GIOVANNA EMANN TAVARES MENEGATTI

**Influência de adesivos autocondicionantes na resistência adesiva de cimentos
de ionômero de vidro resinomodificados à dentina**

São Paulo

2016

GIOVANNA EMANN TAVARES MENEGATTI

**Influência de adesivos autocondicionantes na resistência adesiva de cimentos
de ionômero de vidro resinomodificados à dentina**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Dentística) para obter o título de Mestre em Ciências.

Orientador: Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Menegatti, Giovanna Emann Tavares.

Influência de adesivos autocondicionantes na resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro resinomodificados à dentina / Giovanna Emann Tavares Menegatti ; orientador Miriam Lacalle Turbino. -- São Paulo, 2016.
103 p. : fig., tab.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Dentística). -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
Versão corrigida

1. Cimentos de ionômero de vidro. 2. Adesivos dentinários. 3. Microcissalhamento.
4. Tratamentos da superfície dentinária. I. Turbino, Miriam Lacalle. II. Título.

Menegatti GET. Influência de adesivos autocondicionantes na resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro resinomodificados à dentina. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovada em: 12 / 05 / 2016

Banca Examinadora

Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino

Instituição: FOU SP

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues Filho

Instituição: FOU SP

Julgamento: Aprovada

Prof. Dr. Luis Carlos Belan

Instituição: FUNDECTO

Julgamento: Aprovada

Primeiramente dedico a conclusão desse grande sonho profissional à Deus, pois é Ele que tem me abençoado com grandes oportunidades, saúde e força. Além de sempre me presentear colocando pessoas maravilhosas em meu caminho.

Aos meus pais, “seu Tavares” e “Dona Gê”, meus exemplos de vida e minha fortaleza. Obrigada por me conduzirem até aqui, pelos apoios incondicionais em tudo que faço, por serem tão presentes e preocupados, sempre cheios de carinho, não mediram esforços para que eu chegasse até aqui. Amo vocês infinitamente!

Aos meus irmãos, Giane, Gisele, Gilson, minha grande torcida. Sempre acreditaram e vibraram muito com cada êxito meu, por mais singelo que fosse. Obrigada por me ensinarem que amor de família é realmente incondicional.

Ao meu amor, Matheus. Meu marido, melhor amigo e companheiro de todos os momentos. Aquele que sempre me incentiva, me dá conselhos, me ampara quando eu fraquejo e principalmente, me dá forças e renova meu ânimo para que eu nunca desista de um sonho. Obrigada por aguentar meus choros, meus dias de mau humor, por me fazer rir e tornar minha vida tão feliz. Te amo!

À minha sobrinha, Bia, o anjinho que vi nascer. Obrigada por ser essa criança carinhosa e ter trazido tanta alegria para nossas vidas. Você é meu tesouro!

Ao meu cunhadinho, Vitor. Viu-me nascer e é um dos responsáveis pelas boas lembranças que tenho da minha infância, com suas brincadeiras e paciência sempre me deu muita atenção e carinho. Obrigada por ter se tornado realmente parte da família.

À minha cachorrinha, Cacau, minha companheirinha, que faz com que minha chegada sempre pareça algo triunfal e me dá tanto amor. Depois dela sempre tenho uma boa história para contar, até as trágicas se tornam cômicas e rendem boas risadas.

À vocês dedico este trabalho!

Agradecimento Especial

À minha querida orientadora, Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino, que proporcionou um rumo novo à minha carreira num momento que eu mais desejava que algo bom assim acontecesse. Muito obrigada por sua disposição, por todos os ensinamentos compartilhados e, principalmente, obrigada pela paciência e compreensão quando grandes mudanças surgiram. A senhora não deixou de acreditar em mim, e me deu todo o suporte para que eu fosse em busca desse objetivo, sem que, para isso, eu tivesse que abrir mão de outra grande realização profissional, que é concluir o mestrado na casa em que me formei e da qual tenho tanto orgulho.

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo**, casa onde me formei e da qual tenho muito orgulho, em especial, ao **Departamento de Dentística**, área da Odontologia que fez meus olhos brilharem desde o primeiro contato com o assunto.

À **Profa. Dra. Luciana F. Franciscone dos Rios**, que tanto me ajudou com seus conhecimentos e orientações. Obrigada por isso, mas principalmente, por todo carinho e atenção oferecidos sempre que busquei sua ajuda, transmitindo tranquilidade e apontando resoluções quando problemas surgiam no caminho.

Ao **Prof. Dr. Leonardo Elóy Rodrigues Filho**, do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, por todos os conhecimentos compartilhados, por se interessar pelo meu tema, inclusive tendo a gentileza de recomendar artigos, fatores que possibilitaram aumentar a qualidade desse trabalho.

Ao **Prof. Dr. Luis Belan**, talentoso professor que tive o privilégio de conhecer durante a especialização e quem me despertou a curiosidade sobre os cimentos de ionômero de vidro. Obrigada por isso, mas também pela paciência e por dividir tantos conhecimentos, caminhos e dicas para que eu pudesse me tornar uma profissional melhor.

A todos os professores do Departamento de Dentística da FOU SP, pelos ensinamentos e convívio enriquecedor, em especial à **Profa. Dra. Maria Aparecida Alves de Cerqueira Luz**, pela sabedoria e experiência compartilhadas durante a clínica de Dentística Restauradora Direta.

À **Profa. Dra. Adriana Bona Matos**, por me ensinar as metodologias de pesquisa. Obrigada por ajudar a solucionar minhas inúmeras dúvidas. Obrigada também à sua orientada Cynthia pela ajuda com o material e com as dúvidas sobre o microcisolamento.

Às queridas **Dra. Alessandra Pereira de Andrade**, **Dra. Angela Mayumi Shimaoka** e **Dra. Kátia Martins Rode**, que estiveram comigo quando entrar para o

mestrado ainda era apenas um sonho, me ajudando e orientando nos primeiros passos.

A todos os amigos que a pós-graduação me deu, obrigada pela companhia, inúmeras dicas e momentos de distração.

*Às minhas queridas amigas **Camilinha** e **Bia**, parceiras de gordice, que sempre estiveram ao meu lado, tanto nos momentos de desespero, como nos de descontração e alegria. Obrigada por me fazerem companhia no laboratório, por me ajudarem com as dúvidas que surgiam, por me deixarem mais confiante, pelo carinho que sempre me deram e pelas inúmeras gargalhadas. Vocês tornaram tudo mais leve!*

*À querida amiga **Sandrinha**, que me tirou inúmeras dúvidas sobre a metodologia e teve toda a paciência e disponibilidade para me ensinar.*

*À turma de orientados da Profa Dra. Míriam Lacalle Turbino: **Paulinha**, **Carlinhos**, **Tamile**, **Dea** e agora nossa mais nova integrante, **Silvia**. Obrigada pelas dicas, por me ouvirem nos momentos de desespero, pelas risadas e bons momentos que passamos nesse período. Em especial, agradeço à **Silvia** pela disposição em me ajudar com parte da fase laboratorial, mesmo com as festas de fim de ano que se aproximavam.*

*Às minhas grandes amigas desde a graduação, **Lelê**, **Dea** e **Dani**, que me ajudaram se interessando, dando apoio, ouvindo minhas lamentações e sempre oferecendo carinho e ótimas risadas. Obrigada por existirem em minha vida e por todos os momentos que já passamos juntas.*

*À querida amiga que a FAB me deu, **Amandinha**, que não só me ouvia e dividia as angústias e momentos difíceis do curso, como também compartilhava da mesma situação que a minha: a ansiedade de que tudo desse certo com o mestrado. Obrigada pelo apoio, pelas ótimas conversas, trocas de experiências, risadas e gordices, tornando toda aquela experiência mais leve e trazendo a serenidade de que o mestrado também daria certo.*

*A todos os funcionários do Departamento de Dentística da FOU SP: **David**, **Selminha**, **Leandro**, **Arnaldo**, **Débora** e **seu Aldo**, por toda ajuda durante o curso.*

*Um agradecimento especial à **Soninha**, técnica do laboratório, pelo auxílio e companhia.*

*Aos funcionários da biblioteca, em especial à bibliotecária **Glauci**, pela atenção e revisão deste trabalho.*

*Às empresas **3M ESPE** e **G.C. Europe** pela gentileza na doação dos materiais.*

*Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (**CNPq**), pela bolsa de mestrado.*

*Aos **meus amigos e familiares**, que entenderam a minha ausência em tantos momentos e nunca deixaram de me apoiar e incentivar!*

Muito obrigada!

*“Os que desprezam os pequenos acontecimentos
nunca farão grandes descobertas.
Pequenos momentos mudam grandes rotas”*

Augusto Cury

RESUMO

Menegatti GET. Influência de adesivos autocondicionantes na resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro resinomodificados à dentina [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

A presente pesquisa se propôs a avaliar a influência de cinco tratamentos dentinários na resistência de união à dentina de quatro cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVRMs). O ensaio experimental foi realizado *in vitro*, fazendo uso de 200 incisivos bovinos. Destes, foram obtidos 200 fragmentos de dentina, que foram distribuídos aleatoriamente em 20 grupos (n=10), segundo os fatores de variação que compreendem cinco tratamentos dentinários (Grupo controle, ou seja, sem tratamento; Ácido Poliacrílico a 20%, Clearfil SE Bond; Single Bond Universal e Primer do Vitremer) e quatro cimentos ionoméricos (GC Fuji II LC® CAPSULE; GC Fuji LINING® LC (Paste Pak); Vitrebond® e Vitremer). Após a confecção dos corpos de prova e 24h de armazenamento em estufa à 37°C, foi realizado o teste de microcisalhamento na máquina de ensaios universal (Instron 5942 - Canton, MA, EUA) com velocidade de 1mm/min, seguido da análise do padrão de fratura em microscópio digital. A análise estatística dos 400 resultados obtidos foi feita por meio do teste paramétrico ANOVA para dois fatores de variação (cimento e tratamento) ($p < 0,05\%$) e pelo teste auxiliar de Tukey ($p < 0,05\%$). Os testes estatísticos demonstraram haver diferença estatística tanto entre os tratamentos, como entre os cimentos e na interação de ambos ($p < 0,0001$). Os sistemas adesivos Clearfil SE ($\bar{X} = 18,26 \pm 2,78$) e SingleBond ($\bar{X} = 17,28 \pm 2,49$) promoveram os valores de resistência adesiva mais elevados em comparação aos demais tratamentos, mas sem apresentarem diferença estatística entre si, o que representou um aumento na resistência de união de 121% para o Clearfil SE e 109,2% para o Single Bond Universal em relação ao Grupo Controle. O uso do Ácido Poliacrílico ($\bar{X} = 9,94 \pm 3,55$) alcançou valores intermediários, correspondendo a um aumento de 20% na resistência adesiva em relação ao Grupo Controle. Esse tratamento se diferenciou estatisticamente dos maiores valores, porém não apresentou diferença frente ao Primer do Vitremer ($\bar{X} = 8,91 \pm 2,97$). O grupo controle ($\bar{X} = 8,26 \pm 4,17$) evidenciou os menores valores, se diferenciando

estatisticamente dos sistemas adesivos e do Ácido Poliacrílico, mas com resultados que o equiparou ao tratamento com o Primer do Vitremer. Ao se analisar a interação entre cimento e tratamento, todos os cimentos de ionômero de vidro resinomodificados (CIVRMs) testados neste estudo apresentaram seus maiores resultados quando um dos sistemas adesivos foi utilizado como tratamento dentinário, independente de qual sistema adesivo. Com base nesses resultados, pôde-se concluir que os dois sistemas adesivos autocondicionantes foram capazes de melhorar significativamente a resistência adesiva dos CIVRMs.

Palavras-chave: cimentos de ionômero de vidro resinomodificados; sistemas adesivos autocondicionantes; microcissalhamento; tratamentos da superfície dentinária.

ABSTRACT

Menegatti GET. Influence of self-etch adhesive on bond strength of resin-modified glass ionomer to dentin [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

This research aims to evaluate the influence of five dentin pretreatments on microshear bond strength of four resin-modified glass ionomer (RMGI). The experiment was performed *in vitro*, using 200 bovine incisors. From these, there were obtained 200 dentine fragments that were randomly distributed into 20 groups (n = 10) according to the variation factors comprising five dentin treatment (control group, i.e., no treatment; Polyacrylic Acid 20%; Clearfil SE Bond; Single Bond Universal and Vitremer Primer) and four glass ionomer cements (GC Fuji II LC® CAPSULE; GC Fuji LC LINING® (Paste Pak); Vitrebond® and Vitremer). After preparation of the samples and 24h storage at 37 °C, was performed microshear test in a universal testing machine (Instron 5942 - Canton, MA, USA) with speed of 1mm/min, followed by analysis of the pattern fractures in digital microscope. Statistical analysis of the 400 results was performed by ANOVA nonparametric test for two variation factors (cement and treatment) ($p < 0.05\%$) and the post-hoc Tukey ($p < 0.05\%$). The tests demonstrated there are statistical difference between treatments, cements and between the interaction of both ($p < 0.0001$). The Clearfil SE ($\bar{X}=18,26 \pm 2,78$) and SingleBond ($\bar{X}=17,28 \pm 2,49$) promoted the highest bond strength values compared to the other treatments, but showing no statistical difference between them, which represented an increase in bond strength of 121% for Clearfil SE and 109.2% for Single Bond Universal compared to control group. The Polyacrylic Acid ($\bar{X}=9,94 \pm 3,55$) has reached intermediate values, corresponding to a 20% increase in adhesive strength compared to control group. This treatment differed significantly from the higher values, but showed no difference compared to Primer Vitremer ($\bar{X}=8,91 \pm 2,97$). The control group ($\bar{X}=8,26 \pm 4,17$) showed the lowest values, statistically differing from the adhesives and polyacrylic acid, but with results that matched to the treatment with Vitremer Primer. When analyzing the interaction between cement and treatment, all cements tested in this study had higher results when one of the adhesive systems was used as dentin treatment, regardless of which

adhesive system. Based on these results, it could be concluded that the two adhesive systems were able to significantly improve the adhesive strength of RMGIs.

Keywords: resin-modified glass-ionomer cement; self-etch adhesive systems; micro-shear bond strength; dentin surface treatments

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - A: Dentes bovinos selecionados e armazenados em água destilada; B: Imagem individualizada do elemento dental.....	47
Figura 4.2 - A: desgaste da superfície palatina; B: superfície palatina planificada; C: câmara pulpar exposta e limpa; D: desgaste da superfície vestibular; E: superfície vestibular planificada	48
Figura 4.3 - A: remoção da porção incisal; B: remoção da porção cervical e raiz; C e D: aferição das medidas do fragmento.....	49
Figura 4.4 - A: placa de vidro com as três fitas coladas; B: espécimes posicionados no interior dos tubos; C: espécimes incluídos em resina acrílica autopolimerizável	50
Figura 4.5 - A: espécimes submetidos à lavagem em cuba ultrassônica; B: padronização da <i>smear layer</i>	51
Figura 4.6 - A: Perfuração na fita adesiva; B: Fita posicionada na superfície dental; C: Remoção da película protetora; D: Microtubos em posição.....	52
Figura 4.7 - A: sonda OMS; B: fotopolimerização do cimento e tempos de fotoativação de cada cimento.....	53
Figura 4.8 - Controle da distância da fonte de luz.	54
Figura 4.9 - A: delimitação da área adesiva; B: aplicação de um dos três tratamentos.	56
Figura 4.10 - A: remoção da película protetora; B: microtubos em posição.	57
Figura 4.11 – A: fotopolimerização do tratamento; B: sonda OMS carregada com cimento; C: fotoativação do cimento.	57
Figura 4.12 – A: Ilustração representando o ensaio de microcisolamento; B: Imagem do ensaio de microcisolamento.	58

LISTA DE QUADROS

Quadro 3.1: Tratamentos e Cimentos utilizados	41
Quadro 4.1: Composição, lote e fabricante dos materiais estudados	44
Quadro 4.2 - Delineamento experimental deste estudo	45
Quadro 4.3 - Grupos experimentais	46
Quadro 4.4 - CIVRM utilizados e protocolos de aplicação recomendados pelos respectivos fabricantes.....	53
Quadro 4.5 - Grupos que receberam ácido poliacrílico como tratamento e protocolo de aplicação recomendado pelo fabricante.....	55
Quadro 4.6 - Grupos que receberam como tratamento Single Bond, Clearfil ou Primer Vitremer e protocolo de aplicação de cada tratamento.....	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1- Resistência adesiva (Mpa)	61
Tabela 5.2- ANOVA a dois fatores	63
Tabela 5.3- Tukey entre tratamentos.....	64
Tabela 5.4- Tukey entre cimentos	65
Tabela 5.5- Tukey interação cimento x tratamento.....	66
Tabela 5.6- Padrões de fraturas	68

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	análise de variância
μm	micrometro
10-MDP	10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10- metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato)
Bis-GMA	bisfenolglicidilmetacrilato
CIV	cimento de ionômero de vidro
CIVs	cimentos de ionômero de vidro
CIVRM	cimento de ionômero de vidro resinomodificado
CIVRMs	cimentos de ionômeros de vidro resinomodificados
cm	centímetro(s)
cm^2	centímetro(s) quadrado(s)
DES-RE	desmineralização-Remineralização
et al.	e colaboradores
h	horas
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
$\bar{X}$ =	média
min	minuto
mm	milímetro
Mpa	megapascal
mW/cm^2	milliwatt por centímetro quadrado
pH	potencial hidrogeniônico
PVC	policloreto de polivinila
RPM	rotações por minuto

LISTA DE SÍMBOLOS

%	por cento
®	marca registrada
°C	grau(s) célsius
±	mais ou menos
Ø	diâmetro
≤	menor ou igual
≈	aproximadamente
>	maior que

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	21
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	24
2.1	CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO	24
2.2	ADESÃO ENTRE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO E A ESTRUTURA DENTAL	30
2.3	ADESÃO ENTRE CIVRMs E SISTEMAS ADESIVOS OU RESINA COMPOSTA.....	37
2.4	MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DOS CIMENTOS IONOMÉRICOS.....	39
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	42
4.1	MATERIAIS, INSTRUMENTAIS E EQUIPAMENTOS.....	42
4.2	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	45
4.3	ATENDIMENTO ÀS NORMAS DE BIOÉTICA.....	46
4.4	OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS	47
4.5	PREPARO DAS AMOSTRAS	48
4.6	ENSAIO DE MICROCISALHAMENTO	51
4.6.1	Confecção dos corpos de prova para os Grupos Controles, ou seja, sem condicionamento (C Fuji, C Lining, C VB e C VM).....	52
4.6.2	Confecção dos corpos de prova para os grupos com tratamento pelo ácido poliacrílico (Poli Fuji, Poli Lining, Poli VB e Poli VM)	55
4.6.3	Confecção dos corpos de prova para os grupos com tratamento pelo Single Bond Universal (Uni Fuji, Uni Lining, Uni VB e Uni VM) ou Clearfil SE Bond (Clear Fuji, Clear Lining, Clear VB e Clear VM) ou Primer Vitremer (Primer Fuji, Primer Lining, Primer VB e Primer VM).....	56
4.7	ANÁLISE DOS PADRÕES DE FRATURA.....	59
5	RESULTADOS.....	60
5.1	ANÁLISE ESTATÍSTICA	62
5.2	PADRÕES DE FRATURA	68
6	DISCUSSÃO	70
7	CONCLUSÕES	81
	REFERÊNCIAS.....	82

APÊNDICES..... 100
ANEXO..... 103

1 INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento da odontologia adesiva, a dentística essencialmente curativa e restauradora deu lugar a uma dentística com uma abordagem muito mais preventiva e conservadora, uma vez que não existe um material restaurador que substitua a estrutura dental de maneira definitiva (Porto et al., 2008). As mudanças nos conceitos de preparo cavitário foram viáveis graças às possibilidades para o controle do risco de cárie e à evolução dos materiais adesivos. Isso possibilita a confecção de restaurações funcionais, com excelente estética e máxima preservação da estrutura dental.

Nesse contexto, tem crescido a busca por materiais e técnicas restauradoras que sejam capazes não só de evitar a sensibilidade pós-operatória, mas também de induzir reparação tecidual do remanescente dental afetado. Por essa razão o interesse em estudar os cimentos de ionômero de vidro tem se renovado.

Os cimentos de ionômero de vidro resinomodificados (CIVRMs) foram desenvolvidos a partir da combinação do cimento de ionômero de vidro convencional (CIV) com monômeros resinosos, dando origem a um material de presa dual (Azevedo, 2011). Com o objetivo de superar algumas limitações dos cimentos ionoméricos convencionais (Dursun; Attal, 2011), essa modificação trouxe um cimento com tempo de trabalho mais controlado, melhor translucidez, melhores propriedades mecânicas e maior resistência adesiva às estruturas dentais (Cefaly et al., 2006; Sidhu, 2010). Ao mesmo tempo, foi possível manter as vantagens inerentes aos CIVs, como a liberação de flúor (Takahashi et al., 1993), adesão química às estruturas dentais (Lin et al., 1992; Alomari et al., 2007) e baixo módulo de elasticidade, propriedades relevantes na determinação da integridade marginal junto à dentina (Chuang et al., 2003).

O uso dos CIVRMs como camada intermediária, entre dente e restauração de resina composta (técnica do “sanduíche”), tem sido sugerido e amplamente utilizado (Giorgi et al., 2014), possuindo indicação, principalmente, quando parte da parede gengival está localizada em dentina (Ngo, 2010). Diversos estudos “in vitro” têm mostrado a excelente habilidade de selamento dos CIVRMs na região cervical de

áreas proximais, situação em que o principal benefício é a redução da microinfiltração marginal (van Dijken et al., 1999; Besnault; Attal, 2003; Chuang et al., 2003; Menezes Filho et al., 2003; Kasraei et al., 2011; Giorgi et al., 2014). Por essa razão o presente estudo incluiu à investigação dois CIVRMs que são indicados como forradores cavitários (GC Fuji LINING® LC (Paste Pak) e Vitrebond® – 3M ESPE).

Apesar dos inúmeros avanços alcançados com o desenvolvimento e aprimoramento dos CIVRMs, a resistência adesiva desse material ainda permanece inferior à oferecida pela combinação de sistema adesivo e resina composta (Nakanuma et al., 1998).

A força de adesão dos materiais pode ser influenciada por diversos fatores como: morfologia e tratamento da superfície dental, mecanismos de adesão e composição de cada material (Tanumiharja et al., 2000; Bonifacio et al., 2012). Além disso, a presença de agentes contaminantes pode alterar a energia de superfície e, conseqüentemente, a molhabilidade à superfície dentária (Bonifácio, 2008).

Por interferir na adesão dos cimentos de ionômero de vidro às estruturas dentais, vem sendo preconizado o tratamento das superfícies (Pereira et al., 1997; Nakanuma et al., 1998; Afonso, 2004; Van Meerbeek et al., 2006; Russo et al., 2010). Uma variedade de agentes tem sido utilizada para remover a *smear layer*, incluindo ácidos, agentes quelantes, hipoclorito de sódio e enzimas proteolíticas. Dentre estes, o ácido poliacrílico é o tratamento mais conhecido e utilizado previamente ao uso de um cimento ionomérico.

Com a intenção de melhorar a resistência adesiva e a qualidade das restaurações, vários autores têm demonstrado que o tratamento dentinário com diferentes sistemas adesivos autocondicionantes pode melhorar significativamente a força de adesão e o selamento marginal dos CIVRMs (Pereira et al., 1998; Besnault et al., 2004; Coutinho et al., 2006; Dursun; Attal, 2011; El-Askary; Nassif, 2011; Khoroushi et al., 2012; Perdigão et al., 2012a). Sua utilização tem se mostrado promissora, uma vez que traz um aumento da facilidade de utilização dos CIVRMs e economia de tempo, visto que uma única etapa de condicionamento serve para ambos os materiais, CIVRM e resina composta. Além disso, os sistemas adesivos autocondicionantes apresentam menor sensibilidade técnica quando comparados à

utilização do ácido poliacrílico, que precisa ser lavado após sua aplicação. Tais resultados são alcançados enquanto as características desejáveis da primeira abordagem são preservadas (Coutinho et al., 2006).

Nos testes de resistência de união, a aplicação de forças de cisalhamento parece ser a mais apropriada para os cimentos ionoméricos, devido à maior fragilidade desses materiais (Peumans et al., 2005; Braga et al., 2010; Bonifacio et al., 2012) e, em comparação com o teste de cisalhamento convencional, a distribuição das tensões no teste de microcisalhamento é mais concentrada na interface, o que reduz a probabilidade de falha coesiva em material ou dentina (McDonough et al., 2002), resultando na obtenção de forças adesivas maiores e consequentemente, num teste mais fiel (Banomyong et al., 2007). Apesar disso, muitos estudos ainda utilizam os testes de microtração ou cisalhamento para avaliar a força de adesão dos cimentos ionoméricos (Choi et al., 2006; Hajizadeh et al., 2009; Cardoso et al., 2010; Calvo et al., 2014).

Devido ao constante avanço da odontologia restauradora, diferentes materiais são lançados com frequência no mercado. Apesar de existirem estudos que apontem os benefícios do tratamento dentinário na resistência adesiva dos CIVRMs, ainda se faz necessário maiores esclarecimentos quanto ao emprego prévio de sistemas adesivos autocondicionantes e sua influência sobre os cimentos ionoméricos. Não foi encontrado relato na literatura que avalie o comportamento do sistema adesivo Single Bond Universal (3M ESPE) utilizado como tratamento dentinário prévio à utilização de diferentes CIVRMs. Além disso, não foi possível encontrar autores que tenham investigado a interação desses materiais utilizando o teste de microcisalhamento como método de avaliação da resistência de união entre substrato e CIVRM. Em virtude dos diversos benefícios e o potencial de evolução que a literatura tem demonstrado para os materiais ionoméricos (Gurgan et al., 2015), a presente pesquisa buscou colaborar com a melhoria das propriedades mecânicas e desempenho clínico desses cimentos, analisando o desempenho da combinação de diferentes tratamentos dentinários com variados cimentos de ionômero de vidro resinomodificados na resistência adesiva desses cimentos ao substrato dental.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO

Em meados do século XX Wilson e Kent (1972) divulgaram para a comunidade odontológica o cimento de ionômero de vidro, um material desenvolvido a partir dos cimentos de silicato e policarboxilato de zinco. Este cimento é normalmente apresentado na forma de pó e líquido ou como sistemas encapsulados. O pó dos CIVs é composto, em sua maior parte, por partículas vítreas, resultantes da combinação de sílica, óxido de alumínio e fluoreto de cálcio (Navarro; Pascotto, 1998). A composição do líquido consiste em um ácido polialcenóico, que é uma mistura de ácido poliacrílico e polimaléico. Também são incorporados a essa solução aquosa ácido tartárico, com a intenção de prolongar o tempo de trabalho do material (Nicholson, 1998), e ácido itacônico, a fim de impedir ou retardar a reação química dos ácidos, no período de armazenamento (Nicholson, 1998; Mjor, 2009).

Ao se misturar pó e líquido, tem início uma reação ácido-base. Inicialmente, os íons hidrogênio presentes no líquido atacam a superfície das partículas de vidro presentes no pó, o que provoca a liberação de íons metálicos de alumínio e cálcio. Esses íons migram para a fase aquosa da mistura e o cálcio reage com as cadeias do ácido polialcenóico, formando poliacrilato de cálcio, o que resulta no aparecimento de uma matriz gel. As porções das partículas de vidro que não reagiram com o ácido atuam como carga dessa matriz gel de polissais (Crisp; Wilson, 1974). Dessa maneira, é a formação da matriz gel a responsável pelo endurecimento do cimento (Barry et al., 1979; Kawahara et al., 1979). De forma mais lenta, o alumínio liberado pela reação ácido-base vai reagindo, formando poliacrilato de alumínio, o que proporciona a maturação da matriz (Wilson et al., 1976). Essa última fase do processo de presa pode durar mais de 24 horas (Navarro; Pascotto, 1998) e por isso, nesse período, o material fica suscetível à sinérese ou embebição, que são a perda ou ganho de água, respectivamente. Essa situação pode ocasionar alteração de suas propriedades como, por exemplo, redução da resistência mecânica (Mount et al., 2002). Assim sendo, indica-se o uso de protetores de superfície logo após ser realizada uma

restauração de cimento de ionômero de vidro (Ribeiro et al., 2006). Esse vedamento pode ser feito com o verniz contido no próprio kit do material, verniz cavitário, glazeadores, adesivos dentais ou até mesmo esmalte cosmético incolor (Chuang et al., 2001). Além do longo tempo de presa, os CIVs convencionais apresentam baixa resistência ao desgaste, aos ácidos e baixa resistência mecânica, fazendo com que esse material não fosse indicado para cavidades submetidas às forças oclusais (Wilson; Kent, 1972; Pereira et al., 1998).

A fim de atender às demandas de uma odontologia mais conservadora buscaram-se alternativas para aprimorar os pontos fracos dos CIVs convencionais. Com isso, foram obtidas diversas alterações na composição, proporção pó e líquido e, conseqüentemente, tempo de presa, resistência à compressão, solubilidade, e outras propriedades (Mount et al., 2002). E foi com a intenção de desenvolver um cimento ionomérico com melhores características de trabalho, melhor resistência e estética que, no final dos anos 80, foi desenvolvido o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Wilson, 1990; McCabe, 1998; Sidhu, 2011). As modificações realizadas usando como base os cimentos ionoméricos convencionais proporcionaram o desenvolvimento de um novo cimento. Com a adição de uma pequena quantidade de monômeros resinosos, foi possível obter um material de melhor translucidez, melhores propriedades mecânicas, maior resistência adesiva ao substrato e com presa dual, o que permite maior controle do tempo de trabalho (Cefaly et al., 2006; Sidhu, 2010). Ao mesmo tempo, foi possível manter as vantagens inerentes aos cimentos convencionais (Sidhu, 2011), como a liberação de flúor (Takahashi et al., 1993; Neelakantan et al., 2011; Cabral et al., 2015), adesão química às estruturas dentais (Lin et al., 1992; Alomari et al., 2007) e baixo módulo de elasticidade (Chuang et al., 2003; Magni et al., 2010). Sugere-se que a retenção clínica de uma restauração adesiva depende não apenas da capacidade de retenção do sistema adesivo utilizado, mas também das propriedades viscoelásticas do material restaurador (van Dijken, 2005). Tem sido relatado que o módulo de elasticidade dos cimentos de ionômero de vidro é mais semelhante aos da estrutura dental do que o módulo apresentado pelos sistemas adesivos (Magni et al., 2010). Para ser classificado como um cimento ionomérico, o CIVRM deve ter como principal forma de endurecimento a reação ácido-base, clássica dos CIVs convencionais (Wilson, 1990).

Ou seja, o material deve ser capaz de endurecer por meio da reação ácido-base, mesmo que tenha sido desenvolvido para ser fotopolimerizável (Sidhu, 2011).

Os primeiros CIVRM apresentavam o HEMA (hidroxietilmetacrilato) e um fotoiniciador em sua parte resinosa (Vieira et al., 2006). O HEMA é um monômero hidrofílico que apresenta uma elevada contração de polimerização, o que poderia levar a uma falha na adesão entre o cimento e a estrutura dental. Caso isso ocorresse, o uso dos CIVRMs apresentaria um elevado grau de infiltração marginal (Attin et al., 1995). No entanto, estudos têm mostrado uma eficiente capacidade de vedamento marginal dos CIVRMs na região cervical de áreas proximais (van Dijken et al., 1999; Besnault; Attal, 2003; Chuang et al., 2003; Menezes Filho et al., 2003; Kasraei et al., 2011; Giorgi et al., 2014; Bore Gowda et al., 2015). Acredita-se que esses bons resultados se devem não só à adesividade, efeito antimicrobiano e liberação de flúor que o material possui, mas também à compensação da contração inicial de polimerização proporcionada pela tendência à embebição do monômero HEMA (Kim et al., 1998; Sidhu, 2011). Atualmente, outros tipos de monômeros passaram a serem incorporados na composição, tal como o Bis-GMA (Sidhu, 2011).

Com todos os avanços alcançados, conseguiu-se desenvolver um material com propriedades mecânicas mais favoráveis, uma vez que nos CIVRMs existe uma porção resinosa para reforça-lo. O tempo de trabalho passou a ser controlado, pois a porção resinosa possui fotoiniciadores. Além disso, o material passou a ser mais translúcido, o que proporciona melhores resultados estéticos (Kim et al., 1998; Cefaly et al., 2006; Vieira et al., 2006; Sidhu, 2010).

Apesar de suas limitações, os cimentos ionoméricos detêm diversas características desejáveis. O índice de microinfiltração desse material foi considerado significativamente menor do que o das resinas compostas por alguns autores, o que leva à menor possibilidade de sensibilidade pós-operatória (van Dijken et al., 1999; Besnault; Attal, 2003; Chuang et al., 2003; Menezes Filho et al., 2003; Kasraei et al., 2011; Giorgi et al., 2014). Essa eficiente capacidade de vedamento marginal está relacionada à adesividade desse cimento à estrutura dental, efeito bacteriostático, liberação de flúor, baixa contração de polimerização e expansão térmica similar à das estruturas dentais (Hagge et al., 2001; Chuang et al., 2003; Kasraei et al., 2011). Seu efeito antimicrobiano pode ser explicado por seu baixo pH inicial, que inibe a produção

de ácidos durante a fermentação de carboidratos e impede o crescimento de *Streptococcus mutans* na placa que estiver adjacente ao material (Berg et al., 1990). A diminuição do pH também aumenta a dissolução do material, sem acarretar em prejuízo às suas propriedades mecânicas (Tiwari; Nandlal, 2013), conduzindo a um nível de liberação de flúor mais elevado nessa imersão ácida inicial (Neelakantan et al., 2011). Em virtude dos benefícios que esse tipo de material apresenta, como sua biocompatibilidade, liberação de flúor e adesividade à estrutura dental, os cimentos ionoméricos têm sido utilizados como materiais restauradores, forradores, de base e até como selantes de fósulas e fissuras (Russo et al., 2010; Shiozawa et al., 2014).

É conhecido que o flúor exerce papel fundamental na suscetibilidade à doença cárie (Xu; Burgess, 2003). Esse elemento interfere no mecanismo DES-RE, favorecendo o processo de remineralização (Mungara et al., 2013). À medida que ocorre a remineralização, o flúor pode ligar-se de maneira extremamente forte ao esmalte dental na forma de fluorapatita, tornando o esmalte menos solúvel aos ataques ácidos do meio bucal (Geiger; Weiner, 1993). Além disso, o flúor carrega consigo cálcio e fosfato para o interior do esmalte, que irão ocupar os espaços criados pela desmineralização. Os efeitos benéficos do flúor devem-se muito mais à sua ação local, do que pelo seu efeito sistêmico (Porto et al., 2008). E é por essa razão que uma das propriedades mais favoráveis dos cimentos ionoméricos é a sua capacidade de liberação de flúor para o meio externo. A maioria dos estudos que avaliaram a liberação de flúor pelos materiais ionoméricos mencionam que os materiais testados apresentam uma liberação significativamente mais elevada durante as primeiras 24 horas (“burst effect”), diminuindo a partir do segundo dia e tendem a estabilizar a partir do sétimo dia (Hattab; Amin, 2001; Mungara et al., 2013; Upadhyay et al., 2013; Shiozawa et al., 2014; Cabral et al., 2015). Essa elevada liberação inicial de flúor pode ser explicada pela reação ácido-base, na qual a quantidade de flúor liberado é proporcional à concentração de flúor presente no material (Wiegand et al., 2007), à alta sensibilidade destes cimentos à sinérise e embebição durante a primeira fase de sua reação, que provoca a erosão do ionômero de vidro durante esse período e isso aumenta ainda mais a liberação de flúor (Neelakantan et al., 2011; Cabral et al., 2015) e ao meio ácido proporcionado após a mistura do pó de vidro com o ácido polialcenóico, onde os íons flúor são libertados pelo ataque inicial da superfície das partículas de vidro (Mungara et al., 2013).

Além da composição, o tamanho das partículas da carga inorgânica dos cimentos ionoméricos interfere na liberação de flúor desses materiais (Dionysopoulos et al., 2003; Xu; Burgess, 2003). Partículas menores apresentam maior área de superfície, o que aumenta a reatividade ácido-base, e por isso, têm a capacidade de liberação de flúor com maior rapidez, aumentando a liberação de flúor do material (Neelakantan et al., 2011).

O flúor não constitui uma parte significativa da matriz dos cimentos ionoméricos após sua maturação. Por isso, o flúor pode ser liberado para o meio bucal sem que ocorra uma correspondente perda significativa de integridade estrutural (Tiwari; Nandlal, 2013). Estudos demonstraram que a resistência à compressão dos cimentos ionoméricos aumenta significativamente após uma semana de armazenamento (McKenzie et al., 2003; Shiozawa et al., 2014), indicando que a contínua maturação da reação ácido-base desses materiais contribui para que ocorra esse aumento (Shiozawa et al., 2014). Shiozawa et al. (2014) relatam que a dureza superficial do material demonstrou aumento significativo na primeira semana de armazenamento, mantendo um valor constante nos primeiros 6 meses, mas evidenciou diminuição significativa após esse período. A dissolução de sílica foi correlacionada com a diminuição dos valores de dureza. Sendo a diminuição desse componente apontada pelos autores como o fator mais crítico na deterioração dos materiais ionoméricos, visto que o fluoroaluminossilicato é o principal componente da matriz vítrea desses cimentos.

Alguns autores observaram que a liberação de flúor, durante o “burst effect”, dos CIVRMs, apesar de elevada e muito próxima, é menor do que a apresentada pelos CIVs convencionais (Vermeersch et al., 2001; Neelakantan et al., 2011; Upadhyay et al., 2013). Por outro lado, os CIVRMs continuam a libertar flúor de forma consistente ao longo do tempo, chegando a ultrapassar as quantidades apresentadas pelo CIV convencional, demonstrando significativamente maior liberação cumulativa e a longo prazo de flúor (Neelakantan et al., 2011; Upadhyay et al., 2013). A explicação para esse comportamento seria que o HEMA presente nos CIVRMs absorve água lentamente, possibilitando a difusão dos íons flúor, que é liberado gradual e lentamente (Delbem et al., 2005). Apesar dessas diferenças, Neelakantan et al. (2011) e Cabral et al. (2015) demonstraram que sob o aspecto de liberação global de flúor,

os CIVs convencionais e modificados por resina seguem o mesmo padrão, possuindo curvas de liberação de flúor paralelas.

Os cimentos ionoméricos possuem a habilidade de adquirir flúor de distintas fontes e funcionarem como verdadeiros reservatórios desse elemento, permitindo uma liberação constante de flúor e mantendo, a longo prazo, suas propriedades anticariogênicas, prevenindo recidivas de cárie (Russo et al., 2010). Existe uma correlação linear entre liberação e capacidade de recarga de flúor. Isto indica que o material com maior liberação inicial de flúor também tem uma capacidade mais elevada de recarga desse íon (Xu; Burgess, 2003; Mungara et al., 2013). Xu e Burgess (2003) observaram que a porosidade do material pode ter grande influência sobre a quantidade de liberação e recarga de flúor, visto que uma maior porosidade permite uma difusão mais profunda do agente de recarga no material, resultando em uma maior quantidade de flúor armazenado e liberado. Sendo assim, a constante liberação de flúor durante os dias que seguem o pico inicial de liberação ocorre devido à sua capacidade de difusão através das porosidades do cimento (Mousavinasab; Meyers, 2009). Materiais com menor teor de resina, como os CIVs e os CIVRMs, possuem mais porosidades e, por isso, exibem maior capacidade de recarga de flúor do que compômeros ou compósitos (Xu; Burgess, 2003). Por outro lado, elevadas taxas de porosidade acarreta em efeitos adversos nas propriedades mecânicas do material, uma das explicações para os CIVs e CIVRMs possuírem menor resistência mecânica do que os compômeros e resinas compostas (Xu; Burgess, 2003).

Trairatvorakul et al. (2011), em um estudo clínico, obteve resultados onde o CIV convencional teve efeito positivo em paralisar ou regredir a progressão de lesões de cárie interproximais ainda não cavitadas, apontando-o como um material que proporciona uma abordagem eficiente para o manejo clínico dessas lesões iniciais de cárie. O flúor libertado pelos cimentos ionoméricos pode inibir o *Streptococcus mutans*, microorganismo intimamente associado à desmineralização do substrato dental (Berg et al., 1990), favorecendo a formação de uma placa menos cariogênica na superfície do cimento (Trairatvorakul et al., 2011). Duque et al. (2009) relatam que a utilização de forramento com CIVRMs após a remoção incompleta de lesões de cárie, promoveu redução significativa das bactérias cariogênicas residuais viáveis, além de alterações clínicas favoráveis na dentina cariada remanescente. Sugerindo

que parte da dentina pode ser remineralizada quando entra em contato com cimentos ionoméricos (Ngo et al., 2006; Duque et al., 2009; Ngo, 2010).

Além do papel do flúor nas propriedades anticariogênicas dos cimentos de ionômero de vidro, outros componentes como o alumínio e o estrôncio, têm sido apontados como participantes no mecanismo de inibição bacteriana apresentada por esses materiais (Hayacibara et al., 2003; Ngo et al., 2006; Poggio et al., 2009). Em alguns materiais, o cálcio é substituído pelo estrôncio para aumentar a radiopacidade do cimento. Esses dois elementos possuem tamanho atômico e polaridade semelhantes, por isso o Ca^{2+} presente na hidroxiapatita pode ser substituído pelo estrôncio, elemento que demonstrou possuir propriedades anticariogênicas (Ngo, 2010). A elevada quantidade de água presente nos cimentos ionoméricos tem importante papel nessas trocas iônicas e na reação de presa do material, além de contribuir para sua conhecida biocompatibilidade (Ngo, 2010).

2.2 ADESÃO ENTRE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO E A ESTRUTURA DENTAL

A literatura tem demonstrado que os cimentos de ionômero de vidro convencionais possuem a capacidade de se aderir quimicamente à estrutura dental (Wilson; Kent, 1972; Nicholson, 1998; Hook et al., 2014). Acredita-se que a interação ocorre por meio de uma camada intermediária, denominada de zona de interdifusão (Ferrari; Davidson, 1997), onde ocorrem trocas iônicas entre o substrato dental e o cimento. No entanto, o colágeno não participa dessa zona de interação (Sennou et al., 1999). Por isso, não ocorre um embricamento mecânico, como é obtido quando um sistema adesivo e resina composta são utilizados. Nessa camada intermediária, ocorre a precipitação de cristais de fluorapatita, que são menos solúveis que os de hidroxiapatita, tornando-se uma barreira contra a degradação hidrolítica e, consequentemente, contra as microinfiltrações (Geiger; Weiner, 1993), o que vem a beneficiar a longevidade das restaurações (De Munck et al., 2005). Além da camada de interdifusão, em média, mais de 60% dos grupos carboxila do ácido polialcenóico se liga ionicamente ao cálcio da hidroxiapatita (Van Meerbeek et al., 2006), o que

resulta numa adesão superior desse cimento ao esmalte dental, devido ao maior conteúdo mineral presente nesse substrato em comparação com a dentina (Korkmaz et al., 2010).

Até onde se sabe, os CIVRMs podem apresentar até dois mecanismos de adesão: uma adesão química (reação ácido-base inerente aos cimentos ionoméricos convencionais), que ocorre entre as cadeias do ácido polialcenóico e o cálcio da hidroxiapatita (Sidhu; Watson, 1995; Van Meerbeek et al., 2006) e uma retenção micromecânica. Quando os CIVRMs são utilizados diretamente sobre a superfície dental, sem o uso de um condicionador prévio, a adesão micromecânica fica limitada à retenção proporcionada pela rugosidade intrínseca da superfície dentinária e pela porosidade criada pelas características autocondicionantes que os CIVRMs possuem (Shimada et al., 1999). Quando o substrato passa por um condicionamento prévio à inserção do cimento, ocorre a remoção da camada de esfregaço (*smear layer*) e uma desmineralização parcial da dentina, o que expõe as fibras colágenas, formando uma espécie de camada híbrida, similar à que ocorre entre os adesivos resinosos e a dentina (Erickson; Glasspoole, 1994; Tay et al., 2001; Coutinho et al., 2007). Ou seja, esta retenção micromecânica é possível por meio da infiltração dos componentes orgânicos dos CIVRMs no interior da superfície dentinária parcialmente desmineralizada. Como resultado, uma camada submicrohíbrida é formada, semelhante à produzida por adesivos autocondicionantes "suaves" (De Munck et al., 2005; Coutinho et al., 2006; Cardoso et al., 2010; Bonifacio et al., 2012).

Mesmo cada tipo de cimento possuindo sua peculiaridade de composição e de interação com o substrato, pelo menos dois elementos ainda podem interferir na resistência de união dos materiais à estrutura dental: a morfologia do substrato e a execução de algum tipo de tratamento do remanescente dental (Tanumiharja et al., 2000; Bonifacio et al., 2012).

Após a realização do preparo cavitário forma-se uma camada de esfregaço (*smear layer*) entre a superfície dental e o material restaurador. A presença de agentes contaminantes, como os presentes na *smear layer*, pode alterar a energia de superfície e, conseqüentemente, a molhabilidade dos materiais (Bonifácio, 2008). Além disso, outras características da *smear layer*, tais como a aderência e espessura, podem afetar negativamente a adesão dos materiais restauradores adesivos

contemporâneos. Sendo assim, para que a adesão ocorra de maneira eficiente, necessita-se de uma superfície limpa, sendo indicado que a *smear layer* seja removida ou modificada (Lima et al., 2002; Russo et al., 2010). Por essa razão, o tratamento do remanescente dental vem sendo preconizado quando se for utilizar um cimento de ionômero de vidro (Pereira et al., 1997; Nakanuma et al., 1998; Afonso, 2004; Van Meerbeek et al., 2006; Russo et al., 2010).

Um dos tratamentos mais conhecidos é a aplicação de ácido poliacrílico, que tem por objetivo remover a *smear layer*, sem a retirar completamente dos túbulos dentinários (Imbery et al., 2013). Desse modo, os íons cálcio ficam expostos e disponíveis para ligação química com os grupos carboxila do ácido polialcenóico. Além disso, qualquer fibra colágena que tornar-se exposta pode fornecer retenção micromecânica adicional ao cimento, quando este for um CIVRM (Imbery et al., 2013). Por ser um ácido fraco e de alto peso molecular, o ácido poliacrílico não é capaz de penetrar e atuar em profundidade, sendo capaz de remover parcialmente a *smear layer*, numa profundidade de 0.5 a 1µm. O que cria microporosidades e aumenta a área de contato sem provocar desmineralização ou abertura significantes dos túbulos dentinários que possa levar à sensibilidade (Inoue et al., 2001; Pereira et al., 2002; Russo et al., 2010). Com isso, o cimento de ionômero de vidro tem melhores condições de escoar e adaptar-se às paredes da cavidade, de maneira que este tratamento seja responsável por conseguir aumentar a resistência de união do material à superfície dental (Conceição, 2007).

Outro tratamento ácido já estudado é a utilização de condicionamento com ácido fosfórico a 35-37% (Korkmaz et al., 2010). Do ponto de vista da biocompatibilidade, a remoção da *smear layer* dessa maneira pode ameaçar os tecidos pulpare, uma vez que sua remoção iria justapor materiais resinosos e dentina sem uma barreira, aumentando o risco desses materiais se difundirem causando irritação pulpar. Além disso, sua remoção torna qualquer microinfiltração mais significativa, pois a barreira contra a difusão de bactérias, ou produtos bacterianos, é removida. Por fim, os ácidos utilizados para remover a *smear layer* são, por si só, uma fonte de irritação (Craig; Powers, 2004; Mjor, 2009; de Mendonca et al., 2012).

Sob a perspectiva da adesão dos cimentos ionoméricos ao remanescente dental, lançar mão da técnica de condicionamento ácido total pode interferir na interação iônica do material com o substrato, que é a responsável pela adesão química inerente

tanto aos cimentos ionoméricos convencionais, quanto aos resinomodificados. Ou seja, a utilização desse ácido forte promoveria uma remoção excessiva do cálcio (Wang et al., 2006) presente na hidroxiapatita, o que poderia afetar e reduzir significativamente a interação iônica entre o cimento e o substrato, o que poderia explicar os resultados desfavoráveis que alguns autores obtiveram ao utilizar esse tipo de tratamento (Inoue et al., 2001; Tay et al., 2001).

Sendo assim, lançar mão de condicionadores ou primers ácidos capazes de remover contaminantes e alterar a *smear layer* sem alterar a morfologia dentinária, pode ser uma etapa clínica interessante e eficaz para melhorar a interação entre os CIVRMs e a dentina (de Mendonca et al., 2012). Nesse sentido, vários autores têm demonstrado que o tratamento do substrato com diferentes sistemas adesivos autocondicionantes pode melhorar significativamente a força de adesão e o selamento marginal dos CIVRMs (Pereira et al., 1998; Besnault et al., 2004; Coutinho et al., 2006; Dursun; Attal, 2011; El-Askary; Nassif, 2011; Khoroushi et al., 2012). Existem diversos mecanismos prováveis para explicar este aumento na resistência de união. Primeiramente, tanto os CIVRMs quanto os sistemas adesivos autocondicionantes contêm ligações insaturadas carbono-carbono que, mediante polimerização, podem levar ao estabelecimento de ligações covalentes diretas entre eles, de modo semelhante ao mecanismo de adesão das resinas compostas. Ambos os materiais possuem água em sua composição, o que torna-os compatíveis, proporciona o carácter ácido dos sistemas adesivos autocondicionantes e aumenta a molhabilidade desses sistemas sobre a dentina, além de facilitar o escoamento do CIVMR sobre a superfície dentinária tratada com o sistema adesivo (Besnault et al., 2004). Outro aspecto que pode explicar a maior resistência adesiva obtida é o relativo baixo módulo de elasticidade dos CIVRMs, que pode fornecer flexibilidade à restauração para compensar parte da contração de polimerização (van Dijken, 2005). Como resultado, a união adesiva permaneceria intacta e a integridade marginal preservada (Kemp-Scholte; Davidson, 1990). O uso de um sistema adesivo autocondicionante previamente à inserção do cimento de ionômero de vidro resinomodificado (CIVRM), numa técnica “sanduíche”, também tem sido sugerido como uma das principais tentativas para controlar a influência do operador (Van Meerbeek et al., 2005).

Apesar de existirem relatos na literatura onde não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre restaurações com ou sem forramento

de um cimento ionomérico com relação à melhora de sensibilidade pós operatória (Strober et al., 2013), qualidade clínica (Banomyong et al., 2011) ou durabilidade das restaurações de resina composta (van de Sande et al., 2015), há evidências que sinalizam os benefícios da utilização de uma camada intermediária entre dente e restauração (van Dijken et al., 1999; Besnault; Attal, 2003; Chuang et al., 2003; Menezes Filho et al., 2003; Kasraei et al., 2011; Giorgi et al., 2014). Aggarwal et al. (2014), por exemplo, compararam a influência na integridade marginal da utilização de resina fluída ou de CIVRM (“sanduíche” aberto) como forradores de cavidade. Os autores concluíram que a colocação de “liners” é capaz de melhorar a continuidade marginal, sendo que o CIVRM apresentou progressão positiva dos valores de continuidade marginal para todos os sistemas adesivos estudados, enquanto a resina fluída não foi eficaz sobre sistemas adesivos autocondicionantes.

Sob a perspectiva dos sistemas adesivos e sua adesão à estrutura dental, é preciso considerar os mecanismos de união dos materiais em esmalte e em dentina. Estes substratos possuem composição estrutural e natureza biológica diferentes, resultando em formas distintas de união. O esmalte possui estrutura prismática, homogênea, de alto conteúdo mineral, pouca matéria orgânica e pouca água, o que promove uma adesão estável e independente de umidade, ao contrário da dentina (Gomes et al., 2002; De Munck et al., 2005; Peumans et al., 2005). O processo adesivo em esmalte é baseado em uma retenção micromecânica que ocorre por meio da desmineralização seletiva de seus prismas, o que origina microporosidades que serão posteriormente infiltradas pelo sistema adesivo (Azevedo, 2011). A adesão em dentina, por sua vez, é bastante complexa, pois trata-se de uma estrutura tubular, com menor conteúdo mineral e maior componente líquido, que são alguns dos principais obstáculos para a obtenção de uma adesão satisfatória nessa superfície (Gomes et al., 2002). Por essa razão, os adesivos dentais quando utilizados nesse substrato possuem uma técnica sensível de aplicação e demandam protocolos mais complexos (Van Meerbeek et al., 2011).

Os sistemas adesivos atuais são categorizados de acordo com sua estratégia adesiva e procedimento de aplicação clínica. Segundo essa classificação, os sistemas adesivos podem ser do tipo “condicione e lave” (*all-etch*) ou “autocondicionante” (Sarr et al., 2010).

Os sistemas do tipo *all-etch* podem ser de três ou dois passos. A primeira etapa é executada da mesma maneira para ambas as versões e consiste na aplicação de um ácido, seguida de sua lavagem. Na versão de três passos segue-se com a aplicação de um primer hidrofílico, que irá viabilizar a penetração do adesivo no tecido. O terceiro passo resume-se à inserção de um adesivo hidrofóbico que após sua polimerização, será capaz de unir esmalte/dentina e primer a um material resinoso. Com a intenção de simplificar e reduzir as etapas clínicas foi desenvolvida a versão condicione e lave de dois passos, na qual a etapa de condicionamento é seguida da aplicação de um único produto, onde o primer e o adesivo foram conjugados no mesmo frasco (Van Meerbeek et al., 2003; De Munck et al., 2005).

A abordagem *all-etch* ainda é a mais eficaz para o esmalte, não apenas pela estável união aos materiais restauradores, mas também pelo selamento marginal obtido ser capaz de prevenir o surgimento precoce de microinfiltrações na interface adesiva (Toledano et al., 2001; Gamborgi et al., 2007; Erickson et al., 2009). No entanto, quando se trata do substrato dentinário, acredita-se que ocorra uma degradação da interface adesiva como resultado da possível discrepância entre a profundidade condicionada pelo ácido e a profundidade infiltrada pelos monômeros resinosos (Sano, 2006; Breschi et al., 2008; Hashimoto, 2010). Ou seja, o colágeno dentinário exposto que não for infiltrado por adesivo, fica vulnerável à degradação hidrolítica e enzimática (Pashley et al., 2004; Breschi et al., 2008). Tay et al. (2004) sugerem que os sistemas adesivos *all-etch* de 2 passos agem como membranas permeáveis após a polimerização. Comportamento provavelmente causado pela ausência de uma camada de adesivo mais hidrofóbica, presente em sistemas adesivos de condicionamento ácido total e autocondicionantes convencionais, onde “primer” e “bond” encontram-se em frascos separados. Isso permite a passagem do fluido dentinário e não proporciona uma vedação hermética na dentina profunda, podendo acelerar a degradação da interface adesiva (Tay et al., 2004).

Para atender à demanda por etapas clínicas mais simples e menos sensíveis os sistemas adesivos autocondicionantes foram introduzidos no mercado. Esse método tem se destacado por trazer uma simplicidade de uso em comparação aos sistemas convencionais *all-etch*, consequência do menor número de etapas e menor tempo despendido na aplicação. Sobressai-se também por dispor de uma técnica menos sensível, uma vez que a eliminação das etapas de lavagem e secagem do

substrato exige o operador da decisão a respeito da exata umidade que deve ser mantida sobre a dentina no momento da aplicação do adesivo, não havendo a possibilidade de colapso das fibras colágenas (Van Meerbeek et al., 2005). Isso é possível porque os sistemas adesivos autocondicionantes possuem monômeros ácidos que simultaneamente executam as funções do ácido e do primer (Peumans et al., 2010), ou seja, a infiltração do adesivo acontece simultaneamente ao processo de desmineralização. Dessa forma, todo colágeno exposto seria infiltrado por adesivo. Com isso, o risco de discrepância entre a profundidade “condicionada” e a profundidade infiltrada pelos monômeros resinosos torna-se baixo ou inexistente (De Munck et al., 2005; van Dijken; Pallesen, 2008), além de não haver possibilidade de colapso das fibras colágenas. O que ocorre durante esse procedimento adesivo é uma dissolução parcial da *smear layer*, numa menor profundidade de desmineralização dentinária do que a alcançada pelos sistemas condicione e lave (Breschi et al., 2008). Sendo assim, as características dos sistemas adesivos autocondicionantes se traduzem num importante benefício clínico: a ausência ou menor incidência de sensibilidade pós-operatória relatada pelos pacientes, quando comparada com a sensibilidade causada pelos sistemas *all-etch* (Perdigão et al., 2003).

O pH das soluções autocondicionantes pode influenciar na profundidade de interação de seus monômeros funcionais com o remanescente dental, o que irá ocasionar consequências nas características morfológicas da interface adesiva. Sendo assim, as soluções autocondicionantes podem ser classificadas como “forte”, quando apresentam $\text{pH} \leq 1$, podendo atingir vários micrômetros de profundidade; “moderadamente forte”, se o pH situar-se entre 1 e 2, levando a uma profunda interação (entre 1 e 2 μm); “suave”, se $\text{pH} \approx 2$, com uma profundidade de interação de aproximadamente 1 μm e “ultra-suave”, quando possuem $\text{pH} > 2,5$, o que proporciona uma interação com a dentina em escala nanométrica (Van Meerbeek et al., 2011). Tem se observado que o sistema “suave” ($\text{pH} \approx 2$) de dois passos desmineraliza superfície dentinária suficiente para promover uma retenção micromecânica satisfatória, além de ser capaz de promover uma interação química ao preservar a hidroxiapatita presente na camada híbrida (Mine et al., 2009; Sarr et al., 2010).

Outro componente que atua no desempenho dos sistemas adesivos autocondicionantes é o seu tipo de monômero funcional, ou seja, sua afinidade com a

hidroxiapatita, o que irá influenciar no nível de interação química alcançada pelo adesivo (Van Landuyt et al., 2008). Um monômero em particular, o 10-MDP (10-Metacriloiloxidecil Dihidrogenofosfato), tem apresentado alta afinidade e estabilidade nas ligações com a hidroxiapatita (Bello et al., 2011; Yoshihara et al., 2011), o que poderia explicar o desempenho superior com relação aos valores de resistência adesiva alcançados pelo sistema adesivo Clearfil SE Bond, que contém o monômero 10-MDP em sua composição. Em razão de seu excelente comportamento tanto em ensaios *in vitro*, quanto *in vivo*, esse adesivo autocodicionante “suave” é considerado padrão ouro dentre os sistemas adesivos autocondicionantes (Peumans et al., 2007; Mine et al., 2009; Bello et al., 2011).

Existem ainda os sistemas adesivos intitulados “universais”, com a proposta de poderem ser utilizados em diferentes estratégias adesivas, como condicione e lave, autocondicionante ou com condicionamento ácido seletivo em esmalte. Recentemente, foi lançado no mercado brasileiro um sistema adesivo desse tipo (SingleBond Universal) que, assim como o Clearfil SE Bond, também possui em sua composição o monômero 10-MDP. Por ser um sistema adesivo relativamente recente, existe um crescente interesse em investigar seu comportamento frente aos materiais resinosos. Já é possível conhecer alguns resultados sobre sua morfologia e resistência adesiva inicial, onde chegou a demonstrar comportamento superior ao Clearfil SE Bond (Perdigão et al., 2012b; Acatauassú-Nunes, 2013). Quando o monômero 10-MDP está presente, têm se observado o aparecimento de um sal (MDP-Ca) nas nanocamadas que são formadas na interface adesiva (Yoshihara et al., 2011; Yoshida et al., 2012). Por ser considerado significativamente estável, este sal seria o provável responsável por uma interface adesiva mais resistente à biodegradação e a explicação para a longevidade clínica dos adesivos que contém o monômero 10-MDP (Yoshida et al., 2012).

2.3 ADESÃO ENTRE CIVRMs E SISTEMAS ADESIVOS OU RESINA COMPOSTA

A associação entre compósito e CIVRM já foi apontada como detentora de maiores valores de resistência adesiva quando comparada aos cimentos ionoméricos convencionais (Sidhu, 2011; Jaber Ansari et al., 2014). Os CIVRMs podem ligar-se

quimicamente aos sistemas adesivos ou resinas compostas por meio da copolimerização de monômeros que não reagiram (HEMA), inibidos pela presença do oxigênio, presentes na camada superficial do CIVRM polimerizado (Sidhu, 2011; Navimipour et al., 2012; Boruziniat; Gharaei, 2014). O HEMA não polimerizado na superfície do CIVRM pode melhorar a capacidade de molhamento das resinas compostas (Kerby; Knobloch, 1992; Farah et al., 1998). Com isso é possível observar a formação de tags resinosos no interior dos CIVRMs, aumentando a força adesiva do cimento submetido à essa técnica (Boruziniat; Gharaei, 2014). Os grupos metacrilato insaturados do CIVRM polimerizado pode formar fortes ligações covalentes com o agente de ligação da resina composta, melhorando a adesão na interface entre os dois materiais (Sidhu; Watson, 1995). A força coesiva mais elevada do CIVRM, em comparação ao CIV convencional, pode ser outro fator responsável pela resistência de união superior alcançada por esses cimentos com os compósitos (Kerby; Knobloch, 1992).

Os sistemas adesivos autocondicionantes parecem obter melhores resultados quanto a melhorar a resistência adesiva entre os CIVRMs e as resinas compostas quando comparados aos sistemas adesivos condicione e lave (Arora et al., 2010; Kasraie et al., 2013; Boruziniat; Gharaei, 2014). O processo de enxágue característicos dos sistemas adesivos condicione e lave pode remover cálcio e alumínio do cimento ionomérico (Boruziniat; Gharaei, 2014), reduzindo a força de coesão e suas propriedades mecânicas (Gopikrishna et al., 2009). Além disso, quanto menor a viscosidade do adesivo utilizado, maior força de adesão pode ser conseguida (Kasraie et al., 2013). Até mesmo para os CIVs convencionais, os sistemas adesivos condicione e lave podem não ser tão estáveis como os sistemas autocondicionantes. Zhang et al. (2011) observaram que os sistemas *all-etch* apresentaram menor resistência adesiva para todos os períodos de armazenamento em comparação aos sistemas adesivos autocondicionantes.

Autores têm apontado que a utilização da técnica de copolimerização dos cimentos ionoméricos e sistemas adesivos autocondicionantes aplicados em sua superfície é outro fator capaz de aumentar a resistência adesiva desses cimentos à resina composta (Kandaswamy et al., 2012; Boruziniat; Gharaei, 2014). O principal mecanismo proposto para explicar a deterioração da eficiência de adesão entre CIV e

resina composta é a degradação por hidrólise da interface entre os dois materiais (Zhang et al., 2011).

2.4 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DOS CIMENTOS IONOMÉRICOS

Diferentes métodos têm sido utilizados para avaliar a resistência adesiva dos cimentos de ionômero de vidro resinomodificados às estruturas dentais, como os testes de microtração, cisalhamento e microcisalhamento. Os testes comumente utilizados, geralmente apresentam falhas coesivas em material, o que sugere que os valores obtidos podem estar sendo subestimados e representariam melhor a força coesiva do próprio material do que uma real resistência da interface dente/cimento (Lin et al., 1992; Van Meerbeek et al., 2006). Apesar disso, muitos autores ainda utilizam testes de microtração ou cisalhamento para avaliar a força de adesão dos cimentos ionoméricos (Choi et al., 2006; Hajizadeh et al., 2009; Cardoso et al., 2010; Calvo et al., 2014).

O teste de microcisalhamento proposto por Shimada et al. (2002) é um método que utiliza uma área de superfície bastante reduzida, de cerca de 1mm². Este “micro-teste” segue a teoria proposta por Griffith (Placido et al., 2007; Adebayo et al., 2008), de que espécimes tão reduzidos, com menor área de adesão, aparentemente contêm menos defeitos internos e apresentam uma distribuição mais uniforme das tensões durante o teste (Placido et al., 2007; Armstrong et al., 2010). Além disso, ele utiliza a força de cisalhamento, na qual a carga aplicada tem íntimo contato com a interface a ser estudada. De maneira que, um fio metálico com 0,2mm de diâmetro é acoplado à célula de carga da máquina e justaposto ao corpo de prova, aplicando uma força de afastamento a velocidade de 1mm/min até o momento da fratura e os valores de carga máxima suportada pela união dentina/material são transformados em resistência de união (Shimada et al., 2002).

A aplicação de forças de cisalhamento parece ser a mais apropriada para os cimentos ionoméricos, devido à maior fragilidade desses materiais (Peumans et al., 2005; Braga et al., 2010; Bonifacio et al., 2012). Além disso, em comparação com o teste de cisalhamento convencional, a distribuição das tensões no teste de

microcisalhamento é mais concentrada na interface, o que reduz a probabilidade de falha coesiva em material ou dentina (McDonough et al., 2002), resultando na obtenção de forças adesivas maiores e consequentemente, num teste mais fiel (Banomyong et al., 2007).

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo identificar o melhor tratamento dentinário capaz de aumentar a resistência de união de cimentos de ionômero de vidro resinomodificados, comparando cinco tratamentos dentinários e quatro CIVRMs:

Quadro 3.1 – Tratamentos e Cimentos utilizados

Tratamentos dentinários	1. Manutenção da <i>smear layer</i> (Grupo Controle);
	2. Ácido poliacrílico a 20% com Cloreto de Alumínio a 3% (Cavity Conditioner - GC Corp., Tokyo, Japan);
	3. Sistema adesivo Universal utilizado como sistema adesivo autocondicionante de frasco único “all in one” (Single Bond Universal - 3M ESPE, St Paul, MN, USA);
	4. Sistema adesivo autocondicionante de 2 passos (Clearfil SE bond - Kuraray Medical, Tokyo);
	5. Primer Vitremer (3M ESPE, St Paul, MN, USA);
Cimentos de ionômero de vidro resinomodificados (CIVRMs)	1. GC Fuji II LC® CAPSULE - GC Corp, Tokyo, Japan;
	2. GC Fuji LINING® LC (Paste Pak) – GC Corp, Tokyo, Japan;
	3. Vitrebond® – 3M ESPE, St Paul, MN, USA;
	4. Vitremer® – 3M ESPE, St Paul, MN, USA;

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS, INSTRUMENTAIS E EQUIPAMENTOS

- 200 incisivos bovinos
- Ácido poliacrílico a 20% com Cloreto de Alumínio a 3% (Cavity Conditioner – GC Corp., Tokyo, Japan - Lote: 1312091)
- Água destilada e deionizada (Milli-Q®/Millipore, Merck KGaA, Darmstadt, Alemanha)
- Amalgamador Ultramat 2 (SDI Limited, Bayswater, Australia)
- Aparelho Fotopolimerizador tipo LED sem fio e de alta potência - Radii-cal luz LED (SDI Limited, Bayswater, Australia)
- Aplicadores descartáveis Kg Brush, tamanho regular (KG Sorensen - Medical Burs Indústria e Comércio de Pontas e Brocas Cirúrgicas Ltda, Cotia, SP, BR)
- Cimento de ionômero de vidro resinomodificado Vitrebond® (3M ESPE, St Paul, MN, USA - Lote: 1335300448)
- Cimento de ionômero de vidro resinomodificado GC Fuji II LC® CAPSULE (GC Corp, Tokyo, Japan - Lote: 1312171)
- Cimento de ionômero de vidro resinomodificado GC Fuji LINING® LC (Paste Pak) (GC Corp, Tokyo, Japan - Lote: 1302061)
- Cimento de ionômero de vidro resinomodificado Vitremer® (3M ESPE, St Paul, MN, USA - Lote: 1418900185)
- Compressas cirúrgicas de gaze hidrófilas de 11 fios/cm² (America Medical, Curvelo, MG, BR)
- Cortadeira de precisão (Labcut modelo 1010, Extec, Enfield, CT, USA)
- Cronômetro digital
- Discos de lixa de carbetto de silício, granulação 600 (Buehler, Germany)
- Discos de lixa de carbetto de silício, granulação 80 (3M do Brasil, Sumaré, SP, BR)
- Espátula plástica (GC Corp, Tokyo, Japan)
- Espátula plástica (Jon Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, BR)

- Estufa para cultura bacteriológica (Orion 502, Fanem, Guarulhos, SP, BR)
- Fio ortodôntico de aço inox. para amarrilho, com Ø 0,20mm (Morelli Ortodontia, Sorocaba, BR)
- Fita dupla-face de polipropileno, com 0,057 mm de espessura (Adelbras, Vinhedo, SP, BR)
- Lâmina para microscopia
- Lâminas Wilkinson Sword (Procter & Gamble do Brasil S.A., Manaus, AM, BR)
- Lavadora Ultrassônica Digital Cd-4820 (Kondortech, São Carlos, SP, BR)
- Lixadeira (Politriz Ecomet 6 Automet-Buehler, Lake Buff, IL, USA – FAPESP: 2003/12182-4)
- Máquina universal de ensaios de materiais (Instron 5942 - Canton, MA, EUA)
- Matriz em PVC com Ø interno de 16mm x 0,8mm de altura (Tigre - Tubos e Conexões, Rio Claro, SP, BR)
- Microscópio digital com câmera de vídeo (Miview Digital Microscope DM 130 U – Cosview Technologies Co., Ltd., Bantian, Longgang Dist., China)
- Paquímetro digital (série 500, Mitutoyo Sul Americana, São Paulo, SP, BR)
- Perfurador de lençol de borracha (modelo Ainsworth, Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, BR)
- Pinça Adson de 12cm sem dente (Golgran, São Caetano do Sul, SP, BR)
- Pinça clínica de 16cm (Golgran, São Caetano do Sul, SP, BR)
- Pinça Clínica Odontopediatria de 13cm (Golgran, São Caetano do Sul, SP, BR)
- Placa de vidro lisa (Golgran, São Caetano do Sul, SP, BR)
- Potes dappen de plástico (Golgran, São Caetano do Sul, SP, BR)
- Radiômetro - Curing Lightmeter 105 (FAPESP: 2000/10950-8)
- Resina acrílica autopolimerizante (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, Campo Limpo Paulista, SP, BR - Lote: 170614)
- Seringa tríplice (Dabi Atlante, Ribeirão Preto, BR)
- Sistema adesivo autocondicionante de 2 passos Clearfil SE bond (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japan - Lote: 01233A/01865A)
- Sistema adesivo universal utilizado como sistema adesivo autocondicionante de frasco único “all in one” Single Bond Universal (3M ESPE, St Paul, MN, USA - Lote: 526247)
- Sonda OMS - boll point (Millenium, São Caetano do Sul, SP, BR)

- Tesoura Iris Reta (Quinelato - Schobell Industrial Ltda, Rio Claro, SP, BR)
- Tubos plásticos com diâmetro interno de 1,0mm

Quadro 4.1: Composição, lote e fabricante dos materiais estudados

Material	Composição básica	Lote	Fabricante
Fuji II LC® CAPSULE	Líquido: 20-22% ácido poliacrílico, 30-40% HEMA, 5-7% 2,2,4, trimetil dicarbonato de hexametileno, 4-6% TEGDMA, 5-15% ingredientes patenteados. Pó: vidro de aluminossilicato	1312171	GC Corp, Tokyo, Japan
Fuji LINING® LC (Paste Pak)	Pasta A: 70-80% vidro de alumínio-silicato, 10-15% HEMA, 5-10% dimetacrilato de uretano. Pasta B: 30-40% HEMA, 25-35% ácido poliacrílico, 5-10% ingrediente patentado, 1-5% pó de sílica.	1302061	GC Corp, Tokyo, Japan
Vitrebond®	Pó: fluor-alumínio-zinco silicato de vidro. Líquido: 40% ácido itacônico-isocianatoetil metacrilato acrílico (1: 1, 1: 2,2), 24% HEMA, água.	1335300448	3M ESPE, St Paul, MN, USA
Vitremer®	Pó: 70% vidro de fluoroaluminossilicato, persulfato de potássio e ácido ascórbico (sistema catalisador patentado), peróxido de benzoíla. Líquido: 15% copolímero de ácido polimaléico e hema = ácido poliacrílico modificado com HEMA (MA-PAA), 15% 2-HEMA, 8% água, canforquinona, ácido ascórbico solúvel em água, microencapsulado, persulfato de potássio.	1418900185	3M ESPE, St Paul, MN, USA
Cavity Conditioner	20% de ácido poliacrílico, 3% de hidrato de cloreto de alumínio, água destilada, 0,1% de aditivo alimentar Azul No. 1. pH=1,2	1312091	GC Corp, Tokyo, Japan
Clearfil SE bond	Primer: 10-MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, dl-canforquinona, N, N-dietanol-p-toluidina, água. Bond: 10-MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrofóbico, dl-canforquinona, N, N-dietanol-p-toluidina, sílica coloidal silanizada.	01233A/ 01865A	Kuraray Medical, Tokyo
Single Bond Universal	Bis-GMA, metacrilato de 2-hidroxietila, sílica tratada com silício, álcool etílico, decametileno dimetacrilato, água, 10-MDP, copolímero de acrílico e ácido itacônico, canforquinona, N,N-dimetilbenzocaína, metacrilato de 2-dimetilamonoetilo, metil etil cetona.	526247	3M ESPE, St Paul, MN, USA
Primer Vitremer	Ácido poliacrílico modificado com HEMA, 2-HEMA, etanol, canforquinona.	1418900185	3M ESPE, St Paul, MN, USA

4.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Quadro 4.2: Delineamento experimental deste estudo

Unidade experimental	Média dos 2 cilindros de material ionomérico confeccionados sobre cada superfície dentinária		
Variável resposta	1. Resistência de união ao microcisalhamento 2. Avaliação do padrão de fratura		
Fatores de variação	A. Tratamentos dentinários	5 níveis	1. Grupos Controle (sem condicionamento); 2. Ácido poliacrílico a 20% com Cloreto de Alumínio a 3% (Cavity Conditioner - GC Corp., Tokyo, Japan); 3. Sistema adesivo Universal utilizado como sistema adesivo autocondicionante de frasco único "all in one" (Single Bond Universal - 3M ESPE, St Paul, MN, USA); 4. Sistema adesivo autocondicionante de 2 passos (Clearfil SE bond - Kuraray Medical, Tokyo); 5. Primer Vitremer (3M ESPE, St Paul, MN, USA);
	B. CIVRMs	4 níveis	1. GC Fuji II LC® CAPSULE - GC Corp, Tokyo, Japan; 2. GC Fuji LINING® LC (Paste Pak) – GC Corp, Tokyo, Japan; 3. Vitrebond® – 3M ESPE, St Paul, MN, USA; 4. Vitremer® – 3M ESPE, St Paul, MN, USA;

Desse modo, os dois fatores de variação, A e B, com 5 e 4 níveis de variação, respectivamente, resultaram em 20 grupos experimentais. Em cada grupo foram utilizadas 10 superfícies de dentina obtidas a partir dos incisivos bovinos (n=10). Sobre cada superfície de um mesmo grupo foi realizado um tipo de tratamento e confeccionados 2 cilindros de material ionomérico (Quadro 4.3).

Quadro 4.3 - Grupos experimentais

	Grupos Controle (sem condicionamento)	Ácido Poliacrílico	Single Bond Universal	Clearfil SE Bond	Primer Vitremer
GC Fuji II LC®	C Fuji	Poli Fuji	Uni Fuji	Clear Fuji	Primer Fuji
GC Fuji LINING® LC	C Lining	Poli Lining	Uni Lining	Clear Lining	Primer Lining
Vitrebond®	C VB	Poli VB	Uni VB	Clear VB	Primer VB
Vitremer®	C VM	Poli VM	Uni VM	Clear VM	Primer VM

4.3 ATENDIMENTO ÀS NORMAS DE BIOÉTICA

Esta dissertação teve seu projeto de pesquisa considerado isento de análise pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA/FOUSP). Certificado registrado sob o protocolo de nº 003/2015, conforme anexo A.

4.4 OBTENÇÃO DAS AMOSTRAS

Para a realização deste estudo foram utilizados 200 incisivos bovinos (Figura 4.1) provenientes de frigorífico (protocolo nº 003/2015 – Anexo A).

Figura 4.1 - A: Dentes bovinos armazenados em água destilada;
B: Imagem individualizada do elemento dental;

4.5 PREPARO DAS AMOSTRAS

Os elementos dentais tiveram suas superfícies palatinas desgastadas em politriz (Ecomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL) com lixas de carbureto de silício de granulação 80 (3M do Brasil, Sumaré, SP, BR), sob refrigeração, para exposição da câmara pulpar, remoção dos tecidos pulpares e obtenção de uma superfície plana. As superfícies vestibulares foram desgastadas paralelamente às superfícies palatinas para a obtenção de superfícies planas em dentina (Figura 4.2). O desgaste vestibular foi realizado até que se atingisse uma espessura de aproximadamente 2mm de dentina, a qual foi verificada com paquímetro digital (série 500, Mitutoyo Sul Americana, São Paulo, SP, BR).

Figura 4.2 - A: desgaste da superfície palatina; B: superfície palatina planificada; C: câmara pulpar exposta e limpa; D: desgaste da superfície vestibular; E: superfície vestibular planificada.

Após os desgastes, os dentes foram submetidos a dois cortes transversais em cortadeira de precisão (Labcut 1010, Extec, Enfield, CT, USA) sob refrigeração, de forma a obter um fragmento de dentina pertencente ao terço médio da coroa dental. O primeiro corte ocorreu no terço incisal, o segundo, na porção cervical, para a remoção das raízes e terço cervical. Obtendo-se, assim, um fragmento de dentina com aproximadamente 6x12x2mm por dente bovino, o que totalizou 200 fragmentos (Figura 4.3).

Figura 4.3 - A: remoção da porção incisal; B: remoção da porção cervical e raiz; C e D: aferição das medidas do fragmento.

A fim de facilitar a manipulação dos espécimes e futura fixação dos mesmos na máquina de ensaios universal (Instron 5942 - Canton, MA, EUA), cada fragmento foi incluído em resina acrílica quimicamente ativada com o auxílio de dispositivos de PVC (policloreto de polivinila) de aproximadamente 16mm de diâmetro interno e 8mm de altura, dimensões compatíveis com as do dispositivo de fixação da máquina de ensaio universal. Para a inclusão, usou-se uma placa de vidro na qual três tiras de fita dupla face foram coladas. Os tubos PVC (Tigre - Tubos e Conexões, Rio Claro, SP, BR) foram posicionados sobre as tiras de fita dupla face e os fragmentos dentários colocados dentro dos mesmos, de maneira que a superfície plana de dentina ficasse em contato com a fita adesiva. Imediatamente, a resina acrílica era vertida nos tubos para fixar os fragmentos em posição (Figura 4.4).

Figura 4.4 – A: placa de vidro com as três fitas coladas; B: espécimes posicionados no interior dos tubos; C: espécimes incluídos em resina acrílica autopolimerizável.

Após essa etapa, os espécimes foram submetidos à lavagem em cuba ultrassônica (Lavadora Ultrassônica Digital Cd-4820, Kondortech, São Carlos, Brasil), com água destilada e deionizada (Milli-Q®, Merck KGaA, Darmstadt, Alemanha) por 480 segundos com o propósito de remover os grânulos de abrasivo da lixa utilizada para planificação. Em seguida, foi executada a padronização da camada de esfregaço

(*smear layer*) da superfície dentinária em politriz (Ecomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL) acionada em baixa velocidade (100 RPM), sob refrigeração, com lixa de carbureto de silício de granulação 600, durante 1 minuto (Shimaoka et al., 2011) (Figura 4.5). Para garantir maior precisão na obtenção de uma superfície paralela, foi utilizado um dispositivo cilíndrico de metal cujo centro contém um peso que garante um desgaste uniforme, plano e paralelo. Posteriormente, todos os espécimes foram lavados em água e distribuídos aleatoriamente entre os 20 grupos.

Figura 4.5 - A: espécimes submetidos à lavagem em cuba ultrassônica; B: padronização da *smear layer*.

4.6 ENSAIO DE MICROCISALHAMENTO

A metodologia para o ensaio de microcisalhamento seguiu os padrões de outros estudos que também trabalharam com teste de microcisalhamento e resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro (Bonifacio et al., 2012; Garbui et al., 2013).

Todos os corpos de prova (cilindros de materiais ionoméricos) foram confeccionados dois a dois, de maneira aleatória entre os grupos e com delimitação da área adesiva segundo Shimaoka et al. (2011).

Para facilitar a compreensão da metodologia, os itens a seguir demonstram a confecção dos corpos de prova de acordo com cada tratamento dentinário.

4.6.1 Confeção dos corpos de prova para os Grupos Controles, ou seja, sem condicionamento (C Fuji, C Lining, C VB e C VM)

Os espécimes dos Grupos Controles (sem condicionamento) eram secos cuidadosamente e recebiam uma fita adesiva dupla face ácido resistente (Adelbras, Vinhedo, SP, BR). Cada fragmento de fita recebia previamente duas perfurações circulares de aproximadamente 1,0mm de diâmetro, realizada com perfurador de lençol de borracha Ainsworth (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda, Petrópolis, RJ, BR) (Figura 4.6 - A). Dessa maneira, uma das faces adesivas da fita ficava aderida ao fragmento de dentina, delimitando e expondo duas superfícies dentinárias com diâmetro de aproximadamente 1,0mm cada (Figura 4.6 - B). A película protetora da fita adesiva era removida e microtubos cilíndricos de plástico transparente, ácido resistente, com 1,0mm de diâmetro interno e 1,0mm de altura eram posicionados sobre a superfície para agirem como matriz (Figura 4.6 – C e D). Os microtubos eram posicionados, de forma que seu diâmetro interno coincidisse com a perfuração da fita.

Figura 4.6 – A: Perfuração na fita adesiva; B: Fita posicionada na superfície dental; C: Remoção da película protetora; D: Microtubos em posição.

Posteriormente, um dos quatro cimentos ionoméricos (GC Fuji II LC® ou GC Fuji LINING® LC, Vitrebond® ou Vitremer®) era manipulado, de acordo com as instruções do seu fabricante (Quadro 4.4), e inserido no interior do microtubo com o auxílio de uma sonda OMS - boll point (Millenium, São Caetano do Sul, SP, BR), até que o mesmo fosse completamente preenchido. Por fim, era promovida a fotopolimerização do cimento (Radii-cal luz LED, SDI) (Figura 4.7).

Quadro 4.4 - CIVRM utilizados e protocolos de aplicação recomendados pelos respectivos fabricantes

Cimentos Ionoméricos	Protocolo de aplicação recomendado
GC Fuji II LC® CAPSULE	Preparar a cápsula e inseri-la num misturador de amálgama. Misturar durante 10 segundos a alta rotação. Colocar a cápsula no aplicador de cápsula GC. Tempo de trabalho: 3 minutos e 15 segundos desde o início da mistura, a 23°C. Fotopolimerização: 20 segundos.
GC Fuji LINING® LC (Paste Pak)	Pressionar a alavanca para dispensar as quantidades necessárias de pastas no bloco de espatulação. Espatular usando uma espátula de plástico por 10 segundos. Tempo de trabalho: 2 minutos e 15 segundos desde o início da mistura a 23°C. Fotopolimerização: 20 segundos.
Vitrebond®	Agitar o frasco para afofar o pó. Segurar o frasco do líquido em posição vertical para dispensar a gota. Proporções aceitas (pó/líquido): 1:1; 2:1 ou 1:2. Proporção utilizada: 2:1. Misturar com uma espátula todo o pó no líquido rapidamente (10-15 segundos). Tempo de trabalho: 2 minutos e 40 segundos à temperatura ambiente. Fotopolimerização: 30 segundos.
Vitremer®	Sacudir o frasco para afofar o pó. Segurar o frasco do líquido em posição vertical para dispensar a gota. Proporção pó/líquido: 1:1. O pó deverá ser todo incorporado no líquido em 45 segundos. Tempo de trabalho: 3 minutos a partir do início da mistura, à temperatura ambiente. Fotopolimerização: 40 segundos.

Figura 4.7 - A: sonda OMS; B: fotopolimerização do cimento e tempos de fotoativação de cada cimento.

Cabe ressaltar que quando se fazia necessária a utilização do aparelho fotopolimerizador, as atividades eram iniciadas pela aferição de sua intensidade de luz (mW/cm^2) por meio de um radiômetro (Curing Lightmeter 105). Além disso, a distância da fonte de luz até o microtubo era controlada por meio da colocação de uma lâmina para microscopia entre eles (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Controle da distância da fonte de luz.

4.6.2 Confecção dos corpos de prova para os grupos com tratamento pelo ácido poliacrílico (Poli Fuji, Poli Lining, Poli VB e Poli VM)

Os grupos condicionados com ácido poliacrílico (Poli Fuji, Poli Lining, Poli VB e Poli VM) tinham este produto aplicado sobre a superfície dentinária conforme as orientações do fabricante (Quadro 4.5). Após a lavagem abundante e secagem cuidadosa, recebiam a fita adesiva dupla face com as perfurações. A etapa seguinte consistia na manipulação e inserção dos cimentos: um dos quatro cimentos ionoméricos (GC Fuji II LC® ou GC Fuji LINING® LC, Vitrebond® ou Vitremer®) era manipulado, de acordo com as instruções do seu fabricante (Quadro 4.4), inserido no interior do microtubo com o auxílio de uma sonda OMS - boll point (Millenium, São Caetano do Sul, SP, BR), até que o mesmo fosse completamente preenchido, e realizava-se a fotopolimerização (Rádio-cal luz LED, SDI) do mesmo modo relatado anteriormente.

Quadro 4.5 - Grupos que receberam ácido poliacrílico como tratamento e protocolo de aplicação recomendado pelo fabricante.

Produto para tratamento	Grupos	Protocolo de aplicação recomendado pelo fabricante
Ácido Poliacrílico (Cavity Conditioner)	Poli Fuji, Poli Lining, Poli VB e Poli VM	Aplicar na superfície durante 10 segundos, com auxílio de um aplicador descartável, lavar abundantemente e secar gentilmente, com o auxílio de leves jatos de ar e um algodão compactado, de forma a não desidratar a dentina.

4.6.3 Confecção dos corpos de prova para os grupos com tratamento pelo Single Bond Universal (Uni Fuji, Uni Lining, Uni VB e Uni VM) ou Clearfil SE Bond (Clear Fuji, Clear Lining, Clear VB e Clear VM) ou Primer Vitremer (Primer Fuji, Primer Lining, Primer VB e Primer VM)

Para a confecção dos corpos de prova nos grupos com tratamento pelo Single Bond Universal, Clearfil ou Primer Vitremer, os fragmentos de dentina incluídos recebiam a fita adesiva dupla face com as duas perfurações e sobre as superfícies de dentina expostas eram aplicados um dos três tratamentos (Single Bond Universal, Clearfil SE Bond ou Primer Vitremer), de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes (Quadro 4.6 e Figura 4.9).

Quadro 4.6 – Grupos que receberam como tratamento Single Bond, Clearfil ou Primer Vitremer e protocolo de aplicação de cada tratamento.

Produtos para tratamento	Grupos	Protocolo de aplicação recomendado pelo fabricante
Single Bond Universal	Uni Fuji, Uni Lining, Uni VB e Uni VM	A superfície dental deve ser seca com o auxílio de leves jatos de ar e um algodão compactado, de forma a não desidratar a dentina. Com o auxílio de um aplicador descartável, aplicar o adesivo ativamente durante 20 segundos. Aplicar leve jato de ar por 5 segundos e fotoativar durante 10 segundos.
Clearfil SE Bond	Clear Fuji, Clear Lining, Clear VB e Clear VM	Aplicar o primer (frasco 1) com o auxílio de um pincel descartável e deixar agir por 20 segundos. Em seguida, aplicar leve jato de ar. Aplicar então o Bond (frasco 2) com pincel descartável e em seguida leve jato de ar para uniformizá-lo. Fotoativar por 10 segundos.
Primer Vitremer	Primer Fuji, Primer Lining, Primer VB e Primer VM	Com um pincel, aplicar o primer durante 30 segundos. Secar o primer com uma seringa de ar durante 15 segundos. Não enxaguar. A superfície deve ficar com um aspecto brilhante. Fotopolimerizar durante 20 segundos.

Figura 4.9 - A: delimitação da área adesiva; B: aplicação de um dos três tratamentos.

Após a aplicação de um dos três tratamentos, a película protetora da fita adesiva era removida e os microtubos posicionados sobre a superfície, de forma que seu diâmetro interno coincidisse com a perfuração da fita, para agirem como matriz (Figura 4.10).

Figura 4.10 - A: remoção da película protetora; B: microtubos em posição.

Em seguida era promovida a fotopolimerização do tratamento (Radii-cal luz LED, SDI) e um dos quatro cimentos ionoméricos (GC Fuji II LC® ou GC Fuji LINING® LC, Vitrebond® ou Vitremer®) era manipulado, de acordo com as instruções do seu fabricante (Quadro 4.4), inserido no interior do microtubo com o auxílio de uma sonda OMS - boll point (Millenium, São Caetano do Sul, SP, BR), até que o mesmo fosse completamente preenchido, e realizava-se a fotopolimerização (Radii-cal luz LED, SDI) (Figura 4.11).

Figura 4.11 - A: fotopolimerização do tratamento; B: sonda OMS carregada com cimento; C: fotoativação do cimento.

Concluída a etapa de confecção dos corpos de prova, os espécimes eram armazenados em água destilada e deionizada (Milli-Q®, Merck KGaA, Darmstadt, Alemanha) em estufa (Orion 502, Fanem, Guarulhos, SP, BR) a 37°C. Decorridas 24 horas de armazenamento, os microtubos e a fita dupla face eram removidos com o auxílio de uma pinça Adson sem dente (Golgran, São Caetano do Sul, SP, BR). Em seguida, os corpos de prova eram observados por meio de microscópio digital com câmera de vídeo (Miview Digital Microscope DM 130 U – Cosview Technologies Co., Ltd., Bantian, Longgang Dist., China) num aumento padronizado de 50 vezes para certificação da ausência de defeitos.

Posteriormente, os espécimes eram fixados ao dispositivo para execução do teste de microcisalhamento em máquina universal de ensaios de materiais (Instron 5942 - Canton, MA, EUA), de modo que os corpos de prova ficassem alinhados ao prolongamento da célula de carga da máquina. Um fio metálico de 0,2mm de diâmetro, em contato com o semicírculo inferior dos cilindros, laçava simultaneamente esse cilindro e o prolongamento da célula de carga (Figura 4.12).

Figura 4.12 – A: Ilustração representando o ensaio de microcisalhamento; B: Imagem do ensaio de microcisalhamento.

A força de microcisalhamento era aplicada a uma velocidade de 1mm/min até que ocorresse a fratura de cada corpo de prova. No momento da fratura o movimento era automaticamente interrompido e o valor registrado. Os valores de resistência adesiva no momento da fratura eram registrados em Newton (N) e posteriormente convertidos para Mega Pascal (MPa), dividindo-se a força (N) pela área da interface adesiva (mm^2). Como cada dente possuía dois cilindros do mesmo material ionomérico e tratamento, foi feita a média simples dos cilindros de CIVRMs de cada dente.

4.7 ANÁLISE DOS PADRÕES DE FRATURA

O padrão de fratura de cada corpo de prova foi avaliado com o auxílio de microscópio digital com câmera de vídeo num aumento padronizado de 50 vezes (Miview Digital Microscope DM 130 U – Cosview Technologies Co., Ltd., Bantian, Longgang Dist., China). Cada espécime era posicionado paralelamente à lente do microscópio e as fraturas eram classificadas como: adesivas, coesivas em dentina, coesivas em material ou mistas (dois ou mais tipos de fraturas). A avaliação qualitativa dos padrões de fratura foi realizada num único dia e por um único operador, para que fosse possível padronizar a análise e evitar ao máximo possíveis divergências de classificação.

5 RESULTADOS

Os resultados de resistência de união originais consistiam de 400 valores correspondentes a 5 tratamentos (controle, ácido poliacrílico, Single Bond Universal, Clearfil e Primer Vitremer), 4 cimentos (GC Fuji II LC®, GC Fuji LINING® LC, Vitrebond® e Vitremer®) e 10 superfícies de dentina com 2 cilindros em cada superfície. Resultando no produto fatorial $5 \times 4 \times 10 \times 2 = 400$ (Apêndices A e B).

Em cada superfície, foi calculada a média dos 2 cilindros, resultando na tabela 5.1 com 200 valores de resistência de união.

Tabela 5.1 – Resistência adesiva (MPa)

C Fuji	Poli Fuji	Clear Fuji	Uni Fuji	Primer Fuji	C Lining	Poli Lining	Clear Lining	Uni Lining	Primer Lining	C VB	Poli VB	Clear VB	Uni VB	Primer VB	C VM	Poli VM	Clear VM	Uni VM	Primer VM
6,30	10,71	20,18	18,37	12,09	5,13	8,11	18,59	16,35	7,69	8,66	8,25	17,84	12,65	5,42	10,58	8,72	17,37	18,29	11,83
17,94	16,46	20,51	22,93	9,96	3,72	8,38	22,16	16,49	5,50	9,95	8,22	17,40	14,56	7,65	6,11	9,80	20,58	16,19	15,06
10,98	14,54	22,90	19,74	11,76	8,84	7,11	20,77	18,34	5,78	8,43	9,92	13,31	16,72	7,76	7,97	8,53	13,88	19,47	12,97
8,42	15,93	19,86	22,39	10,65	6,43	4,53	22,82	19,81	5,52	9,64	11,87	18,31	17,23	8,13	6,13	8,07	14,96	18,85	8,91
9,99	13,56	18,24	18,91	14,31	3,05	6,03	18,11	17,76	7,37	7,03	11,28	16,08	18,19	6,11	6,98	11,31	15,79	14,65	12,22
18,43	10,20	25,94	16,31	10,89	2,79	6,25	19,58	14,83	5,10	9,32	6,28	18,56	14,97	10,59	12,86	15,22	15,35	19,21	6,38
5,31	10,84	19,94	15,55	5,88	3,96	4,76	16,82	19,99	6,91	9,03	11,13	18,21	15,09	10,60	7,97	15,46	15,15	17,65	10,53
17,75	12,27	20,26	14,40	5,65	4,17	4,10	17,43	13,90	5,88	8,12	10,67	16,67	12,85	7,47	4,44	11,50	14,55	21,28	6,69
7,57	13,23	21,73	20,48	8,43	2,72	4,48	16,00	14,96	7,35	7,01	4,52	16,14	17,67	14,09	8,46	17,49	14,66	17,48	10,65
16,73	10,23	20,89	19,87	15,32	3,57	6,87	17,56	15,99	6,97	3,81	8,52	19,55	15,86	7,77	14,11	12,12	15,90	14,80	6,41

C: Controle; Poli: Ácido Poliacrílico; Clear: Clearfil SE; Uni: Single Bond Universal; Primer: Primer do Vitremer; Fuji: Fuji II LC; Lining: Fuji Lining; VB: Vitrebond; VM: Vitremer

5.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Por meio do teste de microcisalhamento, foram obtidos 400 valores de resistência adesiva, uma vez que cada espécime possuía 2 cilindros de cimento ionomérico (Apêndices A e B). Para a análise estatística, foram calculadas as médias dos dois cilindros de CIVRM de cada espécime, o que resultou em 200 valores em MPa (Tabela 5.1). Esses resultados foram submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov com correção de Lilliefors e à verificação de homogeneidade dos dados, para que fosse possível escolher o teste estatístico mais adequado (Apêndice C). Os testes apontaram que os dados possuíam aderência à curva normal e eram homogêneos, indicando a análise propriamente dita dos dados por meio do teste estatístico paramétrico ANOVA (Análise de Variância) para dois fatores de variação (cimento e tratamento), considerando-se um nível de significância de 5%. As análises estatísticas foram realizadas com o Software BioEstat 5.0 para Windows.

A ANOVA (Análise de Variância) a dois fatores (tratamento e cimento), demonstrou haver diferença estatística tanto entre os tratamentos, como entre os cimentos e na interação de ambos ($p < 0,0001$) (Tabela 5.2).

Tabela 5.2 - ANOVA a dois fatores

FONTES DE VARIAÇÃO	GL	SQ	QM
Tratamentos	4	3739,412	934,853
Cimentos	3	549,1311	183,044
Interação	12	326,4531	27,2044
Erro	180	1181,929	6,5663
	---	---	---
F (Tratamentos) =	142,372	---	---
Graus de liberdade =	4, 180	---	---
p (Tratamentos)	< 0.0001	---	---
F (Cimentos) =	27,8764	---	---
Graus de liberdade =	3, 180	---	---
p (Cimentos) =	< 0.0001	---	---
F (Interação) = Tx C	4,1431	---	---
Graus de liberdade =	12, 180	---	---
p (Interação) =	< 0.0001	---	---

Para comparar as médias e detectar as diferenças estatisticamente significantes, houve a necessidade de realizar o teste auxiliar de Tukey com nível de significância de 5%.

No teste de Tukey, foram obtidos $T=1,56$ para a comparação entre os tratamentos, $T=1,32$ para a comparação entre os cimentos e $T=4,06$ para que fosse avaliada a interação entre tratamentos e cimentos. Por meio desses valores foi realizada a comparação entre as médias de cada grupo.

Sob o ponto de vista dos tratamentos, o teste de Tukey mostrou que os sistemas adesivos Clearfil SE ($\bar{X}=18,26 \pm 2,78$) e SingleBond ($\bar{X}=17,28 \pm 2,49$) Universal não apresentaram diferença estatística entre si e foram os que atingiram os

maiores valores de resistência adesiva em relação aos demais tratamentos, o que representou um aumento na resistência de união de 121% para o Clearfil SE e 109,2% para o Single Bond Universal em relação ao Grupo Controle. O Ácido Poliacrílico ($\bar{X}=9,94 \pm 3,55$) obteve valores intermediários, correspondendo a um aumento de 20% na resistência adesiva em relação ao Grupo Controle, se diferenciando estatisticamente dos outros tratamentos, com exceção do Primer ($\bar{X}=8,91 \pm 2,97$), perante o qual não houve diferença estatística. O grupo controle ($\bar{X}= 8,26 \pm 4,17$) evidenciou os menores valores, se diferenciando estatisticamente dos sistemas adesivos e do ácido poliacrílico, mas com resultados que o equiparou ao tratamento com o Primer do Vitremer (Tabela 5.3).

Tabela 5.3 – Tukey entre tratamentos

Tratamentos	Médias e desvio padrão	Porcentagem de aumento da resistência adesiva em relação ao Grupo Controle
Controle	$\bar{X}= 8,26 \pm 4,17$ ^c	-
Ácido Poliacrílico	$\bar{X}=9,94 \pm 3,55$ ^b	20%
Clearfil SE	$\bar{X}=18,26 \pm 2,78$ ^a	121%
Single Bond Universal	$\bar{X}=17,28 \pm 2,49$ ^a	109,2%
Primer do Vitremer	$\bar{X}=8,91 \pm 2,97$ ^{bc}	Não se diferenciou estatisticamente do grupo controle

Letras distintas indicam diferença estatística $T > 1,56$

Quando se avaliou as diferenças estatísticas entre os cimentos, o teste de Tukey evidenciou que o Fuji II LC atingiu os maiores resultados de resistência de união. Os cimentos Vitrebond e Vitremer alcançaram valores intermediários, que não foram diferentes entre si. O cimento Fuji Lining obteve os menores valores, no entanto sem diferença estatística em relação ao comportamento do Vitrebond (Tabela 5.4).

Tabela 5.4 – Tukey entre cimentos

Cimentos	Médias e desvio padrão
Fuji II LC	$\bar{X} = 15,03 \pm 5,27^a$
Fuji Lining LC	$\bar{X} = 10,55 \pm 6,39^c$
Vitrebond	$\bar{X} = 11,70 \pm 4,40^{bc}$
Vitremer	$\bar{X} = 12,83 \pm 4,37^b$

Letras distintas indicam diferença estatística $T > 1,32$

Na tabela 5.5 pode-se analisar a interação entre tratamento e cimento, onde a observação de cada linha demonstra as diferenças dos 5 tratamentos para um mesmo cimento e a visualização das colunas denota as diferenças de um mesmo tratamento para os 4 cimentos estudados. O teste de Tukey ($T=4,06$) apontou que para o cimento Fuji II os maiores resultados de adesão foram obtidos quando um dos sistemas adesivos era utilizado como tratamento prévio, independente do sistema adesivo. Porém, entre os tratamentos Ácido Poliacrílico ($\bar{X}=12,80 \pm 2,33$), Primer ($\bar{X}=10,49 \pm 3,19$) e Grupo Controle ($\bar{X}=11,94 \pm 5,24$), não houve diferença estatisticamente significativa, que promoveram menores resultados de resistência de união. O cimento Fuji Lining também atingiu sua maior resistência de união quando utilizado após um dos sistemas adesivos. Para os demais tratamentos com este cimento, as médias de resistência adesiva foram as mais baixas, não se diferenciando entre si. Dessa forma, o Fuji Lining foi o cimento que apresentou a variação mais expressiva dentre os cimentos estudados (Gráfico 5.1). Seguindo a mesma direção dos outros cimentos, tanto o Vitrebond, quanto o Vitremer, alcançaram seus maiores valores de resistência de união quando um dos

sistemas adesivos foi utilizado. Os demais tratamentos resultaram em valores medianos, que não se diferenciaram entre si.

Analisando qual cimento obteve a maior média de resistência adesiva dentro de um mesmo tratamento, pôde-se constatar que, tanto para a ausência de tratamento (Grupo controle), quanto para o uso do Ácido Poliacrílico, o cimento Fuji Lining obteve os menores resultados de resistência de união, se diferenciando somente dos cimentos Fuji II e Vitremer. Para os mesmos tratamentos (controle e ácido poliacrílico), o cimento Vitrebond alcançou valores medianos, que não se diferenciaram dos resultados obtidos pelo Fuji, Vitremer ou Fuji Lining. Considerando o Clearfil SE como tratamento, os cimentos Fuji II ($\bar{X}=21,04 \pm 2,11$), Fuji Lining ($\bar{X}=18,98 \pm 2,29$) e Vitrebond ($\bar{X}=17,21 \pm 1,76$), exibiram valores que não se diferenciaram entre si. Ao mesmo tempo que o cimento Vitremer apresentou a menor média ($\bar{X}=15,82 \pm 1,92$), essa só foi diferente estatisticamente da média obtida pelo cimento Fuji II. Quanto ao sistema adesivo Single Bond Universal como tratamento, todos os cimentos apresentaram resultados que não se diferenciaram entre si. Para o tratamento com o Primer, o cimento Fuji Lining ($\bar{X}=6,41 \pm 0,94$) novamente foi o que exibiu a menor média. Os demais cimentos atingiram valores que não tiveram diferença estatística entre si.

Tabela 5.5 – Tukey interação tratamento x cimento

	Controle	Ácido Poliacrílico	Clearfil SE Bond	Single Bond Universal	Primer do Vitremer
Fuji II LC®	11,94±5,24 ^{Ab}	12,80±2,33 ^{Ab}	21,04±2,11 ^{Aa}	18,89±2,81 ^{Aa}	10,49±3,19 ^{Ab}
Fuji LINING® LC	4,44±1,91 ^{Bb}	6,06±1,55 ^{Bb}	18,98±2,29 ^{ABa}	16,84±2,09 ^{Aa}	6,41±0,94 ^{Bb}
Vitrebond®	8,10±1,80 ^{ABb}	9,07±2,37 ^{ABb}	17,21±1,76 ^{ABa}	15,58±1,91 ^{Aa}	8,56±2,54 ^{ABb}
Vitremer®	8,56±3,08 ^{Ab}	11,82±3,27 ^{Ab}	15,82±1,92 ^{Ba}	17,79±2,10 ^{Aa}	10,17±3,00 ^{ABb}

Letras distintas indicam diferença estatística $T > 4,06$. Análise entre linhas (minúsculas) e entre colunas (maiúsculas).

A comparação entre as médias de resistência adesiva da interação entre tratamento e cimento está ilustrada no gráfico 5.1, onde pode-se notar maiores valores de resistência de união dos 4 cimentos estudados quando foram usados os tratamentos com os sistemas adesivos Single Bond Universal ou Clearfil. Fica evidente também os valores menores obtidos pelo cimento Fuji Lining e a expressiva variação que esse cimento apresentou quando um sistema adesivo foi utilizado.

Gráfico 5.1 – Relação linear dos valores de resistência adesiva de acordo com cada tratamento e cimento

5.2 PADRÕES DE FRATURA

Os padrões de fratura foram observados em cada um dos cilindros de cada dente, totalizando 400 resultados, e estão representados na tabela 5.6 e no gráfico 5.2. Pode-se observar que os padrões de fratura predominantes foram as adesivas e as mistas, sendo que a fratura adesiva ocorreu em maior número (53%). Sob o ponto de vista dos tratamentos utilizados, é possível perceber que para os sistemas adesivos, a fratura do tipo mista aparece em maior frequência. Para os demais tratamentos, o tipo de fratura predominante é a adesiva.

Tabela 5.6: Padrões de Fratura

Grupos		Adesiva	Coesiva em Substrato	Coesiva em Material	Mista	Total
Controle	C Fuji	16	0	0	4	20
	C Lining	16	0	0	4	20
	C VB	20	0	0	0	20
	C VM	13	0	0	7	20
	Total	65 (81,25%)	0	1 (1%)	15 (18,75%)	80
Ácido Poliacrílico	Poli Fuji	13	0	0	7	20
	Poli Lining	17	0	0	3	20
	Poli VB	20	0	0	0	20
	Poli VM	16	0	0	4	20
	Total	66 (82,5%)	0	0	14 (17,5%)	80
Clearfil SE Bond	Clear Fuji	4	0	0	16	20
	Clear Lining	1	0	0	19	20
	Clear VB	4	0	0	16	20
	Clear VM	3	0	0	17	20
	Total	12 (15%)	0	0	68 (85%)	80
Single Bond Universal	Uni Fuji	2	0	0	18	20
	Uni Lining	1	0	0	19	20
	Uni VB	6	0	0	14	20
	Uni VM	4	0	0	16	20
	Total	13 (16,25%)	0	0	67 (83,75%)	80
Primer do Vitremer	Primer Fuji	12	0	1	7	20
	Primer Lining	13	0	0	7	20
	Primer VB	17	0	0	3	20
	Primer VM	14	0	0	6	20
	Total	56 (70%)	0	1 (1,25%)	23 (28,75%)	80
Total Geral		212 (53%)	0	1 (0,25%)	187 (46,75%)	400

Gráfico 5.2 - Padrões de Fratura

6 DISCUSSÃO

A odontologia adesiva evoluiu consideravelmente desde um grande marco, trazido por Buonocore (1955), que em um estudo pioneiro propôs a utilização do condicionamento com ácido fosfórico como forma de favorecer a resistência adesiva do acrílico ao esmalte. Apesar de, nos dias atuais, as restaurações em resina composta alcançarem excelentes resultados tanto no campo da odontologia conservadora, quanto na estética, sua longevidade clínica ainda é um assunto bastante investigado, principalmente em virtude da degradação da interface adesiva ao longo do tempo que este material ainda tem demonstrado. Clinicamente essa característica pode levar ao surgimento de infiltração nas margens da restauração, o que eventualmente pode conduzir a um quadro de sensibilidade pós-operatória, pigmentação das margens, lesões de cárie secundárias e até, complicações pulpares (Baratieri; Ritter, 2001; Gordan et al., 2007; Kramer et al., 2009). O aparecimento de quadros clínicos como esses é o que tem levado o profissional a substituir as restaurações em intervalos de tempo relativamente curtos (Cardoso et al., 2011).

Com o controle do risco de cárie e os avanços alcançados pela Odontologia, os pacientes têm conseguido manter seus dentes na boca por mais tempo ao longo da vida. Isso tem dificultado a obtenção de dentes humanos hígidos para estudos laboratoriais. Os dentes humanos são semelhantes morfológica e estruturalmente aos dentes de outros mamíferos. A maior disponibilidade, facilidade de aquisição, maior tamanho (Campos et al., 2008), possibilidade de controle da faixa etária e tempo de armazenamento dos dentes (Ruse et al., 1990) fazem dos incisivos bovinos uma alternativa aos dentes humanos na realização de pesquisas *in vitro* (Saleh; Taymour, 2003; Wangpermtam et al., 2011; Teruel Jde et al., 2015). Estudos demonstraram que a utilização da dentina coronária superficial dos dentes bovinos é uma alternativa viável para os testes de adesão (Schilke et al., 1999; Muench et al., 2000; Reis et al., 2004). Mesmo assim, ainda não há um consenso na literatura quanto à utilização dos dentes bovinos como substituto dos dentes humanos nos testes de adesão. Apesar desses substratos apresentarem características morfológicas e histológicas semelhantes (Saunders, 1988; Tagami et al., 1989), estudos recentes têm demonstrado que existem diferenças microestruturais entre o substrato humano e

bovino (Bonfim, 2000; Soares et al., 2013), por isso variáveis como a região do dente em que os testes são realizados, morfologia, composição e diferenças nas propriedades físicas dos substratos bovino e humano devem ser levadas em consideração para a correta interpretação dos dados obtidos a partir de estudos empregando dentes bovinos (Yassen et al., 2011; Soares; Santo, 2015). Matos et al. (2008) relatam que apenas as regiões centrais da dentina bovina apresentam os túbulos dentinários dispostos regularmente. Por esses motivos, o presente estudo procurou padronizar a área do incisivo bovino que seria utilizada (terço médio da coroa), a face sobre a qual o teste de adesão seria realizado (vestibular), a profundidade e espessura de desgaste dos substratos bovinos que seriam submetidos ao teste de resistência adesiva.

O presente trabalho demonstrou que o tratamento da dentina com sistemas adesivos autocondicionantes aumenta significativamente a resistência de união entre os CIVRMs e a dentina bovina. Até o momento, a maior parte da literatura tem demonstrado resultados que corroboram com o presente estudo (Pereira et al., 1998; Besnault et al., 2004; Coutinho et al., 2006; Dursun; Attal, 2011; El-Askary; Nassif, 2011). No entanto, os trabalhos encontrados utilizaram os testes de cisalhamento ou microtração como método de análise da resistência de união dos cimentos de ionômero de vidro. Ao se realizar um levantamento bibliográfico sobre a resistência adesiva dos CIVRMs, é possível perceber que ainda não há um teste mecânico estabelecido como padrão pela comunidade científica para mensurar esse comportamento. Apesar disso, autores têm demonstrado que as forças de cisalhamento parecem ser as mais adequadas para os cimentos ionoméricos, em razão da maior fragilidade desses materiais (Peumans et al., 2005; Braga et al., 2010; Bonifacio et al., 2012). No teste de microcisalhamento, a distribuição das tensões é mais concentrada na interface, o que reduz a probabilidade de falha coesiva em material ou dentina (McDonough et al., 2002), resultando na obtenção de forças adesivas maiores e consequentemente, num teste mais fiel (Banomyong et al., 2007). Bonifácio (2008) concluiu que o ensaio mecânico de microcisalhamento foi o que melhor avaliou a resistência adesiva dos materiais ionoméricos. Por todos os motivos apontados, nesse estudo decidiu-se utilizar o ensaio mecânico de microcisalhamento como ferramenta de avaliação da resistência de união entre dentina e CIVRM.

Ainda com a intenção de gerar resultados o mais fiéis quanto possível, a presente pesquisa realizou a delimitação da área adesiva em todos os espécimes, técnica que demonstrou tornar os testes de microcisalhamento mais precisos (Shimaoka et al., 2011), uma vez que essa delimitação foi capaz de diminuir a incidência de fraturas coesivas em dentina e aumentar a incidência de fraturas adesivas nesse tipo de ensaio.

Os cimentos ionoméricos são materiais que peculiarmente apresentam baixos valores de adesividade à estrutura dental (Poggio et al., 2014). Apesar de a literatura reportar que a resistência adesiva dos CIVRMs é maior do que a dos CIVs convencionais (Pereira et al., 1998; Almuammar et al., 2001), os valores de união alcançados pelo cimento resinomodificado ainda permanecem inferiores aos oferecidos pela combinação de sistema adesivo e resina composta (Nakanuma et al., 1998; Peez; Frank, 2006). Alguns estudos clínicos favorecem os cimentos ionoméricos quando se trata de desempenho de adesão (Sidhu, 2010; Bonifacio et al., 2012), principalmente com relação às taxas de retenção em lesões cervicais não cariosas (LCNC) (Heintze; Roulet, 2010; Fagundes et al., 2014). Gurgan et al. (2015) avaliaram o desempenho clínico de um CIV em comparação com uma resina composta em 4 anos de estudo clínico randomizado e ambos os materiais restauradores avaliados demonstraram bom desempenho clínico e plena aceitação de acordo com os parâmetros estabelecidos pela ADA. A American Dental Association (ADA) requer uma taxa de retenção de pelo menos 90% das restaurações após 18 meses para que o material obtenha aceitação completa pelo órgão (Loguercio; Reis, 2008; Fagundes et al., 2014). A eficácia das restaurações cervicais é expressa como perda de retenção em relação ao tempo de observação. Sendo assim, a retenção é um critério importante e frequentemente utilizado para avaliar a longevidade de um material restaurador (Fagundes et al., 2014). Esses mesmos autores avaliaram o comportamento clínico de restaurações com resina composta ou CIVRM em LCNC e a retenção foi consideravelmente menor para restaurações de resina composta, quando comparada com as restaurações de CIVRM. Ao longo de 7 anos, as taxas de sobrevivência cumulativa de retenção foram de 95,8% para as restaurações de CIVRM e 63,7% para as de resina + sistema adesivo *all-etch* de 2 passos. Heintze e Roulet (2010), por meio de uma revisão de estudos clínicos, também demonstraram que restaurações de ionômero de vidro resultam em maior taxa de sucesso no que

diz respeito à retenção de restaurações em LCNC, em comparação com as resinas compostas, estabelecendo uma perda média anual de retenção de 1,9% e 6,2% para CIVRMs e resinas compostas + sistemas adesivos *all-etch* de 2 passos, respectivamente.

Os resultados de resistência adesiva obtidos pelo presente estudo, quando da associação de sistemas adesivos autocondicionantes com CIVRMs, se aproximaram dos valores obtidos pela combinação clássica: condicionamento ácido total, sistema adesivo e resina composta, encontrados por Bonifacio et al. (2012), que também fizeram uso do teste de microcissalhamento, assim como o presente estudo. No presente estudo, além dos valores obtidos com os sistemas adesivos autocondicionantes serem mais elevados, apresentaram menor variação proporcionalmente entre si. O que sugere além de maior resistência adesiva, maior uniformidade entre os resultados e, portanto, maior previsibilidade. Perdigão et al. (2012a) relatam taxas de retenção estatisticamente semelhantes, no período de um ano, entre os 2 CIVRMs e a resina composta utilizada como controle. Em um estudo clínico com acompanhamento por 13 anos, van Dijken e Pallesen (2008) relatam que o CIVRM utilizado obteve a menor taxa de falha tanto ao longo dos 13 anos de estudo, quanto anualmente. Com os resultados promissores demonstrados pelo presente estudo e ao analisar a literatura, é possível perceber o potencial de aperfeiçoamento que esse material ainda possui e que várias são as tentativas em andamento para melhorar suas propriedades mecânicas (Gurgan et al., 2015) e desempenho clínico.

Cada tipo de tratamento age de forma específica na remoção ou alteração da *smear layer*. Essa diferença na habilidade em remover a *smear layer* acaba levando a diferentes interações e comportamentos. O ácido poliacrílico tem sido o agente mais utilizado como tratamento de superfície para os CIV convencionais (Kerber; Donly, 1993; Poggio et al., 2014). Mesmo nos dias atuais, as pesquisas que envolvem cimentos ionoméricos utilizam esse ácido fraco como controle positivo (Banomyong et al., 2007; El Wakeel et al., 2015). Na presente pesquisa, o tratamento com ácido poliacrílico a 20% alcançou resultados intermediários de resistência adesiva que se equipararam aos valores obtidos com o Primer do Vitremer. Possivelmente esses tratamentos situam seus resultados nesse patamar por se tratar de produtos com pequena ação de desmineralização (Inoue et al., 2001; Pereira et al., 2002), que são capazes de remover apenas de maneira parcial a *smear layer* (Abdalla; Alhadainy,

1997) e criar microporosidades que talvez não sejam suficientes para possibilitar o alcance de maiores valores de adesividade dos CIVRMs.

Considerando que, no geral, os CIVRMs trazem consigo as propriedades de interação química e adesão mecânica ao substrato dental, uma superfície livre da *smear layer*, com suas fibras colágenas disponíveis, possibilita uma melhor infiltração dos componentes resinosos dos CIVRMs na dentina parcialmente desmineralizada (Tay et al., 2001; Coutinho et al., 2007; Cardoso et al., 2010), favorecendo a adesão. Anteriormente, Pereira et al. (1997) demonstraram que o cimento Fuji II LC utilizado de acordo com o protocolo recomendado por seu fabricante, ou seja, com ácido poliacrílico, forma tags no interior dos túbulos dentinários. O mesmo não foi observado com o cimento Vitremer utilizado com seu primer (Abdalla; Garcia-Godoy, 1997). Coutinho et al. (2007) demonstraram que o cimento Vitrebond possui a característica de interagir com o substrato dental de maneira superficial, sem evidência ultra-estrutural de desmineralização e/ou hibridização, interagindo com a dentina sem camada híbrida ou formação de fase gel, ou seja, apenas por interação química. Essas particularidades de cada cimento podem ser explicações para os resultados obtidos pelo presente estudo, no qual o cimento Fuji II LC obteve os valores mais elevados de resistência ao microcisalramento em relação aos demais cimentos avaliados.

Na busca por maneiras de simplificar os protocolos de utilização dos adesivos dentais, obter maior facilidade no uso clínico e uma técnica menos sensível, os fabricantes investem esforços na criação e aperfeiçoamento dos sistemas adesivos autocondicionantes. Na presente pesquisa, esse tipo de tratamento de superfície promoveu os maiores valores de resistência de união à superfície dentinária, para todos os cimentos analisados. A literatura aponta diferentes mecanismos prováveis para tentar esclarecer esse aumento de adesividade, como o estabelecimento de ligações insaturadas e o aumento da molhabilidade, o que facilita o escoamento dos CIVRMs (Besnault et al., 2004). Outro aspecto relevante é que sistemas adesivos autocondicionantes suaves e ultra-suaves não removem completamente a hidroxiapatita da zona de interação, o que resulta em cristais de hidroxiapatita remanescentes no colágeno (Jaberi Ansari et al., 2014). Com isso, grande quantidade de cálcio fica disponível para interações químicas adicionais com os monômeros do adesivo, o que favorece a adesão (Van Landuyt et al., 2007). Muitas dessas ligações são estáveis até mesmo em ambientes úmidos, possibilitando que a interface consiga

resistir melhor à degradação hidrolítica (Sarr et al., 2010; Van Meerbeek et al., 2011). Essa característica, associada à eficiente capacidade de vedamento marginal dos cimentos ionoméricos, podem explicar os resultados promissores da associação desses dois materiais (Adesivos autocondicionantes + CIVRM) (Pereira et al., 1998; Coutinho et al., 2006; Dursun; Attal, 2011; El-Askary; Nassif, 2011; Khoroushi et al., 2012; Perdigao et al., 2012a). Outro fator importante a ressaltar é que os dois sistemas adesivos autocondicionantes utilizados na presente pesquisa possuem o monômero 10-MDP em sua composição, esse monômero é capaz de interagir quimicamente com a hidroxiapatita da dentina e esmalte (Inoue et al., 2005; Munoz et al., 2013), formando uma camada estável que aumenta a resistência mecânica da interface adesiva (Yoshihara et al., 2010; Yoshida et al., 2012), além da retenção micromecânica convencional.

O presente estudo procurou avaliar os materiais mais frequentemente citados na literatura, inclusive o sistema adesivo Single Bond Universal, que possui o copolímero de ácido polialcenóico, o mesmo presente na composição do Vitrebond. Por exibirem esse ponto em comum, apareceu o questionamento se o Single Bond Universal promoveria resultados superiores de resistência adesiva para esse cimento específico, em relação aos demais cimentos, ou se, devido a esse copolímero, esse sistema adesivo seria capaz de promover maiores resultados de resistência de união de maneira global. Quando o Single Bond Universal foi usado como tratamento, todos os cimentos apresentaram valores elevados de resistência adesiva, que não se diferenciaram entre si. Além disso, ambos os sistemas adesivos analisados (Clearfil SE e Single Bond Universal) promoveram os maiores resultados de resistência de união para todos os cimentos, sem que ocorresse diferença estatística entre esses dois tratamentos. Portanto, de acordo com os resultados deste estudo, as hipóteses levantadas anteriormente sobre uma possível influência do copolímero não se confirmaram.

O Single Bond Universal é um sistema adesivo autocondicionante de frasco único, o que provavelmente implica numa menor concentração do monômero 10-MDP nesse sistema do que no Clearfil SE Bond, que tem esse monômero incorporado em seus dois componentes (Primer e Bond) (Yoshida et al., 2012). Em contrapartida, o primeiro sistema contém silano e copolímero de ácido polialcenóico, o mesmo que está presente no CIVRM Vitrebond. Esses componentes são capazes de estabelecer

ligações químicas com as moléculas de cálcio existentes nos cristais de hidroxiapatita. Por esses motivos há estudos que atribuem a essa dupla ligação química e à união micromecânica os valores superiores demonstrados pelo Single Bond Universal em ensaios de resistência adesiva (Perdigao et al., 2012b; Acatauassú-Nunes, 2013). Por outro lado, já foi observada uma redução dos valores de união desse sistema adesivo (Munoz et al., 2013). Sugere-se que isso ocorra porque o monômero 10-MDP e o copolímero do Vitrebond podem vir a disputar os sítios de ligação com o cálcio da hidroxiapatita (Yoshida et al., 2012) e esse copolímero pode dificultar a aproximação do 10-MDP à dentina durante a polimerização, uma vez que seu peso molecular é superior ao do monômero 10-MDP.

Pensando na utilização dos cimentos ionoméricos como camada intermediária entre dente e restauração (técnica “sanduíche”), o uso de sistemas adesivos autocondicionantes sobre o cimento também tem demonstrado resultados positivos, com um aumento da resistência de união entre adesivo e CIVRMs (Kandaswamy et al., 2012; Jaber Ansari et al., 2014). Diferentes fatores têm sido apontados como explicação para esse comportamento. O uso desses sistemas adesivos resulta em uma perda mínima de íons. Consequentemente, a formação de sais será mínima e os cátions, como Ca^{2+} e Al^{3+} , que não reagiram, estarão disponíveis em quantidades suficientes para interagir (Kandaswamy et al., 2012) com os agentes de união disponíveis, estabelecendo ligações iônicas fortes e efetivas (Coutinho et al., 2006; Kandaswamy et al., 2012). A polimerização das resinas compostas, principalmente aquelas à base de metacrilato, provoca uma tensão de polimerização (Braga et al., 2005). Essa tensão acaba desafiando a interface adesiva e tende a puxar a resina composta da dentina, podendo levar à formação de fendas, o que pode desencadear microinfiltrações, sensibilidade pós operatória e até o aparecimento de lesões de cárie secundárias (Van Meerbeek et al., 2003; Breschi et al., 2008). A contração de polimerização dos CIVRMs é mínima (Aggarwal et al., 2014). Além disso, a colocação de uma camada intermediária desse material reduziria o volume total de resina composta a ser utilizada e, consequentemente, diminuiria a contração de polimerização e a tensão gerada por ela (Ferracane, 2008).

A variação dos valores de adesão para os diferentes materiais pode estar relacionada às composições individuais de cada material e não apenas aos respectivos mecanismos de adesão ou tratamentos dentinários realizados

(Tanumiharja et al., 2000; Wang et al., 2006). Na presente pesquisa, o cimento Fuji II LC obteve os maiores valores de resistência adesiva. Resultado que pode ser explicado baseado na concentração de monômero HEMA (2-hidroximetilmetacrilato) incorporado a esse cimento, que representa de 30 a 40% de seu líquido (informações do fabricante). Essa característica objetiva melhorar a capacidade de molhamento desse material, levando à maior adesão ao substrato (Fritz et al., 1996), uma vez que a capacidade de molhamento pode exercer influência na adesão e retenção da restauração. Entre os CIVRMs estudados, o cimento Fuji Lining é o que apresenta maior concentração de HEMA em sua composição, variando de 40-55% no total (pasta A + pasta B) (informações do fabricante). Apesar de sua apresentação ser em forma de pastas e a proporção não ser passível de alteração, esse cimento foi o que apresentou a maior fluidez após misturado. Com isso, esperava-se que esse cimento atingisse resultados estatisticamente semelhantes aos obtidos pelo cimento Fuji II LC. Mas não foi o que se observou. O cimento Fuji Lining obteve os menores valores de resistência adesiva, no entanto sem diferença estatística em relação ao comportamento do Vitrebond (Tabela 5.4). Ao mesmo tempo, os valores do cimento Fuji Lining demonstraram expressiva variação quando um sistema adesivo foi utilizado (Gráfico 5.1), fazendo com que seus resultados não apresentassem diferença estatística em relação aos demais cimentos. Isso sugere que quando houve a modificação da *smear layer* por um primer ácido e, consequentemente, maior exposição das fibras colágenas e disponibilidade do cálcio, esse cimento obteve um ambiente mais favorável à sua maior porção resinosa e às suas características de baixa viscosidade, uma vez que materiais mais fluidos penetram melhor nas microporosidades e canais do substrato. Essa situação favorece a adesão micromecânica (Swift Jr et al., 1995), possibilitando valores de resistência de união mais elevados do que quando o mesmo cimento encontrava um substrato não tratado por um sistema adesivo autocondicionante.

Ao observar que a utilização de sistemas adesivos autocondicionantes tem influência sobre a resistência adesiva entre o material e o substrato dental, pode surgir o questionamento quanto à influência que isso pode ter na liberação de flúor dos CIVRMs. Não foi encontrado relato na literatura sobre esse possível efeito. O que tem sido debatido são os efeitos de revestimentos impermeáveis na liberação de flúor dos materiais ionoméricos. Hattab e Amin (2001) e Tiwari e Nandlal (2013) demonstraram

que a cobertura de CIVs convencionais com verniz ou glazes resinosos reduz significativamente as taxas e quantidade de flúor liberados pelo cimento, principalmente no “burst effect”. A presente pesquisa não utilizou nenhum material de revestimento sobre os cilindros de CIVRMs, sendo um fator que pode ter exercido influência nos resultados. Uma vez que a presença de agentes de revestimento, a curto prazo, traz o benefício de reduzir a vulnerabilidade à dissolução e deterioração das propriedades físicas desses cimentos (Sidhu, 2011).

Alguns autores relatam que, apesar da liberação de flúor, durante o “burst effect”, dos CIVRMs ser menor do que a apresentada pelos CIVs convencionais (Vermeersch et al., 2001; Neelakantan et al., 2011; Upadhyay et al., 2013), os CIVRMs demonstram maior liberação cumulativa e a longo prazo de flúor (Neelakantan et al., 2011; Upadhyay et al., 2013). A quantidade mínima de flúor necessária para evitar ou paralisar uma lesão de cárie ainda não foi estabelecida (Mousavinasab; Meyers, 2009; Sidhu, 2011), mas o fornecimento constante e em baixos níveis de flúor no meio bucal é considerado o comportamento mais adequado para prevenir a doença cárie (Wiegand et al., 2007), o que enfatiza os benefícios que a utilização dos cimentos ionoméricos pode proporcionar.

A presença de um agente remineralizante em um material restaurador é capaz de reduzir a ocorrência de cáries secundárias (Upadhyay et al., 2013). O flúor liberado a partir dos cimentos ionoméricos tem uma zona efetiva de cerca de 1 mm da margem das restaurações (Tantbirojn et al., 1997), além de conseguir manter o nível de flúor no fluído salivar (Hatibovic-Kofman; Koch, 1991). Os cimentos ionoméricos possuem a característica de captar íons flúor do meio, efeito importante para a remineralização, bem como para a redução da viabilidade das bactérias que possam ter sido deixadas na dentina afetada (Forsten, 1998). Autores relatam resultados positivos com a utilização de cimentos ionoméricos frente à doença cárie, sendo destacado como material capaz de paralisar e até regredir lesões interproximais não cavitadas (Trairatvorakul et al., 2011). Esses cimentos possuem habilidade de promover redução significativa das bactérias cariogênicas residuais viáveis e alterações clínicas favoráveis que sugerem uma ação remineralizadora por parte desses materiais (Ngo et al., 2006; Ngo, 2010). Recentemente outros componentes dos cimentos ionoméricos, como o alumínio e o estrôncio, têm sido apontados como participantes no mecanismo de inibição bacteriana apresentada por esses materiais (Hayacibara et

al., 2003; Ngo et al., 2006; Poggio et al., 2009). Tantos benefícios e possibilidades intensificam a importância dos cimentos de ionômero de vidro e o quanto seu potencial ainda pode ser explorado.

No presente estudo, no universo dos 400 resultados obtidos, os padrões de fratura predominantes foram as adesivas e as mistas. Zhang et al. (2011) relatam as falhas coesivas como prevalentes em seus resultados com cimentos ionoméricos e aponta que a suscetibilidade desses materiais para este tipo de falha pode estar relacionada às limitações das suas propriedades físicas e aos fatores que poderiam induzir falhas coesivas junto ao substrato, como a distribuição de tensão excêntrica durante o teste e a presença de microporosidades dentro do próprio cimento agindo como pontos de tensão. Ao se trabalhar com cimentos ionoméricos depara-se com obstáculos técnicos inerentes a esse tipo de material, como sua manipulação e viscosidade. Fatores que dificultam sua inserção sem a incorporação de bolhas, principalmente no caso dos cimentos que precisam ser misturados manualmente (Lenzi et al., 2013). Apesar de o tipo de fratura predominante encontrada no presente estudo (adesivas – 53%) indicar maior eficiência na avaliação da real resistência adesiva dos CIVRMs à dentina (Bonifacio et al., 2012), os fatores elencados acima devem ser levados em consideração na avaliação dos resultados. Principalmente porque as falhas do tipo “mista” também apareceram em quantidades elevadas, somando 46,75% do total, e se fizeram mais evidentes justamente nos grupos submetidos aos tratamentos com sistemas adesivos autocondicionantes. Fraturas do tipo mistas sugerem que a força de adesão superou a força do material e da dentina, ou que a dentina e o material possam ter sido enfraquecidos pela presença de falhas estruturais, não sendo possível mensurar a real força máxima da interface quando dentina ou material fraturam durante os testes (Imbery et al., 2013). Com tantas influências, é difícil afirmar se o padrão encontrado, especialmente nos grupos tratados com sistemas adesivos, retrata a verdadeira resistência de união da interface adesiva entre dente-cimento ou se os valores de resistência adesiva foram limitados (subestimados) por alguma falha coesiva do material, do substrato, característica do teste mecânico utilizado ou até pela possível incorporação de bolhas no interior do material provocada durante sua manipulação.

O método de avaliação de fratura mais utilizado é a visualização por meio de lupas com aumentos por volta de 40 vezes. Apesar disso, esse método permite que

alguns enganos sejam incorporados aos resultados, uma vez que com aumentos relativamente pequenos, muitas vezes não é possível detectar a presença ou ausência de material sobre a superfície dentinária (Bonifácio, 2008). Talvez com a avaliação por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) se pudesse trazer uma avaliação morfológica da interface adesiva com maior precisão. Mas mesmo nos estudos que realizam a observação em Microscópio Eletrônico de Varredura, em geral somente os espécimes mais representativos de cada padrão de fratura são processados para esse tipo de análise. A classificação das fraturas acaba se baseando nas observações feitas em lupa estereoscópica devido à inviabilidade que consistiria a observação de todos os espécimes de um estudo em MEV.

Além das limitações que um estudo *in vitro* apresenta, a mensuração da verdadeira resistência adesiva dos materiais ionoméricos ao substrato dental pode ser influenciada pelas características do teste mecânico utilizado (Bonifacio et al., 2012), pelas limitações proporcionadas pelas propriedades físicas desses cimentos e pelos fatores capazes de induzir falhas coesivas (Zhang et al., 2011). Até agora, os CIVRMs parecem oferecer o melhor equilíbrio entre liberação, recarga de flúor e durabilidade clínica para pacientes com alto risco de cárie (Xu; Burgess, 2003). Aparece também como um material com excelente retenção em LCNC (Gurgan et al., 2015), muitas vezes ultrapassando o desempenho das resinas compostas (van Dijken; Pallesen, 2008; Heintze; Roulet, 2010; Fagundes et al., 2014), uma boa alternativa também como material de base, onde o volume total de resina composta a ser utilizada na restauração pode ser reduzido pela presença da base de ionômero, diminuindo, consequentemente, a contração de polimerização e a tensão gerada por ela (Ferracane, 2008). Somado a isso, os resultados promissores encontrados pela presente pesquisa quanto ao aumento da resistência adesiva dos CIVRMs à superfície dentinária quando um sistema adesivo autocondicionante é utilizado como tratamento, sugere que esse tipo de protocolo poderia apresentar um bom comportamento em casos de preenchimentos para preparos protéticos. De maneira que mais estudos precisam ser realizados para investigar a resistência de união desse tipo de cimento e seu comportamento clínico, para se atingir os melhores resultados que esse material é capaz de oferecer.

7 CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada e resultados obtidos, pode-se concluir que o tratamento da superfície dentinária com sistemas adesivos autocondicionantes influencia de maneira positiva na resistência de união dos CIVRMs, quando comparado ao uso do Ácido Poliacrílico, Primer do Vitremer ou à ausência de um tratamento.

REFERÊNCIAS¹

Abdalla AI, Alhadainy HA. Clinical evaluation of hybrid ionomer restoratives in Class V abrasion lesions: two-year results. *Quintessence Int.* 1997;28(4):255-8.

Abdalla AI, Garcia-Godoy F. Bond strengths of resin-modified glass ionomers and polyacid-modified resin composites to dentin. *Am J Dent.* 1997;10(6):291-4.

Acatauassú-Nunes PM. Dureza da camada de adesivo e da camada híbrida e a sua relação com a resistência de união à dentina [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013.

Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J.* 2008;53(2):145-50.

Afonso RL. Estudo da adesão dentinária em restaurações realizadas com ionômero modificado por resina. Influência de técnicas restauradoras e do preparo cavitário. [Dissertação Mestrado]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba; 2004.

Aggarwal V, Singla M, Yadav S, Yadav H. Effect of flowable composite liner and glass ionomer liner on class II gingival marginal adaptation of direct composite restorations with different bonding strategies. *J Dent.* 2014;42(5):619-25.

Almuammar MF, Schulman A, Salama FS. Shear bond strength of six restorative materials. *J Clin Pediatr Dent.* 2001;25(3):221-5.

Alomari Q, Ajlouni R, Omar R. Managing the polymerization shrinkage of resin composite restorations: a review. *SADJ.* 2007;62(1):12, 14, 16.

Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater.* 2010;26(2):e50-62.

Arora V, Kundabala M, Parolia A, Thomas MS, Pai V. Comparison of the shear bond strength of RMGIC to a resin composite using different adhesive systems: An in vitro study. *J Conserv Dent.* 2010;13(2):80-3.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater.* 1995;11(6):359-62.

Azevedo LM. Efeito da base de cimento de ionômero de vidro modificado por resina e técnicas de inserção de resina composta na interface dentina/restauração adesiva [Dissertação Mestrado]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru; 2011.

Banomyong D, Harnirattisai C, Burrow MF. Posterior resin composite restorations with or without resin-modified, glass-ionomer cement lining: a 1-year randomized, clinical trial. *J Investig Clin Dent.* 2011;2(1):63-9.

Banomyong D, Palamara JE, Burrow MF, Messer HH. Effect of dentin conditioning on dentin permeability and micro-shear bond strength. *Eur J Oral Sci.* 2007;115(6):502-9.

Baratieri LN, Ritter AV. Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique. *J Esthet Restor Dent.* 2001;13(1):50-7.

Barry TI, Clinton DJ, Wilson AD. The structure of a glass-ionomer cement and its relationship to the setting process. *J Dent Res.* 1979;58(3):1072-9.

Bello DMA, Fonseca DDD, Silva CHV, Beatrice LCS. Important aspects in the choice of autocondicionantes adhesives. *Odontologia Clínico-Científica (Online)* 2011;10(1):9-11.

Berg JH, Farrell JE, Brown LR. Class II glass ionomer/silver cermet restorations and their effect on interproximal growth of mutans streptococci. *Pediatr Dent.* 1990;12(1):20-3.

Besnault C, Attal JP. Simulated oral environment and microleakage of Class II resin-based composite and sandwich restorations. *Am J Dent.* 2003;16(3):186-90.

Besnault C, Attal JP, Ruse D, Degrange M. Self-etching adhesives improve the shear bond strength of a resin-modified glass-ionomer cement to dentin. *J Adhes Dent.* 2004;6(1):55-9.

Bonfim MDCea. Estudo micromorfológico comparativo das dentinas: humana e bovina. *Pesquisa Odontológica Brasileira* 2000;14(supl):32.

Bonifácio CC. Estudo da resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro à dentina: microtração x microcisalhamento [Dissertação Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

Bonifacio CC, Shimaoka AM, de Andrade AP, Raggio DP, van Amerongen WE, de Carvalho RC. Micro-mechanical bond strength tests for the assessment of the adhesion of GIC to dentine. *Acta Odontol Scand*. 2012;70(6):555-63.

Bore Gowda V, Sreenivasa Murthy BV, Hegde S, Venkataramanaswamy SD, Pai VS, Krishna R. Evaluation of Gingival Microleakage in Class II Composite Restorations with Different Lining Techniques: An In Vitro Study. *Scientifica (Cairo)*. 2015;2015:896507.

Boruziniat A, Gharaei S. Bond strength between composite resin and resin modified glass ionomer using different adhesive systems and curing techniques. *J Conserv Dent*. 2014;17(2):150-4.

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

Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater*. 2010;26(2):e38-49.

Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1):90-101.

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

Cabral MF, Martinho RL, Guedes-Neto MV, Rebelo MA, Pontes DG, Cohen-Carneiro F. Do conventional glass ionomer cements release more fluoride than resin-modified glass ionomer cements? *Restor Dent Endod*. 2015;40(3):209-15.

Calvo AFB, Alves FBT, Lenzia TL, Tedesco TK, Reis A, Loguercio AD, et al. Glass ionomer cements bond stability in caries-affected primary dentin. *International Journal of Adhesion & Adhesives*. 2014;48:183-87.

Campos MIC, Campos CN, Vitral RWF. O Uso de Dentes Bovinos como Substitutos de Dentes Humanos em Pesquisas Odontológicas: Uma Revisão da Literatura. *Pesquisa Brasileira em Odontopediatria e Clínica Integrada*. 2008;8(1):127-32.

Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:31-44.

Cardoso MV, Delme KI, Mine A, Neves Ade A, Coutinho E, De Moor RJ, et al. Towards a better understanding of the adhesion mechanism of resin-modified glass-ionomers by bonding to differently prepared dentin. *J Dent*. 2010;38(11):921-9.

Cefaly DF, Wang L, de Mello LL, dos Santos JL, dos Santos JR, Lauris JR. Water sorption of resin-modified glass-ionomer cements photoactivated with LED. *Braz Oral Res*. 2006;20(4):342-6.

Choi K, Oshida Y, Platt JA, Cochran MA, Matis BA, Yi K. Microtensile bond strength of glass ionomer cements to artificially created carious dentin. *Oper Dent*. 2006;31(5):590-7.

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;16(2):84-90.

Chuang SF, Jin YT, Tsai PF, Wong TY. Effect of various surface protections on the margin microleakage of resin-modified glass ionomer cements. *J Prosthet Dent*. 2001;86(3):309-14.

Conceição EN. *Dentística saúde e estética*. 2ª ed. São Paulo: Artemed; 2007. p. 596.

Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, et al. Development of a self-etch adhesive for resin-modified glass ionomers. *J Dent Res*. 2006;85(4):349-53.

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;86(7):656-61.

Craig RG, Powers JM. *Materiais dentários restauradores*. 11ª ed. São Paulo: Livraria Santos Editora; 2004.

Crisp S, Wilson AD. Reactions in glass ionomer cements: III. The precipitation reaction. *J Dent Res.* 1974;53(6):1420-4.

de Mendonca AA, de Oliveira CF, Hebling J, Costa CA. Influence of thicknesses of smear layer on the transdentinal cytotoxicity and bond strength of a resin-modified glass-ionomer cement. *Braz Dent J.* 2012;23(4):379-86.

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;84(2):118-32.

Delbem AC, Pedrini D, Franca JG, Machado TM. Fluoride release/recharge from restorative materials--effect of fluoride gels and time. *Oper Dent.* 2005;30(6):690-5.

Dionysopoulos P, Kotsanos N, Pataridou A. Fluoride release and uptake by four new fluoride releasing restorative materials. *J Oral Rehabil.* 2003;30(9):866-72.

Duque C, Negrini Tde C, Sacono NT, Spolidorio DM, de Souza Costa CA, Hebling J. Clinical and microbiological performance of resin-modified glass-ionomer liners after incomplete dentine caries removal. *Clin Oral Investig.* 2009;13(4):465-71.

Dursun E, Attal JP. Combination of a self-etching adhesive and a resin-modified glass ionomer: effect of water and saliva contamination on bond strength to dentin. *J Adhes Dent.* 2011;13(5):439-43.

El-Askary F, Nassif M. Bonding nano-filled resin-modified glass ionomer to dentin using different self-etch adhesives. *Oper Dent.* 2011;36(4):413-21.

El Wakeel AM, Elkassas DW, Yousry MM. Bonding of contemporary glass ionomer cements to different tooth substrates; microshear bond strength and scanning electron microscope study. *Eur J Dent.* 2015;9(2):176-82.

Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater.* 2009;25(10):1187-94.

Erickson RL, Glasspoole EA. Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. *J Esthet Dent.* 1994;6(5):227-44.

Fagundes TC, Barata TJ, Bresciani E, Santiago S, Franco EB, Lauris JR, et al. Seven-year clinical performance of resin composite versus resin-modified glass ionomer restorations in noncarious cervical lesions. *Oper Dent*. 2014;39(6):578-87.

Farah CS, Orton VG, Collard SM. Shear bond strength of chemical and light-cured glass ionomer cements bonded to resin composites. *Aust Dent J*. 1998;43(2):81-6.

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

Ferrari M, Davidson CL. Interdiffusion of a traditional glass ionomer cement into conditioned dentin. *Am J Dent*. 1997;10(6):295-7.

Forsten L. Fluoride release and uptake by glass-ionomers and related materials and its clinical effect. *Biomaterials*. 1998;19(6):503-8.

Fritz UB, Finger WJ, Uno S. Resin-modified glass-ionomer cements: Bonding to enamel and dentin. *Dental Materials*. 1996;12:161-66.

Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J Dent*. 2007;35(5):371-6.

Garbui BU, de Azevedo CS, Zezell DM, Aranha AC, Matos AB. Er,Cr:YSGG laser dentine conditioning improves adhesion of a glass ionomer cement. *Photomed Laser Surg*. 2013;31(9):453-60.

Geiger SB, Weiner S. Fluoridated carbonatoapatite in the intermediate layer between glass ionomer and dentin. *Dent Mater*. 1993;9(1):33-6.

Giorgi MC, Hernandez NM, Sugii MM, Ambrosano GM, Marchi GM, Lima DA, et al. Influence of an intermediary base on the microleakage of simulated class II composite resin restorations. *Oper Dent*. 2014;39(3):301-7.

Gomes JC, Gomes OMM, Grande FZ, Traczinski C. Análise "in vitro" da microinfiltração marginal em cavidades de classe II restauradas com resina composta de alta densidade utilizando uma resina "Flow" como "Liner" em esmalte e em dentina. *Jornal Brasileiro de Dentística & Estética*. 2002;1(4):296-301.

Gopikrishna V, Abarajithan M, Krithikadatta J, Kandaswamy D. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to GIC using three different adhesives. *Oper Dent*. 2009;34(4):467-71.

Gordan VV, Mondragon E, Watson RE, Garvan C, Mjor IA. A clinical evaluation of a self-etching primer and a giomer restorative material: results at eight years. *J Am Dent Assoc*. 2007;138(5):621-7.

Gurgan S, Kutuk ZB, Ergin E, Oztas SS, Cakir FY. Four-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of a glass ionomer restorative system. *Oper Dent*. 2015;40(2):134-43.

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

Hajizadeh H, Ghavamnasiri M, Namazikhah MS, Majidinia S, Bagheri M. Effect of different conditioning protocols on the adhesion of a glass ionomer cement to dentin. *J Contemp Dent Pract*. 2009;10(4):9-16.

Hashimoto M. A review--micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2010;92(1):268-80.

Hatibovic-Kofman S, Koch G. Fluoride release from glass ionomer cement in vivo and in vitro. *Swed Dent J*. 1991;15(6):253-8.

Hattab FN, Amin WM. Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. *Biomaterials*. 2001;22(12):1449-58.

Hayacibara MF, Rosa OP, Koo H, Torres SA, Costa B, Cury JA. Effects of fluoride and aluminum from ionomeric materials on *S. mutans* biofilm. *J Dent Res*. 2003;82(4):267-71.

Heintze SD, Roulet JF. Glass ionomer derivatives have better retention rates in cervical restorations compared to self-etching adhesive systems. *J Evid Based Dent Pract*. 2010;10(1):18-20.

Hook ER, Owen OJ, Bellis CA, Holder JA, O'Sullivan DJ, Barbour ME. Development of a novel antimicrobial-releasing glass ionomer cement functionalized with chlorhexidine hexametaphosphate nanoparticles. *J Nanobiotechnology*. 2014;12:3.

Imbery TA, Namboodiri A, Duncan A, Amos R, Best AM, Moon PC. Evaluating dentin surface treatments for resin-modified glass ionomer restorative materials. *Oper Dent*. 2013;38(4):429-38.

Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K, et al. Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*. 2005;84(12):1160-4.

Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater*. 2001;17(5):445-55.

Jaberi Ansari Z, Panahandeh N, Tabatabaei Shafiei ZS, Akbarzadeh Baghban A. Effect of Self-etching Adhesives on the Bond Strength of Glass-Ionomer Cements. *J Dent (Tehran)*. 2014;11(6):680-6.

Kandaswamy D, Rajan KJ, Venkateshbabu N, Porkodi I. Shear bond strength evaluation of resin composite bonded to glass-ionomer cement using self-etching bonding agents with different pH: In vitro study. *J Conserv Dent*. 2012;15(1):27-31.

Kasraei S, Azarsina M, Majidi S. In vitro comparison of microleakage of posterior resin composites with and without liner using two-step etch-and-rinse and self-etch dentin adhesive systems. *Oper Dent*. 2011;36(2):213-21.

Kasraie S, Shokripour M, Safari M. Evaluation of micro-shear bond strength of resin modified glass-ionomer to composite resins using various bonding systems. *J Conserv Dent*. 2013;16(6):550-4.

Kawahara H, Imanishi Y, Oshima H. Biological evaluation on glass ionomer cement. *J Dent Res*. 1979;58(3):1080-6.

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

Kerber LJ, Donly KJ. Caries inhibition by fluoride-releasing primers. *Am J Dent*. 1993;6(5):216-8.

Kerby RE, Knobloch L. The relative shear bond strength of visible light-curing and chemically curing glass-ionomer cement to composite resin. *Quintessence Int.* 1992;23(9):641-4.

Khoroushi M, Karvandi TM, Kamali B, Mazaheri H. Marginal microleakage of resin-modified glass-ionomer and composite resin restorations: effect of using etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Indian J Dent Res.* 2012;23(3):378-83.

Kim Y, Hirano S, Hirasawa T. Physical properties of resin-modified glass-ionomers. *Dent Mater J.* 1998;17(1):68-76.

Korkmaz Y, Ozel E, Attar N, Ozge Bicer C. Influence of different conditioning methods on the shear bond strength of novel light-curing nano-ionomer restorative to enamel and dentin. *Lasers Med Sci.* 2010;25(6):861-6.

Kramer N, Reinelt C, Garcia-Godoy F, Taschner M, Petschelt A, Frankenberger R. Nanohybrid composite vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: clinical and microscopic results after 2 years. *Am J Dent.* 2009;22(4):228-34.

Lenzi TL, Bonifacio CC, Bonecker M, Amerongen WE, Nogueira FN, Raggio DP. Flowable glass ionomer cement layer bonding to sound and carious primary dentin. *J Dent Child (Chic).* 2013;80(1):20-4.

Lima DR, Salgado JAP, Carlos RG, Armond MC, M.A.M A, Valera MC. Avaliação do selamento de restaurações com cimento de ionômero de vidro resina-modificado empregando como pré-tratamento o ácido poliacrílico, ácido tânico e laser de ND:YAG. *Pós-Graduação em Revista - Odontologia.* 2002;5(2):29-35.

Lin A, McIntyre NS, Davidson RD. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. *J Dent Res.* 1992;71(11):1836-41.

Loguercio AD, Reis A. Application of a dental adhesive using the self-etch and etch-and-rinse approaches: an 18-month clinical evaluation. *J Am Dent Assoc.* 2008;139(1):53-61.

Magni E, Ferrari M, Hickel R, Ilie N. Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements. *Clin Oral Investig.* 2010;14(1):79-87.

Matos IC, Sab TBB, Juliboni NC, Guerra RF, de Miranda MS. Utilização de dentes bovinos como possível substituto aos dentes humanos nos testes in vitro: revisão de literatura. UFES Revista de Odontologia 2008;10(2):58-63.

McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. Biomaterials. 1998;19(6):521-7.

McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. Biomaterials. 2002;23(17):3603-8.

McKenzie MA, Linden RW, Nicholson JW. The physical properties of conventional and resin-modified glass-ionomer dental cements stored in saliva, proprietary acidic beverages, saline and water. Biomaterials. 2003;24(22):4063-9.

Menezes Filho P, Braz R, Solsa Junior M. Avaliação in vitro da microinfiltração marginal em restaurações classe II, empregando resinas condensáveis com quatro bases estendidas diferentes. Jornal Brasileiro de Dentística & Estética. 2003;2(5):37-42.

Mine A, De Munck J, Cardoso MV, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, et al. Bonding effectiveness of two contemporary self-etch adhesives to enamel and dentin. J Dent. 2009;37(11):872-83.

Mjor IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. Braz Dent J. 2009;20(1):3-16.

Mount GJ, Patel C, Makinson OF. Resin modified glass-ionomers: strength, cure depth and translucency. Aust Dent J. 2002;47(4):339-43.

Mousavinasab SM, Meyers I. Fluoride release by glass ionomer cements, compomer and giomer. Dent Res J (Isfahan). 2009;6(2):75-81.

Muench A, da Silva EM, Ballester RY. Influence of different dentinal substrates on the tensile bond strength of three adhesive systems. J Adhes Dent. 2000;2(3):209-12.

Mungara J, Philip J, Joseph E, Rajendran S, Elangovan A, Selvaraju G. Comparative evaluation of fluoride release and recharge of pre-reacted glass ionomer composite and nano-ionomeric glass ionomer with daily fluoride exposure: an in vitro study. J Indian Soc Pedod Prev Dent. 2013;31(4):234-9.

Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent*. 2013;41(5):404-11.

Nakanuma K, Hayakawa T, Tomita T, Yamazaki M. Effect of the application of dentin primers and a dentin bonding agent on the adhesion between the resin-modified glass-ionomer cement and dentin. *Dent Mater*. 1998;14(4):281-6.

Navarro MFL, Pascotto RC. Cimentos de ionômero de vidro. São Paulo: Artes médicas; 1998.

Navimipour EJ, Oskoe SS, Oskoe PA, Bahari M, Rikhtegaran S, Ghojzadeh M. Effect of acid and laser etching on shear bond strength of conventional and resin-modified glass-ionomer cements to composite resin. *Lasers Med Sci*. 2012;27(2):305-11.

Neelakantan P, John S, Anand S, Sureshababu N, Subbarao C. Fluoride release from a new glass-ionomer cement. *Oper Dent*. 2011;36(1):80-5.

Ngo H. Glass-ionomer cements as restorative and preventive materials. *Dent Clin North Am*. 2010;54(3):551-63.

Ngo HC, Mount G, Mc Intyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: an in vivo study. *J Dent*. 2006;34(8):608-13.

Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*. 1998;19(6):485-94.

Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004;83(3):216-21.

Peez R, Frank S. The physical-mechanical performance of the new Ketac Molar Easymix compared to commercially available glass ionomer restoratives. *J Dent*. 2006;34(8):582-7.

Perdigao J, Dutra-Correa M, Saraceni SH, Ciaramicoli MT, Kiyon VH. Randomized clinical trial of two resin-modified glass ionomer materials: 1-year results. *Oper Dent*. 2012a;37(6):591-601.

Perdigao J, Geraldeli S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(12):1621-9.

Perdigao J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent.* 2012b;25(3):153-8.

Pereira LC, Nunes MC, Dibb RG, Powers JM, Roulet JF, Navarro MF. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2002;4(1):73-80.

Pereira PN, Yamada T, Inokoshi S, Burrow MF, Sano H, Tagami J. Adhesion of resin-modified glass ionomer cements using resin bonding systems. *J Dent.* 1998;26(5-6):479-85.

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;10(3):128-32.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent.* 2007;9(1):7-10.

Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater.* 2010;26(12):1176-84.

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater.* 2005;21(9):864-81.

Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater.* 2007;23(9):1086-92.

Poggio C, Arciola CR, Rosti F, Scribante A, Saino E, Visai L. Adhesion of *Streptococcus mutans* to different restorative materials. *Int J Artif Organs.* 2009;32(9):671-7.

Poggio C, Beltrami R, Scribante A, Colombo M, Lombardini M. Effects of dentin surface treatments on shear bond strength of glass-ionomer cements. *Ann Stomatol (Roma).* 2014;5(1):15-22.

Porto C, Pereira J, Netto C. Cariologia: GBPD. São Paulo: Artes Médicas; 2008. 228 p.

Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent*. 2004;6(2):117-21.

Ribeiro JCR, Fontana UF, Moysés MR, Reis AC, Dias SC, Ribeiro JGR. Avaliação da solubilidade e desintegração de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e compômeros em função de proteção superficial. *Revista de Odontologia da UNESP*. 2006;35(4):247-52.

Ruse ND, Smith DC, Torneck CD, Titley KC. Preliminary surface analysis of etched, bleached, and normal bovine enamel. *J Dent Res*. 1990;69(9):1610-3.

Russo EMA, Vieira GF, Oda M, Youssef MN, Turbino ML, Carvalho RCR. Fundamentos de odontologia - dentística - restaurações diretas. 1ª ed. São Paulo: Editora Santos; 2010.

Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediterr Health J*. 2003;9(1-2):201-7.

Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res*. 2006;85(1):11-4.

Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, et al. Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent*. 2010;35(1):94-104.

Saunders WP. The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine. *J Dent*. 1988;16(5):233-8.

Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent*. 1999;12(2):92-6.

Sennou HE, Lebugle AA, Gregoire GL. X-ray photoelectron spectroscopy study of the dentin-glass ionomer cement interface. *Dent Mater*. 1999;15(4):229-37.

Shimada Y, Kikushima D, Tagami J. Micro-shear bond strength of resin-bonding systems to cervical enamel. *Am J Dent*. 2002;15(6):373-7.

Shimada Y, Kondo Y, Inokoshi S, Tagami J, Antonucci JM. Demineralizing effect of dental cements on human dentin. *Quintessence Int*. 1999;30(4):267-73.

Shimaoka AM, de Andrade AP, Cardoso MV, de Carvalho RC. The importance of adhesive area delimitation in a microshear bond strength experimental design. *J Adhes Dent*. 2011;13(4):307-14.

Shiozawa M, Takahashi H, Iwasaki N. Fluoride release and mechanical properties after 1-year water storage of recent restorative glass ionomer cements. *Clin Oral Investig*. 2014;18(4):1053-60.

Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater*. 2010;26(1):7-12.

Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:23-30.

Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent*. 1995;8(1):59-67.

Soares LE, Santo AM. Morphological and chemical comparative analysis of the human and bovine dentin-adhesive layer. *Microsc Microanal*. 2015;21(1):204-13.

Soares LES, Campos ADF, Martin AA. Human and Bovine Dentin Composition and Its Hybridization Mechanism Assessed by FT-Raman Spectroscopy. *Journal of Spectroscopy*. 2013;2013(2013).

Strober B, Veitz-Keenan A, Barna JA, Matthews AG, Vena D, Craig RG, et al. Effectiveness of a resin-modified glass ionomer liner in reducing hypersensitivity in posterior restorations: a study from the practitioners engaged in applied research and learning network. *J Am Dent Assoc*. 2013;144(8):886-97.

Swift Jr EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: A brief history and state of the art. *Quintessence International*. 1995;26(2):95-100.

Tagami J, Tao L, Pashley DH, Horner JA. The permeability of dentine from bovine incisors in vitro. *Arch Oral Biol.* 1989;34(10):773-7.

Takahashi K, Emilson CG, Birkhed D. Fluoride release in vitro from various glass ionomer cements and resin composites after exposure to NaF solutions. *Dent Mater.* 1993;9(6):350-4.

Tantbirojn D, Douglas WH, Versluis A. Inhibitive effect of a resin-modified glass ionomer cement on remote enamel artificial caries. *Caries Res.* 1997;31(4):275-80.

Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. *J Dent.* 2000;28(5):361-6.

Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, et al. Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent.* 2004;32(8):611-21.

Tay FR, Smales RJ, Ngo H, Wei SH, Pashley DH. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. *J Adhes Dent.* 2001;3(2):153-67.

Teruel Jde D, Alcolea A, Hernandez A, Ruiz AJ. Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. *Arch Oral Biol.* 2015;60(5):768-75.

Tiwari S, Nandlal B. "Effect of nano-filled surface coating agent on fluoride release from conventional glass ionomer cement: an in vitro trial". *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2013;31(2):91-5.

Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent.* 2001;14(4):205-10.

Trairatvorakul C, Itsaraviriyakul S, Wiboonchan W. Effect of glass-ionomer cement on the progression of proximal caries. *J Dent Res.* 2011;90(1):99-103.

Upadhyay S, Rao A, Shenoy R. Comparison of the amount of fluoride release from nanofilled resin modified glass ionomer, conventional and resin modified glass ionomer cements. *J Dent (Tehran).* 2013;10(2):134-40.

van de Sande FH, Rodolpho PA, Basso GR, Patias R, da Rosa QF, Demarco FF, et al. 18-year survival of posterior composite resin restorations with and without glass ionomer cement as base. *Dent Mater*. 2015;31(6):669-75.

van Dijken JW. Retention of a resin-modified glass ionomer adhesive in non-carious cervical lesions. A 6-year follow-up. *J Dent*. 2005;33(7):541-7.

van Dijken JW, Kieri C, Carlen M. Longevity of extensive class II open-sandwich restorations with a resin-modified glass-ionomer cement. *J Dent Res*. 1999;78(7):1319-25.

van Dijken JW, Pallesen U. Long-term dentin retention of etch-and-rinse and self-etch adhesives and a resin-modified glass ionomer cement in non-carious cervical lesions. *Dent Mater*. 2008;24(7):915-22.

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

Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res*. 2008;87(8):757-61.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003;28(3):215-35.

Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J*. 2005;24(1):1-13.

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, De Muck J, van Landuyt K, Lambrechts P. Glassionomer adhesion: the mechanism at the interface. 2006;34:615-6.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):17-28.

Vermeersch G, Leloup G, Vreven J. Fluoride release from glass-ionomer cements, compomers and resin composites. *J Oral Rehabil*. 2001;28(1):26-32.

Vieira IM, Louro RL, Atta MT, Navarro MFL, Francisconi PAS. O cimento de ionômero de vidro na odontologia. *Revista SAÚDECOM*. 2006;2(1):75-84.

Wang L, Sakai VT, Kawai ES, Buzalaf MA, Atta MT. Effect of adhesive systems associated with resin-modified glass ionomer cements. *J Oral Rehabil*. 2006;33(2):110-6.

Wangpermtam P, Botelho MG, Dyson JE. Effect of contamination and decontamination on adhesion of a resin-modified glass-ionomer cement to bovine dentin. *J Adhes Dent*. 2011;13(5):445-53.

Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials--fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater*. 2007;23(3):343-62.

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

Wilson AD, Crisp S, Ferner AJ. Reactions in glass-ionomer cements: IV. Effect of chelating comonomers on setting behavior. *J Dent Res*. 1976;55(3):489-95.

Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J*. 1972;132(4):133-5.

Xu X, Burgess JO. Compressive strength, fluoride release and recharge of fluoride-releasing materials. *Biomaterials*. 2003;24(14):2451-61.

Yassen GH, Platt JA, Hara AT. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci*. 2011;53(3):273-82.

Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled Nano-layering at the Adhesive interface. *J Dent Res*. 2012;91(4):376-81.

Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Irie M, Ogawa T, et al. Nanolayering of phosphoric acid ester monomer on enamel and dentin. *Acta Biomater*. 2011;7(8):3187-95.

Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, et al. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater.* 2010;6(9):3573-82.

Zhang Y, Burrow MF, Palamara JE, Thomas CD. Bonding to glass ionomer cements using resin-based adhesives. *Oper Dent.* 2011;36(6):618-25.

APÊNDICE A – Resultados do Teste de Microcisalamento

Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa
C Fuji 1	4,44	5,65	6,30	Poli Fuji 1	6,91	8,80	10,71	Clear Fuji 1	14,92	18,99	20,18	Uni Fuji 1	12,41	15,81	18,37	Primer Fuji 1	9,68	12,32	12,09
	5,46	6,96			9,90	12,61			16,78	21,37			16,44	20,94			9,31	11,86	
C Fuji 2	17,20	21,91	17,94	Poli Fuji 2	13,12	16,71	16,46	Clear Fuji 2	14,82	18,87	20,51	Uni Fuji 2	17,41	22,17	22,93	Primer Fuji 2	7,48	9,52	9,96
	10,98	13,97			12,72	16,20			17,39	22,14			18,60	23,69			8,17	10,40	
C Fuji 3	9,61	12,24	10,98	Poli Fuji 3	9,16	11,66	14,54	Clear Fuji 3	17,06	21,73	22,90	Uni Fuji 3	13,01	16,57	19,74	Primer Fuji 3	4,07	5,18	11,76
	7,63	9,71			13,68	17,42			18,91	24,07			17,99	22,91			14,39	18,33	
C Fuji 4	5,41	6,88	8,42	Poli Fuji 4	11,87	15,11	15,93	Clear Fuji 4	15,10	19,23	19,86	Uni Fuji 4	18,68	23,79	22,39	Primer Fuji 4	7,45	9,49	10,65
	7,81	9,95			13,16	16,76			16,10	20,49			16,48	20,99			9,28	11,82	
C Fuji 5	8,11	10,32	9,99	Poli Fuji 5	8,45	10,76	13,56	Clear Fuji 5	13,54	17,25	18,24	Uni Fuji 5	13,85	17,64	18,91	Primer Fuji 5	9,86	12,55	14,31
	7,58	9,65			12,85	16,36			15,11	19,24			15,85	20,18			12,62	16,07	
C Fuji 6	16,17	20,58	18,43	Poli Fuji 6	7,52	9,57	10,20	Clear Fuji 6	22,04	28,06	25,94	Uni Fuji 6	11,31	14,41	16,31	Primer Fuji 6	9,57	12,19	10,89
	12,79	16,28			8,51	10,84			18,70	23,82			14,31	18,22			7,54	9,60	
C Fuji 7	4,77	6,07	5,31	Poli Fuji 7	7,47	9,51	10,84	Clear Fuji 7	16,92	21,54	19,94	Uni Fuji 7	12,00	15,28	15,55	Primer Fuji 7	6,29	8,01	5,88
	3,57	4,55			9,56	12,18			14,39	18,33			12,43	15,83			2,94	3,74	
C Fuji 8	13,96	17,78	17,75	Poli Fuji 8	7,66	9,76	12,27	Clear Fuji 8	12,48	15,89	20,26	Uni Fuji 8	14,20	18,09	14,40	Primer Fuji 8	4,35	5,54	5,65
	13,91	17,71			11,62	14,79			19,35	24,63			8,41	10,70			4,53	5,77	
C Fuji 9	4,29	5,46	7,57	Poli Fuji 9	10,92	13,90	13,23	Clear Fuji 9	16,36	20,83	21,73	Uni Fuji 9	16,46	20,96	20,48	Primer Fuji 9	7,30	9,29	8,43
	7,60	9,67			9,86	12,56			17,77	22,62			15,72	20,01			5,95	7,57	
C Fuji 10	12,03	15,32	16,73	Poli Fuji 10	8,89	11,31	10,23	Clear Fuji 10	16,91	21,53	20,89	Uni Fuji 10	13,04	16,60	19,87	Primer Fuji 10	10,72	13,64	15,32
	14,26	18,15			7,18	9,15			15,91	20,26			18,17	23,14			13,34	16,99	
Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa
C Lining 1	3,87	4,93	5,13	Clear Lining 1	14,15	18,02	18,59	Clear Lining 1	14,15	18,02	18,59	Uni Lining 1	12,68	16,14	16,35	Primer Lining 1	5,64	7,18	7,69
	4,19	5,34			15,05	19,16			15,05	19,16			13,00	16,55			6,44	8,20	
C Lining 2	2,01	2,56	3,72	Clear Lining 2	17,60	22,40	22,16	Clear Lining 2	17,60	22,40	22,16	Uni Lining 2	15,44	19,66	16,49	Primer Lining 2	5,55	7,07	5,50
	3,84	4,88			17,21	21,91			17,21	21,91			10,46	13,32			3,09	3,93	
C Lining 3	6,87	8,75	8,84	Clear Lining 3	16,31	20,76	20,77	Clear Lining 3	16,31	20,76	20,77	Uni Lining 3	12,17	15,50	18,34	Primer Lining 3	3,89	4,95	5,78
	7,02	8,94			16,32	20,78			16,32	20,78			16,63	21,17			5,18	6,60	
C Lining 4	5,67	7,22	6,43	Clear Lining 4	17,02	21,68	22,82	Clear Lining 4	17,02	21,68	22,82	Uni Lining 4	15,91	20,26	19,81	Primer Lining 4	4,50	5,74	5,52
	4,44	5,65			18,82	23,96			18,82	23,96			15,21	19,37			4,17	5,31	
C Lining 5	2,52	3,21	3,05	Clear Lining 5	12,77	16,26	18,11	Clear Lining 5	12,77	16,26	18,11	Uni Lining 5	10,76	13,70	17,76	Primer Lining 5	3,64	4,64	7,37
	2,28	2,90			15,68	19,96			15,68	19,96			17,15	21,83			7,94	10,10	
C Lining 6	1,85	2,36	2,79	Clear Lining 6	15,90	20,24	19,58	Clear Lining 6	15,90	20,24	19,58	Uni Lining 6	13,54	17,23	14,83	Primer Lining 6	4,64	5,91	5,10
	2,53	3,22			14,85	18,91			14,85	18,91			9,76	12,43			3,37	4,30	
C Lining 7	3,24	4,13	3,96	Clear Lining 7	10,42	13,26	16,82	Clear Lining 7	10,42	13,26	16,82	Uni Lining 7	15,63	19,90	19,99	Primer Lining 7	6,24	7,95	6,91
	2,98	3,79			16,00	20,38			16,00	20,38			15,76	20,07			4,61	5,88	
C Lining 8	4,17	5,30	4,17	Clear Lining 8	14,50	18,46	17,43	Clear Lining 8	14,50	18,46	17,43	Uni Lining 8	12,67	16,13	13,90	Primer Lining 8	4,15	5,29	5,88
	2,38	3,04			12,88	16,40			12,88	16,40			9,17	11,67			5,08	6,46	
C Lining 9	1,66	2,12	2,72	Clear Lining 9	13,35	16,99	16,00	Clear Lining 9	13,35	16,99	16,00	Uni Lining 9	9,30	11,84	14,96	Primer Lining 9	4,67	5,95	7,35
	2,62	3,33			11,79	15,01			11,79	15,01			14,19	18,07			6,87	8,75	
C Lining 10	2,76	3,52	3,57	Clear Lining 10	12,82	16,32	17,56	Clear Lining 10	12,82	16,32	17,56	Uni Lining 10	12,77	16,26	15,99	Primer Lining 10	6,16	7,84	6,97
	2,85	3,63			14,77	18,80			14,77	18,80			12,34	15,72			4,79	6,10	

C: Controle; Poli: Ácido Poliacrílico; Clear: Clearfil SE; Uni: Single Bond Universal; Primer: Primer do Vitremer; Fuji: Fuji II LC; Lining: Fuji Lining; VB: Vitrebond; VM: Vitremer

APÊNDICE B - Resultados do Teste de Microcisalhamento (continuação)

Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa
C VB 1	6,47	8,23	8,66	Poli VB 1	8,18	10,42	8,25	Clear VB 1	12,16	15,49	17,84	Uni VB 1	8,82	11,23	12,65	Primer VB 1	3,43	4,37	5,42
	7,13	9,08			4,78	6,09			15,86	20,19			11,06	14,08			5,08	6,47	
C VB 2	7,70	9,80	9,95	Poli VB 2	7,44	9,48	8,22	Clear VB 2	14,43	18,37	17,40	Uni VB 2	12,03	15,32	14,56	Primer VB 2	6,62	8,43	7,65
	7,93	10,10			5,47	6,96			12,91	16,43			10,84	13,80			5,40	6,88	
C VB 3	6,49	8,26	8,43	Poli VB 3	8,48	10,79	9,92	Clear VB 3	9,69	12,33	13,31	Uni VB 3	12,84	16,35	16,72	Primer VB 3	6,83	8,70	7,76
	6,74	8,59			7,11	9,05			11,22	14,28			13,42	17,08			5,35	6,81	
C VB 4	8,14	10,36	9,64	Poli VB 4	9,49	12,09	11,87	Clear VB 4	14,37	18,30	18,31	Uni VB 4	14,34	18,25	17,23	Primer VB 4	8,55	10,89	8,13
	7,00	8,91			9,15	11,65			14,39	18,32			12,74	16,22			4,23	5,38	
C VB 5	4,30	5,47	7,03	Poli VB 5	9,33	11,87	11,28	Clear VB 5	12,56	16,00	16,08	Uni VB 5	15,09	19,22	18,19	Primer VB 5	4,77	6,07	6,11
	6,75	8,59			8,39	10,68			12,70	16,16			13,48	17,16			4,82	6,14	
C VB 6	7,52	9,57	9,32	Poli VB 6	3,08	3,92	6,28	Clear VB 6	14,71	18,72	18,56	Uni VB 6	13,26	16,88	14,97	Primer VB 6	9,40	11,97	10,59
	7,13	9,08			6,78	8,64			14,44	18,39			10,25	13,05			7,23	9,20	
C VB 7	7,69	9,79	9,03	Poli VB 7	10,06	12,80	11,13	Clear VB 7	14,03	17,86	18,21	Uni VB 7	12,81	16,31	15,09	Primer VB 7	5,53	7,04	10,60
	6,49	8,27			7,43	9,46			14,58	18,57			10,90	13,88			11,13	14,17	
C VB 8	6,95	8,84	8,12	Poli VB 8	9,97	12,70	10,67	Clear VB 8	12,88	16,41	16,67	Uni VB 8	11,02	14,03	12,85	Primer VB 8	4,63	5,90	7,47
	5,81	7,40			6,79	8,64			13,30	16,93			9,17	11,67			7,10	9,04	
C VB 9	6,08	7,75	7,01	Poli VB 9	3,18	4,05	4,52	Clear VB 9	13,76	17,51	16,14	Uni VB 9	14,08	17,93	17,67	Primer VB 9	11,14	14,18	14,09
	4,93	6,27			3,91	4,98			11,59	14,76			13,66	17,40			11,00	14,00	
C VB 10	4,09	5,20	3,81	Poli VB 10	5,78	7,36	8,52	Clear VB 10	14,40	18,33	19,55	Uni VB 10	12,71	16,19	15,86	Primer VB 10	6,80	8,66	7,77
	1,90	2,42			7,60	9,68			16,31	20,77			12,19	15,53			5,40	6,87	
Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa	Grupo	N	Mpa	Média Mpa
C VM 1	5,05	6,43	10,58	Poli VM 1	7,64	9,73	8,72	Clear VM 1	13,04	16,61	17,37	Uni VM 1	11,98	15,25	18,29	Primer VM 1	10,81	13,76	11,83
	11,56	14,73			6,06	7,72			14,24	18,13			16,76	21,33			7,78	9,90	
C VM 2	5,89	7,50	6,11	Poli VM 2	6,97	8,88	9,80	Clear VM 2	16,17	20,59	20,58	Uni VM 2	12,70	16,18	16,19	Primer VM 2	13,97	17,79	15,06
	3,71	4,72			8,42	10,72			16,15	20,56			12,73	16,21			9,68	12,33	
C VM 3	6,78	8,64	7,97	Poli VM 3	7,06	8,98	8,53	Clear VM 3	9,86	12,56	13,88	Uni VM 3	14,85	18,91	19,47	Primer VM 3	10,92	13,90	12,97
	5,74	7,31			6,35	8,09			11,95	15,21			15,73	20,03			9,46	12,04	
C VM 4	3,25	4,14	6,13	Poli VM 4	5,94	7,56	8,07	Clear VM 4	11,80	15,02	14,96	Uni VM 4	14,07	17,91	18,85	Primer VM 4	6,66	8,48	8,91
	6,37	8,12			6,74	8,59			11,70	14,89			15,54	19,79			7,33	9,33	
C VM 5	4,17	5,32	6,98	Poli VM 5	9,00	11,46	11,31	Clear VM 5	12,24	15,58	15,79	Uni VM 5	10,94	13,93	14,65	Primer VM 5	6,49	8,27	12,22
	6,79	8,64			8,76	11,15			12,57	16,00			12,08	15,38			12,71	16,18	
C VM 6	10,30	13,11	12,86	Poli VM 6	11,44	14,57	15,22	Clear VM 6	11,91	15,17	15,35	Uni VM 6	16,26	20,70	19,21	Primer VM 6	4,84	6,17	6,38
	9,90	12,61			12,47	15,88			12,20	15,54			13,91	17,72			5,18	6,60	
C VM 7	3,21	4,08	7,97	Poli VM 7	12,71	16,19	15,46	Clear VM 7	11,68	14,87	15,15	Uni VM 7	12,43	15,83	17,65	Primer VM 7	6,37	8,11	10,53
	9,32	11,86			11,57	14,73			12,12	15,43			15,29	19,47			10,16	12,94	
C VM 8	3,89	4,95	4,44	Poli VM 8	12,48	15,89	11,50	Clear VM 8	11,26	14,34	14,55	Uni VM 8	15,90	20,24	21,28	Primer VM 8	5,41	6,89	6,69
	3,09	3,93			5,58	7,10			11,59	14,76			17,53	22,32			5,10	6,49	
C VM 9	10,24	13,04	8,46	Poli VM 9	16,28	20,73	17,49	Clear VM 9	12,55	15,97	14,66	Uni VM 9	11,62	14,80	17,48	Primer VM 9	9,06	11,54	10,65
	3,04	3,87			11,20	14,26			10,48	13,34			15,83	20,15			7,66	9,76	
C VM 10	13,20	16,81	14,11	Poli VM 10	9,30	11,84	12,12	Clear VM 10	11,83	15,06	15,90	Uni VM 10	12,40	15,79	14,80	Primer VM 10	4,16	5,29	6,41
	8,97	11,42			9,74	12,40			13,14	16,73			10,84	13,80			5,91	7,53	

C: Controle; Poli: Ácido Poliacrílico; Clear: Clearfil SE; Uni: Single Bond Universal; Primer: Primer do Vitremer; Fuji: Fuji II LC; Lining: Fuji Lining; VB: Vitrebond; VM: Vitremer

APÊNDICE C - Teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov com correção de Lilliefors.

	C fuji	Poli Fuji	Clear Fuji	Uni Fuji	Primer Fuji	C Lining	Poli Lining	Clear Lining	Uni Lining	Primer Lining	C VB	Poli VB	Clear VB	Uni VB	Primer VB	C VM	Poli VM	Clear VM	Uni VM	Primer VM
Tamanho da amostra	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Desvio máximo	0,2197	0,1996	0,2293	0,1259	0,1335	0,2557	0,1989	0,1682	0,167	0,2117	0,2044	0,1604	0,1609	0,1245	0,267	0,213	0,1636	0,283	0,142	0,1762
Valor crítico (0.05)	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258	0,258
Valor crítico (0.01)	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294	0,294
p(valor)	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	ns	< 0.05	ns	ns	< 0.05	ns	ns

C: Controle; Poli: Ácido Poliacrílico; Clear: Clearfil SE; Uni: Single Bond Universal; Primer: Primer do Vitremer; Fuji: Fuji II LC; Lining: Fuji Lining; VB: Vitrebond; VM: Vitremer

ANEXO A - Certificado da Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA/FOUSP).

Fundada em 1900
"Em constante busca da excelência"

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Comissão de Ética no Uso de Animais
Tel. (11) 3091 7842
ceuafo@usp.br

CERTIFICADO

Certificamos que o Protocolo CEUA/FOUSP N° 003/2015 referente ao projeto intitulado: **"Influência de adesivos autocondicionantes na resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro resinomodificados à dentina bovina"** sob a responsabilidade de execução dos autores **Profa. Dra. Miriam Lacalle Turbino** e da aluna **Giovanna Emann Tavares Menegatti**, foi analisado na presente data e considerado isento de análise da CEUA por utilizar ossos da espécie **Ovis aries** proveniente de frigorífico.

São Paulo, 23 de março de 2015.

Prof. Dr. Victor Elias Arana-Chavez
Presidente da CEUA/FOUSP