UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

Leslie Carroll Casas Apayco

Efeito do retardamento da polimerização da
base de cimento de ionômero de vidro
modificado por resina na resistência adesiva
em restaurações de resina composta

BAURU
2009

Leslie Carroll Casas Apayco

Efeito do retardamento da polimerização da
base de cimento de ionômero de vidro
modificado por resina na resistência adesiva
em restaurações de resina composta

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru, da Universidade
de São Paulo, para obtenção do título de
mestre em Odontologia.

Área de concentração: Dentística
Orientadora: Profa. Dra. Maria Teresa Atta

BAURU
2009

Casas Apayco, Leslie Carol

C264e Efeito do retardamento da polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva em restaurações de resina composta / Leslie Carol Casas Apayco - Bauru, 2009.
142p. : il. ; 30 cm.

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

Orientadora: Profa. Dra. Maria Teresa Atta

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

Assinatura:

Data:

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP (Processo nº 117/2007), em reunião datada de 26 de Setembro de 2007, conforme documento anexo. (Anexo C e D)

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dados Curriculares

Leslie Caroll Casas Apayco

20 de Novembro de 1977	Nascimento
Naturalidade	Lima- Perú
Filiação	César Emigdio Casas Lévano Luisa Maria Apayco de Casas
1995-2000	Curso de Graduação em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de San Martín de Porres-USMP Lima-Perú.
2003-2004	Curso de Aperfeiçoamento em Reabilitação Oral: Teórico-prático-clínico pela Escuela Nacional de Perfeccionamiento Profesional, Colégio Odontológico del Perú ENPP-COP. Lima-Perú.
2004-2006	Especialização em Dentística Restauradora pela Fundação Baurense de Estudos Odontológicos (FUNBEO) na Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo- FOB/USP.
2004-2006	Prática Profissionalizante em Dentística pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB/USP. Orientadora: Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro.
2007 - 2009	Curso de Pós-Graduação em Dentística, em nível de Mestrado, pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB/USP.
Associações	APORYB - Asociación Peruana de Odontología Restauradora y Biomateriales. SPPMDF - Sociedad Peruana de Prótesis Dental y Máxilo Facial. AEP - Academia de Estomatología Del Perú. SBPqO - Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica.

Dedicatória

Dedico este trabalho especialmente à minha família, verdadeira razão de meu viver e de continuar lutando pelos meus sonhos.

A Deus

Por ter estado sempre ao meu lado, por me oferecer oportunidades nos momentos certos na minha vida rodeada de pessoas maravilhosas, por guiar sempre minhas decisões e por ser sempre a força que me leva a perseverar.

Aos meus pais, Cesar e Luisa

Por proporcionar-me a vida, por sempre acreditar em mim, por sempre torcer por meus sonhos e alentar-me a segui-los. Pelo amor incondicional, pelo apoio, pelos conselhos nas horas certas, pela dedicação constante, pela paciência infinita. Por me acompanhar em todos os momentos essenciais da minha vida. Acho difícil conseguir expressar o quanto os amo e admiro!

A minha irmã Heizel

Por tua amizade, pela cumplicidade e pelo apoio incondicional. Por estar sempre presente comigo em todos os momentos e cuidar de mim.

A minha família, meus avôs Pedro e Francisca, meus tios e primos por serem minha eterna torcida, por sempre torcerem pelas minhas conquistas e sonhos.

Agradecimentos

A minha mãe, Luisa

Por ser meu eterno exemplo de força, de perseverança e de luta. Por ter me ensinado que a pesar dos obstáculos podemos alcançar nossos sonhos, dos quais nunca devemos desistir. Obrigada por apoiar minhas decisões, mesmo elas tendo me levado para longe de casa e por sempre torcer pelo meu sucesso.

A meu pai, Cesar

Por ser meu eterno exemplo de respeito e dedicação. Obrigada por entender minha ausência neste tempo, por teus detalhes e mimos que me fazem sentir bem sempre. Por sempre ter palavras de apoio para me dizer e por me transmitir tua experiência. Obrigada por teu apoio incondicional.

A minha irmã Heizel

Obrigada por ficar mais perto de mim apesar da distância, por entender todo este tempo de ausência, por teu carinho e por teu jeito de ser que me faz sorrir sempre. Por ser a profissional que é, da qual eu sinto muito orgulho. Você sempre será meu orgulho!!!

Aos meus tios Mauro e Eleni, por estar sempre me acompanhando nesta caminhada desde a especialização e agora no mestrado, por me apoiar em todas minhas decisões e por se preocupar comigo durante minha estadia aqui no Brasil.

Aos meus tios Elba, Belis, Isabel, Bernardo, Josefina, Maria, Carlos por sempre torcerem pela realização dos meus sonhos, por sua preocupação e dedicação, cada um a sua maneira.

A minhas amigas da faculdade, Claudia Otazu, Claudia Lugerio, Silvana Lira e Jeanette Gonzales por fazerem que cada retorno a casa seja mais prazeroso, por todos os momentos vividos e por sempre torcerem por minhas decisões. Sempre sinto saudades de vocês!! As adoro!

A minha amiga Liz Julca, obrigada por teu apoio, por sempre estar disposta a me escutar, por cuidar de mim e sempre torcer pelo meu sucesso. Liz, tua amizade é muito valiosa!

As minhas amigas Lupe Valera, Patricia Grimaldo e Carolina Cardoso mesmo que tenhamos tomado rumos diferentes nossa amizade supera a distância e o tempo. Obrigada por seus conselhos e por ficarem sempre do meu lado.

As minhas amigas da vida toda, Ximena Peña, Virginia De los Rios, Andrea Moromisato, Lucía Azuaje, por sua companhia e por sempre torcerem pelo meu sucesso, além de ser sua cirurgiã dentista favorita!

Aos meus amigos de longa data, Carito Salazar, Brenda Ramirez, Kathya Villanueva, Martin Campos, Mario Grimaldo. Obrigada pelos pequenos detalhes e momentos que tornaram meus dias em casa mais alegres. Nossa cumplicidade e amizade são especiais.

As minhas amigas Sofia Valenzuela, Sara Ballena e Monica Hermosa porque apesar da distância nossa amizade se fortalece cada vez mais, por sempre torcer pelos meus sonhos e por me aconselhar. Obrigada por me fazer parte de suas famílias e compartilhar comigo muitos momentos especiais.

A minha amiga Roberta Santos Domingues, minha amiga, confidente e companheira de nuvenzinhas, obrigada por ter estado comigo todo este tempo, por sempre estar disposta a me escutar e aconselhar e nunca ter me deixado sozinha com a nuvenzinha. Nossas torcidas continuarão. Adoro você!

Aos meus amigos do coração, Fabiano Vieira, Fernanda Menechino Costa, Elen Tolentino, Gabriel Bernini, Carlos Eduardo Repeke. Obrigada por fazer esta caminhada mais fácil, por todos os momentos compartilhados, pelas alegrias, tristezas e risos. Amizade que terei para sempre a vocês em meu coração.

À Família Tolentino, Família Menechino Costa, Família Bernini, Família Domingues e Família Borges. Obrigada por permitir que faça parte de sua família, por me tratar com muito carinho e por compartilhar muitos momentos especiais durante este tempo. Vocês me fizeram sentir em casa. Levarei sempre vocês no meu coração!

À Família Francisconi, Prof. Paulo, Má, Manuela e Carol, obrigada por receber toda a nossa turma como se fôssemos da família, por seu carinho e acolhida em todos os momentos que precisamos. É muito bom saber que podemos contar com vocês.

As minhas amigas em Bauru que sempre torcem pelo meu sucesso e por sempre terem palavras de apoio; Maria Cristina Freitas, Mônica Lobo, Débora Ribeiro e Marcela Barreiro. Obrigada por sua amizade e por seu apoio constante, vocês são muito especiais para mim.

As minhas amigas desde a especialização, Luciana Rezende, Flaviane Gonzaga, Livia Corpas porque nossa amizade não diminui mesmo que não fiquemos muito perto, sua amizade é muita valiosa.

As minhas amigas Sandra Vega-Seminario e Lucia Yamamura. Obrigada por sempre me fazer sentir perto de casa, por nossa cumplicidade, às longas conversas, pelas palavras de apoio e sua companhia em muitos momentos deste trabalho.

A minha amiga Nathalia Borges, obrigada por ter compartilhado este ano comigo, por ficar do meu lado nos momentos que mais precisei, por tua amizade, conselhos, apoio e por todos os momentos, alegrias e tristezas compartilhadas durante este tempo, e também por cuidar de mim quando precisei. Eu não podia ter escolhido melhor menina do quarto ao lado!! Você sabe que eu te adoro!!

A minha querida turma de mestrado, Lulu, Flávia, Luciana, Polliana, Leonardo, Juan Carlos, Ricardo, Karin, Paula, Eugenio, Lourdes e Ivonne, por todo este tempo compartilhado nas clínicas, nas aulas e seminários, pelas experiências que nunca se repetirão e pelo grande carinho que temos uns pelos outros. Mesmo que tomemos diferentes caminhos, nossa amizade e carinho perdurará.

Aos meus amigos e colegas de turma e de mestrado, Eugênio e Pati, Flávia e Guilherme, Gustavo e Drica, Ivonne, Juan e Ana, Karin, Leonardo, Lourdes, Lulu e Leandro, Luciana e Gustavo, Marcela, Paula, Polliana, Ricardo, Cinthia, Zezo, Wagner... cada um à sua maneira me ajudou a realizar esta conquista. Com vocês foi muito bom compartilhar os sonhos e dividir as alegrias. Obrigada pelo convívio amigo e familiar em todas as nossas atividades.

Aos amigos e colegas de mestrado Cris, Carla, Marco Aurelio, Tati, Mileni, Aline, Ericson, Nuria, Thais, Marcelo, Bella, Felipe, Juliane, Manuela, Emilio por todos os momentos vividos e por fazer os dias mais alegres compartilhando nossos êxitos.

Aos amigos das turmas contemporâneas de Mestrado e Doutorado em Dentística e Materiais Dentários, por tudo o que passamos juntos, por compartilhar sua experiência e seu companheirismo.

Aos amigos da turma de Doutorado Marcela Calabria e Alvaro Cury, pela ajuda e orientação quando precisei, sempre dispostos a me ajudar e pelas longas conversas durante os laboratórios.

As professoras e amigas, Teresa e Linda, pelo modo afetuoso com que sempre me trataram, pelas conversas agradáveis, pelos conselhos, nossas reuniões, enfim, pelos momentos de alegria que tivemos nesse período de convivência.

Agradecimentos Especiais

À Profª. Dra. Maria Teresa Atta, quem tive o prazer de ter como orientadora. Quem a além de ser professora e orientadora também tem sido amiga e conselheira. Você me ensinou a ser professora, e sua dedicação e maneira de conduzir as coisas serão levados sempre como exemplo para minha vida profissional. Com seu espírito determinado, me estimula a buscar o conhecimento e a expressar o que há de melhor dentro de mim. Obrigada por seu incentivo, por confiar em mim e por não poupar esforços em me ajudar. Serei sempre grata pelos ensinamentos e conselhos, tanto profissionais como pessoais.

À Profª. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro, por ter aberto as portas dessa faculdade de forma acolhedora e carinhosa desde a especialização. Seu exemplo de dedicação e entusiasmo sempre em busca do novo me estimulam a estudar e trabalhar cada vez mais. Obrigada por sempre me escutar e me orientar em minhas decisões profissionais e por me brindar seu apoio. Eu sempre serei grata a senhora por seu tempo e dedicação a minha pessoa.

Ao Prof. Dr. José Mondelli, por seus constantes ensinamentos e incentivo e por compartilhar suas experiências profissionais, assim como proporcionar orientação e ajuda. Obrigada por todas as vezes que o senhor dedica seu tempo à minha pessoa.

Ao Prof. Dr. José Carlos Pereira, pela oportunidade que me deu de ampliar meus horizontes acadêmicos e profissionais, confiando em mim muitos trabalhos científicos.

À Profª. Dra. Linda Wang, professora e amiga, obrigada por ter sido parte deste trabalho, por tuas recomendações e sugestões. Admiro muito tua perseverança e dedicação em tudo que você faz.

Ao Prof. Dr. Rafael Lia Mondelli, pela convivência tranquila, pelo auxílio na obtenção dos materiais para as clínicas e pelas oportunidades oferecidas durante o programa de mestrado.

À Márcia Graeff e Marcelo Milanda, que me acompanharam na realização deste trabalho, definitivamente vocês foram fundamentais neste trabalho, sem sua ajuda não teria sido realizado. Obrigada pela dedicação, carinho e paciência durante a elaboração deste trabalho. Obrigada pelo trabalho em equipe e pela disponibilidade incontestável.

Aos amigos e colegas, Alvaro Cury, Paula Sampaio, Luciana Francisconi, Flávia Nahsan, Guilherme Battistetti, Karin Modena, Debora Ribeiro, Thiago Pegoraro, Eduardo Dias que de alguma forma me ajudaram na execução deste trabalho. Sem sua ajuda, este trabalho não teria sido possível. Muito obrigada!

Aos Professores do Departamento de Dentística: Prof. Dr. Aquira Ishikiriana, Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone, Prof. Dr. Eduardo Batista Franco, Prof. Msc. Emerson André Carrit Coneglian, Prof. Dr. José Carlos Pereira, Prof. Dr. José Mondelli, Profª. Dra. Linda Wang, Profª. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro, Profª. Dra. Maria Teresa Atta, Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli, Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriana, por seus ensinamentos, pelo apoio e incentivo.

Aos funcionários do departamento de Dentística; Ângela, Rita, Nelson, Maria, Zuleica, Mauro, Dito, Júnior e Ligia, pela dedicação, colaboração e ajuda, por serem muitas vezes meus auxílios e por estarem sempre prontos a me ajudar.

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários, Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi, Prof. Dr. César Antunes de Freitas, Prof. Dr. Paulo Amarante, por sempre estarem dispostos a ensinar e orientar.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários, Sandrinha, Lô e Alcides. Obrigada pela companhia diária, por não pouparem esforços para que tudo dê certo e por sempre me acolherem com carinho.

Aos funcionários do Departamento de Periodontia, Ivânia e Edilaine. Obrigada pela amizade, pelo apoio e por me acolherem com carinho!

Ao Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris, pela ajuda e dedicação nas análises estatísticas deste trabalho.

À empresa 3M ESPE, em nome de sua representante Mara Eugênia Alexandre, pela doação de alguns materiais utilizados neste estudo.

Aos funcionários e amigos da Pós-Graduação e do CIP, pela indiscutível disposição e por torcerem por nosso sucesso.

Aos funcionários da Biblioteca, por serem sempre prestativos.

A todos os demais professores e funcionários da FOB-USP, por estarem sempre dispostos a ajudar.

Aos alunos da graduação, em especial a turma XLVI que confiaram no trabalho dos alunos da pós-graduação e aceitaram nossos conselhos e discreta experiência já vivenciada. Obrigada pela confiança, por permitirem que aprendesse com vocês em cada dia e por sua amizade, que será sempre lembrada.

Agradecimentos Institucionais

À Prof^a. Dr^a. Suely Vilela, digníssima reitora da Universidade de São Paulo;

À Prof^a. Dr^a. Maria Fidela de Lima Navarro, digníssima Secretária Geral da Universidade de São Paulo;

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, digníssimo Diretor da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo;

Ao Prof. Dr. José Roberto Magalhães Bastos, digníssimo Prefeito do Campus da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo;

À Prof^a. Dr^a. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado, digníssima Presidente da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo;

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), órgão de fomento deste trabalho (processo nº 190033/2007-0).

E a todos que, de alguma maneira, colaboraram direta ou indiretamente ao longo do meu mestrado e na realização deste trabalho.

...muito obrigada!

Leslie Carroll Casas Apayco

*"Sucesso não é o final, fracasso não é fatal:
é a coragem para continuar que conta."*

(Winston Churchill)

Resumo

RESUMO

Durante o processo inicial da reação de presa, o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) apresenta baixo módulo de elasticidade, característica importante quando utilizado como base de restaurações com resina composta, por diminuir o estresse de contração de polimerização nas paredes cavitárias. O presente estudo teve como objetivo analisar a influência da técnica de polimerização de uma base CIVMR (Vitrebond™) por resina na interface dente/restauração de resina composta, através de teste de microtração e análise em microscopia confocal. Foram utilizados 30 dentes molares humanos hígidos extraídos, nos quais foram confeccionadas cavidades padronizadas em sua face oclusal (5mm de comprimento x 3mm de largura x 4,5mm profundidade). O sistema adesivo utilizado Adper™ Single Bond 2 foi marcado previamente com Rodamina B (0,16mg/ml), para possibilitar a análise em microscópio confocal. Os dentes foram divididos em 3 grupos: Grupo 1 (controle): base de CIVMR Vitrebond™ + fotoativação + sistema adesivo + resina composta Filtek™ Z250; Grupo 2: base de CIVMR Vitrebond™ + sistema adesivo + fotoativação por 30 segundos simultânea dos dois materiais + resina composta Filtek™ Z250; Grupo 3: base de CIVMR por resina Vitrebond™ + tempo de espera de 60 segundos + fotoativação + sistema adesivo + resina composta Filtek™ Z250. Após a restauração, os dentes permaneceram em água deionizada em estufa a 37 °C por 24 horas. Em seguida, foram seccionados com disco de diamante em fatias de aproximadamente 0,8mm no sentido vestibulo-lingual. Uma fatia de cada dente foi separada aleatoriamente para análise da presença de fendas na interface dentina/resina composta em microscopia confocal. As demais fatias foram seccionadas para a confecção de palitos, para os testes de microtração. Os resultados de resistência de união foram submetidos à análise de variância a um critério ANOVA a 5% e teste de qui-quadrado para as variáveis de presença de fendas marginais e tipo de fratura resultante ($p < 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os três grupos ($p = 0,644$) com relação à resistência adesiva e tipo de fratura, predominando a fratura do tipo adesiva para todos os grupos. Quanto à presença de fendas marginais internas, foi evidenciada sua presença nos grupos 2 e 3, sem diferença estatisticamente significativa entre os três grupos testados ($p = 0,082$). Conclui-se, portanto, que a técnica de polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina não influencia na resistência adesiva da interface dente/restauração de resina composta.

Palavras-chave: Cimento de Ionômero de Vidro. Resina Composta. Fotoativação. Microtração. Resistência adesiva. Dentina.

Abstract

ABSTRACT

Effect of delaying photoactivation of resin modified glass-ionomer cement used as a liner on the bond strength of composite resin restorations

During the initial process of setting reaction, the resin-modified glass-ionomer cement (RMGIC) shows low modulus of elasticity, which is an important characteristic when RMGIC is used as a liner in resin composites restorations, because it decreases the polymerization shrinkage stress in cavity walls. The aim of this study was to analyze the influence of polymerization techniques of resin-modified glass-ionomer cement used as a liner on the adhesive interface dentin/resin by microtensile test and confocal microscopic analysis. Standardized occlusal cavity preparations (5mm length x 3mm wide x 4.5mm depth) were prepared in 30 human extracted molars. For the analysis at the confocal microscope, the adhesive system Adper™ Single Bond 2 was previously marked with rodhamine B (0.16mg/ml). The tooth were divided into three groups: Group 1 (control): RMGIC liner Vitrebond™ + photoactivation for 30 seconds + adhesive system + resin composite Filtek™ Z250; Group 2: RMGICs liner Vitrebond™ + adhesive system + simultaneous photoactivation of both materials + resin composite Filtek™ Z250; Group 3: RMGICs liner Vitrebond™ + 60 seconds delay time + photoactivation for 30 seconds + adhesive system + resin composite Filtek™ Z250. Specimens were stored at 37°C in deionized water for 24 hours. After this period, tooth was sectionated in 0.8mm slices (bucco-lingual). One slice of each tooth was randomly selected for confocal microscopy for analysis of the interface resin/dentin. The other slices were sectionated in sticks (mesio-distal) for microtensile test. One-way ANOVA ($p < 0.05$) showed no significant statistical difference among groups 1, 2 and 3 ($p = 0.644$). Chi-square test showed no significant statistical difference of type of fracture (adhesive fracture was predominant) and presence of gap at the interface dentin/resin among groups. ($p = 0.082$). It can be concluded, that polymerization technique of resin-modified glass-ionomer cement (RMGIC) did not influence bond strength and dentin/resin composite interface.

Keywords: Glass-Ionomer Cements. Resin Composite. Photo activation. Adhesion. Bond strength. Dentine.

Listas

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 –	Cimento de ionómero de vidro modificado por resina Vitrebond™ -3M ESPE Dental.....	76
Figura 2 –	Condicionador Dental Gel® -Denstply.....	76
Figura 3 –	Adper™ Single Bond 2®- 3M ESPE Dental.....	76
Figura 4 –	Resina composta Filtek™ Z250, Cor A3 – 3M ESPE Dental..	76
Figura 5 –	Esquema do delineamento experimental do estudo.....	78
Figura 6 –	Início do preparo cavitário com broca carbide em alta rotação.....	79
Figura 7 –	Acabamento da cavidade com a mesma broca carbide em baixa rotação.....	79
Figura 8 –	Acabamento da cavidade com enxada monoangulada 8/9....	79
Figura 9 –	Vista oclusal do preparo cavitário. Comprimento mesio-distal de 5,0mm.....	79
Figura 10 –	Corte ao longo eixo do dente. Profundidade de 4,5mm e 3,0mm largura no sentido vestibulolingual.....	79
Figura 11 –	Marcação do sistema adesivo com Rodamina B (0,16 mg/ml).....	80
Figura 12 –	Aplicação do CIVMR inserido na cavidade com uma sonda clinica. Fotoativação durante 30 segundos.....	82
Figura 13 –	Condicionamento acido com acido fosfórico a 37%.....	82
Figura 14 –	Aplicação do sistema adesivo acrescido com Rodamina B, em duas camadas.....	82
Figura 15 –	Vista oclusal da cavidade após a aplicação do adesivo com Rodamina B.....	82
Figura 16 –	Inserção, com espátula, do primeiro incremento horizontal de resina composta. Fotoativação de cada incremento por 20 segundos.....	82
Figura 17 –	Inserção do segundo incremento de resina composta.....	82

Figura 18 –	Dente fixado na placa da máquina de corte digital com cera pegajosa. Corte em sentido vestibulo-lingual.....	84
Figura 19 –	Corte do dente em fatias com disco diamantado em maquina digital de cortes seriados.....	84
Figura 20 –	Fatia obtida para análise em microscopia confocal.....	84
Figura 21 –	Microscópio Confocal Leica TCS SPE.....	84
Figura 22 –	Fatia posicionada no microscópio confocal.....	84
Figura 23 –	Corte da fatia em palitos com disco diamantado em máquina digital de corte seriado.....	85
Figura 24 –	Palitos obtidos para o teste de microtração de 0,8 X 0,8mm..	85
Figura 25 –	Máquina de ensaios universal EMIC- célula de carga de 50N.....	86
Figura 26 –	Dispositivo Bencor para microtração na Máquina de Ensaios Universal (EMIC).....	86
Figura 27 –	Palito fixado no dispositivo Bencor pronto para teste de microtração.....	86
Figura 28 –	Palito fixado no dispositivo Bencor já rompido após o teste de microtração.....	86
Figura 29 –	Microscópio digital (200x DINO-LITE ^{plus} digital microscope) utilizado para identificar o tipo de fratura resultante.....	87
Figura 30 –	Imagem da superfície de área da fratura resultante obtida pelo DINO LITE ^{plus}	87
Figura 31 –	Fratura tipo adesiva (Ta). Imagem obtida pelo Dino-Lite Plus das superfícies da área de fratura do palito.....	92
Figura 32 –	Fratura tipo mista (Tm). Imagem obtida pelo Dino-Lite Plus das superfícies da área de fratura do palito.....	93
Figura 33 –	Fratura Coesiva em Dentina (Tcd) e Fratura coesiva em Resina composta (Tcr). Imagens obtidas pelo Dino-Lite Plus das superfícies da área de fratura do palito.....	93
Figura 34 –	Imagens obtidas pelo microscópio confocal em espécime do Grupo 1 (base de CIVMR fotoativada de acordo com as recomendações do fabricante -30s) D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina; T: Tag de Resina.....	96

Figura 35 –	Imagens obtidas pelo microscópio confocal em espécime do Grupo 2 (aplicação do sistema adesivo sobre a base não polimerizada de CIVMR e fotoativação simultânea dos 2 materiais por 30s), D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina; T: Tag de Resina; F: Fenda; P: Partículas de CIVMR.....	96
Figura 36 –	Imagens obtidas pelo microscópio confocal em espécime do Grupo 3 (restaurações com base de CIVMR fotoativada pelo tempo determinado pelo fabricante (30s) após 60 segundos da sua inserção), D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina; T: Tag de Resina; F: Fenda.....	97
Figura 37 –	Imagem obtida pelo microscópio confocal, onde podemos observar a presença de bolhas dentro do CIVMR.....	112
Figura 38 –	Imagem obtida pelo microscópio confocal, onde podemos observar a formação de trincas que atravessa a camada do CIVMR tanto em sentido vertical como longitudinal.....	112
 - GRÁFICOS		
Gráfico 1 –	Médias (Mpa) da resistência de adesiva dos grupos testados (G1, G2, G3).....	92
Gráfico 2 –	Porcentagem de espécimes dos grupos testados, segundo o tipo de fratura resultante.....	94
Gráfico 3 –	Representação gráfica em números absolutos sobre a presença ou ausência de fendas marginais na interface dos grupos testados.....	95

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Características dos principais materiais empregados no presente estudo.....	75
Tabela 2 –	Aplicação do teste ANOVA a um critério para os resultados de resistência de união dos grupos testados contendo médias e desvios-padrão.....	91
Tabela 3 –	Tipo de fratura distribuído pelos grupos (porcentagem e número de palitos).....	94
Tabela 4 –	Fendas marginais dos grupos testados em número absoluto.....	95

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	por cento
<	menor
>	maior
=	igual
≈	aproximadamente
®	marca registrada
°	graus
µm	micrômetro(s)
Bis-EMA	bis-fenol a-glicidil metacrilato etoxilado
Bis-GMA	bis-fenol a-glicidil metacrilato
CIV	cimento(s) de ionômero de vidro
CIVMR	cimento(s) de ionômero de vidro modificado(s) por resina
cm	centímetro(s)
cm ²	centímetro quadrado
CT	Connecticut
Dp	desvio-padrão
Fator C	fator de configuração cavitária
FOB	Faculdade de Odontologia de Bauru
G1	Grupo 1
G2	Grupo 2
G3	Grupo 3
GN	giganewtons
GN/m ²	giganewtons por metro quadrado
GPa	gigapascal(s)
h	hora(s)
HEMA	2-hidroxi-etil metacrilato
Kgf	quilograma(s)-força
Ltda.	limitada
MEV	microscopia eletrônica de varredura
MET	microscopia eletrônica de transmissão
mg	miligrama(s)

mg/ml	miligrama(s) por mililitro(s)
ml	mililitro(s)
mm	milímetro(s)
mm ²	milímetro(s) quadrado(s)
MN	Minnesota
Mpa	megapascal(s)
mW/cm ²	miliwatt(s) por centímetro quadrado
N	Newton(s)
n	número(s)
New Rd	New Road
nm	nanômetro(s)
n°	número
°C	grau(s) Celsius
p	nível de significância
RJ	Rio de Janeiro
s	segundo(s)
SP	São Paulo
St. Paul	Saint Paul
TEGDMA	TriEtilen Glicol Metacrilato
TM	Trademark
UDMA	Uretano dimetacrilato
UK	United Kingdom (Reino Unido)
USA	United States of America (Estados Unidos da América)
USP	Universidade de São Paulo
Wi	Wisconsin
x	vezes

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	51
2	REVISÃO DE LITERATURA	57
3	PROPOSIÇÃO	69
4	MATERIAL E MÉTODOS	73
4.1	MATERIAIS UTILIZADOS	75
4.2	PREPARO DOS ESPÉCIMES	76
4.2.1	Obtenção dos dentes humanos	76
4.2.2	Delineamento experimental	77
4.2.3	Preparo cavitário	78
4.2.4	Marcação do Sistema Adesivo (Adper Single Bond®) com rodamina B	79
4.2.5	Procedimento restaurador	80
4.2.6	Preparo dos espécimes para avaliação em microscopia confocal	83
4.2.7	Preparo dos espécimes para o teste de microtração	85
4.2.8	Análise do tipo de fratura	86
4.2.9	Análise estatística	87
5	RESULTADOS	89
5.1	RESISTÊNCIA ADESIVA	91
5.2	TIPO DE FRATURA	92
5.3	ANALISE DAS FENDAS INTERNAS AVALIADAS EM MICROSCOPIA CONFOCAL	94
6	DISCUSSÃO	99
6.1	DA JUSTIFICATIVA E PROPOSIÇÃO	101
6.2	DOS MATERIAIS E MÉTODOS	103
6.3	DOS RESULTADOS	109
6.3.1	Da resistência adesiva	109
6.3.2	Da presença ou ausência de fendas internas na interface	111
7	CONCLUSÕES	115
	REFERÊNCIAS	119
	APÊNDICES	133
	ANEXOS	137

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

O condicionamento ácido, preconizado por Buonocore, em 1955, (BUONOCORE, 1955), o desenvolvimento das resinas compostas por Bowen, em 1962, (BOWEN, 1962) e o conceito de hibridização elaborado por Nakabayashi, Kojima e Masuhara em 1982, trouxeram grandes avanços à odontologia restauradora. (NAKABAYASHI, KOJIMA e MASUHARA, 1982)

As resinas compostas, introduzidas no mercado na década de 70 do século passado, vêm sofrendo contínua evolução, mas ainda apresentam limitações, tais como baixa resistência ao desgaste e alta contração de polimerização (ALANI e TOH, 1997; KORAN e KURSCHNER, 1998; MAZUR, 2001).

A contração de polimerização gera tensões durante a polimerização que competem com a força adesiva da interface dente/restauração o que pode causar falhas nessa interface e, eventualmente, na própria restauração (CIUCCHI et al., 1997) com a formação de fendas ao longo da parede dentinária. (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984). As fendas marginais podem levar à sensibilidade pós-operatória, infiltração marginal e cárie adjacente à restauração (CARVALHO et al., 1996; CIUCCHI et al., 1997; IRIE, SUZUKI e WATTS, 2002; HICKEL et al., 2007). Alguns fatores podem minimizar os efeitos da contração de polimerização, atenuando a geração de tensões na interface adesiva (LABELLA et al., 1999; NIKOLAENKO et al., 2004; LI et al., 2006). A utilização de bases cavitárias, como o cimento de ionômero de vidro (CIV) e a modulação da foto-ativação da resina composta, são duas estratégias que permitem que as moléculas busquem um posicionamento mais favorável durante a polimerização, diminuindo a tensão interna no material e na interface. Os demais fatores envolvidos incluem a configuração cavitária (Fator C), o escoamento do material restaurador (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1988; SILVA E SOUZA JUNIOR MH, CARVALHO RM e RFL, 2000; ASMUSSEN e PEUTZFELDT, 2003; NIKOLAENKO et al., 2004) e a inserção da resina composta pela técnica incremental (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984; NIKOLAENKO et al., 2004).

A utilização de uma camada intermediária de um material de baixo módulo de elasticidade, ou seja, de maior resiliência, como os cimentos de ionômero de vidro,

permite um alívio das tensões provenientes da contração de polimerização e também daquelas oriundas da própria mastigação (MASON e FERRARI, 1994; DAUVILLIER et al., 2000; CASTAÑEDA-ESPINOSA et al., 2007). O uso de CIV como base contribuiria na redução da tensão de contração, pois menor quantidade de resina composta é necessária para preencher a cavidade (KREJCI, LUTZ e KREJCI, 1988), além de proporcionar outros benefícios devido à adesividade ao esmalte e dentina, biocompatibilidade, liberação de flúor e baixo coeficiente de expansão térmico linear favoreceriam a estabilidade da restauração (NAVARRO e PASCOTTO, 1998).

Entretanto, o CIV apresenta como desvantagens o curto tempo de trabalho, longo tempo de presa, sensibilidade técnica e susceptibilidade à contaminação precoce (CHAIN, CHAIN e LEINFELDER, 2000). Com o objetivo de superar tais limitações, mas preservando as boas propriedades do material, surgiram os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMR), os quais apresentam melhor estética e propriedades mecânicas, além de proporcionarem um maior tempo de trabalho e controle de tempo de presa (SIDHU, 1992; CHAIN, CHAIN e LEINFELDER, 2000). As propriedades mencionadas sobre os CIVs se mantêm, e dessa forma alguns trabalhos demonstraram que o CIVMR utilizado como base tem um efeito direto na contração da polimerização da resina que o cobre, quando é aplicado próximo à margem cavosuperficial (SHORTALL, 1992; SIDHU, 1992; SIDHU e HENDERSON, 1992).

Existem poucos dados sobre o uso dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e sua influência na interface e as propriedades físicas que poderiam ser obtidas durante sua fase inicial na reação ácido/base. (DAUVILLIER et al., 2000). Dessa forma, um melhor uso dos materiais restauradores é promovido pelo estudo de suas características e propriedades, assim como seu comportamento em diversas situações.

Sabe-se que os cimentos de ionômero de vidro modificado por resina apresentam dois mecanismos independentes de endurecimento: a reação ácido/base e a polimerização do monômero resinoso 2-hidroxi-etilmetacrilato (HEMA). Esse monômero tem a função, nos CIVMR, de tornar as fases aquosas e orgânicas miscigenáveis atuando tanto como co-solvente e como monômero polimerizável (ANDRZEJEWSKA et al., 2003). Durante as reações de presas do

CIVMR, a reação ácido-base começaria imediatamente após o início da mistura, resultando em ligações cruzadas das cadeias de carboxilato com íons metálicos provenientes do vidro. A reação de polimerização da porção resinosa ocorreria através de grupos pendentes de metacrilatos após a ativação pela luz (MITRA, 1991).

A reação ácido-base é reduzida na presença dos componentes orgânicos e pela diminuição do coeficiente de difusão dos reagentes através da cadeia de ligações cruzadas. Por outro lado, a reação de fotopolimerização é afetada pela natureza polar do meio quando a reação ácido-base está se processando. Sendo assim, a presença da molécula polarizada do poliácido em água altera a proporção da reação de polimerização (NICHOLSON, BRAYBROOK e WASSON, 1991). Sendo o CIVMR um material que poderia diminuir a tensão de contração por possuir propriedades que relaxariam essa tensão (TOLIDIS, NOBECOURT e RANDALL, 1998; ALOMARI, REINHARDT e BOYER, 2001) e já que durante o processo inicial da reação de presa, antes de se tornar rígido, apresenta um módulo de elasticidade mais baixo (DAUVILLIER et al., 2000), este estudo busca verificar se, mediante o retardamento da fotoativação do cimento de ionômero de vidro modificado de vidro, prolongando o estágio de fluidez permitindo um avanço da reação ácido/base, e mantendo os valores de módulo de elasticidade mais baixo, haveria alteração dos valores de resistência adesiva à dentina, e de formação de fendas na interface dentina/resina composta das paredes circundantes.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

As resinas compostas foram introduzidas por volta dos anos 1960 e desde então têm sido modificadas quanto à sua composição, com o fim de melhorar suas propriedades físicas e expandir suas aplicações clínicas. Não obstante, desde o início, elas apresentam um problema de contração volumétrica durante o processo de polimerização, quando os monômeros passam a formar uma cadeia polimérica, o que tem sido considerado como uma limitação crítica que necessita ser abordada (BRAGA e FERRACANE, 2004).

Essa contração é devido à presença de matriz orgânica, usualmente Bis-GMA, TEGDMA e outras pequenas moléculas de monômeros que se acercam com a finalidade de formar uma cadeia polimérica durante a polimerização (LABELLA et al., 1999). Os monômeros se aproximam para estabelecer ligações covalentes e determinam uma diminuição da distância entre dois grupos de átomos, com conseqüente redução do volume livre determinando a contração volumétrica (BRAGA e FERRACANE, 2004; DEWAELE et al., 2006).

Atualmente, as pesquisas sobre a cinética de polimerização e a contração de polimerização começam a intensificar-se, produzindo um conhecimento dos fatores que influenciam a magnitude das forças desenvolvidas na interface de união, associada à contração de polimerização, que favorecem a formação de fendas e a ocorrência de microinfiltração na interface na dentina/restauração (IRIE, SUZUKI e WATTS, 2002).

As resinas compostas contraem entre 2 e 6% por volume (LABELLA et al., 1999), com a transformação de um líquido viscoso em um material sólido (BAUSCH et al., 1982). Elas endurecem através de uma reação química que envolve a separação de uma cadeia dupla de carbono aderida a moléculas de monômeros simples e a formação de uniões simples de carbono para formar cadeias poliméricas. Essa reação, que envolve a formação de uma quantidade significativa de calor, causa uma redução do volume com a criação de enlaces covalentes e as distâncias moleculares e volumes livres são reduzidos com a produção de tensão. Assim, a contração gerada durante a polimerização ocorre simultaneamente quando o material adquire rigidez. Nesse ponto, o módulo elástico da resina composta

aumenta substancialmente e o limite elástico da resina atinge um nível que não permite mais a deformação plástica para compensar a redução em volume (BRAGA, BALLESTER e FERRACANE, 2005; FERRACANE, 2005).

Sendo o estresse produto do módulo elástico e da tensão, materiais com essa combinação de alta contração volumétrica e alto módulo de elasticidade podem gerar alto grau de tensão durante a polimerização. Mas é importante enfatizar dois aspectos do desenvolvimento do estresse. Primeiro, o processo é dinâmico, onde a contração e o módulo de elasticidade aumentam com o tempo e, portanto, o estresse aumenta de forma incremental. Outro aspecto seria que a resina composta polimerizada não é um sólido elástico, e a deformação viscosa ou plástica pode reduzir o estresse durante o seu desenvolvimento (FERRACANE, 2005).

A contração de polimerização das resinas compostas pode ainda ser atribuída a vários fatores como carga, estrutura química do monômero, interação entre as partículas de carga e matriz orgânica, aos fatores de polimerização como a profundidade de polimerização, concentração de catalisadores e iniciadores, configuração cavitária, método de polimerização e técnica de inserção da resina (BRAGA, BALLESTER e FERRACANE, 2005; FERRACANE, 2005). Além disso, as partículas de carga e a composição da matriz determinam a quantidade de contração volumétrica e os valores de módulo de elasticidade do material (LABELLA et al., 1999).

O modo de ativação de polimerização e o tipo e concentração dos iniciadores regulam o grau de conversão e as reações cinéticas (VENHOVEN, DE GEE e DAVIDSON, 1996). Quanto maior o grau de conversão, maior será a contração final e o módulo de elasticidade da resina composta, gerando grande tensão (BRAGA e FERRACANE, 2002). A velocidade da conversão também é fator de geração de tensão, pois polimerização rápida implica na movimentação mais rápida da matriz, que está sendo polimerizada, através da conversão crítica de gel e, simultaneamente, reduz sua capacidade de escoamento, ocasionando rigidez mais rápida da resina composta (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1993).

Outro fator relacionado com a geração de estresse durante a conversão dos monômeros é a temperatura. A temperatura é elevada durante o processo de polimerização devido a sua natureza exotérmica e a uma energia adicional das unidades de fotopolimerização quando são ativadas. Esse estresse térmico ocorre

entre a interface da matriz e as partículas da resina composta, por uma diferença de coeficiente de expansão térmico entre a matriz de polímero e as partículas de carga (FERRACANE, 2005). Finalmente, é provável, que a maioria do estresse seja gerada como resultado do fato de a resina composta estar limitada pela sua adesão às paredes cavitárias durante o processo de polimerização. Dessa forma, uma contração adicional poderia gerar uma tensão significativa dentro da resina composta. O estresse interno gerado dentro da resina composta é transferido à interface dente/restauração promovendo forças de tensão na interface, já que a resina composta tenta contrair em direção à superfície adesiva, mas está limitada pela porção restante de resina composta, a qual também está unida à interface oposta. Assim, se a resina está aderida às paredes cavitárias, as forças de contração se desenvolverão, resultando em tensão na interface dente/ restauração que não são uniformemente distribuídas através das paredes cavitárias (KINOMOTO e TORII, 1998; SHONO et al., 1999).

A força de união entre o dente e a resina composta também varia na superfície de união. Por isso, em áreas onde as forças de contração são maiores que as da união resina composta/estrutura dentária, poderá desenvolver uma fenda, aumentando a possibilidade de sensibilidade pós-operatória, cárie adjacente à restauração e microinfiltração (BRANNSTROM, 1984; EICK e WELCH, 1986; HICKEL et al., 2007).

A porcentagem de fendas dentinárias em uma restauração de resina composta pode variar entre 14 a 54 % do total da interface, dependendo do material e das técnicas utilizadas (HANNIG e FRIEDRICH, 2001). Outras consequências, além da formação de fendas, são o desenvolvimento de microfraturas de esmalte e dentina (KANCA e SUH, 1999) e a movimentação de cúspides (ALOMARI, REINHARDT e BOYER, 2001), além de descoloração marginal e cáries reincidentes, que levariam a diminuir o tempo de longevidade das restaurações. A tensão produzida dentro e ao redor da restauração pode ser liberada rapidamente pela deformação das paredes cavitárias circundantes à restauração. Essa tensão, dependendo da magnitude, pode gerar diferentes mecanismos de falhas: falha coesiva que ocorre dentro do mesmo material ou do dente, ou falha adesiva na interface. A falha adesiva pode ocorrer na interface interna, levando à formação de

uma fenda entre o material e a superfície dentária. (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984; CIUCCHI et al., 1997).

Diante disso para minimizar os efeitos da contração de polimerização têm sido desenvolvidas diversas técnicas para aliviar esse estresse que poderia determinar o aparecimento de fendas. Entre as inúmeras alternativas, podemos ressaltar o uso de materiais de forramento com baixo módulo de elasticidade e, conseqüente capacidade de absorver as tensões produzidas pela variação volumétrica nas paredes cavitárias (FERRACANE, 2005). A espessura dessa camada também influenciaria na redução de estresse, uma vez que quanto menor a espessura melhor a liberação de estresse de contração de polimerização, sendo aplicado idealmente em uma espessura de 0,5mm (UNTERBRINK e LIEBENBERG, 1999).

O módulo de elasticidade é representado por unidades de força divididas por área, tipicamente giganewtons por metro quadrado (GN/m²) ou gigapascals (GPa) (ANUSAVICE, 2005). As propriedades elásticas de um material representam uma propriedade importante. As forças interatômicas ou intramoleculares de um material são responsáveis pela propriedade de elasticidade. O módulo de elasticidade está diretamente relacionado à quantidade de deformação quando um material é submetido a forças externas (LAMBRECHTS, BRAEM e VANHERLE, 1987).

Também podemos referir as propriedades de viscosidade, a propriedade dos fluidos correspondentes ao transporte microscópico de quantidade de movimento por difusão molecular que se apresentam no momento que se conformam. Também pode ser definido como o limite convencional do escoamento. Ou seja, quanto maior a viscosidade, menor será a velocidade em que o fluido se movimenta (CRAIG e POWERS, 2006).

Dessa maneira, a utilização de base de material de baixo módulo de elasticidade em restaurações de resina composta pode aliviar a tensão de contração de polimerização nas paredes cavitárias. Materiais como resina composta do tipo *flow*, cimento de ionômero de vidro convencional e cimento de ionômero de vidro modificado por resina podem ser utilizados como base e forramento nas restaurações com resina composta com essa finalidade (ATTAR, TAM e MCCOMB, 2003; BRAGA, HILTON e FERRACANE, 2003; DE JAGER, PALLAV e FEILZER, 2004). Porém, os materiais restauradores *flow* que apresentam módulo de

elasticidade baixo, sofrem alta contração na polimerização final, em torno de 6%, o que poderia indicar potencialmente altos valores de estresse na integridade da interface (LABELLA et al., 1999).

O cimento de ionômero de vidro apresenta baixo módulo de elasticidade e efetivamente pode reduzir as tensões originadas no momento da polimerização da resina composta. Assim, diversos estudos têm demonstrado que as restaurações de resina composta com base de CIV apresentam diminuição da microfiltração e melhoramento da adaptação na interface dente/restauração, principalmente na área de dentina (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990; HAGGE et al., 2001). Um estudo realizado por Schwartz, Anderson e Pelleu (1990) demonstrou a redução da microinfiltração em restaurações de resina composta com base de cimento de ionômero de vidro comparada às restaurações de CIV e às de resina composta, especialmente nas margens gengivais. Consideraram que isso teria ocorrido pelo fato do forramento transmitir a flexão para toda a restauração.

Em 1988, Antonucci, Mc Kinney e Stansbury modificaram o CIV, acrescentando monômeros resinosos ao líquido, originando um material de presa dual, com a reação ácido-base dos cimentos convencionais e a polimerização da parte resinosa. Inicialmente, foram desenvolvidos para serem utilizados como forramento e base de restaurações e a polimerização se dava através de uma fonte de luz halógena. Posteriormente, novos produtos foram desenvolvidos para serem utilizados também para restauração, cimentação e selamento de cicatrículas e fissuras, apresentando as formas de polimerização por luz e/ou química.

O cimento de ionômero de vidro modificado por resina com a inclusão de uma porção resinosa HEMA proporcionou um material com melhores propriedades mecânicas comparado ao CIV, com controle do tempo de manipulação e de polimerização (WILSON, 1990; PALMER, ANSTICE e PEARSON, 1999), apresentando vantagens como tempo controlado de trabalho, melhor padrão de translucidez e melhor estética, técnica clínica menos sensível, melhoria nas propriedades mecânicas com valores maiores de resistência ao desgaste, à flexão, à compressão e à tração (MATHIS e FERRACANE, 1989; WILSON, 1990; SIDHU e WATSON, 1995; NICHOLSON, 1998; CEFALY et al., 2001; MITSUHASHI, HANAOKA e TERANAKA, 2003), mantendo as características positivas do CIV

convencional como liberação de flúor e adesão química às estruturas dentais (MATHIS e FERRACANE, 1989; WILSON, 1990; MITRA, 1991).

O CIVMR apresenta dois mecanismos de presa: a reação ácido-base (quando se mistura o pó ao líquido) e a polimerização do HEMA, sendo importante que o endurecimento do material aconteça independentemente da reação da polimerização da porção resinosa (WILSON, 1990). O sistema sofre polimerização do monômero resinoso enquanto a reação ácido-base continua simultaneamente, conjugando as vantagens dos cimentos de ionômero de vidro e das resinas compostas (DAVIDSON e MJÖR, 1999).

A reação ácido-base se inicia com a formação de um sal de hidrogel, que atua como matriz de ligação. Essa reação ocorre inicialmente com o deslocamento de íons, seguida da formação de matriz de hidrogel e finalmente da formação do gel de polissais. Na primeira etapa, a fase aquosa umedece e dissolve a camada externa das partículas de vidro do pó. O hidrogênio desloca os íons de cálcio e alumínio, que reagem inicialmente com o flúor formando fluoretos de cálcio e alumínio. Esse composto não é estável e se dissocia reagindo com os co-polímeros acrílicos. Durante essa fase, a mesma reação que ocorre entre líquido e pó ocorre entre o líquido e as paredes cavitárias; o hidrogênio desloca íons cálcio e fosfato que reagem com os grupos carboxílicos, aderindo quimicamente à estrutura dentária. Na segunda fase, o cálcio reage com as cadeias de poliácido e forma ligações cruzadas de poliacrilato de cálcio, reduzindo a mobilidade das cadeias poliméricas aquosas e formando a matriz de gel. Essa fase dura aproximadamente de 5 a 10 minutos após o início da manipulação, com o endurecimento do cimento. Na fase de gel de polissais, que ocorre principalmente nas primeiras 24 horas acompanhada de pequena expansão em condições de alta umidade, o material atinge seu endurecimento final (NAVARRO e PASCOTTO, 1998).

No cimento de ionômero de vidro modificado por resina, a reação inicial de presa dos CIVMR ocorre simultaneamente à reação de polimerização (MITRA, 1991; ANDRZEJEWSKA et al., 2003). Enquanto os grupos metacrilatos são polimerizados, a reação ácido-base endurece e reforça a matriz formada. Nesse processo, um pouco de água do cimento é substituída por monômeros hidrossolúveis, tornando a reação ácido base mais lenta que nos CIVS convencionais (KAKABOURA, ELIADES e PALAGHIAS, 1996; WAN, YAP e HASTINGS, 1999). O cimento formado é

composto por duas matrizes inter-relacionadas: uma matriz iônica derivada da reação ácido-base e uma matriz polimerizada derivada de uma reação de radical livre. Conseqüentemente, o ácido polialquenoico participa no processo de endurecimento e a quantidade de grupos carboxílicos disponíveis para a reação química é diminuída. O conteúdo total de água desse tipo de material é menor, para acomodar melhor os ingredientes polimerizáveis (SHEN, 2005).

Em relação à adesão à dentina, Coutinho et al. em 2007, demonstraram através de análise em microscópio de alta resolução (força atômica e eletrônico) e análise de superfície química, a auto-adesividade do CIVMR. As análises indicaram que os ácidos policarboxílicos incluídos no CIVMR eletrostaticamente interagem com a hidroxiapatita. Concluíram que essa auto-adesividade poderia estar atribuída à união iônica à hidroxiapatita ao redor do colágeno, onde permanecem fibrilas de colágeno expostas parcialmente, além da adesão micro-mecânica.

O conhecimento da reação de presa e polimerização dos CIVMRs é importante devido ao fato de que na fase ainda plástica do material, o seu módulo de elasticidade é mais baixo, aumentando à medida que ele se torna rígido (TOLIDIS, NOBECOURT e RANDALL, 1998).

Em 1994, Watson, Sidhu e Griffiths observaram a presença de uma camada rica em resina na zona de transição entre CIVMR e dentina. Essa camada foi posteriormente observada por Pereira et al. (1997) e foi denominada zona de absorção, que caracteriza-se por apresentar-se amorfa, sem presença de partículas e está associada à movimentação de água durante a maturação do cimento de ionômero de vidro modificado por resina em dentina profunda que apresenta grande presença de umidade. A presença dessa zona determina melhor adesão e parece atuar relaxando as tensões provenientes da contração de polimerização (PEREIRA et al., 1997; SIDHU e WATSON, 1998; SIDHU, SHERRIFF e WATSON, 1999).

A utilização do cimento de ionômero de vidro convencional e modificado por resina como forramento e base em restaurações de resina composta está baseada no potencial de liberação das tensões de contração de polimerização da resina composta. Isso devido ao seu baixo módulo de elasticidade e alta resiliência, como também por apresentarem um coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária. Essas duas características fazem com que os índices de infiltração marginal das restaurações de resina composta com base de cimento de

ionômero de vidro sejam baixos por absorverem a tensão de contração (CHUANG et al., 2003; SVIZERO et al., 2005).

Dauvillier et al. (2000) determinaram os parâmetros viscos-elásticos durante o endurecimento, para entender os processos de polimerização da resina composta e a reação de presa do cimento de ionômero de vidro convencional. Verificaram que a resultante do tempo de relaxamento do cimento de ionômero de vidro convencional permaneceu em um baixo nível durante os primeiros 15 minutos, enquanto que a resultante da resina aumentou consideravelmente. Concluíram que o cimento do ionômero de vidro é capaz de reduzir a tensão de contração por sua maior fluidez comparada à da resina composta.

Kemp-Scholte e Davidson (1990) demonstraram que materiais com módulo de elasticidade baixo deveriam ser usados como materiais intermediários. Eles estudaram a absorção de tensão pelo CIVMR e estabeleceram que a solução para o problema de infiltração poderia ser encontrada na flexibilidade aumentada do sistema restaurador.

O uso da base de cimento de ionômero de vidro convencional e modificado por resina tem sido recomendado por diversos autores. Tolidis, Nobecourt e Randall (1998), verificaram que o CIVMR utilizado como base poderia diminuir a contração volumétrica das próprias resinas compostas produzida durante o processo de polimerização. Alomari, Reinhardt e Boyer (2001) observaram uma menor formação de fendas em restaurações de resina composta em pré-molares (classe II) com base de CIVMR (Vitrebond™). Svizero et al. (2005) observaram menor incidência de infiltração marginal em restaurações de resina composta com base de cimento de ionômero de vidro convencional Ketac Bond e modificado por resina Vitrebond™. Atta, em 2006, concluiu que o uso de cimento de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina, aplicado como base em restaurações de resina composta, aumentou significativamente a resistência adesiva entre a dentina e a resina composta nas paredes circundantes.

Diversos fatores intrínsecos dos CIVs podem ser responsáveis por isso. A baixa e lenta fase de contração permite que o cimento de ionômero de vidro flua durante a fase pré-gel. Na fase pós-gel, sua capacidade fluida diminui e ele endurece lentamente. Dessa maneira, quanto maior o tempo de presa, melhor será a capacidade de relaxamento das tensões de contração. Por isso, os materiais

ativados por luz, que endurecem rapidamente, determinam maior desadaptação na interface que os materiais auto-ativados (WATSON, 1999). Outro fator que favorece o uso dos cimentos de ionômero de vidro para relaxar as tensões de contração de polimerização das resinas compostas é sua porosidade intrínseca, que determina a presença de microtrincas, vazios e bolhas permitindo a alteração de volume e forma durante a polimerização (DAVIDSON, 1999).

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo propõe-se a avaliar o efeito da polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina na interface das restaurações de resina composta à dentina das paredes circundantes de cavidades tipo classe I, através de testes de microtração e observação em microscopia confocal de varredura a laser, testando as seguintes hipóteses nulas:

- 1 - A técnica de fotoativação do cimento de ionômero de vidro modificado por resina usado como base não interfere na resistência adesiva da interface dentina-resina composta.
- 2 - A técnica de fotoativação do cimento de ionômero de vidro modificado por resina usado como base não interfere na formação de fendas na interface dentina-resina composta.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Para a realização deste estudo foram utilizados os seguintes materiais: cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitrebond™ Light Cure Glass Ionomer Liner/Base), uma resina composta (Filtek™ Z250 Universal Restorative®); um sistema adesivo (Adper™ Single Bond 2®); um ácido fosfórico a 37% (Condicionador Dental Gel®) e o corante fluorescente Rodamina B (Rhodamine B®) (Tabela 1).

Tabela 1 – Características dos principais materiais empregados no presente estudo.

Material	Composição	Lote	Validade	Fabricante
Vitrebond™ Light Cure Glass Ionomer Liner/Base	<i>Pó:</i> Cristais de fluoroaminosilicato (SiO ₂ , AlF ₃ , ZnO, SrO, criolita, NH ₄ F, MgO and P ₂ O ₅). <i>Líquido:</i> Ácido polialquenoico (copolímero do ácido acrílico e itacônico, HEMA (2- hidroxietilmetacrilato), água, foto iniciador)	200803 25	2010-12	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA
Filtek™ Z250 Universal Restorative® - Cor A3	<i>Matriz orgânica:</i> Bis-GMA UDMA Bis-EMA Canforoquinona <i>Parte inorgânica:</i> Zircônia/Sílica (82% em peso, 60% em volume; partículas de 0,6 µm).	7LR	2010-10	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA
Adper™ Single Bond 2®	Bis-GMA HEMA Diuretano dimetacrilato Copolímero do ácido polialcenóico Canforoquinona Água Etanol Glicerol 1.3 dimetacrilato sílica (5 nm; 10% em peso)	7MJ	2010-08	3M ESPE Dental Products, St. Paul/MN - USA
Condicionador Dental Gel®	Solução de ácido fosfórico na concentração de 37% em gel	922551	2011-03	Dentsply Indústria e Comércio Ltda., Rio de Janeiro/RJ - Brasil
Rodamina B (Rhodamine B®)	C ₂₈ H ₃₁ ClN ₂ O ₃ Mr 479.02	33907062	2013-06	Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Gillingham/New Rd – UK

Figura 1 – Cimento de ionómero de vidro modificado por resina Vitrebond™-3M ESPE Dental.

Figura 2 – Condicionador Dental Gel® -Densply.

Figura 3 – Adper™ Single Bond 2® - 3M ESPE Dental.

Figura 4 – Resina composta Filtek™ Z250, Cor A3 – 3M ESPE Dental.

4.2 PREPARO DOS ESPÉCIMES

4.2.1 Obtenção dos dentes humanos

Para este estudo foram utilizados dentes terceiros molares extraídos por indicação odontológica. Os dentes foram obtidos nas Clínicas de Cirurgia da

Faculdade de Odontologia de Bauru-USP e por doações de cirurgiões-dentistas que atendem em consultórios particulares, mediante assinatura do termo de Doação de Dentes (Anexos A e B). O estudo foi realizado seguindo as normas do Comitê de Ética em Pesquisa da FOB-USP, sendo aprovado em 26 de Setembro de 2007 (Ofício CEP/1172007/ FOB – Anexo C).

Após a extração, os dentes foram limpos com curetas (Duflex 55G, SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro/RJ – Brasil) e armanezados para evitar proliferação bacteriana em solução de soro fisiológico e timol a 0,1%, trocada semanalmente até o preparo dos espécimes.

4.2.2 Delineamento experimental

Os dentes foram distribuídos em 3 grupos:

- **Grupo 1** (n= 10 dentes) - restaurações com base de CIVMR fotoativada de acordo com as recomendações do fabricante (30s);
- **Grupo 2** (n= 10 dentes) - restaurações com aplicação do sistema adesivo (AdperTM Single Bond 2) sobre a base não polimerizada de CIVMR e fotoativação simultânea dos 2 materiais por 30s;
- **Grupo 3** (n= 10 dentes) - restaurações com base de CIVMR fotoativada pelo tempo determinado pelo fabricante (30s) após 60 segundos da sua inserção.

Figura 5 – Esquema do delineamento experimental do estudo.

4.2.3 Preparo cavitário

Foram realizadas cavidades padronizadas (aferidas com um paquímetro digital Série/Código 500-144B, Mitutoyo Digimatic Caliper, Mitutoyo Sul Americana, Rio de Janeiro/RJ - Brasil) com as seguintes medições: 5,0 mm de extensão mésio-distal, 3,0mm de largura vestibulo-lingual e 4,5mm de profundidade (**Figura 9 e 10**), utilizando-se uma broca carbide cilíndrica nº 56 (KG Sorensen Indústria e Comércio Ltda., Barueri/SP – Brasil) em alta rotação com abundante refrigeração spray ar/água (**Figura 6**). O acabamento das paredes cavitárias foi realizado com a mesma broca girando em baixa rotação e enxada monoangulada 8/9 (SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro/RJ - Brasil) (**Figura 7 e 8**). A broca carbide foi substituída a cada quatro preparos confeccionados e a enxada foi afiada manualmente com pedra de afiação, após ser utilizada em quatro preparos.

Figura 6 – Início do preparo cavitário com broca carbide em alta rotação.

Figura 7 – Acabamento da cavidade com a mesma broca carbide em baixa rotação.

Figura 8 – Acabamento da cavidade com enxada monoangulada 8/9.

Figura 9 – Vista oclusal do preparo cavitário. Comprimento mesio-distal de 5,0 mm.

Figura 10 – Corte ao longo eixo do dente. Profundidade de 4,5 mm e 3,0 mm largura no sentido vestibulo-lingual.

4.2.4 Marcação do Sistema Adesivo (AdperTM Single Bond[®] 2) com Rodamina B

Para análise em microscopia confocal foi necessária a marcação do sistema adesivo com o corante fluorescente Rodamina B (Rhodamine B[®]-C₂₈H₃₁ClN₂O₃ M_r 479.02, Sigma-Aldrich Chemie GmbH, Gillingham/New Rd – UK,), adicionado na concentração de 0,16 mg/ml. O frasco do Adper Single Bond[®] 2 contém 6ml do

produto, portanto, foram adicionados 0,96mg de Rodamina B diretamente ao frasco para a obtenção da concentração necessária. Essa concentração foi determinada baseada em um estudo que demonstrou que essa concentração não apresenta interferência na conversão dos monômeros, nem na cinética da reação de polimerização e é liberada em quantidades indetectáveis, mesmo após uma semana de imersão em água destilada ou óleo vegetal (D'ALPINO et al., 2006b).

Após a inclusão do corante, o frasco foi mantido em um dispositivo de agitação (Mesa agitadora; Exakt HS 501 Digital, IKA Labortechnik, Wehrheim - Germany), por um período mínimo de 2 horas para poder garantir sua completa dissolução (D'ALPINO et al., 2006b). Essa operação foi realizada sempre antes de começar o procedimento restaurador de todos os dentes deste estudo.

Figura 11 – Marcação do sistema adesivo com Rodamina B (0,16 mg/ml).

4.2.5 Procedimento restaurador

Todos os procedimentos restauradores foram realizados em ambiente com controle de temperatura e umidade relativa do ar. Depois dos preparos das

cavidades e a marcação do sistema adesivo, os dentes foram restaurados de acordo com os grupos.

Nos preparos cavitários do Grupo 1 (G1), foi aplicado primeiro o CIVMR Vitrebond™ manipulado na proporção pó/liquido 1,4 a 1,0 de peso, estabelecida pelo fabricante. A manipulação foi realizada com uma espátula de plástico (Duflex, SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro/RJ - Brasil) por 10 a 15 segundos, em um bloco de mistura, incluído no kit do material. Após a manipulação, o CIVMR foi inserido na cavidade com uma sonda clínica (Duflex, SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro/RJ - Brasil) sobre a parede pulpar, cobrindo-a inteiramente, com uma espessura de 0,5mm (**Figura 12**). Essa camada foi fotoativada com um aparelho de luz halógena Elipar™ Trilight (Serie/Código 3902924/ D-82229, Light Curing Unit ESPE St. Paul, MN, USA/400-515nm) por 30 segundos, com uma irradiância controlada de 500 mW/cm², aferida por um radiômetro para luz halógena (Curing Radiometer Model 100 – Demetron Serial 104873 Dansbury CT USA; ≈460-470 nm). Após a polimerização do CIVMR, a profundidade da cavidade foi novamente aferida com o auxílio de um paquímetro digital (Série/Código 500-144, Mitutoyo Digimatic Caliper, Mitutoyo Sul Americana, Rio de Janeiro/RJ - Brasil) para verificar a espessura da base (0,5mm). Em seguida, as paredes cavitárias foram condicionadas com ácido fosfórico 37% em gel por um total de 20 segundos, lavadas com “spray” ar/água abundante por 30 segundos e secas com papel absorvente (técnica úmida) para remoção do excesso de umidade (**Figura 13**). Aplicou-se 2 camadas do sistema adesivo marcado com Rodamina B, usando micro-aplicadores (Microbrush® - Microbrush Corporation Garfton WI USA) (**Figura 14**). Após aplicação do adesivo, procedeu-se a evaporação do solvente (suave jato de ar a 20cm/10s) antes da fotoativação com o mesmo aparelho de luz halógena durante 20 segundos (**Figura 15**). Após a polimerização do adesivo, a resina composta foi inserida em dois incrementos horizontais de aproximadamente 2 mm de espessura cada um, utilizando-se uma espátula para resina (Hu-Friedy® - TNPFIW3 USA). Cada incremento foi fotoativado por 20 segundos (**Figuras 16 e 17**).

Figura 12 – Aplicação do CIVMR inserido na cavidade com uma sonda clínica. Fotoativação durante 30 segundos.

Figura 13 – Condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37%.

Figura 14 – Aplicação do sistema adesivo acrescido de Rodamina B, em duas camadas.

Figura 15 – Vista oclusal da cavidade após a aplicação do adesivo com Rodamina B.

Figura 16 – Inserção, com espátula, do primeiro incremento horizontal de resina composta. Fotoativação de cada incremento por 20 segundos.

Figura 17 – Inserção do segundo incremento de resina composta.

Nos preparos cavitários do Grupo 2 (G2), primeiro foram condicionadas as paredes cavitárias com ácido fosfórico 37% em gel por um total de 20 segundos lavadas com “spray” ar/água abundante por 30 segundos e secas com papel absorvente (técnica úmida) para remoção do excesso de umidade. Em seguida, aplicou-se o CIVMR Vitrebond™ nas mesmas condições e proporção do Grupo 1 sobre a parede pulpar do preparo cavitário, em seguida, aplicou-se 2 camadas do sistema adesivo marcado com Rodamina B, nas paredes circundantes do preparo cavitário. Procedeu-se a evaporação do solvente (suave jato de ar a 20 cm/10s) e a fotoativação com o aparelho de luz halógena Elipar™ Trilight durante 30 segundos para a polimerização do sistema adesivo e da base de CIVMR. Após a polimerização, a profundidade da cavidade foi novamente aferida com o auxílio de

um paquímetro digital para verificar a espessura da base (0,5mm). A resina composta foi inserida em dois incrementos horizontais de aproximadamente 2mm de espessura cada um, fotoativados por 20 segundos cada um.

Nos dentes do Grupo 3 (G3), foi aplicado o CIVMR Vitrebond™ nas mesmas condições e proporção do Grupo 1 sobre a parede pulpar do preparo cavitário, cobrindo-a inteiramente, com uma espessura de 0,5mm. Neste grupo, esperou-se 60 segundos para o início da fotoativação de 30 segundos com o aparelho de luz halógena Elipar™ Trilight. Esse retardo no tempo de fotoativação foi estabelecido através da realização de estudos pilotos. Após a polimerização do CIVMR, a profundidade da cavidade foi novamente aferida com o auxílio de um paquímetro digital para verificar a espessura da base (0,5mm). Em seguida, as paredes cavitárias foram condicionadas com ácido fosfórico 37% em gel por 20 segundos, lavadas com “spray” ar/água abundante por 30 segundos e secas com papel absorvente (técnica úmida) para remoção do excesso de umidade. Foram aplicadas 2 camadas do sistema adesivo marcado com Rodamina B, usando micro-aplicadores. O solvente foi evaporado com suave jato de ar a 20 cm/10s antes da fotoativação com o aparelho de luz halógena Elipar™ Trilight por 20 segundos. Após a polimerização do adesivo, a resina composta foi inserida em dois incrementos horizontais de aproximadamente 2mm de espessura fotoativados por 20 segundos cada um.

Após os procedimentos restaurados, os dentes foram imersos em água deionizada em estufa a 37°C por um período de 24 horas.

4.2.6 Preparo dos espécimes para avaliação em microscopia confocal

Decorridas 24 horas da restauração, os dentes foram removidos da estufa, secos e fixados com cera pegajosa em um dispositivo de base cilíndrica que permitia a adaptação na máquina de corte seriados (Isomet™ Low Speed Saw® Buehler, Lake Bluff - USA). Os dentes foram seccionados no sentido vestibulo-lingual com disco de diamante (Extec Dia. Wafer blade 5"x.015x1/2, cód 12240 Extec Corp-Einfeld, CT USA) em baixa velocidade sob refrigeração (**Figura 18 e 19**). Deste

primeiro seccionamento, foram obtidas fatias com espessura média de 0,8mm (**Figura 20**). Uma fatia escolhida de forma aleatória foi selecionada para análise em microscopia confocal (Leica TCS SPE, Mannheim - Germany) com uma excitação a laser de diodo de 532 nm com a finalidade de analisar a presença de fendas na interface dentina/resina composta (**Figura 21 e 22**).

Figura 18 – Dente fixado na placa da máquina de corte digital com cera pegajosa. Corte em sentido vestibulo-lingual.

Figura 19 – Corte do dente em fatias com disco diamantado em maquina digital de cortes seriados.

Figura 20 – Fatia obtida para análise em microscopia confocal.

As fatias foram mantidas hidratadas até serem analisadas. A interface foi examinada até 20µm de profundidade a partir da superfície e os cortes foram fotografados. Para cada espécime dentário, foi analisada a interface parede cavitária vestibular/resina composta. A partir das imagens obtidas, sob aumento de 40x, foi possível avaliar a presença de fendas na interface dente/restauração.

Figura 21 – Microscópio Confocal Leica TCS SPE.

Figura 22 – Fatia posicionada no microscópio confocal.

4.2.7 Preparo dos espécimes para o teste de microtração

Após a seleção da fatia para avaliação em microscopia confocal, as fatias restantes foram novamente fixadas com cera pegajosa e o dispositivo acoplado à máquina de corte era girado a 90° para permitir a realização do segundo seccionamento no sentido mesio-distal, perpendicular à interface adesiva da parede cavitária vestibular (**Figura 23**). Dessa maneira, foram obtidos palitos com dimensões aproximadas de 0,8mm x 0,8mm (**Figura 24**).

Figura 23 – Corte da fatia em palitos com disco diamantado em máquina digital de corte seriado.

Figura 24 – Palitos obtidos para o teste de microtração de 0,8 X 0,8mm.

Para avaliação da resistência adesiva, os palitos foram fixados individualmente ao dispositivo de microtração Bencor multi T (Danville Engeneering, Danville, CA, USA) com um adesivo à base de cianocrilato (Loctite Super Bonder gel control, Henkel Ltda SP-Brasil), pelas extremidades, de modo a posicionar a interface adesiva em orientação perpendicular à força aplicada a uma velocidade 0,5mm/min., utilizando uma célula de carga de 50N em uma máquina de ensaios universal EMIC (Modelo DL 500 DF No. 5775, N.serie 168 EMIC, Curitiba-Brasil) (**Figuras 25 a 28**). Os valores obtidos foram referentes à força máxima e força de ruptura, expressas em Kgf, sendo o valor de força de ruptura utilizado para o cálculo de resistência de união. Após o teste, as porções fraturadas foram cuidadosamente removidas e a área transversal de união correspondente à fratura foi medida utilizando um paquímetro digital. O valor da área de secção transversal foi

transformado em cm^2 . A resistência de união foi calculada dividindo o valor de força de ruptura (Kgf) pela área (cm^2) e, posteriormente, convertida em megapascas (Mpa).

Figura 25 – Máquina de ensaios universal EMIC- célula de carga de 50N.

Figura 26 – Dispositivo Bencor para microtração na Máquina de Ensaio Universal (EMIC).

Figura 27 – Palito fixado no dispositivo Bencor pronto para teste de microtração.

Figura 28 – Palito fixado no dispositivo Bencor já rompido após o teste de microtração.

4.2.8 Análise do tipo de fratura

Após a ruptura dos espécimes, as porções resultantes foram analisadas em um microscópio digital (200x DINO-LITE^{plus} digital microscope, AnMo Electronics

Corporation, Hsinchu- China **Figura 29**) para identificar o tipo de fratura resultante (**Figura 30**). As fraturas foram classificadas em tipo adesiva, mista ou coesiva:

Tipo adesiva (Ta): quando a fratura ocorreu na interface adesiva;

Tipo coesiva em dentina (Tcd): quando a fratura ocorreu no substrato dentário (dentina);

Tipo coesiva em resina composta (Tcr): quando a fratura ocorreu no material restaurador (resina composta);

Tipo mista (Tm): fratura adesiva e coesiva.

Figura 29 – Microscópio digital (200x DINO-LITE^{plus} digital microscope) utilizado para identificar o tipo de fratura resultante.

Figura 30 – Imagem da superfície de área da fratura resultante obtida pelo DINO LITE^{plus}.

4.2.9 Análise estatística

Os resultados obtidos foram submetidos a análise estatística para verificação de diferenças entre os grupos em relação à resistência adesiva, presença ou ausência de fendas marginais internas em função da polimerização da base de CIVMR. Assim mesmo foram avaliados os resultados das fraturas resultantes dos espécimes testados.

As medias da resistência adesiva dos diferentes grupos (G1, G2, G3) foram comparadas com análise de variância a um critério (ANOVA). As imagens obtidas pela avaliação em microscopia confocal são apresentadas em forma qualitativa e os resultados da presença ou ausência de fendas foram registrados numa tabela e analisados pelo teste qui-quadrado, assim como os tipos de fratura resultante. A

comparação da resistência adesiva nos grupos com presença ou ausência de fendas foi realizada pelo teste *t* não pareado. Em todos os testes estatísticos foi adotado o nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA ADESIVA

A média e desvio-padrão da resistência adesiva dos grupos testados encontram-se na tabela 2 e gráfico 1.

Tabela 2 – Aplicação do teste ANOVA a um critério para os resultados de resistência de união dos grupos testados contendo médias e desvios-padrão.

GRUPOS	N	MÉDIA	Dp
GRUPO 1	21	14.14 ^a	6.85
GRUPO 2	25	14.32 ^a	5.83
GRUPO 3	22	12.79 ^a	5.26

p= 0,644 análise de variância.

Letras iguais, na mesma coluna, indicam semelhança estatística (^a).

A análise dos resultados permitiu verificar que as técnicas de retardamento na polimerização do cimento ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) não determinaram um aumento significativo da resistência adesiva nas paredes circundantes das cavidades restauradas. **(Gráfico 1).**

Gráfico 1 – Médias (Mpa) da resistência de adesiva dos grupos testados (G1, G2, G3).

5.2 TIPO DE FRATURA

Segundo o tipo de fratura, as fraturas tipo adesivas (**Figura 31**), ou seja, as que ocorrem na interface adesiva registram valores reais, enquanto que fraturas tipo mistas (**Figura 32**) ou coesivas (**Figura 33**) sugerem interferências no momento do teste, na execução do preparo cavitário ou no preparo dos espécimes.

Figura 31 – Fratura tipo adesiva (Ta). Imagem obtida pelo Dino-Lite Plus das superfícies da área de fratura do palito.

Figura 32 – Fratura tipo mista (Tm). Imagem obtida pelo Dino-Lite Plus das superfícies da área de fratura do palito.

Figura 33 – Fratura Coesiva em Dentina (Tcd) e Fratura coesiva em Resina composta (Tcr). Imagens obtidas pelo Dino-Lite Plus das superfícies da área de fratura do palito.

A relação entre ocorrência e tipo de fratura encontra-se na tabela 3 e gráfico 2. A comparação entre grupos (G1, G2, G3), segundo o tipo de fratura, pelo teste do qui-quadrado ($p < 0,05$) não mostrou diferença significativa entre os grupos testados ($p > 0,05$).

Tabela 3 – Tipo de fratura distribuído pelos grupos (porcentagem e número de palitos).

TIPO DE FRATURA % (palitos)	GRUPO 1	GRUPO 2	GRUPO 3
Tipo adesiva	54.14% (12)	52.00% (13)	54.54% (12)
Tipo mista	28.57% (6)	28.00 (7)	22.72% (5)
Tipo coesiva em dentina	4.76% (1)	8.00%(2)	13.63% (3)
Tipo coesiva em resina composta	9.52% (2)	12,00% (3)	9,09% (2)

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

5.3 ANÁLISE DAS FENDAS INTERNAS AVALIADAS EM MICROSCOPIA CONFOCAL

A **Tabela 4** retrata as fendas encontradas na interface resina composta/dentina na parede circundante entre os grupos testados. Foi verificada a presença de fendas em algumas interfaces adesivas da face vestibular das cavidades, com exceção do Grupo 1 (**Gráfico 3**). No entanto, a aplicação do teste do

qui-quadrado ($p < 0,05$) não mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos (G1, G2, G3) ($p > 0,05$).

Tabela 4 – Fendas marginais dos grupos testados em número absoluto.

GRUPOS	Presença de fendas marginais
GRUPO 1 (n=10)	0
GRUPO 2 (n=10)	4
GRUPO 3 (n=10)	2

* $p = 0,082 > 0,05$

Gráfico 3 – Representação gráfica em números absolutos sobre a presença ou ausência de fendas marginais na interface dos grupos testados.

As imagens obtidas pelo microscópio confocal revelaram presença de fendas assim como também evidenciaram a penetração do adesivo acrescido com Rodamina B nos túbulos dentinários (“tags” de resina).

Figura 34 – Imagens obtidas pelo microscópio confocal em espécime do Grupo 1 (base de CIVMR fotoativada de acordo com as recomendações do fabricante -30s).

D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina; T: Tag de Resina.

Na imagem da Figura 34 pode se observar a interface de um espécime do Grupo 1, onde não se encontrou fendas. Pode-se observar a difusão do sistema adesivo dentro dos túbulos dentinários (T) (“tags”).

Figura 35 – Imagens obtidas pelo microscópio confocal em espécime do Grupo 2 (aplicação do sistema adesivo sobre a base não polimerizada de CIVMR e fotoativação simultânea dos 2 materiais por 30s).

D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina; T: Tag de Resina; F: Fenda; P: Partículas de CIVMR.

As imagens da Figura 35 mostram a presença de fendas na interface de espécime do Grupo 2. Também, é possível observar a inclusão de partículas de CIVMR (P) dentro do sistema adesivo, uma vez que a polimerização do CIVMR foi realizada simultaneamente com a do sistema adesivo.

Figura 36 – Imagens obtidas pelo microscópio confocal em espécime do Grupo 3 (restaurações com base de CIVMR fotoativada pelo tempo determinado pelo fabricante (30s) após 60 segundos da sua inserção).

D: Dentina; A: Adesivo; R: Resina; T: Tag de Resina; F: Fenda.

Nas imagens da Figura 36, pode-se observar tanto a presença de fendas na interface (F), assim como a difusão do sistema adesivo dentro dos túbulos dentinários observadas nesse grupo (T). Também, pode-se observar a interface formada pelo sistema adesivo e o cimento ionômero de vidro (SC).

A análise dos resultados não revelou associação entre presença das fendas e resistência adesiva entre os grupos analisados ($p>0,05$).

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 DA JUSTIFICATIVA E PROPOSIÇÃO

A integridade marginal é crucial para resultados clínicos previsíveis a longo prazo de restaurações adesivas diretas. A maior limitação dessas restaurações é a contração de polimerização, a qual pode determinar o fracasso da interface dente/restauração, resultando em fendas na interface (GRIFFITHS et al., 1999; KRAMER, LOHBAUER e FRANKENBERGER, 2000). Uma baixa qualidade marginal pode levar à microfiltração, sensibilidade pós-operatória, descoloração marginal e ocorrência de carie adjacente à restauração (KREJCI e LUTZ, 1991; CIUCCHI et al., 1997; IRIE, SUZUKI e WATTS, 2002; MJOR e GORDAN, 2002; PEUTZFELDT e ASMUSSEN, 2004; HICKEL et al., 2007).

A tensão gerada durante a polimerização da resina composta na interface das restaurações com resina composta pode ser influenciada por diversos fatores relacionados ao material, técnica restauradora, preparo cavitário e suas respectivas interações (PEUTZFELDT e ASMUSSEN, 2004). Para as resinas fotoativadas, a contração de polimerização é um processo que se segue à fotoativação desse material pela aproximação das moléculas dos monômeros, criando forças que são transmitidas às paredes cavitárias adjacentes (PASHLEY et al., 2002). Essas tensões absorvidas, na maioria das vezes, são apropriadamente compensadas pelo comportamento viscoelástico do material restaurador ou da estrutura dentária, sem que haja criação de fendas marginais (DAVIDSON, 1998).

Por outro lado, pode haver formação de fendas marginais de 10 a 15µm que permanecem abertas, mesmo após a absorção tardia de água pela resina composta. Falhas adesivas podem ocorrer ainda nas paredes internas levando à formação de fendas entre o material restaurador e a superfície da dentina. A contração de polimerização tem um grande significado clínico, uma vez que induz tensões na interface adesiva, com possível rompimento das ligações recém-estabelecidas (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984; DAVIDSON e FEILZER, 1997) e de determinação de fratura dos prismas de esmalte friáveis presentes no ângulo

cavosuperficial (TANTBIROJN et al., 2004). Por isso, essa região tem sido considerada como a mais susceptível das restaurações com material resinoso. É possível a obtenção de uma excelente qualidade adesiva imediata e após curto período de tempo (INOUE et al., 2001), mas a durabilidade e estabilidade da interface adesiva criada por alguns adesivos é considerada questionável (VAN DIJKEN, 2000; BRACKETT, COVEY e ST GERMAIN, 2002; DE MUNCK et al., 2005), já que nem sempre o valor da resistência adesiva imediata corresponde a uma longa estabilidade (DE MUNCK et al., 2005) devido à degradação através da interface adesiva ocorrer rapidamente (CARRILHO et al., 2005; TAY et al., 2005) podendo determinar sensibilidade pós-operatória e infiltração marginal.

Devido a esses fatores é importante a adoção de estratégias na seleção do material e de procedimentos alternativos que possam reduzir a tensão e influenciar diretamente a qualidade adesiva de restaurações diretas, minimizando a formação de fendas marginais e melhorando o comportamento clínico das restaurações (HAYASHI e WILSON, 2003; SCHMIDLIN et al., 2008).

Alguns procedimentos alternativos têm sido utilizados na intenção de reduzir o efeito da tensão de contração de polimerização, como a inserção de resina em incrementos oblíquos para controle do fator de configuração cavitária ou fator C, no qual a tensão gerada é proporcional à razão entre área de superfície aderida e área de superfície não aderida. Quanto maior o fator C, maior a competição entre a força de adesão à dentina e as forças de contração de polimerização, podendo levar ao rompimento das ligações na interface adesiva (DAVIDSON, DE GEE e FEILZER, 1984; FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1993). Também diversas técnicas e módulos de fotopolimerização têm sido desenvolvidos para melhorar a qualidade de adaptação interna (LOSCHKE, 1999; RUEGGEBERG, 1999) assim como o uso de uma base com materiais de baixo módulo de elasticidade ou de maior resiliência, com coeficiente de expansão térmico linear próximo ao das estruturas dentárias.

Sendo assim, o uso de bases que permitem o relaxamento dessas tensões em função do seu baixo módulo de elasticidade é fator importante para diminuir a possibilidade de formação de fendas na interface adesiva. (KREJCI, LUTZ e KREJCI, 1988; MASON e FERRARI, 1994).

O módulo de elasticidade é uma propriedade característica de materiais utilizados como base, como os CIVs, propriedade que deriva das características de estresse e tensão de um determinado material. É indicado o uso de bases com material de baixo módulo de elasticidade e alto molhamento como camada intermediária nas restaurações com resina composta. Esse tipo de camada intermediária não somente absorve o estresse de contração durante a polimerização da resina composta, como também o estresse induzido pela carga mastigatória do dente restaurado (LI et al., 2006).

O módulo de elasticidade aumenta a medida que o processo de polimerização se desenvolve. As resinas compostas sofrem esta grande tensão durante a polimerização, ocasionando fendas na interface dente-restauração, principalmente em cavidades com fator de configuração alto (DAUVILLIER et al., 2000). O propósito deste estudo foi verificar se o retardamento do início da polimerização do CIVMR permitiria o início da reação ácido-base antes do endurecimento do material, alterando assim as características de viscosidade, mantendo o módulo de elasticidade baixo, poderia ter um efeito favorável na interface dentina-restauração.

Com base nesses fundamentos que envolvem o procedimento de restauração com resina composta e o uso de materiais com baixo módulo de elasticidade como base, este trabalho teve por objetivo verificar o efeito da polimerização da base de cimento ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva e na formação de fendas marginais na interface dentina/resina composta.

6.2 DOS MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento experimental deste trabalho envolveu a realização de cavidades extensas com alto fator de configuração cavitária (tipo caixa), inserção de resina composta em dos incrementos horizontais e o uso de cimento de ionômero de vidro modificado por resina como base. Como controle foi testado um grupo com fotoativação da base de CIVMR seguindo as indicações do fabricante. Uma fonte de variação foi a diferenciação dos momentos de fotoativação da base de cimento de

ionômero de vidro modificado por resina. Um grupo teve a polimerização da base retardada em 1 minuto após a inserção do CIVMR na cavidade e outro teve a fotopolimerização do CIVRM iniciada simultaneamente à fotoativação do sistema adesivo. Com o intuito de diminuir as fontes de variação foi utilizado apenas um tipo de CIVMR, um tipo de resina composta e um tipo de sistema adesivo, assim como a padronização dos preparos cavitários. Todos os preparos cavitários e procedimentos adesivos e restauradores foram realizados pelo mesmo operador.

Muitos estudos para verificar a resistência de união têm sido desenvolvidos em superfícies planas, no qual o fator de configuração cavitária é baixo com apenas uma parede aderida. Poucos são os dados onde os valores de resistência adesiva são obtidos em cavidades com alto fator de configuração cavitária (NIKAIDO et al., 2002). No entanto, com o desenvolvimento da técnica de microtração foi possível verificar a resistência adesiva a paredes cavitárias. Assim vários estudos, envolvendo a confecção de preparos cavitários, demonstraram a influência do fator configuração cavitária na resistência adesiva (BOUILLAGUET et al., 2001; NIKOLAENKO et al., 2004).

A vantagem de realizar cavidades em vez de superfícies planas é a reprodução de condições de adesão similares às encontradas em situações clínicas como a utilização de uma broca, presença de “smear layer” não padronizada, presença de umidade, inclinação das paredes no momento da aplicação dos sistemas adesivos, enfim, diversos fatores que influenciam a qualidade de adesão e, conseqüentemente os valores de resistência adesiva (BOUILLAGUET et al., 2001)

O adesivo utilizado foi o Adper Single Bond 2, composto de alto peso molecular, à base de água e etanol, aplicado em duas camadas. Um estudo de Walshaw, Tam, e McComb (2003) mostraram que a aplicação desse adesivo em 2 camadas proporciona uma camada de adesivo uniforme.

Os fatores determinantes da qualidade da interface dente/restauração não estão apenas relacionados aos procedimentos restauradores, mas também à técnica restauradora, principalmente se levarmos em consideração que é no momento da inserção e polimerização da resina que ocorre a tensão que pode levar à formação de fendas.

No presente trabalho foi escolhida a inserção de dois incrementos horizontais de maneira a procurar manter a relação de 5 paredes aderidas para uma parede livre e não ultrapassar a espessura de 2mm de resina para evitar que as camadas mais profundas não fossem polimerizadas pela luz. Sendo então, 0,5mm da base do CIVMR e duas camadas de resinas composta, dando um total de 4,5mm de profundidade da cavidade. Como foi referido por Li et al., em 2006, uma camada intermediária de 0,5mm de espessura é apropriada para melhorar a integridade marginal das resinas compostas. (LI et al., 2006)

Nikolaenko et al., em 2004, verificaram o efeito do fator de configuração cavitária na adesão á dentina da parede pulpar utilizando diversas técnicas de inserção de resina composta. Observaram que os resultados de resistência adesiva se mostraram superiores na técnica horizontal em comparação à técnica oblíqua ou vertical. Consideraram que os incrementos de inserção permitem uma melhor adaptação da resina composta devido à compactação ao piso pulpar, principalmente por evitar vazios dentro da interface.

O estresse residual da contração de polimerização em restaurações de resina composta deforma o dente. Isso pode levar ao descolamento da restauração, propagação de trincas no esmalte, e sensibilidade pós-operatória. Alomari, Reinhardt e Boyer (2001) compararam *in vitro* a deflexão cuspídea e a formação de fendas em restaurações de resina composta, aplicando como base resinas de baixo módulo de elasticidade e CIVMR e encontrou que as restaurações onde foi aplicada base de CIVMR apresentaram menor deflexão das cúspides e menor formação de fendas.

Como a aplicação de uma base intermediária elástica entre o dente e a resina composta tem como função a absorção do estresse gerado durante a contração de polimerização, um material mais fluido e resiliente deve ser utilizado por apresentar menor módulo de elasticidade que as resinas compostas. (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990; UNTERBRINK e LIEBENBERG, 1999; ALOMARI, REINHARDT e BOYER, 2001). O uso de materiais de base com baixo módulo de elasticidade como o CIVMR pode proporcionar uma homogeneidade na distribuição do estresse próximo à interface adesiva, aumentando a resistência adesiva e diminuindo a formação de fendas. (ALSTER et al., 1995). Propriedades como a resiliência, que permite a dissipação da tensão gerada durante a contração de polimerização e o

coeficiente de expansão térmica linear próximo ao das estruturas dentárias são fatores que auxiliam durante a vida útil da restauração (KEMP-SCHOLTE et al., 1990; (VAN MEERBEEK et al., 1993).

Os CIVMRs, além de baixo módulo de elasticidade, apresentam um coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária. Essas duas características fazem com que os índices de infiltração marginal das restaurações com CIV sejam baixos. (CHUANG et al., 2003; SVIZERO et al., 2005) e determinam o uso dos CIVs como base. (DAUVILLIER, AARNTS e FEILZER, 2000).

Neste trabalho foi utilizado o CIVMR Vitrebond™ (3M ESPE) que tem como finalidade específica ser um material para base e forramento de cavidades. Esse material, após sua manipulação, se apresenta em uma consistência fluida, o que facilita sua aplicação na parede de fundo das cavidades.

Na reação de endurecimento dos CIVMR, ocorre uma reação de presa do tipo ácido-base simultaneamente à polimerização do HEMA. A reação de presa inicial do material ocorre pela polimerização dos grupos metacrilatos. A lenta reação ácido-base é tardiamente responsável pelo processo de maturação e resistência final (ANUSAVICE, 2005). Durante a primeira parte da reação de polimerização do cimento de ionômero de vidro modificado, ele é capaz de reduzir a contração de polimerização devido à sua consistência fluida. Também, durante a reação ácido-base inicial se produzem as ligações iônicas e enlaces que permitem a adesão às estruturas dentárias. O estresse de contração é baixo durante os primeiros 15 minutos de reação e pode proporcionar uma forte união às paredes da cavidade permanecendo estável. Nos momentos iniciais da polimerização e reação de presa, o módulo de elasticidade do CIVMR é mais baixo, aumentando à medida que o processo de polimerização se desenvolve (WILSON e MCLEAN, 1988).

Como já foi mencionada anteriormente, a fonte de variação deste trabalho foi retardar o tempo de início da fotoativação do CIVMR por 60 segundos para prolongar a fase fluida e o escoamento dentro da cavidade e verificar o efeito desse procedimento no relaxamento das tensões de contração da resina composta nas paredes circundantes.

O teste escolhido para este estudo foi o de microtração. Levando em consideração, a importância do mecanismo de avaliação da interface adesiva, o

teste de microtração foi introduzido por Sano et al., em 1994, para avaliar a força de adesão, módulo de elasticidade, mineralização e desmineralização da dentina. Por outro lado, como o teste de microtração é realizado em espécimes com pequenas dimensões, pois variam de $0,5\text{mm}^2$ a $1,0\text{mm}^2$ na interface de união, há redução do número dos defeitos durante o teste, havendo uma distribuição mais uniforme das tensões (PASHLEY et al., 1999). Porém, os resultados do teste de microtração são influenciados pela geometria do espécime durante a aplicação da carga (VAN NOORT et al., 1991). O teste de microtração possibilita uma versatilidade em relação a outros testes, cisalhamento ou tração, propiciando avaliar regiões ímpares e áreas com formas irregulares. Além disso, esse teste permite melhor avaliação da interface adesiva de teste facilitando o diagnóstico do modo de fratura dos corpos de prova, tão importante na análise das falhas nas superfícies dos materiais testados, falhas internas do material, do substrato, da camada adesiva ou da combinação de falhas na interface com o material de eleição (TANUMIHARJA, BURROW e TYAS, 2000).

De acordo como o descrito anteriormente, vários fatores levam a variações na resistência adesiva observada em espécimes obtidos de um mesmo dente. Cada dente originou cerca de 3 a 4 fatias no sentido méso-distal. Cada fatia permitiu a obtenção de um ou dois palitos da parede vestibular, sendo necessário um maior número de dentes para obtenção de maior homogeneidade entre os grupos para o teste de microtração.

O CIVMR VitrebondTM apresenta uma consistência fluida e facilidade de aplicação, mas mesmo assim, em algumas regiões ocorria uma maior espessura da base nas extremidades mesial e distal da cavidade, que embora não afetasse o volume de resina composta inserida na cavidade, afetava a obtenção de palitos para o teste de microtração com as medidas necessárias. Também as diferentes espessuras de esmalte no sentido oclusal dos dentes dificultavam a obtenção de palitos em dentina.

Uma fatia de cada dente foi selecionada aleatoriamente para análise em microscopia confocal, onde foi observada a presença de fendas marginais internas da interface dente/restauração.

Em 1991, foi descrito o primeiro trabalho utilizando microscopia confocal em Odontologia que permite a obtenção de imagens com alta resolução em espécimes

de pouca espessura (WATSON, 1991). A superfície dos espécimes é produzida de maneira similar as obtidas no MEV, mas com as vantagens da simplicidade da técnica (WATSON, 1991; WATSON e BOYDE, 1991). Considerada delicada e complicada a metodologia de preparo dos espécimes necessária para análise em MEV e MET, não é necessária para microscopia confocal. Essa vantagem leva a um menor risco de artefatos de contração ou ressecamento e permite que o mesmo espécime possa ser estudado em outra técnica microscópica adicional (WATSON, 1991; WATSON e BOYDE, 1991; PIOCH et al., 1997) .

O uso de imagens de microscopia confocal oferece menos problemas de rejeição de imagens por falta de foco e melhor resolução do que a imagem convencional, permitindo um grande avanço nas imagens de estruturas biológicas. Uma vantagem adicional do princípio do confocal é que permite a visualização não apenas da superfície do espécime, como também de sua subsuperfície (WATSON e BOYDE, 1991; DIASPRO e ROBELLO, 2000). Portanto, essa metodologia oferece a possibilidade de obter uma imagem tridimensional, levando à correlação mais precisa e informativa quando comparada à análise bidimensional (WATSON e BOYDE, 1991; DIASPRO e ROBELLO, 2000).

Para melhor visualização no microscópio confocal é necessária a utilização de corantes. Neste trabalho foi utilizado a Rodamina B na concentração de 0,16mg/ml. A adição de corantes fluorescentes como a Rodamina B a sistemas adesivos permite caracterizar a micromorfologia e a espessura da camada híbrida formada, a distribuição dentro da dentina, a extensão dos “tags” de resina, a espessura da camada adesiva e os possíveis defeitos ou alterações existentes na interface adesiva (WATSON, 1997; D'ALPINO et al., 2006a).

D'Alpino, em 2005, realizou a análise da interface adesiva dentina/resina composta em microscopia de fluorescência e sugeriu, baseado em estudos pilotos prévios, a utilização do corante Rodamina B na concentração de 0,16 mg/ml. Segundo esse autor, essa concentração não interfere na conversão dos monômeros e na resistência adesiva do adesivo ao substrato, bem como fornece um sinal suficiente para análise em microscopia.

6.3 DOS RESULTADOS

6.3.1 Da resistência adesiva

A análise do modo de fratura dos espécimes submetidos ao teste de microtração evidenciou um predomínio de fratura do tipo adesiva. O modo de fratura é um dado importante nos teste de microtração, pois demonstra a real medida da resistência adesiva. Dessa maneira, as fraturas adesivas ou seja, que ocorrem na interface adesiva, registram valores reais, enquanto que fraturas mistas ou coesivas sugerem interferências no momento do teste, na execução do preparo cavitário ou no preparo dos espécimes (SHONO et al., 1999).

Alomari, Reinhardt e Boyer, em 2001, e Atta, em 2006, mostraram que o uso de bases resilientes, como CIV e CIVMR, são capazes de melhorar a resistência adesiva. No presente estudo não houve a comparação de restaurações sem o uso de base, mas sim, a comparação entre diferentes técnicas para a obtenção do endurecimento do CIVMR, permitindo observar ausência de diferença estatisticamente significativa na resistência adesiva da interface dentina/resina composta entre os grupos testados.

Como foi possível verificar neste trabalho, o relaxamento das tensões de contração de polimerização não sofreu influencia da técnica de polimerização do CIVMR. A propriedade de adesão às estruturas dentárias do CIVMR por mecanismo de formação de ligações iônicas entre os grupos carboxílicos dos ácidos polialquenóico e o cálcio da hidroxiapatita e a formação de uma interface gel entre o CIV e as estruturas dentárias (VAN MEERBEEK et al., 1993) pode ter um papel importante nesse relaxamento de tensões. Também, outro fator que pode colaborar é o processo de reações de presa do CIVMR que continua por até 24 horas e no momento do procedimento adesivo restaurador, essa reação ainda não esta completa, conferindo a esse material uma maior capacidade de relaxamento. Dauvillier et al., em 2000, observaram que o CIV apresenta uma maior capacidade de reduzir a tensão de contração nos primeiros 15 minutos o que consideraram que pode ser significativa na qualidade de margem das restaurações de resina composta

quando é utilizado como base. Portanto, podemos sugerir que o retardamento do início da fotoativação não melhoraria a capacidade de adesão nem melhoraria a resistência adesiva, porque possivelmente as propriedades físicas inerentes ao material seriam suficientes para obter um relaxamento nas tensões de contração de polimerização durante a fase inicial da reação.

Tolidis, Nobecourt e Randall em 1998, já haviam demonstrado que o uso de base de CIVMR aparentemente absorvia o estresse ocasionado pela polimerização da resina composta. No estudo avaliaram a contração de resinas compostas fotopolimerizadas sem base e com uso de base utilizando CIVMR VitrebondTM. Observaram que o Vitrebond progressivamente incrementava sua rigidez de módulo flexural de 0,06 GPa durante os primeiros dois minutos a 4,3 GPa em 24 horas. Também observaram que o baixo módulo flexural das primeiras cadeias de polímeros formados resultaram em uma matriz altamente flexível no primeiro estágio da reação de polimerização.

Isso também poderia estar relacionado à própria contração do CIVMR que ocorre proveniente da reação de polimerização dos monômeros e da reação ácido base, dependendo do momento da ativação. Por exemplo, se a ativação da luz começasse 2 minutos após a mistura, a contração ocorreria somente pela reação de polimerização. A contração da reação ácido-base não poderia acontecer devido ao fato dela estar bloqueada pela cadeia polimérica. Porém, quando a fotoativação é retardada ou suprimida, a contração da reação ácido-base pode acontecer nesse período. Portanto, independente do tempo de fotoativação se iniciaria a contração interna do material, seja pela fotoativação imediata ou pela reação ácido-base. (DAVIDSON e MJÖR, 1999). Esse conceito de que a reação ácido-base não estaria envolvida no processo de endurecimento quando o CIVMR é fotopolimerizado foi reafirmada por Wan, Yap e Hastings em 1999.

Todos estes fundamentos poderiam explicar os resultados semelhantes de resistência adesiva nos três grupos deste estudo, já que o ponto onde o CIVMR começa a absorver o estresse de polimerização poderia corresponder ao começo da conversão do ponto gel da polimerização da resina, como foi relatado por Tolidis, Nobecourt e Randall 1998.

6.3.2 Da presença ou ausência de fendas internas na interface

O grau de formação de fendas marginais depende de inúmeros fatores, sendo alguns relacionados ao paciente (ex. dente e cavidade) e outros relacionados aos materiais (ex. sistemas adesivos e resinas compostas) e à técnica como descrito anteriormente. O presente estudo mostrou que o uso de uma base de CIVMR foi capaz de manter uma melhor qualidade marginal, quanto à formação de fendas, mesmo após as técnicas de polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina.

Ratih, Palamara e Messer (2006) propuseram que o uso de uma base cimento de ionômero de vidro poderia parar completamente o movimento de fluidos logo após a restauração. Restaurações sem base apresentam uma maior formação de fendas comparadas a restaurações com base de CIV (HOTTA e AONO, 1994; CIUCCHI et al., 1997; PELIZ, DUARTE e DINELLI, 2005).

Neste trabalho foi possível observar fendas na interface entre o sistema adesivo e a dentina, observadas nas imagens da microscopia confocal nos grupos experimentais G2 e G3. A presença de fendas nesses grupos poderia ser atribuída à sensibilidade e modificações da técnica restauradora com a alteração da técnica de polimerização da base de CIVMR. Dessa forma, a técnica com condicionamento prévio da parede pulpar antes da aplicação do CIVMR, a aplicação do adesivo e fotoativação simultaneamente desses 2 materiais determinou uma maior quantidade de fendas, que poderia ser atribuído à presença de partículas de CIVMR incluídas dentro do sistema adesivo, alterando as condições de adesão. Também, foi possível observar a presença de bolhas dentro do sistema adesivo utilizado, o que pode ser atribuído a uma falha na aplicação do material, devido a sua alta viscosidade que dificulta sua capacidade de molhamento fazendo que sua aplicação não seja uniforme em todas as áreas da cavidade, como também foi relatada por (HISAMATSU, ATSUTA e MATSUMURA, 2002).

Também foi observada em alguns espécimes do Grupo 2 e Grupo 3 a presença de bolhas no CIVMR (**Figura 37**). Segundo Tolidis, Nobecourt e Randall (1998), a presença de bolhas estaria relacionada a manipulação e inserção do CIVMR o que poderia ter introduzido um variável número de bolhas de ar o que

poderia afetar seu módulo flexural. Porém, a porosidade introduzida durante sua manipulação pode incrementar sua capacidade de escoamento incrementando dentro do material as áreas de superfície livre e, portanto, sua fluidez (ALSTER et al., 1995; TOLIDIS, NOBECOURT e RANDALL, 1998).

Figura 37 – Imagem obtida pelo microscópio confocal, onde podemos observar a presença de bolhas dentro do CIVMR.

Figura 38 – Imagem obtida pelo microscópio confocal, onde podemos observar a formação de trincas que atravessa a camada do CIVMR tanto em sentido vertical como longitudinal.

Também neste trabalho, observamos presença de trincas nas camadas de CIVMR em alguns espécimes (**Figura 38**). Segundo Davidson e Mjör em 1999, esse achado está relacionado a sua característica de porosidade intrínseca, que determina a presença de microtrincas, vazios e bolhas que permite a alteração de volume e forma durante a polimerização. O CIV poderia modificar sua forma sem romper a união na interface dente/ restauração. Porém, quando existe uma quantidade de água suficiente disponível, o material sofre expansão higroscópica, fechando as fendas. Devido ao razoável longo tempo de presa algumas fendas são reparadas através da reação química.

Dentro do grupo controle não foi observada a presença de fendas, sendo a formação de uma camada híbrida consistente e a difusão do sistema adesivo dentro dos túbulos dentinários (“tags” de resina). Walshaw, Tam e McComb em 2003, demonstraram que o sistema adesivo Single Bond apresentou altos valores de resistência adesiva na interface e uma boa difusão do adesivo dentro dos túbulos da dentina demineralizada intertubular.

Apesar de ter sido objetivo desse trabalho apenas verificar a influência do cimento de ionômero de vidro modificado por resina na qualidade da interface adesiva dentina/resina composta, quanto à resistência adesiva e formação de fendas marginais internas, a análise dos resultados de todos os testes, microtração e microscópio confocal, permitiram observar, que não existe uma relação direta entre a resistência adesiva e a formação de fendas, sugerindo que não existe apenas um fator determinante que origine ou garanta a qualidade marginal da restauração.

O uso de cimento de ionômero de vidro é considerado favorável devido às suas inúmeras vantagens, porém, ainda seriam necessários estudos para determinar os fatores que poderiam manter a qualidade marginal das resinas compostas, afetadas pela contração de polimerização com o objetivo de obter maior longevidade e melhor desempenho clínico das restaurações de resina composta.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

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

1. A técnica de fotoativação do cimento de ionómero de vidro modificado por resina usado como base não interfere na resistência adesiva da interface dentina-resina composta.
2. Não houve diferença na formação de fendas na interface dentina-resina composta nos diferentes grupos testados.

Referências

REFERÊNCIAS

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

Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cuspal deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent*. 2001 Jul-Aug;26(4):406-11.

Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. *J Dent Res*. 1995 Nov;74(11):1745-8.

Andrzejewska E, Andrzejewski M, Socha E, Zych-Tomkowiak D. Effect of polyacid aqueous solutions on photocuring of polymerizable components of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater*. 2003 Sep;19(6):501-9.

Antonucci JM, McKinney JE, Stansbury JW. *Modified glass ionomer cements*.; 1988.

Anusavice KJ. *Propriedades Mecanicas dos Materiais Dentarios Phillips Materiais Dentarios*. 11 ed. USA: Elsevier Editora; 2005. p. 75-9.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Two-step curing: influence on conversion and softening of a dental polymer. *Dent Mater*. 2003 Sep;19(6):466-70.

Atta MT. *Interface dentina/ resina composta: Efeito da base de cimento de ionomero de vidro convencional ou modificado por resina*. Bauru- SP: Universidade de Sao Paulo; 2006.

Attar N, Tam LE, McComb D. Flow, strength, stiffness and radiopacity of flowable resin composites. *J Can Dent Assoc*. 2003 Sep;69(8):516-21.

Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent*. 1982 Jul;48(1):59-67.

Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities, in vitro. *Dent Mater*. 2001 Jul;17(4):316-21.

Bowen RL. Dental fillings material comparising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil acrylate. E.U.A. 1962;Nov.(PAT. 3.066.112,27).

Brackett WW, Covey DA, St Germain HA, Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. Oper Dent. 2002 May-Jun;27(3):218-22.

Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. Dent Mater. 2005 Oct;21(10):962-70.

Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. J Dent Res. 2002 Feb;81(2):114-8.

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

Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. J Am Dent Assoc. 2003 Jun;134(6):721-8.

Brannstrom M. Communication between the oral cavity and the dental pulp associated with restorative treatment. Oper Dent. 1984 Spring;9(2):57-68.

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

Carrilho MR, Carvalho RM, Tay FR, Yiu C, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds related to water and oil storage. Am J Dent. 2005 Dec;18(6):315-9.

Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. Oper Dent. 1996 Jan-Feb;21(1):17-24.

Castañeda-Espinosa J, Pereira R, Cavalcanti A, Mondelli R. Transmission of composite polymerization contraction force through a flowable composite and resin-modified glass ionomer cement. J Appl Oral Sci. 2007;15(6):495-0

Cefaly DF, Valarelli FP, Seabra BG, Mondelli RF, Navarro MF. Effect of time on the diametral tensile strength of resin-modified restorative glass ionomer cements and compomer. *Braz Dent J.* 2001;12(3):201-4.

Ciucchi B, Bouillaguet S, Delaloye M, Holz J. Volume of the internal gap formed under composite restorations in vitro. *J Dent.* 1997 May-Jul;25(3-4):305-12.

Coutinho E, Yoshida Y, Inoue S, Fukuda R, Snauwaert J, Nakayama Y, et al. Gel phase formation at resin-modified glass-ionomer/tooth interfaces. *J Dent Res.* 2007 Jul;86(7):656-61.

Craig R, Powers J. *Materiais Dentários Resturadores.* 11 ed. Sao Paulo: Santos; 2006.

Chain M, Chain J, Leinfelder K. Cimentos ionôméricos híbridos: força de adesão à dentina e mecanismo de união. *Rev. Gaúcha. Odont.* 2000;48(1):42-9.

Chuang SF, Jin YT, Lin TS, Chang CH, Garcia-Godoy F. Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations. *Am J Dent.* 2003 Apr;16(2):84-90.

D'Alpino P. Influência da fonte de luz fotoativadora na resistência de união e na micromorfologia da interface adesiva de restaurações de resina composta - um estudo In vitro com microscopia de fluorescência. Bauru: Universidade de Sao Pãulo; 2005.

D'Alpino PH, Pereira JC, Svizero NR, Rueggeberg FA, Carvalho RM, Pashley DH. A new technique for assessing hybrid layer interfacial micromorphology and integrity: two-photon laser microscopy. *J Adhes Dent.* 2006 Oct;8(5):279-84.a

D'Alpino PH, Pereira JC, Svizero NR, Rueggeberg FA, Pashley DH. Use of fluorescent compounds in assessing bonded resin-based restorations: a literature review. *J Dent.* 2006 Oct;34(9):623-34.b

Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent.* 2000;12(6):291-9.

Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res.* 2000 Mar;79(3):818-23.

Davidson C, Mjör I. Advances in glass-ionomer cements. Chicago: Quintessence Books; 1999.

Davidson CL. Lining and elasticity. In: Prati i, editor. Factors influencing the quality of composite restorations: theory and practice.; 1998. p. 87-96.

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

Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent. 1997 Nov;25(6):435-40.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. Dent Mater. 2004 Jun;20(5):457-62.

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

Dewaele M, Truffier-Boutry D, Devaux J, Leloup G. Volume contraction in photocured dental resins: the shrinkage-conversion relationship revisited. Dent Mater. 2006 Apr;22(4):359-65.

Diaspro A, Robello M. Two-photon excitation of fluorescence for three-dimensional optical imaging of biological structures. J Photochem Photobiol B. 2000 Mar;55(1):1-8.

Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. Quintessence Int. 1986 Feb;17(2):103-11.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J Prosthet Dent. 1988 Mar;59(3):297-300.

Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. Dent Mater. 1993 Jan;9(1):2-5.

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

Griffiths BM, Naasan M, Sherriff M, Watson TF. Variable polymerisation shrinkage and the interfacial micropermeability of a dentin bonding system. *J Adhes Dent.* 1999 Summer;1(2):119-31.

Hagge MS, Lindemuth JS, Mason JF, Simon JF. Effect of four intermediate layer treatments on microleakage of Class II composite restorations. *Gen Dent.* 2001 Sep-Oct;49(5):489-95; quiz 96-7.

Hannig M, Friedrichs C. Comparative in vivo and in vitro investigation of interfacial bond variability. *Oper Dent.* 2001 Jan-Feb;26(1):3-11.

Hayashi M, Wilson NH. Failure risk of posterior composites with post-operative sensitivity. *Oper Dent.* 2003 Nov-Dec;28(6):681-8.

Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1:121-47.

Hisamatsu N, Atsuta M, Matsumura H. Effect of silane primers and unfilled resin bonding agents on repair bond strength of a prosthodontic microfilled composite. *J Oral Rehabil.* 2002 Jul;29(7):644-8.

Hotta M, Aono M. Adaptation to the cavity floor of the light-cured glass ionomer cement base under a composite restoration. *J Oral Rehabil.* 1994 Nov;21(6):679-85.

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent.* 2001 Fall;3(3):237-45.

Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. *Dent Mater.* 2002 May;18(3):203-10.

Kakaboura A, Eliades G, Palaghias G. An FTIR study on the setting mechanism of resin-modified glass ionomer restoratives. *Dent Mater.* 1996 May;12(3):173-8.

Kanca J, 3rd, Suh BI. Pulse activation: reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent*. 1999 Jun;12(3):107-12.

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

Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent*. 1998 Mar;26(2):165-71.

Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent*. 1998 Feb;11(1):17-22.

Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent*. 2000 Nov;13(Spec No):60D-76D.

Krejci I, Lutz F. Marginal adaptation of Class V restorations using different restorative techniques. *J Dent*. 1991 Feb;19(1):24-32.

Krejci I, Lutz F, Krejci D. The influence of different base materials on marginal adaptation and wear of conventional Class II composite resin restorations. *Quintessence Int*. 1988 Mar;19(3):191-8.

Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. 1999 Mar;15(2):128-37.

Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper Dent*. 1987 Spring;12(2):53-78.

Li Q, Jepsen S, Albers HK, Eberhard J. Flowable materials as an intermediate layer could improve the marginal and internal adaptation of composite restorations in Class-V-cavities. *Dent Mater*. 2006 Mar;22(3):250-7.

Losche GM. Marginal adaptation of Class II composite fillings: guided polymerization vs reduced light intensity. *J Adhes Dent*. 1999 Spring;1(1):31-9.

- Mason PN, Ferrari M. In vivo evaluation of glass-ionomer cement adhesion to dentin. *Quintessence Int.* 1994 Jul;25(7):499-504.
- Mathis RS, Ferracane JL. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater.* 1989 Sep;5(5):355-8.
- Mazur RF. Microinfiltração marginal em cavidades classe V, com resina composta submetida a diferentes intensidades de luz. *Revisão de Literatura. J. Brás. Clin. Odont. Int.* 2001;5(28):307-10.
- Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res.* 1991 Jan;70(1):72-4.
- Mitsuhashi A, Hanaoka K, Teranaka T. Fracture toughness of resin-modified glass ionomer restorative materials: effect of powder/liquid ratio and powder particle size reduction on fracture toughness. *Dent Mater.* 2003 Dec;19(8):747-57.
- Mjor IA, Gordan VV. Failure, repair, refurbishing and longevity of restorations. *Oper Dent.* 2002 Sep-Oct;27(5):528-34.
- Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res.* 1982 May;16(3):265-73.
- Navarro M, Pascotto R. Cimentos de Ionômero de vidro. *Cimentos de Ionômero de vidro: aplicações clínicas em odontologia.* São Paulo: Artes Medicas; 1998. p. 3-24.
- Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials.* 1998 Mar;19(6):485-94.
- Nicholson JW, Braybrook JH, Wasson EA. The biocompatibility of glass-poly(alkenoate) (Glass-Ionomer) cements: a review. *J Biomater Sci Polym Ed.* 1991;2(4):277-85.
- Nikaido T, Kunzelmann KH, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, et al. The in vitro dentin bond strengths of two adhesive systems in class I cavities of human molars. *J Adhes Dent.* 2002 Spring;4(1):31-9.

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

Palmer G, Anstice HM, Pearson GJ. The effect of curing regime on the release of hydroxyethyl methacrylate (HEMA) from resin-modified glass-ionomer cements. *J Dent*. 1999 May;27(4):303-11.

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

Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am*. 2002 Apr;46(2):211-45, v-vi.

Peliz MI, Duarte S, Jr., Dinelli W. Scanning electron microscope analysis of internal adaptation of materials used for pulp protection under composite resin restorations. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17(2):118-28.

Pereira PN, Yamada T, Tei R, Tagami J. Bond strength and interface micromorphology of an improved resin-modified glass ionomer cement. *Am J Dent*. 1997 Jun;10(3):128-32.

Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent*. 2004 Feb;32(2):109-15.

Pioch T, Stotz S, Staehle HJ, Duschner H. Applications of confocal laser scanning microscopy to dental bonding. *Adv Dent Res*. 1997 Nov;11(4):453-61.

Ratih DN, Palamara JE, Messer HH. Minimizing dentinal fluid flow associated with gap formation. *J Dent Res*. 2006 Nov;85(11):1027-31.

Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl*. 1999 Nov(25):S4-15; quiz S73.

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

Schmidlin PR, Huber T, Gohring TN, Attin T, Bindl A. Effects of total and selective bonding on marginal adaptation and microleakage of Class I resin composite restorations in vitro. *Oper Dent*. 2008 Nov-Dec;33(6):629-35.

Schwartz JL, Anderson MH, Pelleu GB, Jr. Reducing microleakage with the glass-ionomer/resin sandwich technique. *Oper Dent*. 1990 Sep-Oct;15(5):186-92.

Shen C. Cimentos Odontologicos. IN: Phillips Materiais Dentarios. 11 ed. USA: Elsevier Editora; 2005. p. 446-63.

Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res*. 1999 Feb;78(2):699-705.

Shortall AC. In vitro microleakage of Class V composite resin restorations with and without light-cured glass-ionomer (poly alkenoate) cement lining. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1992 Sep;1(1):7-11.

Sidhu SK. Sealing effectiveness of light-cured glass ionomer cement liners. *J Prosthet Dent*. 1992 Dec;68(6):891-4.

Sidhu SK, Henderson LJ. In vitro marginal leakage of cervical composite restorations lined with a light-cured glass ionomer. *Oper Dent*. 1992 Jan-Feb;17(1):7-12.

Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. Failure of resin-modified glass-ionomers subjected to shear loading. *J Dent*. 1999 Jul;27(5):373-81.

Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. *Dent Update*. 1995 Dec;22(10):429-32.

Sidhu SK, Watson TF. Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer materials: a study on fluid permeability using confocal fluorescence microscopy. *J Dent Res*. 1998 Sep;77(9):1749-59.

Silva e Souza Junior MH, Carvalho RM, RFL M. Odontologia Estética: fundamentos e aplicações clínicas. São Paulo: Ed. Santos; 2000.

Svizero NR, D'Alpino PH, Souza MHS, Carvalho RM. Liner and light exposure effect on in vitro Class V microleakage. *Oper Dent* 2005;30(3):325-30.

Tantbirojn D, Versluis A, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Tooth deformation patterns in molars after composite restoration. *Dent Mater.* 2004 Jul;20(6):535-42.

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

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Hiraishi N, Yiu CK. Water treeing in simplified dentin adhesives--deja vu? *Oper Dent.* 2005 Sep-Oct;30(5):561-79.

Tolidis K, Nobecourt A, Randall RC. Effect of a resin-modified glass ionomer liner on volumetric polymerization shrinkage of various composites. *Dent Mater.* 1998 Nov;14(6):417-23.

Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int.* 1999 Apr;30(4):249-57.

Van Dijken JW. Clinical evaluation of three adhesive systems in class V non-carious lesions. *Dent Mater.* 2000 Jul;16(4):285-91.

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* 1993 Oct;72(10):1434-42.

Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res.* 1991 May;70(5):889-93.

Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomaterials.* 1996 Dec;17(24):2313-8.

Walshaw PR, Tam LE, McComb D. Bond failure at dentin-composite interfaces with 'single-bottle' adhesives. *J Dent.* 2003 Feb;31(2):117-25.

Wan AC, Yap AU, Hastings GW. Acid-base complex reactions in resin-modified and conventional glass ionomer cements. *J Biomed Mater Res.* 1999;48(5):700-4.

Watson T. In: C. D, Mjor I. *Advances in Glass-Ionomer Cements.* Chicago: Quintessence Books; 1999. p. 121-35.

Watson TF. Applications of confocal scanning optical microscopy to dentistry. *Br Dent J*. 1991 Nov 9;171(9):287-91.

Watson TF. Fact and artefact in confocal microscopy. *Adv Dent Res*. 1997 Nov;11(4):433-41.

Watson TF, Boyde A. Confocal light microscopic techniques for examining dental operative procedures and dental materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*. 1991 Aug;4(4):193-200.

Watson TF, Sidhu SK, Griffiths BM. G. Ionomer vs composite at the tooth interface. In *Proc Int Symp on Glass Ionomers*. 1994:123-29.

Wilson AD. Resin-modified glass-ionomer cements. *Int J Prosthodont*. 1990 Sep-Oct;3(5):425-9.

Wilson AD, McLean JW. *Glass-Ionomer Cement*. West Germany: Quintessence Publishing; 1988.

Apêndices

APÊNDICES

APÊNDICE A – Comparação entre os grupos 1, 2 e 3 (ANOVA a um critério $p > 0,05$) – Media, dp.

Means (dados.sta)

1 Dependent Variable

GRUPOS	media	dp	Valid N
G1	14.14	6.85	21
G2	14.32	5.83	25
G3	12.79	5.26	22

Análise de variância a um critério

Summary of all Effects; design: (dados.sta)

GRUPO	df Effect	MS Effect	df Error	MS Error	F	p-level
1	2	15.74857	63	35.57807	0.442648	0.644 não significativa

APÊNDICE B – Tipo de Fratura: Frequência de tipo de fratura resultante nos diferentes grupos.

2-Way Summary Table: Observed Frequencies (dados.sta)

Marked cells have counts > 10

	Row				
GRUPOS	TCD	TA	TM	TCR	Totals
G_1:1	1	12	6	2	21
Row %	4.76%	54.14%	28.57%	9.52%	
G_1:2	2	13	7	3	25
Row %	8.00%	52.00%	28.00%	12,00%	
G_1:3	3	12	5	2	22
Row %	13.63%	54.54%	22.72%	9,09%	
Totals	6	37	18	7	68

Statistics: GRUPO(3) x TIPO_DE(4) (dados.sta)

Teste do qui-quadrado

	Chi-square	df	p
Pearson Chi-square	5.275354	df=8	p=0,72778 não significativa

APÊNDICE C – Teste das Fendas.

Aplicação do teste do qui-quadrado ($p < 0,05$) para as variáveis qualitativas presença ou ausência de fendas marginais.

Grupos (n=10)	Ausência	Presença
Grupo 1	10	0
Grupo 2	6	4
Grupo 3	8	2

Teste do qui-quadrado

	Chi-square	df	p	
Pearson Chi-square	5	df=2	p=0,082	não significativa

APÊNDICE D – Teste de t não pareado para comparação de resistência adesiva em relação aos grupos que apresentavam presença ou ausência de fendas.

Grupo	p level
Grupo 1	Não fendas
Grupo 2	0,8562
Grupo 3	0,9524

Anexos

ANEXOS**ANEXO A – Carta de Doação de Dentes Humanos por Cirurgiões-Dentistas.** **Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru**

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P.

73

PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Termo de doação de Dentes Humanos de Cirurgiões-Dentistas

Eu, _____,
cirurgião dentista, inscrito no CRO _____, com consultório situado na

bairro _____, cidade _____, UF _____, CEP
_____, telefone (____) _____, dão _____ dentes para serem
utilizados na pesquisa *Efeito do Retardamento da polimerização da base de cimento
ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva em restaurações de resina
composta*, vinculada a Faculdade de Odontologia de Bauru pelo programa de mestrado em
Dentística, declarando que estes foram extraídos por indicação terapêutica, cujos históricos
fazem parte dos prontuários dos pacientes de quem se originam, arquivados sob minha
responsabilidade. Estou ciente de que estes dentes serão utilizados pelos pesquisadores
deste projeto para realização da pesquisa acima citada aprovada pelo CEP.

_____ de _____ de 200__

Assinatura do cirurgião dentista: _____

ANEXO B – Instrumento de doação de dentes.

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Instrumento de doação de dentes**Identificação do Doador:**

Nome (Legível): _____

Data de Nascimento: ____/____/____ Local de Nascimento: _____ UF: _____

RG nº: _____ CPF nº: _____

Endereço (Rua ou Avenida nº e complemento): _____

Cidade: _____ UF: _____ CEP: _____

Telefones para contato: _____

E-mail: _____

DECLARAÇÃO

Declaro ter sido esclarecido sobre quais os motivos que levaram a necessidade de remoção do(s) dente(s).....(código) por razões - e concordo que os mesmos sejam utilizados na pesquisa de título **“Efeito do Retardamento da polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva em restaurações de resina composta”**, que objetiva avaliar a influência do retardamento da polimerização do cimento de ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva na interface dente/restauração de resina composta.

Fui ainda esclarecido pelo pesquisador que minha identidade não será divulgada por qualquer meio e que o material recolhido será utilizado unicamente para a presente pesquisa.

Bauru,.....de.....de 200...

Assinatura do Doador: _____

ANEXO C – Aprovação do estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, sob processo nº 117/2007.

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – Brasil – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa (3235-8356)
e-mail: mferrari@fob.usp.br

Of.nº CEP/117 2007/FOB

Bauru, 28 de setembro de 2007.

Senhora Professora,

O projeto de pesquisa encaminhado a este Comitê de Ética em Pesquisa, denominado **"Efeito do retardamento da polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva em restaurações de resina composta"**, de autoria de Leslie Caroll Casas Apayco, que será desenvolvido sob sua orientação, foi enviado ao relator para avaliação.

Na reunião de **26 de setembro de 2007** o parecer do Relator aprovando o projeto foi aceito pelo Comitê. Entretanto para sua aprovação final, faz-se necessária a apresentação dos termos de doação de dentes devidamente assinados pelos sujeitos da pesquisa.

Atenciosamente,

Profª Drª Ana Lúcia Álvares Capelozza
Vice-Coordenadora

Profª Drª Maria Teresa Atta

Docente do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários

ANEXO D – Aprovação final do estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, sob processo nº 117/2007.

**Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru**

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – Brasil – CEP 17012-901 – C.P. 73
PABX (0XX14)3235-8000 – FAX (0XX14)3223-4679

Comitê de Ética em Pesquisa (14)3235-8356
e-mail: mferrari@fob.usp.br

Of. nº CEP/11 2009/FOB

Proc. CEP nº 117/2007

Bauru, 3 de abril de 2009.

Senhora Professora,

Informamos Vossa Senhoria que após análise por um Relator deste Comitê de Ética em Pesquisa, a conclusão do trabalho de pesquisa **“Efeito do retardamento da polimerização da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina na resistência adesiva em restaurações de resina composta”**, de autoria de Leslie Caroll Casas Apayco, sob sua orientação, foi APROVADO em reunião deste Colegiado, realizada no dia 25 de março de 2009.

Atenciosamente,

Profª Drª Ana Lúcia Alvares Capelozza
Vice-Coordenadora

Profª Drª Maria Teresa Atta

Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários