não foi observada correlação significativa entre as variáveis, tanto para os dados obtidos em vidro ($r=-0,585$) quanto em PMMA ($r=-0,424$). No entanto, quando o compósito LS foi removido da análise se observou uma correlação linear inversa significativa para o PMMA ($r=-0,910$), enquanto para o vidro a ausência de correlação significativa se manteve ($r=-0,744$).

Gráfico 5.14 – Gráfico de dispersão entre Resistência de união (MPa) e tensão de polimerização (MPa). Coeficientes de Pearson (r), retas e equações da regressão apresentados referem-se a análise excluindo o compósito LS. Incluindo-se o compósito obteve-se $r = -0,585$ para o vidro, e $r = -0,424$ para o PMMA

O gráfico 5.15 apresenta a dispersão dos dados entre tensão de polimerização e microinfiltração média. Não foram observadas correlações significantes entre as variáveis tanto para o vidro ($r=0,518$) quanto para o PMMA

($r=0,161$). Porém, semelhante ao descrito anteriormente, quando o compósito LS foi removido da análise foram observadas correlações lineares diretas tanto para o vidro ($r=0,934$) quanto para o PMMA ($r=0,993$). Desta forma, quanto maior a tensão de polimerização (independentemente do substrato de colagem), maior foi a microinfiltração média para os compósitos de dimetacrilatos.

Gráfico 5.15 – Gráfico de dispersão entre microinfiltração média (mm) e tensão de polimerização (MPa). Coeficientes de Pearson (r), retas e equações da regressão apresentados referem-se a análise excluindo o compósito LS. Incluindo-se o compósito obteve-se $r = 0,518$ para o vidro, e $r = 0,161$ para o PMMA

O gráfico 5.16 apresenta a dispersão dos dados entre tensão de polimerização e fendas marginais. Não foi observada correlação significativa entre as variáveis para o grupo completo de materiais avaliados, mas, novamente, quando o compósito LS foi removido da análise observou-se uma correlação linear direta significativa tanto para o vidro ($r=0,817$) quanto para o PMMA ($r=0,932$). Desta forma, quanto maior a tensão de polimerização desenvolvida pelo compósito, maior foi a incidência de fendas marginais na restauração.

Gráfico 5.16 – Gráfico de dispersão entre fendas (%) e tensão de polimerização (MPa). Coeficientes de Pearson (r), retas e equações da regressão apresentados referem-se a análise excluindo o compósito LS. Incluindo-se o compósito obteve-se $r = 0,455$ para o vidro, e $r = 0,165$ para o PMMA

A análise de regressão entre deformação de cúspides e tensão de polimerização não foi realizada por não ter havido diferenças estatisticamente significantes entre os grupos para deformação de cúspides.

Como resumo do que foi apresentado, a tabela 5.3 e a tabela 5.4 apresentam todos os valores de coeficiente de correlação de Pearson (r) obtidos neste estudo, respectivamente, quando o compósito LS foi mantido ou excluído das análises.

Tabela 5. 3 – Coeficiente de correlação de Pearson (r) para as análises apresentadas neste estudo incluindo-se o compósito LS. Em negrito destacam-se todas as correlações que foram significantes em relação ao número de pares de dados analisados ($r > 0,754$)

		Tensão		Contração	Módulo de
		<i>Vidro</i>	<i>PMMA</i>	Pós-gel	elasticidade
Resistência de união		-0,585	-0,424	-0,782	-0,775
Microinfiltração	Média	0,518	0,161	0,986	0,585
	Máxima	0,414	0,049	0,944	0,490
Fendas marginais		0,455	0,165	0,898	0,520

Tabela 5. 4 – Coeficiente de correlação de Pearson (r) para as análises apresentadas neste estudo excluindo-se o compósito LS. Em negrito destacam-se todas as correlações que foram significantes em relação ao número de pares de dados analisados ($r > 0,754$). Em itálico, são destacados os maiores valores de r para cada variável predita (ou seja, resistência de união, microinfiltração e fendas marginais)

		Tensão		Contração	Módulo de
		<i>Vidro</i>	<i>PMMA</i>	Pós-gel	elasticidade
Resistência de união		-0,744	-0,910	-0,790	-0,845
Microinfiltração	Média	0,934	0,993	0,959	0,812
	Máxima	0,889	0,942	0,961	0,760
Fendas marginais		0,817	0,932	0,888	0,714

Quando o compósito LS foi mantido nas análises, as correlações entre testes de qualidade de interface e tensão de polimerização não foram significantes. Porém, a contração pós-gel se mostrou uma boa variável preditora da qualidade da interface. Quando apenas os compósitos à base de dimetacrilatos são considerados (ou seja, quando o compósito LS é excluído da análise), resistência de união, microinfiltração e fendas marginais apresentaram correlação significativa com a tensão determinada em ambos os substratos, bem como a contração pós-gel. A única exceção foi observada entre a resistência de união e a tensão em vidro. É interessante ressaltar que essas correlações foram sempre mais fortes quando a variável preditora foi a tensão determinada utilizando o PMMA como substrato de colagem.

6 DISCUSSÃO

6.1. Resistência de união

Valores de resistência de união refletem a complexa interação entre substrato de colagem, sistema adesivo e compósito restaurador. Além disso, o método utilizado para avaliar a resistência de união influencia significativamente os valores obtidos [74]. O ensaio mecânico escolhido para a avaliação da resistência de união no presente estudo foi o *push out* [19, 75-77]. A principal característica que diferencia este teste dos ensaios de tração e cisalhamento é o confinamento do compósito entre as paredes do preparo cavitário, simulando a condição que ele é utilizado clinicamente. Comparado aos métodos de tração e cisalhamento, a área da interface aderida no ensaio de push-out é maior. Por este motivo, existe uma maior probabilidade de existirem defeitos na camada adesiva com tamanho crítico resultando em uma maior concentração de tensões e um menor valor de resistência de união [78]. Os testes chamados “micro”, por exemplo, utilizam áreas reduzidas, minimizando a probabilidade de ocorrência de um defeito relativamente grande em áreas com maior concentração de tensões [78-80]. Dessa forma, estes testes tendem a fornecer resultados numéricos mais altos [79].

A correlação entre resistência de união e módulo de elasticidade no presente estudo foi inversa, ao contrário de diversos outros que observaram uma correlação direta entre essas variáveis [81-85]. No entanto, nesses estudos tais correlações foram observadas em testes de tração e cisalhamento. Teoricamente, quanto maior a diferença de módulo de elasticidade entre o compósito e o substrato, maior a concentração de tensões na interface, diminuindo os valores de resistência de união [83]. Essa concentração de tensões na interface justifica a correlação direta entre módulo e resistência de união, pois nos estudos apresentados os compósitos de maior módulo aproximavam-se do módulo da dentina, considerando-se este entre 15 e 18 GPa [83, 85, 86]. Por outro lado, um estudo observou uma diminuição da resistência de união em microtração com o aumento do módulo de elasticidade do compósito, relatando ainda uma maior perda de espécimes durante o preparo em compósitos com maior módulo de elasticidade [87]. O estudo citado avaliou

compósitos com valores de módulo entre 2,3 e 11,3 GPa. Assim, mesmo o compósito com maior módulo tem um valor menor do que o módulo da dentina, o que pode ter resultado numa correlação inversa, semelhante à encontrada no presente estudo, que avaliou materiais com módulos de elasticidade entre 2,0 e 9,3 GPa.

Conforme mencionado acima, o teste de *push out* apresenta uma configuração muito distinta dos testes de tração e cisalhamento, nos quais o substrato de colagem é plano. Assim, a sua distribuição de tensões também é diferente. O teste de *push out* apresenta tensões compressivas localizadas no compósito em toda a circunferência do ponto de carregamento, paralelas ao eixo de aplicação da carga, enquanto que na superfície de aplicação da carga, se desenvolvem tensões de tração na interface dente/restauração [88, 89]. Em ensaios de tração e cisalhamento, as tensões predominantes ao longo da interface são de tração [83]. A diferença na distribuição de tensões é outra possível explicação para que a influência do módulo de elasticidade sobre a resistência de união observada neste estudo e na literatura sejam opostas.

Quando se compara o coeficiente angular das correlações envolvendo os resultados de resistência de união, nota-se que a contração pós-gel apresenta uma influência maior (-9,155) do que o módulo de elasticidade (-3,59), ou seja, a variação esperada na resistência de união devido à variações nos valores de contração pós-gel é maior. A correlação entre resistência de união e contração do compósito também foi inversa, ou seja, quanto maior a contração pós-gel do compósito, menor a resistência de união. Esse achado concorda com diversos estudos anteriores [90, 91]. Tal achado pode ser explicado pelo fato que uma maior contração volumétrica de polimerização estaria relacionada a maiores tensões na interface dente/restauração, facilitando o descolamento.

Como descrito no capítulo anterior, foram encontradas diferenças estatisticamente significantes apenas entre os compósitos EL e AE/SU. Este achado pode ser explicado pois estes compósitos apresentam valores extremos de contração e módulo. O compósito EL apresentou a menor contração (0,35 %) associado ao menor módulo (2,0 GPa) dentre todos os compósitos. Por outro lado, o compósito AE apresentou o maior módulo (9,3 GPa) associado a uma contração alta (0,51 %), enquanto que o compósito SU apresentou a maior contração (0,64 %) associado a um módulo intermediário (6,0 GPa). De acordo com as correlações

observadas, estas combinações se refletiram em diferenças estatísticas nos valores de resistência de união.

Os compósitos de baixa contração apresentaram valores resistência de união estatisticamente semelhantes aos compósitos convencionais. Particularmente para o compósito à base de silorano, isso já havia sido observado anteriormente quando a sua resistência de união foi avaliada em microtração [91, 92]. Além disso, é interessante ressaltar que todos os compósitos à base de dimetacrilatos foram associados a um mesmo sistema adesivo. Sabe-se que o sistema adesivo exerce grande influência sobre os valores de resistência de união [74] o que pode ter contribuído para a verificação de menores diferenças estatísticas entre os diferentes grupos. O compósito LS foi a única exceção, pois foi associado ao seu sistema adesivo dedicado. No entanto, para a resistência de união, a associação de um compósito de baixa contração com um sistema adesivo dedicado parece não ter sido significativo para que os valores resistência de união fossem diferente daqueles registrados pelos dimetacrilatos.

6.2. Microinfiltração

A maioria dos trabalhos que avaliaram microinfiltração utilizaram métodos semi-quantitativos (*scores*) ou limitaram a sua análise à penetração máxima do corante presente em cada espécime [93, 94]. No presente estudo, outros parâmetros foram avaliados (microinfiltração média de cada espécime e número de faces apresentando microinfiltração) com o objetivo de se obter uma análise mais abrangente do que ocorre na interface dos diferentes grupos experimentais.

Todos os materiais tiveram a maioria dos espécimes apresentando microinfiltração nas oito faces. A microinfiltração máxima mostrou uma menor diferenciação estatística entre os materiais, ou seja, todos os materiais apresentaram microinfiltração relativamente alta em ao menos uma das oito regiões da interface avaliadas. No entanto, quando a média de microinfiltração entre as oito faces foi considerada, houve a formação de mais subgrupos estatísticos. Tais observações demonstram que dependendo do critério adotado para analisar o microinfiltração, pode-se ter resultados diferentes para uma mesma amostra.

A média da espessura de esmalte remanescente nos preparos cavitários foi $0,6 \pm 0,2$ mm. Dessa forma, os compósitos que apresentaram microinfiltração menor que 0,6 mm refletem uma penetração do corante apenas na interface em esmalte. Analisando a média de microinfiltração máxima, todos as restaurações apresentaram infiltração em dentina em algum momento, pois os valores variaram entre 0,61 e 1,34 mm. No entanto, quando a microinfiltração média é analisada, os compósitos LS, VD, HM e EL apresentaram, em sua maioria, penetração do corante apenas na interface em esmalte.

A correlação linear direta entre microinfiltração e módulo de elasticidade só foi significativa quando o compósito LS foi excluído da análise. Isso ocorre pois o compósito à base de silorano apresentou um comportamento atípico quando comparado aos compósitos à base de dimetacrilato, uma vez que de acordo com o módulo de elasticidade apresentado por este material, uma maior microinfiltração seria esperada. No entanto, deve-se ressaltar que o compósito à base de silorano foi associado ao sistema adesivo dedicado. A camada de adesivo do Filtek LS Adhesive é mais espessa que a do sistema Adper Single Bond 2 utilizado com os demais materiais, e já foi observado que uma camada mais espessa de adesivo pode reduzir a microinfiltração, por esta funcionar como uma camada elástica de menor módulo que o compósito [95-97].

Os compósitos à base de dimetacrilatos apresentaram correlação linear direta entre microinfiltração e módulo. Um estudo anterior que avaliou três compósitos diferentes observou maior infiltração em dentina para um compósito com maior módulo apenas após carregamento oclusal, enquanto que sem o carregamento a penetração do corante foi estatisticamente semelhante para todos os compósitos [98]. Esse resultado pode ser explicado pelo fato das margens serem em dentina e pelo fato que este estudo utilizou compósitos com módulos de elasticidade muito semelhantes (entre 14 e 17 GPa).

Os coeficientes angulares das análises de regressão indicam existir uma maior influência da contração (microinfiltração média: 2,158; máxima: 2,775) sobre a microinfiltração quando comparada com o módulo de elasticidade (microinfiltração média: 0,052; máxima: 0,057). A microinfiltração apresentou correlação linear direta significativa com a contração pós-gel dos compósitos avaliados, incluindo o LS. Um estudo anterior também observou essa correlação em restaurações cervicais de classe V [99]. No entanto, as margens oclusal e gengival da restauração foram

avaliadas separadamente e esta correlação foi observada apenas para a margem gengival (em cimento). Nenhuma diferença entre os compósitos foi vista na região da margem em esmalte (oclusal). Outros estudos não observaram diferenças na microinfiltração entre os compósitos com diferentes contrações [26, 100]. Os três estudos citados têm em comum o fato de utilizarem *scores* para avaliação da microinfiltração. Por ser um método semi-quantitativo, pequenas diferenças podem ter sido negligenciadas. Além disso, dois desses estudos não padronizaram o sistema adesivo utilizado [99, 100]. Dessa forma a influência da contração de polimerização pode ter sido mascarada pelo efeito do sistema adesivo.

Os compósitos de baixa contração avaliados neste estudo apresentaram valores estatisticamente semelhantes aos dimetacrilatos convencionais. O compósito AE foi estatisticamente semelhante aos dimetacrilatos que apresentaram maior microinfiltração, fato este que pode ser associado a sua alta contração e módulo. O compósito VD apresentou microinfiltração semelhante ao FZ. Pode-se supor que apesar da baixa contração do compósito VD, o seu módulo de elasticidade intermediário resultou em microinfiltração estatisticamente semelhante a compósitos com contração maior. Os demais compósitos de baixa contração (LS e EL) foram estatisticamente semelhantes entre si, ficando no subgrupo de menor microinfiltração junto com os compósitos HM e VD. Alguns estudos mostram que o compósito à base de silorano não apresenta um comportamento superior a compósitos à base de dimetacrilato no que se refere à microinfiltração [27, 101]. Um trabalho recente observou uma microinfiltração maior para o compósito à base de silorano, quando comparado a outros compósitos [102]. No entanto, este trabalho avaliou a microinfiltração após 16 semanas de armazenamento. Autores que utilizaram o mesmo tempo de armazenamento do presente estudo (24 horas), observaram uma menor microinfiltração para o LS quando comparado aos dimetacrilatos após ciclagem térmica [103]. No estudo citado, para cada um dos três compósitos avaliados foi associado um sistema adesivo, o que pode ter contribuído para o resultado.

6.3. Formação de fendas

Restaurações em compósito livres de fendas são muito difíceis de serem encontradas na clínica [104, 105]. Para um mesmo material, a correlação entre formação de fendas “*in vivo*” e “*in vitro*” já foi determinada anteriormente [105], o que aumenta a relevância deste tipo de avaliação laboratorial.

No presente estudo, não foi observada correlação significativa entre a formação de fendas e o módulo de elasticidade dos compósitos. Esta ausência de correlação também foi relatada por outros autores que avaliaram oito compósitos restauradores associados a um único sistema adesivo [82]. No entanto, espera-se que compósitos com contração semelhantes apresentem uma maior formação de fendas quando tiverem um maior módulo de elasticidade [28, 68]. A integridade da interface aderida depende da interação entre contração volumétrica, módulo de elasticidade e adesão a estrutura dentária [68, 106]. Portanto, a ausência de correlação com o módulo de elasticidade pode ser explicada pelo fato dos compósitos avaliados apresentarem valores de contração pós-gel diferentes. Por outro lado, a correlação entre contração pós-gel e incidência de fendas foi estatisticamente significativa. Estudos que avaliaram a formação de fendas e sua correlação com a contração volumétrica observaram também correlação direta entre essas variáveis [68, 106, 107]. Os estudos citados utilizaram o método conhecido como “*bonded disk*” para mensuração da contração volumétrica, devendo-se ressaltar que existe uma correlação entre os valores de contração obtidos com este método e com o método “*strain gage*” [68].

Para os compósitos VD e LS foram observadas menores porcentagens de fenda ao longo do perímetro da restauração, sendo estatisticamente semelhante ao compósito EL e HM. Essa baixa formação de fendas pode ser associada à baixa contração pós-gel desses compósitos, e já havia sido relatada tanto para o compósito VD [28, 68], quanto para o compósito LS [106]. O compósito EL, mesmo estando no grupo de menor formação de fenda, foi estatisticamente semelhante ao compósito FZ. O compósito AE foi estatisticamente semelhante aos dimetacrilatos que resultaram em maior formação de fendas (SU e FZ). Apesar do fabricante rotular o compósito como sendo de baixa contração, AE apresenta contração pós-gel

semelhante aos compósitos SU e FZ, o que justifica a formação de fendas estatisticamente semelhante entre estes compósitos.

6.4. Deformação de cúspides

Enquanto alguns estudos relatam valores de deflexão das cúspides [27, 108-110], no presente estudo optou-se por avaliar a deformação das cúspides através de extensometria. A deflexão de cúspides é o resultado da deformação de toda a cúspide. Dessa forma, para o cálculo da deflexão de cúspides assumiria-se que a deformação que ocorreu foi proporcional e uniforme em todas as dimensões. No entanto, o extensômetro fica aderido a uma pequena porção da face externa de cada uma das cúspides, e uma simplificação como essa poderia levar a resultados equivocados. Além disso, o extensômetro não distingue se a deformação foi causada por compressão, tração, dobramento ou rotação da cúspide. Por estes motivos optou-se por utilizar os dados de deformação máxima das cúspides, obtidos diretamente do experimento, o que também foi adotado por diversos autores [111-114].

Os dados de deflexão de cúspides deixam evidente o efeito da contração do compósito quando aderido à estrutura dental. No entanto, outros fatores podem influenciar essa deformação. Sabe-se que a deformação da estrutura dental é influenciada principalmente pela quantidade de tecido remanescente [110]. Para eliminar a influência do remanescente dental na deformação das cúspides, no presente estudo houve a padronização tanto das dimensões das cavidades quanto das dimensões dos dentes selecionados.

Um fator que pode ter contribuído para a ausência de diferenciação estatística entre os grupos é a falha na interface adesiva, que pode ter diminuído a deformação para os compósitos com maior contração [102]. Conforme descrito anteriormente, a resistência de união foi menor para materiais com maior contração. Assim, é lícito supor que materiais que poderiam ter causado maior deformação não o fizeram devido ao descolamento da interface. A ausência de diferença estatística entre diferentes compósitos em relação aos valores de deformação foi observada quando os compósitos foram fotoativados utilizando-se LED como fonte de luz [115].

Estudos anteriores que avaliaram os mesmos compósitos, no entanto utilizando lâmpada halógena como fonte de luz, observaram-se uma maior deformação da estrutura dental para o compósito que apresenta maior contração volumétrica (Filtek Z100), tanto para o método contínuo, quanto para o método soft-start [26, 115]

A ausência de diferença estatística pode ainda ser atribuída à uma limitação do método utilizado. Teoricamente, o extensômetro pode fornecer valores de deformação semelhantes tanto no caso de uma alta tensão concentrada em uma determinada região da cúspide, quanto de tensões relativamente menores distribuídas em uma maior área do dente¹. Os estudos que observaram diferenças de deformação da estrutura dental em função apenas do tipo de compósito utilizaram métodos diferentes do utilizado neste estudo, como o uso de sondas em contato com a superfície externa do dente [26, 27, 109, 115] ou utilização de sobreposição de imagens de imagens digitais antes e após a restauração [102].

6.5. Tensão de polimerização

Tensão de polimerização não é uma propriedade do material e, portanto, os valores obtidos variam em função do sistema de teste utilizado [65, 102]. O dispositivo de teste, substrato de colagem, geometria e dimensões do espécime, e o sistema adesivo utilizado para unir o compósito ao substrato podem influenciar significativamente os valores de obtidos. No que se refere ao substrato de colagem e metodologia do teste, sabe-se que quanto mais rígido o sistema, maiores são os valores de tensão obtidos [23, 24, 51, 52]. No presente estudo, a rigidez do sistema foi alterada apenas variação no substrato. Os valores de tensão obtidos foram maiores para o substrato mais rígido (vidro), exceto para os compósitos VD, HM e EL. Quanto menor o módulo de elasticidade do compósito, mais próximos são os valores de tensão observados em diferentes substratos [24]. Isso ocorre pois o valor da tensão em PMMA é influenciado na sua maioria pela contração volumétrica, e no vidro pela somatória do efeito de contração e módulo [65]. Dessa forma, se um compósito apresentar contração volumétrica baixa e alto módulo, a tensão será mais

---

¹ Comunicação pessoal de Anthenius Versluis

alta apenas no substrato mais rígido (vidro), enquanto um compósito que apresentar uma associação de contração e módulo baixa, apresentará tensão semelhante nos dois substratos. Isto justificaria a ausência de diferença entre os substratos para estes compósitos (VD, HM e EL).

A correlação entre tensão e módulo pode variar de acordo com o substrato de colagem utilizado [65]. O estudo citado observou que quando contração volumétrica e o módulo de elasticidade do compósito aumentam juntos, o ordenamento de uma série de materiais no que se refere à tensão de polimerização desenvolvida será o mesmo, independentemente do substrato utilizado. No entanto, o que normalmente acontece é um aumento de módulo associado à uma diminuição da contração volumétrica. Nesses casos, o ordenamento pode variar, na dependência da rigidez do sistema de teste utilizado. Através de análise por elementos finitos (FEA), foi observado que utilizando bastões de PMMA a tensão diminui com o módulo, enquanto para o vidro, essa correlação pode ser direta ou inversa de acordo com a faixa de valores de módulo de elasticidade dos compósitos avaliados.

No presente estudo, não se observou uma correlação significativa entre tensão e módulo nenhum dos substratos. No entanto, quando o compósito LS foi removido da análise, observou-se uma correlação significativa apenas quando o PMMA foi utilizado como substrato de colagem. O comportamento atípico do compósito à base de silorano em comparação a compósitos à base de dimetacrilato já havia sido identificado [32]. O estudo citado avaliou a tensão de polimerização em um sistema de alto *compliance* (PMMA), e também observou uma maior correlação entre tensão e módulo excluindo-se o compósito LS da análise. A provável explicação para isso é que o alto módulo de elasticidade deste compósito restringiria o escoamento viscoelástico, aumentando o desenvolvimento de tensões. Essa rigidez inicial da matriz orgânica à base de silorano já foi relatada anteriormente [30]. Para compósitos com matriz orgânica semelhante, a correlação positiva entre tensão e módulo em sistema de alto *compliance* (PMMA) foi observado em um estudo anterior [62]. A ausência de correlação para os dados obtidos em vidro (baixo *compliance*) pode ter ocorrido pela ampla faixa de valores de módulo presentes neste estudo (2,0 a 9,3 MPa). A dispersão dos dados apresentada no gráfico 5.12 sugere uma relação não-linear dos dados obtidos em vidro, similar ao observado na simulação por FEA descrita anteriormente [65].

Quando o compósito LS foi excluído da análise, observou-se uma forte correlação entre tensão e contração pós-gel. Essa correlação também já havia sido observada para os dimetacrilatos [32]. Isso porque sabe-se que nem toda a contração leva ao desenvolvimento de tensões, mas apenas aquela que ocorre após o material apresentar rigidez suficiente para causar deformações elásticas no material [49, 102, 116]. Por outro lado, os valores de tensão do compósito LS indicam que uma baixa contração volumétrica não resulta necessariamente em uma baixa tensão de polimerização [32].

Os compósitos de baixa contração apresentaram valores de tensão estatisticamente semelhantes aos dimetacrilatos convencionais. O compósito LS apresentou alto valor de tensão em ambos os substratos. Um estudo que avaliou o desenvolvimento de tensões através de análise fotoelástica observou valores de tensão semelhante entre compósitos à base de dimetacrilato e à base de silorano [117]. VD e EL foram estatisticamente semelhantes aos dimetacrilatos com valores baixos de tensão (HM e FZ). O compósito VD apresenta como monômero-base uma molécula mais flexível, enquanto o compósito EL não apresenta monômero diluente. Tais características resultaram em um baixo módulo de elasticidade associado a uma baixa contração pós-gel, reduzindo a tensão desenvolvida por estes compósitos. É interessante ressaltar o módulo e a contração relativamente baixa destes dois compósitos (VD e EL) não são decorrentes de um menor grau de conversão. O grau de conversão destes compósitos é semelhante a compósitos convencionais como o FZ, ao contrário do compósito HM que apresenta um menor grau de conversão [118].

6.6. Considerações finais

Quando as correlações são avaliadas incluindo-se o compósito LS, o melhor preditor para resistência de união, microinfiltração média e incidência de fendas é a contração volumétrica pós-gel. Para a resistência de união apenas, os coeficientes de correlação foram bastante semelhantes tanto para o módulo quanto para a contração. No entanto, o coeficiente angular foi muito maior para a contração (-9,658) do que para o módulo (-0,404), o que sugere uma maior influência da

primeira variável. Para os compósitos contendo dimetacrilatos avaliados neste estudo, o melhor preditor para a resistência de união, microinfiltração média e incidência de fendas foi a tensão de polimerização obtida em um sistema de teste utilizando PMMA como substrato. Os coeficientes de correlação da tensão para esses casos é sempre maior que os da contração e do módulo, refletindo o efeito concomitante desses dois fatores no desenvolvimento das tensões de polimerização.

O compósito LS apresentou um comportamento atípico neste estudo para todas as variáveis avaliadas. Uma observação interessante foi a viscosidade do adesivo Filtek LS Adhesive é visivelmente mais viscoso que o adesivo Adper Single Bond 2, utilizado para os compósitos à base de dimetacrilato nos testes de qualidade de interface. Uma maior viscosidade resulta em uma camada de adesivo mais espessa, que pode ter funcionado como uma camada elástica, aliviando a tensão de polimerização desenvolvida por este compósito. Um estudo que avaliou a tensão de polimerização com espessuras de adesivo variando entre 2 e 30 μm observou uma menor tensão em camadas mais espessas de adesivo. Este estudo observou ainda que em restaurações de classe V essa maior espessura do adesivo reduziu significativamente a microinfiltração [119]. De fato, no presente estudo., a camada de adesivo mensurada no ângulo cavo superficial dos espécimes de microinfiltração do adesivo LS foi de 0,06 mm ($\pm 0,01$), enquanto do adesivo Single Bond foi de 0,02 mm ($\pm 0,01$). No entanto, para o teste de tensão foi utilizado uma resina sem carga (Scotchbond Multi-uso Plus) para os dimetacrilatos, que também apresenta uma alta viscosidade. Pode-se supor que este foi o único teste que possivelmente não houve a influência da espessura da camada de adesivo, uma vez que todos os compósitos foram aderidos aos bastões com camadas espessas de adesivos.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, e considerando-se as limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- A hipótese nula de que não haveria correlação entre os testes de qualidade de interface ou tensão de polimerização com os valores de módulo de elasticidade ou contração pós-gel dos compósitos estudados foi parcialmente rejeitada. Quando todos os compósitos foram incluídos na análise, apenas a resistência de união apresentou correlação significativa com módulo de elasticidade. Para a contração pós-gel foram observadas correlações significantes com as variáveis para todos os casos, exceto tensão em ambos substratos. Quando o compósito LS foi excluído da análise, foram observadas correlações significantes entre contração ou módulo e todas as demais variáveis, exceto entre fendas marginais e módulo ou tensão em vidro.
- A hipótese nula de que não haveria correlação entre os testes de qualidade de interface e tensão de polimerização foi parcialmente rejeitada. Quando todos os compósitos foram incluídos na análise, não foram observadas correlações. No entanto, considerando-se apenas os compósitos à base de dimetacrilato (ou seja, quando o compósito LS foi excluído), correlações estatisticamente significantes foram observadas entre os todos testes de qualidade de interface e a tensão em ambos os substratos. A única exceção foi entre resistência de união e a tensão determinada em vidro.
- A hipótese nula de que o sistema de teste utilizado para avaliar a tensão de polimerização não influencia a correlação da tensão com os testes de qualidade de interface foi rejeitada. Quando consideramos as correlações que foram significantes (ou seja nos casos em que o compósito LS foi excluído da análise), correlações mais fortes foram observadas quando o PMMA foi utilizado como substrato de colagem.

REFERÊNCIAS¹

1. Hilton TJ *Can modern restorative procedures and materials reliably seal cavities? In vitro investigations. Part 1.* Am J Dent.2002;15(3):198-210.
2. Brunthaler A, König F, Lucas T, Sperr W, Schedle A *Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth.* Clin Oral Investig.2003;7(2):63-70.
3. Manhart J *Direct composite restorations in posterior region: a case history using a nanohybrid composite.* Dent Today.2004;23(11):66, 68-70.
4. Ferracane JL, Mitchem JC *Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities.* Am J Dent.2003;16(4):239-43.
5. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL *Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration.* J Dent Res.1987;66(11):1636-9.
6. Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM *Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development.* Dent Mater.2003;19(1):1-11.
7. Lu H, Stansbury JW, Bowman CN *Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composites.* Dent Mater.2004;20(10):979-86.
8. Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Shah NC *Critical configuration analysis of four methods for measuring polymerization shrinkage strain of composites.* Dent Mater.2004;20(4):388-96.
9. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL *Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness.* Dent Mater.1997;13(3):146-50.
10. Alster D, Venhoven BA, Feilzer AJ, Davidson CL *Influence of compliance of the substrate materials on polymerization contraction stress in thin resin composite layers.* Biomaterials.1997;18(4):337-41.

---

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

11. Charton C, Colon P, Pla F *Shrinkage stress in light-cured composite resins: influence of material and photoactivation mode*. Dent Mater.2007;23(8):911-20.
12. Charton C, Falk V, Marchal P, Pla F, Colon P *Influence of Tg, viscosity and chemical structure of monomers on shrinkage stress in light-cured dimethacrylate-based dental resins*. Dent Mater.2007;23(11):1447-59.
13. Condon JR, Ferracane JL *Assessing the effect of composite formulation on polymerization stress*. J Am Dent Assoc.2000;131(4):497-503.
14. Goncalves F, Pfeifer CC, Stansbury JW, Newman SM, Braga RR *Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites*. Dent Mater.2010;26(7):697-703.
15. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL *Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review*. Dent Mater.2005;21(10):962-70.
16. Witzel MF, Ballester RY, Meira JB, Lima RG, Braga RR *Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system*. Dent Mater.2007;23(2):204-10.
17. Calheiros FC, Braga RR, Kawano Y, Ballester RY *Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites*. Dent Mater.2004;20(10):939-46.
18. Goncalves F, Kawano Y, Braga RR *Contraction stress related to composite inorganic content*. Dent Mater.2010;26(7):704-9.
19. Cunha LG, Alonso RC, Pfeifer CS, Correr-Sobrinho L, Ferracane JL, Sinhoreti MA *Modulated photoactivation methods: Influence on contraction stress, degree of conversion and push-out bond strength of composite restoratives*. J Dent.2007;35(4):318-24.
20. Calheiros FC, Sadek FT, Braga RR, Cardoso PE *Polymerization contraction stress of low-shrinkage composites and its correlation with microleakage in class V restorations*. J Dent.2004;32(5):407-12.

21. Braga RR, Ferracane JL, Condon JR *Polymerization contraction stress in dual-cure cements and its effect on interfacial integrity of bonded inlays.* J Dent.2002;30(7-8):333-40.
22. Lee SY, Park SH *Correlation between the amount of linear polymerization shrinkage and cuspal deflection.* Oper Dent.2006;31(3):364-70.
23. Goncalves F, Pfeifer CS, Meira JB, Ballester RY, Lima RG, Braga RR *Polymerization stress of resin composites as a function of system compliance.* Dent Mater.2008;24(5):645-52.
24. Boaro LC, Goncalves F, Braga RR *Influence of the bonding substrate in dental composite polymerization stress testing.* Acta Biomater.2010;6(2):547-51.
25. Laughlin GA, Williams JL, Eick JD *The influence of system compliance and sample geometry on composite polymerization shrinkage stress.* J Biomed Mater Res.2002;63(5):671-8.
26. Fleming GJ, Hall DP, Shortall AC, Burke FJ *Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values.* J Dent.2005;33(2):139-46.
27. 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;21(4):324-35.
28. Kurokawa R, Finger WJ, Hoffmann M, Endo T, Kanehira M, Komatsu M, et al. *Interactions of self-etch adhesives with resin composites.* J Dent.2007;35(12):923-9.
29. Ilie N, Hickel R *Silorane-based dental composite: behavior and abilities.* Dent Mater J.2006;25(3):445-54.
30. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R *Siloranes in dental composites.* Dent Mater.2005;21(1):68-74.
31. Eick JD, Smith RE, Pinzino CS, Kostoryz EL *Stability of silorane dental monomers in aqueous systems.* J Dent.2006;34(6):405-10.

32. Boaro LC, Goncalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR *Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites*. Dent Mater.2010;26(12):1144-50.
33. Cetin AR, Unlu N *One-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite restorations in posterior teeth*. Dent Mater J.2009;28(5):620-6.
34. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF *A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings*. J Dent.2006;34(7):427-35.
35. Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V *Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth*. J Dent.2003;31(6):395-405.
36. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, et al. *Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial*. J Am Dent Assoc.2007;138(6):775-83.
37. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA *A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations*. Dent Mater.2007;23(1):2-8.
38. Arhun N, Celik C, Yamanel K *Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: two-year results*. Oper Dent.2010;35(4):397-404.
39. Burke FJ, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, et al. *Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices*. Dent Mater.2011;27(7):622-30.
40. Laegreid T, Gjerdet NR, Johansson AK *Extensive composite molar restorations: 3 years clinical evaluation*. Acta Odontol Scand.2011.
41. Moura FR, Romano AR, Lund RG, Piva E, Rodrigues Junior SA, Demarco FF *Three-year clinical performance of composite restorations placed by undergraduate dental students*. Braz Dent J.2011;22(2):111-6.

42. Ernst CP, Brand N, Frommator U, Rippin G, Willershausen B *Reduction of polymerization shrinkage stress and marginal microleakage using soft-start polymerization.* J Esthet Restor Dent.2003;15(2):93-103; discussion 104.
43. Kinomoto Y, Torii M *Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations.* J Dent.1998;26(2):165-71.
44. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S *Comparison of polymerization contraction stresses between self- and light-curing composites.* J Dent.1999;27(5):383-9.
45. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL *Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis.* Dent Mater.2002;18(4):295-303.
46. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S *3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites.* J Biomech.2001;34(10):1269-77.
47. Barink M, Van der Mark PC, Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonchot N *A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations.* Biomaterials.2003;24(8):1427-35.
48. Meira JB, Braga RR, de Carvalho AC, Rodrigues FP, Xavier TA, Ballester RY *Influence of local factors on composite shrinkage stress development--a finite element analysis.* J Adhes Dent.2007;9(6):499-503.
49. Versluis A, Tantbirojn D *Theoretical considerations of contraction stress.* Compend Contin Educ Dent Suppl.1999;(25):S24-32; quiz S73.
50. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH *Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration.* Dent Mater.2004;20(6):554-64.
51. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M *Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems.* Dent Mater.2010;26(10):947-53.

52. Min SH, Ferracane J, Lee IB *Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage.* Dent Mater.2010;26(10):1024-33.
53. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL *Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations.* Dent Mater.1990;6(3):167-71.
54. Watts DC, Satterthwaite JD *Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass.* Dent Mater.2008;24(1):1-8.
55. Bowen RL *Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. VI. Forces developing in direct-filling materials during hardening.* J Am Dent Assoc.1967;74(3):439-45.
56. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A *The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress.* J Dent Res.1984;63(12):1396-9.
57. Davidson CL, Feilzer AJ *Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives.* J Dent.1997;25(6):435-40.
58. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL *Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion.* J Dent Res.1990;69(1):36-9.
59. Condon JR, Ferracane JL *Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles.* Biomaterials.2002;23(18):3807-15.
60. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL *Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers.* J Am Dent Assoc.2003;134(6):721-8.
61. Cunha LG, Alonso RC, de Souza-Junior EJ, Neves AC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA *Influence of the curing method on the post-polymerization shrinkage stress of a composite resin.* J Appl Oral Sci.2008;16(4):266-70.
62. Goncalves F, Pfeifer CS, Ferracane JL, Braga RR *Contraction stress determinants in dimethacrylate composites.* J Dent Res.2008;87(4):367-71.

63. Cadenaro M, Biasotto M, Scuor N, Breschi L, Davidson CL, Di Lenarda R *Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins.* Dent Mater.2008;24(5):681-5.
64. Chen HY, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann KH *Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins.* Dent Mater.2001;17(3):253-9.
65. Meira JB, Braga RR, Ballester RY, Tanaka CB, Versluis A *Understanding contradictory data in contraction stress tests.* J Dent Res.2011;90(3):365-70.
66. Gonçalves F, Boaro LC, Ferracane JL, Braga RR *A comparative evaluation of polymerization stress data obtained with four different mechanical testing systems.* Dent Mater.submetido.
67. Gao BT, Lin H, Han JM, Zheng G *Polymerization characteristics, flexural modulus and microleakage evaluation of silorane-based and methacrylate-based composites.* Am J Dent.2011;24(2):97-102.
68. Takahashi H, Finger WJ, Wegner K, Utterodt A, Komatsu M, Wostmann B, et al. *Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations.* Dent Mater.2010;26(12):1166-75.
69. Chuang SF, Chang CH, Yaman P, Chang LT *Influence of enamel wetness on resin composite restorations using various dentine bonding agents: part I-effects on marginal quality and enamel microcrack formation.* J Dent.2006;34(5):343-51.
70. Luo Y, Lo EC, Wei SH, Tay FR *Comparison of pulse activation vs conventional light-curing on marginal adaptation of a compomer conditioned using a total-etch or a self-etch technique.* Dent Mater.2002;18(1):36-48.
71. Soares CJ, Fonseca RB, Gomide HA, Correr-Sobrinho L *Cavity preparation machine for the standardization of in vitro preparations.* Braz Oral Res.2008;22(3):281-7.
72. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR *Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests.* Braz Oral Res.2005;19(1):11-6.
73. Triola MF, *Intridução a Estatística.* 9ª edição ed, ed. LTC. 1999.

74. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR *Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems*. Dent Mater.1998;14(6):394-8.
75. Dalli'Magro E, Sinhoreti MA, Correr AB, Consani RL, Sicoli EA, Mendoca MJ, et al. *Effect of different modes of light modulation on the bond strength and knoop hardness of a dental composite*. Braz Dent J.2008;19(4):334-40.
76. Cunha LG, Alonso RC, Correr GM, Brandt WC, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA *Effect of different photoactivation methods on the bond strength of composite resin restorations by push-out test*. Quintessence Int.2008;39(3):243-9.
77. Cunha LG, Alonso RC, Pfeifer CS, de Goes MF, Ferracane JL, Sinhoreti MA *Effect of irradiance and light source on contraction stress, degree of conversion and push-out bond strength of composite restoratives*. Am J Dent.2009;22(3):165-70.
78. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM *Bond strength versus dentine structure: a modelling approach*. Arch Oral Biol.1995;40(12):1109-18.
79. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV *Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review*. Dent Mater.2010;26(2):e78-93.
80. Martini AP, Anchietà RB, Rocha EP, Freitas Junior AC, Almeida EO, Sundfeld RH, et al. *Influence of voids in the hybrid layer based on self-etching adhesive systems: a 3-D FE analysis*. J Appl Oral Sci.2009;17 Suppl:19-26.
81. Thomsen KB, Peutzfeldt A *Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties*. Clin Oral Investig.2007;11(1):45-9.
82. Hasegawa T, Itoh K, Koike T, Yukitani W, Hisamitsu H, Wakumoto S, et al. *Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system*. Oper Dent.1999;24(6):323-30.
83. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA *Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods*. Dent Mater.2010;26(2):e38-49.

84. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G *A critique of bond strength measurements.* J Dent.1989;17(2):61-7.
85. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY *Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis.* Dent Mater.2007;23(9):1086-92.
86. Dejak B, Mlotkowski A *Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth.* J Prosthet Dent.2011;105(2):115-26.
87. Ilie N, Kunzelmann KH, Hickel R *Evaluation of micro-tensile bond strengths of composite materials in comparison to their polymerization shrinkage.* Dent Mater.2006;22(7):593-601.
88. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD *Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding.* J Biomed Mater Res.1996;32(4):533-41.
89. Cekic-Nagas I, Shinya A, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LV *Biomechanical behavior of cavity configuration on micropush-out test: a finite-element-study.* Med Oral Patol Oral Cir Bucal.2011;16(1):e119-23.
90. Cabrera E, Macorra JC *Microtensile bond strength distributions of three composite materials with different polymerization shrinkages bonded to dentin.* J Adhes Dent.2011;13(1):39-48.
91. El-Sahn NA, El-Kassas DW, El-Damanhoury HM, Fahmy OM, Gomaa H, Platt JA *Effect of C-factor on microtensile bond strengths of low-shrinkage composites.* Oper Dent.2011;36(3):281-92.
92. 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;26(3):215-22.
93. Ateyah NZ, Elhejazi AA *Shear bond strengths and microleakage of four types of dentin adhesive materials.* J Contemp Dent Pract.2004;5(1):63-73.

94. Santini A, Ivanovic V, Ibbetson R, Milia E *Influence of cavity configuration on microleakage around Class V restorations bonded with seven self-etching adhesives*. J Esthet Restor Dent.2004;16(2):128-35; discussion 136.
95. Al-Saleh M, El-Mowafy O, Tam L, Fenton A *Microleakage of posterior composite restorations lined with self-adhesive resin cements*. Oper Dent.2010;35(5):556-63.
96. Coelho Santos MJ, Navarro MF, Tam L, McComb D *The effect of dentin adhesive and cure mode on film thickness and microtensile bond strength to dentin in indirect restorations*. Oper Dent.2005;30(1):50-7.
97. Maleknejad F, Moosavi H, Shahriari R, Sarabi N, Shayankhah T *The effect of different adhesive types and curing methods on microleakage and the marginal adaptation of composite veneers*. J Contemp Dent Pract.2009;10(3):18-26.
98. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J *The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading*. Dent Mater J.2010;29(3):324-9.
99. Civelek A, Ersoy M, L'Hotelier E, Soyman M, Say EC *Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites*. Oper Dent.2003;28(5):635-41.
100. Gerdolle DA, Mortier E, Droz D *Microleakage and polymerization shrinkage of various polymer restorative materials*. J Dent Child (Chic).2008;75(2):125-33.
101. Umer F, Naz F, Khan FR *An in vitro evaluation of microleakage in class V preparations restored with Hybrid versus Silorane composites*. J Conserv Dent.2011;14(2):103-7.
102. Tantbirojn D, Pfeifer CS, Braga RR, Versluis A *Do low-shrink composites reduce polymerization shrinkage effects?* J Dent Res.2011;90(5):596-601.
103. Al-Boni R, Raja OM *Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite*. J Conserv Dent.2010;13(3):152-5.

104. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonchot EH *Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo*. J Dent.1998;26(7):555-62.
105. Hannig M, Friedrichs C *Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability*. Oper Dent.2001;26(1):3-11.
106. Papadogiannis D, Kakaboura A, Palaghias G, Eliades G *Setting characteristics and cavity adaptation of low-shrinking resin composites*. Dent Mater.2009;25(12):1509-16.
107. Peutzfeldt A, Asmussen E *Determinants of in vitro gap formation of resin composites*. J Dent.2004;32(2):109-15.
108. Taha NA, Palamara JE, Messer HH *Cuspal deflection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites*. J Dent.2009;37(9):724-30.
109. Cara RR, Fleming GJ, Palin WM, Walmsley AD, Burke FJ *Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer*. J Dent.2007;35(6):482-9.
110. Lee MR, Cho BH, Son HH, Um CM, Lee IB *Influence of cavity dimension and restoration methods on the cusp deflection of premolars in composite restoration*. Dent Mater.2007;23(3):288-95.
111. Soares CJ, Roscoe MG, Castro CG, Santana FR, Raposo LH, Quagliatto PS, et al. *Effect of gamma irradiation and restorative material on the biomechanical behaviour of root filled premolars*. Int Endod J.2011;44(11):1047-54.
112. Santana FR, Castro CG, Simamoto-Junior PC, Soares PV, Quagliatto PS, Estrela C, et al. *Influence of post system and remaining coronal tooth tissue on biomechanical behaviour of root filled molar teeth*. Int Endod J.2011;44(5):386-94.
113. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ *Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution*. J Prosthet Dent.2008;99(2):114-22.

114. Sakaguchi RL, Sasik CT, Bunczak MA, Douglas WH *Strain gauge method for measuring polymerization contraction of composite restoratives.* J Dent.1991;19(5):312-6.
115. Fleming GJ, Cara RR, Palin WM, Burke FJ *Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a 'soft-start' polymerisation protocol.* Dent Mater.2007;23(5):637-43.
116. Ferracane JL *Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization.* Dent Mater.2005;21(1):36-42.
117. Lopes MB, Valarini N, Moura SK, Guiraldo RD, Gonini Junior A *Photoelastic analysis of stress generated by a silorane-based restoration system.* Braz Oral Res.2011;25(4):302-6.
118. Boaro LC, Versluis A, Braga RR *Degree of conversion and post-gel shrinkage of low shrinkage composites.* J Dent Res.2010;89(B).
119. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL *The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite.* J Dent Res.2000;79(3):812-7.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR - 209939
Protocolo 152/2008

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa "**Validação do ensaio de tensão de polimerização através de correlações com testes de qualidade da interface de restaurações em compósito**", de responsabilidade da Pesquisadora Letícia Cristina Cidreira Boaro, sob orientação do(a) Prof(a). Doutor(a). Roberto Ruggiero Braga.

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

São Paulo, 18 de setembro de 2008.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP