*“INFLUÊNCIA DO ULTRA-SOM NA
RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE
CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO”*

TICIANE CESTARI FAGUNDES

Dissertação apresentada à
Faculdade de Odontologia de
Bauru, da Universidade de São
Paulo, como parte dos requisitos
para obtenção do título de Mestre
em Odontologia – Área de
Concentração Dentística.

(Edição Revisada)

Orientadora:

Prof^a. Dr^a Maria Fidela de Lima Navarro

BAURU
2005

F139j Fagundes, Ticiane Cestari
**Influência do ultra-som na resistência adesiva à dentina
de cimentos de ionômero de vidro /**
Ticiane Cestari Fagundes. - Bauru, 20035
104p: il.; 8 cm.

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

Orientadora: Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro.

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

Assinatura do autor:

Comitê de Ética da FOB

No. do Protocolo: 127/02

Data: 30/10/2002

TICIANE CESTARI FAGUNDES

filiação	Genésio Fagundes de Carvalho e Zuleica Cestari Fagundes
Naturalidade	<ul style="list-style-type: none">• Indiaporã – SP – Brasil
Nascimento	<ul style="list-style-type: none">• 26 de junho de 1979
1997 – 2000	<ul style="list-style-type: none">• Curso de Odontologia – Faculdade de Odontologia de Lins – Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP.
2001 - 2002	<ul style="list-style-type: none">• Curso de Especialização em Dentística Restauradora pela Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Júlio Mesquita – UNESP.
2001 - 2002	<ul style="list-style-type: none">• Estagiária da Disciplina de Dentística Restauradora da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Júlio Mesquita – UNESP.
2003 – 2005	<ul style="list-style-type: none">• Curso de Pós-Graduação em Dentística Restauradora, em nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru – Universidade de São Paulo - USP.
Associações	<ul style="list-style-type: none">• <i>CROSP</i> – Conselho Regional de Odontologia• <i>APCD</i> – Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas• <i>GBPD</i> - Grupo Brasileiro de Professores de Dentística• <i>SBPqO</i> – Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica• <i>IADR</i> – International Association for Dental Research

O segredo é não correr atrás das borboletas...
É cuidar do jardim para que elas venham até você.

Mario Quintana

AGRADECIMENTOS

Dedicatória

Aos meus queridos pais, Genésio e Zuleica, pelo apoio incondicional. Por sempre estarem

ao meu lado ensinando-me que:

*Vale a pena a tentativa e não o receio;
Vale a pena confiar e nunca ter medo;
Vale a pena encarar e não fugir da realidade.
Ainda que eu fracasse, vale a pena lutar.
Vale a pena discordar do melhor amigo
E não apoiá-lo em suas atitudes erradas;
Vale a pena corrigi-los;
Vale a pena encarar-me no espelho
E ver se estou certo ou errado;
Vale a pena procurar ser o melhor e aí...
Vale a pena ser o que for. Enfim.
Vale a pena viver a vida,
Já que a vida não é tudo que ela pode nos dar,
Mas sim tudo o que podemos dar por ela.*

A vocês dois agradeço do fundo do meu coração pelas renúncias e pela dedicação que

tornaram minha caminhada mais suave.

Ao meu namorado Henrique,

*"O amor é o sentimento dos seres imperfeitos, posto que a função do amor é levar
o ser humano à perfeição." Aristóteles*

*Seu companheirismo, incentivo constante e AMOR sempre me impulsionam a
buscar nossa perfeição.*

À minha irmã Taniesca pela amizade e apoio.

*A Deus por ter permitido que estas pessoas tão especiais fizessem parte da minha
família*

Agradecimento especial

À Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro

“Competência, planejamento, determinação, espírito de equipe e amor são as qualidades essenciais para ser dono do futuro. Mas também é preciso ter fé, sabedoria e acreditar.”

Roberto Schinyashiki

Professora Doutora Fidela a senhora personifica todas estas qualidades. Obrigada pelos ensinamentos transmitidos não somente no campo científico, mas também por aqueles que pude adquirir observando suas atitudes sempre grandiosas.

Minha admiração e sinceros agradecimentos pelas oportunidades oferecidas.

Agradecimentos

Aos professores do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários:

Prof. Dr. Aquira Ishiquiriama

Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone

Prof. Dr. Eduardo Batista Franco

Prof. Dr. José Carlos Pereira

Prof. Dr. José Mondelli

Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro

Profa. Dra. Maria Teresa Atta

Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi

Prof. Dr. Paulo Amarante de Araújo

Prof. Dr. Rafael Francisco Lia Mondelli

Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho

*Muito Obrigada, por guiarem nossos caminhos dentro da Pós-graduação.
Mostrarem-nos a cada momento a importância da busca do conhecimento.
Nesse dia tão especial na minha vida acadêmica, agradeço imensamente pelo estímulo
constante ao nosso aprendizado.*

*Ao professor **Rafael Francisco Lia Mondelli** pela presença decisiva
durante a realização dos testes laboratoriais. Obrigada, mais uma vez por sua
disponibilidade e auxílio.*

*Ao professor **Dr. José Roberto Pereira Lauris** do Departamento de
Odontopediatria, Ortodontia e Saúde Coletiva pela valiosa colaboração na realização da
análise estatística.*

Agradecimentos Institucionais

À Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo, por meio de sua diretora Profa.

Dra. Maria Fidela de Lima Navarro, vice-diretor Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro e à comissão de

Pós-graduação da FOB-USP, na pessoa de seu presidente Prof. Dr. José Carlos Pereira.

Obrigada, pela oportunidade e privilégio de pertencer a seu corpo discente, durante o Mestrado.

Aos funcionários da:

- ❖ *Pós-graduação pela eficiência com que realizam seu trabalho.*
- ❖ *Departamento de Dentística, Materiais Dentários e Endodontia pela atenção e apoio que oferecem aos alunos.*
- ❖ *Serviço de Esterilização pela presença constante e imprescindível durante o transcorrer do curso*
- ❖ *Serviço de Biblioteca, pela competência e agilidade com que atendem a todos alunos desta e de outras instituições.*
- ❖ *Diretoria pelo carinho e atenção com que sempre me atenderam e auxiliaram.*

*À Faculdade de Odontologia de Lins - Universidade Metodista de Piracicaba, **minha querida***

Faculdade, obrigada pela oportunidade de participar de pesquisas durante a graduação, bem como incentivar o crescimento de seus alunos.

À Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo, especificamente à querida

Márcia Sirlene Zardin Graeff pela disponibilidade em auxiliar na produção das imagens com microscopia confocal.

À Capes pela concessão da bolsa de Mestrado, meus sinceros agradecimentos e reconhecimento da sua importância para o desenvolvimento científico do país.

Agradecimentos Fraternos

À turma de Mestrado:

*Adilson, Adriana, Ana Carolina, Débora, Emerson, Juliana,
Maria Cecília, Miguel, Mônica, Patrícia, Safira, pelo companheirismo e convivência
harmônica.*

*À Terezinha Barata e Eduardo Bresciani não somente pelo
amparo desde o início, mas também pela amizade sincera e pelo carinho de irmãos mais
experientes com que sempre me trataram.*

*À Anuradha Prakki pelo auxílio durante a confecção da matriz
utilizada no experimento.*

*Ao Heitor e Carlos pela criatividade e atenção na elaboração dos
esquemas.*

*À Eloísa e Valéria obrigada, por oferecerem seu ombro, nos
momentos difíceis e vibrarem comigo nas minhas vitórias. Obrigada, do fundo do meu
coração por compartilharem este sonho, que hoje se torna realidade.*

Sumário

LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE FLUXOGRAMAS	xi
LISTA DE TABELAS	xii
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	xiii
RESUMO.....	xv
1- INTRODUÇÃO	2
2- REVISÃO DE LITERATURA.....	7
2.1- Adesão e Propriedades Mecânicas dos Cimentos Ionoméricos	7
2.2- Ação do Ultra-som nos Meios	31
3- PROPOSIÇÃO	44
4- MATERIAL E MÉTODOS.....	46
4.1- Preparo dos Dentes	46
4.2- Preparo do Substrato Dentário.....	47
4.3- Materiais Testados	47
4.4- Grupos	48
4.5- Tratamento das Superfícies Dentárias	49
4.6- Confeção da Matriz	50
4.7- Obtenção dos Corpos-de-prova	52
4.8- Realização dos Testes	56
4.9- Análise Estatística	57
5- RESULTADOS.....	59
6- DISCUSSÃO	62
7- CONCLUSÕES	84
ANEXOS	86
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93
ABSTRACT	104

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1-	Seta ilustrativa demonstrando o sentido do seccionamento dos dentes	46
FIGURA 2-	Cimentos de ionômero de vidro utilizados	47
FIGURA 3	Tratamento das superfícies dentárias	50
FIGURA 4	Desenho do orifício central da matriz utilizada, com suas dimensões	51
FIGURA 5	Dispositivo metálico utilizado para a confecção dos corpos-de-prova	52
FIGURA 6	Inserção do cimento no interior da matriz adaptada sobre a superfície dentária	52
FIGURA 7	Aplicação do ultra-som, deslizando sobre a superfície do material	53
FIGURA 8	Dispositivos para o teste de tração	56
FIGURA 9	Microscopia Confocal da interface Fuji II/dentina	69
FIGURA 10	Microscopia Confocal da interface Ketac Fil Plus/dentina:	70
FIGURA 11	Microscopia Confocal da interface Fuji II LC Improved/dentina	70
FIGURA 12	Microscopia Confocal da interface Photac Fil Quick Aplicap/dentina	70
FIGURA 13	Microscopia Confocal da interface Ketac Molar/dentina	71
FIGURA 14	Esquema ilustrando a ação do ultra-som nos Cimentos de Ionômero de Vidro	75

LISTA DE FLUXOGRAMAS

FLUXOGRAMA 1	Confecção da matriz com molar bovino	51
FLUXOGRAMA 2	Seqüência da confecção dos corpos-de-prova	55
FLUXOGRAMA 3	Seqüência de adaptação dos espécimes aos dispositivos para a realização dos testes	57

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Características dos cimentos de ionômero de vidro utilizados	48
TABELA 2	Grupos testados	49
TABELA 3	Resistências adesivas médias e desvios-padrão dos grupos estudados	59
TABELA 4	Classificação e número das falhas observadas após os testes de resistência adesiva	60
TABELA 5	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II (controle) à dentina	86
TABELA 6	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II (ultra-som) à dentina	86
TABELA 7	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC FIL PLUS (controle) à dentina	87
TABELA 8	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC FIL PLUS (ultra-som) à dentina	87
TABELA 9	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II LC IMPROVED (controle) à dentina	88
TABELA 10	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II LC IMPROVED (ultra-som) à dentina	88
TABELA 11	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro PHOTAC FIL QUICK APLICAP (controle) à dentina	89
TABELA 12	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro PHOTAC FIL QUICK APLICAP (ultra-som) à dentina	89
TABELA 13	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC MOLAR (controle) à dentina	90
TABELA 14	Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC MOLAR (ultra-som) à dentina	90

Lista de Abreviaturas e Símbolos

°C	-----	Graus Celsius
CIV	-----	Cimento de ionômero de vidro
CIVMR	-----	Cimento de ionômero de vidro modificado por resina
FOB	-----	Faculdade de Odontologia de Bauru
HEMA	-----	2-hidroxietil metacrilato
Kgf	-----	Quilograma força
MEV	-----	Microscópio eletrônico de varredura
MPa	-----	Mega pascal
mN	-----	Mili Newton
MTA	-----	Mineral Trioxide Aggregate
KHz	-----	Kilo Hertz
s	-----	Segundos
A	-----	Adesiva
M	-----	Mista
C	-----	Coesiva

A decorative graphic consisting of two concentric circles, one in the lower-left and one in the upper-right, both with a dark center and light outer rings. A thin vertical line runs along the right edge of the page, and a thin horizontal line runs along the bottom edge, meeting at a right angle.

RESUMO

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar *in vitro* a influência da irradiação ultra-sônica na resistência adesiva a dentina de cimentos de ionômero de vidro restauradores: convencional (Fuji II, Ketac Fil Plus), modificado por resina (Fuji II LC Improved, Photac Fil Quick Aplicap) e de alta viscosidade (Ketac Molar). Cinquenta dentes terceiros molares humanos extraídos foram seccionados no sentido méso-distal de forma a se obter 100 secções. As secções foram incluídas em resina epóxica, com as superfícies vestibular ou lingual expostas, e desgastadas até a obtenção de uma superfície plana em dentina. Sobre as secções foi adaptada uma matriz confeccionada com molar bovino (com orifício central em formato de tronco de cone invertido) onde o ionômero foi inserido. Nos grupos em que o ultra-som foi utilizado, este foi aplicado por 15s sobre a matriz e o material. Após 20 minutos da aplicação do ultra-som, a matriz foi removida e os corpos-de-prova (dentina/tronco de cone de ionômero) foram armazenados em água deionizada por 24 horas a 37°C. Em seguida, os corpos-de-prova foram adaptados por meio de dispositivos à máquina de ensaios para a realização dos testes. Os dados foram submetidos a ANOVA a dois critérios e ao teste de Tukey ($p < 0,05$). As médias e desvios-padrão dos resultados (MPa) sem aplicação do ultra-som foram: $2,21 \pm 0,53$ (Fuji II); $1,85 \pm 0,5$ (Ketac Fil Plus); $8,65 \pm 2,46$ (Fuji II LC Improved); $5,93 \pm 1,77$ (Photac Fil Quick Aplicap) e $2,10 \pm 0,57$ (Ketac Molar). Com a utilização de excitação ultra-sônica os valores aumentaram para $3,33 \pm 0,96$ (Fuji II); $2,19 \pm 0,64$ (Ketac Fil Plus); $9,95 \pm 2,79$ (Fuji II LC Improved); $6,10 \pm 1,41$ (Photac Fil Quick Aplicap) e $2,65 \pm 0,75$ (Ketac Molar). Os resultados com excitação ultra-sônica foram estatisticamente diferentes e superiores aos observados pelos ionômeros sem o emprego do ultra-som. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os cimentos convencionais e os de alta viscosidade. Entretanto, houve diferença estatisticamente significativa entre os modificados por resina e os outros cimentos estudados. O Fuji II LC Improved apresentou resistências maiores que o Photac Fil Quick Aplicap. A excitação ultra-sônica aumentou a resistência adesiva à dentina nos cimentos de ionômero de vidro estudados.

1. INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Os cimentos de ionômero de vidro foram introduzidos na literatura em 1971 na Inglaterra⁷⁶, a partir da análise das características dos cimentos de silicato e de policarboxilato de zinco. O primeiro tinha como fundamentos principais a presença de flúor e a baixa alteração dimensional. Por sua vez, o cimento de policarboxilato de zinco, apresentava como aspecto relevante a adesividade à estrutura dentária produzida principalmente pelo ácido poliacrílico, além de possuir boa biocompatibilidade. Nesse sentido, foram estas particularidades as que determinaram o surgimento do Cimento de Ionômero de Vidro (CIV). Felizmente esses materiais vêm sofrendo um constante aprimoramento nas suas propriedades, ocupando um lugar de destaque entre os materiais dentários e sendo utilizado em diversos ramos da odontologia moderna, possibilitando assim, o emprego de técnicas restauradoras mais conservadoras.

Os cimentos de ionômero de vidro se caracterizam pela presença de uma reação do tipo ácido-base, que se inicia a partir da mistura do pó e do líquido, para formar um sal de hidrogel que atua como matriz de ligação. O produto desta reação consiste de partículas de vidro residuais, embebidas em uma matriz de hidrogel¹⁴. O primeiro estágio começa aos 10 minutos após a incorporação do pó ao líquido, o segundo estágio, envolve a liberação de cálcio e alumínio dentro da matriz, sendo uma lenta e continuada reação ácido-base³⁹.

Essa reação contínua ocasiona a melhora constante das propriedades mecânicas do cimento. Com o passar do tempo, ocorre aumento da resistência à compressão e à tração diametral^{29,67,75,78}.

Nos ionômeros modificados por resina, enquanto ocorre uma reação ácido-base entre os constituintes do pó e do líquido do material, a polimerização do HEMA (hidroxietil metacrilato) e grupos metacrílicos é iniciada por um processo de óxido-redução (polimerização química) ou por fotopolimerização. Esse processo resulta numa massa onde os polímeros de HEMA e os grupos carboxílicos são ligados pelo hidrogênio. Com o endurecimento, as ligações duplas de monômero polimerizável do líquido desaparecem, e o número de grupos carboxílicos no ácido poliacrílico diminui à medida que a reação ácido-base progride³¹.

Os cimentos de ionômero de vidro possuem as propriedades de liberação de flúor, adesividade, biocompatibilidade e coeficiente de expansão térmica semelhante à estrutura dental, tornando o material de grande utilidade para o clínico.

Apesar destas propriedades, os cimentos de ionômero de vidro também apresentam algumas limitações tais como a baixa resistência à tração diametral, à compressão e conseqüentemente baixa resistência de borda. Além disso, os cimentos de ionômero de vidro são altamente sensíveis à sinérese e embebição, principalmente nos primeiros momentos após a inserção na cavidade bucal.

O acúmulo de bolhas no interior dos CIV é um outro fator que deve ser levado em consideração, pois é uma característica que torna o material relativamente poroso.

Já há algum tempo os cimentos de ionômero de vidro vêm sendo estudados em relação à porosidade^{11,13,16,34,42,43,78}.

Uma das razões encontradas na literatura para essa porosidade é a forma de mistura do material que pode ser manual ou mecânica. O número de poros encontrados nos cimentos de ionômero de vidro manipulados manualmente é maior que os misturados mecanicamente^{11,34,42,43}.

Atualmente, há relatos na literatura^{3,29,65,66,67,68} que a utilização de vibração ultra-sônica melhora as propriedades mecânicas dos CIVs.

A aplicação do ultra-som é utilizada no processo de adensamento do concreto e de cimentos na indústria de construção civil já há muito tempo com excelentes resultados. Baseados nessas observações é que o ultra-som foi introduzido na manipulação dos cimentos dentais.

TOWLER, et al.⁶⁶, em 2001, através de testes de nano-endentação e creep, evidenciaram que a excitação ultra-sônica dos CIVs convencionais pode acelerar a reação de presa, além de melhorar suas propriedades mecânicas.

Em outro estudo⁶⁵ em que se avaliou o tamanho das partículas de vidro, assim como, sua distribuição e área ocupada pela fase vítrea de um ionômero de vidro de alta viscosidade, os autores concluíram que a excitação ultra-sônica promoveu: o maior contato entre as partículas de vidro e o políácido; a quebra dos aglomerados de partículas, oferecendo maior área de superfície de vidro para ser reagida e maior compactação do material.

Mais recentemente foi avaliada a microdureza dos CIVs após aplicação do ultra-som, concluindo-se que a excitação ultra-sônica aumentou estatisticamente a dureza superficial dos CIVs nos primeiros 15 minutos de presa dos cimentos de ionômero de vidro³².

Vários estudos têm sugerido que a vibração promovida pelo ultra-som diminui o número de bolhas de ar incluídas no corpo do material^{3,29,65,66,67,68}.

É importante ressaltar que a aplicação do ultra-som não requer a incorporação de nenhuma química adicional, e assim, não apresenta limitações para nenhum dos cimentos ionoméricos.

O aperfeiçoamento das propriedades mecânicas dos CIVs é um fator importante para os cimentos restauradores, principalmente nas primeiras 24 horas, visto que os CIVs sofrem influência da água nesse período inicial, restringindo seu potencial total nas suas aplicações clínicas. Embora haja aumento global da resistência dos CIVs após excitação ultra-sônica, há uma dúvida se a contração de geleificação não influenciaria negativamente a adesão do material restaurador às paredes cavitárias.

Por outro lado, acredita-se que essa excitação ultra-sônica possa promover menor número de bolhas na interface dentina/cimento, compactando o material, e permitindo maior contato deste com a dentina. Esse fator é relevante já que os CIVs aderem diretamente ao substrato dentinário.

Entretanto, há carência na literatura de estudos que observem a utilização do ultra-som em relação à resistência adesiva à tração na interface dentina/cimento. Diante do exposto, verificou-se a necessidade de estudar *in vitro* a adesão à dentina de formulações diferentes de CIVs após a aplicação de excitação ultra-sônica.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2. REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão, este capítulo está dividido em duas etapas: estudos que avaliam as características de adesão dos CIVs à dentina e a ação do ultra-som nos meios em que é aplicado, assim como, nos cimentos de ionômero de vidro.

2.1 Adesão e Propriedades Mecânicas dos Cimentos

Ionoméricos

Desde sua divulgação, em 1971, por WILSON; KENT⁷⁶ e introdução no mercado odontológico, os CIVs têm sido empregados em diferentes procedimentos, como cimentação de bandas ortodônticas e pinos protéticos, forramento de preparos cavitários e restauração de cavidades^{14,39}. Esta ampla indicação é atribuída às suas importantes propriedades como a liberação de flúor, biocompatibilidade, coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária e adesão ao esmalte e dentina^{14,39}.

A adesão dos CIVs a estrutura dentária têm sido amplamente estudada. SMITH⁶¹, relatando sobre os cimentos de policarboxilato de zinco, em 1968, descreveu a quelação entre os grupos carboxílicos do cimento e o cálcio da estrutura dentária como o mecanismo primário de adesão. BEECH⁷, em 1973, também relatou a interação entre grupos carboxílicos e o cálcio, entretanto, esse autor argumenta contra a quelação, pois isso provocaria uma adesão instável. WILSON, et al.⁷⁷, reforçaram a teoria da adesão dos CIVs devido ao deslocamento de íons cálcio e fosfato da estrutura dentária provocado pela ação dos íons carboxílicos. Isto permite a formação de uma camada intermediária composta por

fosfato de cálcio e alumínio na interface dente/cimento. Trabalhos mais recentes reforçam esse mecanismo no qual grupos carboxílicos deslocam os íons fosfatos da estrutura dentária e formam ligações iônicas com os íons cálcio da hidroxiapatita⁸¹.

LIN; McINTYRE; DAVIDSON³¹, em 1992, encontraram valores de adesão maiores para os CIVMRs em relação aos convencionais. Os espécimes foram analisados em microscópio eletrônico de varredura e confocal e, as imagens mostraram uma interação micromecânica entre o cimento e a dentina. Dois tipos de espectrometria confirmaram as trocas iônicas entre os CIVs e o substrato dentário e a influência dos componentes resinosos nas características adesivas dos cimentos.

A adesividade é uma característica importante dos CIVs, pois estes materiais dispensam a aplicação de um adesivo intermediário. O ionômero apresenta união química à estrutura dentária proveniente da ação dos grupos carboxílicos dos poliácidos no cálcio existente na apatita do esmalte e da dentina, sendo que devido ao maior componente mineral do esmalte, neste a força de união é maior^{7,25,31,49}.

Mais recentemente têm se observado, por meio de imagens microscópicas, uma zona de interação entre os CIVs e a dentina^{17,37,40,56,57,58,59,71,72,73}. Entretanto, essa zona somente pode ser visualizada em determinadas situações e com algumas formulações de ionômeros.

Os primeiros estudos relacionados com a característica adesiva destes materiais tiveram início com o seu precursor, ou seja, o cimento de policarboxilato de zinco. BEECH⁷, em 1973, por meio de espectroscopia infravermelha, avaliou as reações químicas do cimento de policarboxilato de zinco (Durelon) na dentina e a resistência à tração sob diferentes tipos de pré-tratamentos

em vários períodos de tempo. Em relação à reação química, ficou evidente que a união do cimento com a dentina era de natureza química e se dava por meio dos grupos carboxílicos do ácido poliacrílico do cimento com os íons cálcio da superfície dentinária, sem ligação do cimento com a parte orgânica, ou seja, o colágeno da dentina. Na avaliação da resistência à tração, a aplicação dos ácidos cítrico, láctico e fosfórico na dentina diminuiu consideravelmente esta resistência. O autor pôde observar também que o tempo de condicionamento com estas soluções ácidas foi inversamente proporcional à resistência de união. A utilização do EDTA não afetou a resistência nos primeiros 5 minutos de aplicação, mas a partir deste tempo, uma rápida diminuição foi observada, que segundo o autor, seria provavelmente devido à remoção de íons cálcio da dentina pelo ácido de forma lenta. A glicina e o ácido poliacrílico não afetaram a resistência de união à dentina por um período de até 1 hora, isto porque possuem capacidade de formar complexos com o cálcio sem evidentemente removê-lo da hidroxiapatita. A aplicação de uma substância hipermineralizante (saturado de fosfato de cálcio hidrogenado) por 30 minutos melhorou a resistência de união do cimento com a dentina, com valores similares aos obtidos com o esmalte, superando a resistência à tração do material, levando a falhas coesivas do cimento. Ainda ressaltou que seus resultados poderiam ser aplicados clinicamente, uma vez que o tempo de aplicação poderia ser reduzido a 5 minutos e inclusive ser utilizado para os CIVs, já que a sua composição é similar ao cimento testado.

HOTZ et al.²⁵, em 1977, apresentaram um dos primeiros estudos sobre as características de adesão do cimento de ionômero de vidro (ASPA) ao substrato dental e às amostras de metais, comparando com cimento de policarboxilato (Durelon) e resina (Concise). Também analisaram os efeitos de vários

agentes usados para o pré-tratamento (água oxigenada de 20 volumes por 10 a 15 segundos, ácido cítrico a 50% por 1 minuto, ácido fosfórico 37% por 1 minuto, solução de acetilacenoato de alumínio a 10% em álcool e uma solução mineralizante desenvolvida por Beech) na resistência adesiva ao esmalte e à dentina. Os resultados mostraram que a adesividade foi maior ao esmalte do que à dentina e que o ácido cítrico a 50% por 1 minuto, foi o melhor condicionador de superfície, em comparação com a água oxigenada 20 volumes e o ácido ortofosfórico a 37% tanto em esmalte quanto em dentina. As falhas encontradas no esmalte foram de natureza coesiva e na dentina foram do tipo coesiva/adesiva. Os autores concluíram que o ASPA IV, adere ao esmalte, dentina e a metais. A união à dentina, cuja falha foi mista, foi menos efetiva que em outros substratos, onde falharam coesivamente. Ressaltaram ainda que o pré-tratamento da superfície da dentina possui alguma importância e o ácido cítrico foi mais efetivo, pela sua eficiência de limpeza e molhamento da superfície do que pela sua capacidade de ataque, justificando assim, a ineficiência obtida com as soluções mineralizantes testadas. O ASPA IV não aderiu quimicamente a substratos não reativos como porcelanas dentais e metais nobres. Sugeriram a ocorrência de trocas iônicas do cimento com a estrutura dental, porém admitiram que o mecanismo ainda não estava totalmente esclarecido.

Um outro estudo⁴⁵ realizado em 1981, com os primeiros cimentos ionoméricos (ASPA e Chembond), analisou a influência do tempo de armazenagem do corpo-de-prova, na resistência de união à dentina. Após 10 minutos da obtenção dos corpos-de-prova, estes foram armazenados em água destilada a 37°C por 1, 2, 3 e 7 dias e, então, submetidos a testes de tração. Posteriormente a fratura dos corpos-de-prova, a superfície da dentina e do material foram analisadas sob microscopia. Os resultados mostraram aumento da resistência

de união do Chembond com a dentina à medida que se aumentava o tempo de armazenagem. Para o ASPA, os valores diminuíram significativamente após o segundo dia. O autor acredita que a diferença de valores seja provavelmente, a resistência coesiva dos materiais, influenciada pela absorção de água durante a reação de presa de cada material.

Existem vários artigos que discutem metodologias empregadas e variáveis que influenciam os resultados de resistência adesiva dos materiais restauradores aos substratos dentários.

RUEGGERBERG⁵⁴, em 1991, revisou a literatura a respeito da influência da escolha e tratamento do substrato utilizado para teste de adesão. O autor relata que é preferível a utilização de dentes humanos para avaliação de resistência adesiva a dentina. Entretanto, a dentina de dente bovino pode ser utilizada quando o experimento for realizado em dentina superficial. Em relação à influência do tempo de armazenamento dos dentes antes do teste, a literatura é controversa. As soluções de armazenamento para analisar esmalte são água destilada e timol, e para dentina são soro fisiológico, além das soluções citadas para o esmalte. Adicionalmente o autor relata sobre a influência do preparo da superfície ou da cavidade, da profundidade e localização da dentina que se pretende estudar. Conclui-se que há necessidade de uma padronização da metodologia empregada nos testes de adesão para que possa haver comparação entre os estudos que avaliam tal propriedade.

SUDSANGIAM e van NOORT⁶², em 1999, baseando-se na literatura, tiveram como objetivo avaliar a validade dos resultados dos vários métodos dos testes de adesão. Os autores relatam que ainda não há uma metodologia que seja possível estabelecer uma ligação com a performance clínica

dos materiais que aderem aos substratos dentários.

GARCIA et al.¹⁹, em 2002, fizeram uma abordagem para informar e comentar as diversas modalidades científicas laboratoriais de avaliação da interface de união resina/dentina. Relatam sobre uma série de testes mecânicos, sendo que cada um deles apresenta características e parâmetros próprios. Os autores concluem que embora os testes laboratoriais não reproduzam com fidelidade as condições que ocorrem clinicamente, eles representam um importante parâmetro de análise, uma vez que apresentando um eficiente desempenho *in vitro* provavelmente resultará em uma melhor performance clínica.

Os precursores da metodologia empregada nesse estudo foram BARAKAT; POWERS⁵, em 1986, que tiveram como objetivo avaliar a resistência adesiva à tração ao esmalte e dentina de cimentos de poliacarboxilato (Tylok-Plus e Liv Cenera) e de cimentos de ionômero de vidro (Biocem e Lining Cement). As superfícies vestibulares e linguais de terceiros molares humanos extraídos foram planificadas e tratadas nas seguintes condições: (1) nenhum tratamento, (2) condicionadas com o líquido dos cimentos, (3) tratadas com cloreto férrico 15% e (4) tratadas com oxalato férrico 5%. Os ácidos foram aplicados ao esmalte e dentina por 60s, as superfícies foram lavadas por 10s e secas pelo mesmo tempo. Um total de 5 espécimes foi preparado para cada grupo com a utilização de um dispositivo especial para a confecção de cones de ionômero sobre as superfícies. Após 15 minutos os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Os espécimes foram então submetidos à força de tração por meio de dispositivos acoplados à máquina de ensaios. A resistência adesiva variou de 1,3 a 4,1 MPa para a dentina e de 3,2 a 4,1 MPa para o esmalte. Para o cimento de poliacarboxilato Tylok-Plus o melhor tratamento foi o ácido

poliacrílico, enquanto que para o ionômero de vidro Biocem foi o oxalato férrico. Os tratamentos de superfície não aumentaram a resistência dos cimentos Liv Cenera (policarboxilato) e Lining Cement (ionômero de vidro).

Seguindo essa mesma metodologia, foram realizados outros estudos com intuito de observar a adesão dos CIVs ao substrato dentário.

FRIEDL; POWERS; HILLER¹⁸, em 1995, analisaram a resistência à tração de três CIVs modificados por resina (Photac Fil, Vitremer e Fuji II LC), um reforçado por metal (Ketac Silver), um compômero (Variglass) e um convencional (Ketac Fil). Foram testadas as variáveis: dentina superficial e profunda; seca e úmida. Utilizou-se um modelo simplificado com uma micropipeta que simulava o fluido pulpar. Foi utilizada microscopia eletrônica de varredura para observar o tipo de fratura. Para todos os materiais, os valores de resistência adesiva foram significativamente maiores para dentina superficial em comparação com a profunda. A umidade na dentina não influenciou nos resultados, tanto em dentina superficial quanto na profunda. As resistências adesivas do Fuji II LC, Vitremer e Variglass foram significativamente superiores aos cimentos convencionais e reforçados por metal, entretanto o Photac Fil não apresentou diferenças, em comparação com os esses dois tipos de cimentos. A fratura tipo coesiva predominou em mais de 60% das amostras. A análise da interface com a dentina foi possível apenas com o Fuji II LC e o Variglass, devido à técnica de microscopia empregada. Nesses materiais foi observada a presença de tags. Os autores concluíram que além da profundidade da dentina, a composição dos CIVs modificados por resina interfere nos resultados.

Em 2002, PEREIRA et al⁵⁰ avaliaram as propriedades mecânicas e a resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro convencionais

(Ketac Fil Plus, Ketac Molar, Fuji IX) e modificado por resina (Fuji Plus) indicados para utilização no ART. Para o teste de resistência adesiva à tração, 40 molares humanos foram seccionados e incluídos em resina com as faces lingual e vestibular expostas. As superfícies foram desgastadas até que uma área plana em esmalte ou dentina fosse obtida. Os cimentos foram inseridos em matriz adaptada sobre as superfícies. Os espécimes foram armazenados por 24 horas antes dos testes que foram conduzidos em máquina de ensaios a 0,5 mm/min. O ionômero modificado por resina apresentou maior resistência adesiva à tração tanto para o esmalte quanto para dentina. As falhas foram tanto do tipo coesiva no cimento, quanto mistas. A maioria das falhas coesivas foi encontrada no grupo do Fuji Plus.

Em 2003, CEFALY¹¹, teve como objetivo avaliar *in vitro* dois cimentos de ionômero de vidro indicados para o Tratamento Restaurador Atraumático (ART): Ketac Molar (alta viscosidade) e Fuji VIII (modificado por resina). A resistência adesiva à tração dos materiais ao esmalte e dentina (antes e após armazenagem em soluções para desmineralização) foi determinada. Dez dentes terceiros molares humanos extraídos foram seccionados no sentido méso-distal de forma a se obter 20 secções. As secções foram incluídas em resina, com as superfícies vestibular ou lingual expostas, e desgastadas até a obtenção de uma superfície plana em esmalte. Sobre as secções foi adaptada uma matriz com orifício central em formato de tronco de cone invertido onde o ionômero foi inserido. Após 20 minutos, a matriz foi removida e os corpos-de-prova (esmalte/tronco de cone de ionômero) foram armazenados por 24 horas em água deionizada. Em seguida, os corpos-de-prova foram adaptados por meio de dispositivos à máquina universal de ensaios EMIC para a realização dos testes. Após os testes em esmalte, os mesmos procedimentos foram realizados em esmalte desmineralizado, dentina e dentina

desmineralizada. Os dados foram submetidos à ANOVA a três critérios e ao teste de Tukey. As resistências adesivas à tração (MPa) do Ketac Molar foram 5,34 para esmalte, 2,39 para esmalte desmineralizado, 2,16 para dentina e 0,90 para dentina desmineralizada. Para o Fuji VIII, as resistências foram 12,54 para esmalte, 8,69 para esmalte desmineralizado, 8,80 para dentina e 2,64 para dentina desmineralizada. O Fuji VIII apresentou maiores resistências que o Ketac Molar. A desmineralização reduziu a resistência adesiva de ambos materiais.

PALMA-DIBB⁴⁶, et al., em 2003, avaliaram a resistência adesiva à tração em dentina cariada afetada, de um ionômero modificado por resina (Fuji II LC) e três convencionais (Ketac Fil, Ketac Molar e Fuji IX). Foram utilizados quarenta molares permanentes humanos com cárie dentária na superfície oclusal em dentina. Os dentes foram incluídos em resina e a face oclusal foi desgastada até a exposição da dentina cariada. A dentina infectada foi removida com curetas, de acordo com a técnica do ART. Após a planificação da superfície dentinária, delimitou-se uma área de 3 mm de diâmetro que foi condicionada com ácido poliacrílico por 10s. Sobre essa superfície foi confeccionado um cone tronco-invertido dos cimentos estudados. Em seguida, os espécimes foram protegidos com esmalte de unha ou adesivo e armazenados a 37°C por 24 horas. Posteriormente a esse período, os espécimes foram submetidos ao teste de tração. As médias e desvios-padrão de resistência adesiva em MPa foram: 8,33 (2,35), 2,46 (1,60), 0,83 (1,18) e 1,45 (1,70), respectivamente para Fuji II LC, Ketac Fil, Ketac Molar e Fuji IX. A resistência adesiva do cimento Fuji II LC à dentina afetada foi significativamente maior do que os ionômeros convencionais.

ABOUSH e JENKINS¹, em 1984, avaliaram *in vitro*, as possíveis causas de variações da força de adesão em um CIV (Chemfil). Utilizaram

diferentes lotes do material, assim como, dentina de diferentes dentes e faces. As superfícies dentárias foram desgastadas com lixa de granulação 600, e aderidas ao CIV sem tratamento químico e finalmente armazenadas em água a 37°C por 24 horas. Após esse período, os corpos-de-prova foram submetidos a uma força de tração. Os autores encontraram diferenças altamente significantes entre os dois lotes e entre as superfícies dentais. Observaram-se valores maiores na face vestibular de incisivos centrais superiores ($6,6 \pm 1,8$ MPa) em comparação a pré-molares ($2,6 \pm 1,3$ MPa) e terceiros molares ($3,0 \pm 1,2$ MPa). Observaram ainda, que a força de adesão das faces oclusais de terceiros molares diminuiu mais de 50% quando a secção de dentina utilizada foi desgastada mais de 1 mm em direção à polpa. Concluíram que muitos fatores podem contribuir para a variação dos valores da força de união à tração do Chemfil à dentina em estudos laboratoriais.

PEREIRA et al.⁴⁹, 2000, estudaram o efeito da região e da pressão pulpar na resistência adesiva de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Fuji II LC, Vitremer e Photac Fil Quick). Terceiros molares humanos foram desgastados até a obtenção de dentina em profundidade média e foram divididos aleatoriamente em dois grupos: sem pressão pulpar e pressão de água com 15cm de altura. Os materiais foram aplicados às superfícies pré-tratadas e fotopolimerizados, segundo as instruções dos fabricantes. Após armazenagem em água por 24 horas, os dentes foram seccionados, divididos em regiões de corno pulpar, centro e periferia e a interface adesiva foi preparada para os teste de microtração. A resistência adesiva do Fuji II LC à região de corno pulpar foi significativamente menor que às regiões de centro e periferia, independentemente da pressão pulpar. Para o Vitremer e Photac Fil Quick, não existiram diferenças regionais na resistência, na ausência de pressão pulpar. Na presença de pressão, a

resistência do Vitremer à região de corno pulpar foi menor que as outras regiões. Para o Photac Fil Quick, na presença de pressão pulpar, a resistência para todas as regiões foi menor. Os autores concluíram que a pressão pulpar teve uma maior influência na resistência adesiva dos CIVMRs que as diferenças regionais do substrato.

Um outro fator que deve ser levado em consideração é a limpeza do substrato dentário^{12,26,33,52,55,64}.

PRATI; NUCCI; MONTANARI⁵², em 1989, avaliaram o efeito de vários agentes químicos no pré-tratamento da dentina, analisando a resistência ao cisalhamento e a microinfiltração de quatro CIVs. Os resultados mostraram que a resistência de união do grupo tratado com ácido poliacrílico foi superior ao do grupo controle para todos os cimentos testados. Além disso, tanto o ácido poliacrílico como o hipoclorito de sódio foram eficientes em melhorar a adesão e diminuir a microinfiltração dos CIVs à dentina.

MAURO; SILVA e SOUZA; NAVARRO³³, em 1993, avaliaram a resistência de união do ionômero Chelon Fil à dentina sob vários tratamentos superficiais com ácido poliacrílico. Foram utilizadas superfícies dentinárias desgastadas de 90 dentes humanos. Para o pré-tratamento dentinário foram utilizadas duas concentrações diferentes do ácido poliacrílico: a 40% (líquido do Durelon – ESPE) e a 12,5% (Condicionador Bond – DFL), sendo aplicadas de duas formas distintas (ativa e passiva) e em dois tempos diferentes (15 e 30s) e para controle, um grupo não recebeu tratamento. Assim, o CIV foi inserido sobre as superfícies, obtendo-se um cilindro de 3,55 mm de diâmetro por 4 mm de altura, aderido à superfície dentinária, que depois recebeu proteção de verniz. Após 24 horas de armazenagem, os corpos-de-prova foram submetidos à ação de

cisalhamento. Após fratura dos corpos-de-prova, suas superfícies no local da área de adesão foram secas e observadas ao microscópio óptico em aumento de 60x, onde foi determinada a natureza da falha ocorrida. Os resultados mostraram que o tratamento dentinário com ácido poliacrílico a 12,5%, aplicado de forma ativa por 15s, foi o que apresentou maiores valores de resistência de união, e que o tipo de falha obtido foi quase que exclusivamente de natureza coesiva.

CHARLTON; HAVEMAN¹², em 1994, analisaram o efeito do tratamento da superfície dentinária sobre a resistência de união ao cisalhamento do ionômero Fuji II LC e do compômero Variglass. Três grupos para cada material foram testados: dentina sem pré-tratamento, tratada com ácido poliacrílico a 10% (GC Dentin Conditioner) por 20s e com aplicação de um primer dentinário (Prisma Universal Bond 3 Primer) por 30s. Após 72 horas de armazenamento e 500 ciclos de termociclagem os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento. Os tipos de fratura foram analisados em um estereomicroscópio em aumento de 8x. Para o Fuji II LC, a média de resistência de união da dentina condicionada foi significativamente maior que a dentina tratada com primer e dentina não tratada. Para o Variglass, a média de resistência ao cisalhamento foi significativamente maior com a dentina tratada com primer do que na dentina que não recebeu tratamento. Os resultados não foram significativamente diferentes entre dentina tratada com primer e condicionada com ácido poliacrílico.

Em 1999, SAFAR; DAVIS; OVERTON⁵⁵ analisaram o efeito da contaminação da dentina com saliva na resistência adesiva ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro modificado por resina Fuji II LC. Um total de setenta e cinco molares humanos extraídos foi dividido em 5 grupos de 4 dentes cada. A dentina foi tratada com ácido poliacrílico a 10% por 20s, lavada e seca. A dentina

dos grupos 1 e 4 foi contaminada com saliva. No grupo 1, a saliva recebeu jato de ar. Nos grupos 2 e 4 a saliva foi completamente seca com ar. No grupo 3, a dentina contaminada foi lavada e seca. No grupo 4, a dentina foi lavada, seca, tratada com ácido poliacrílico a 10% e seca. O grupo 5 não recebeu contaminação. Em seguida, o ionômero foi aplicado sobre as superfícies de dentina. Após 7 dias de armazenagem, os testes foram conduzidos. Os espécimes não contaminados foram significativamente mais resistentes que os contaminados. Não houve diferença estatística entre os grupos com espécimes contaminados.

Em relação ao uso de condicionadores e a espessura de dentina remanescente, INOUE et al.²⁶, em 2001, realizaram teste de microtração para avaliar a interferência desses fatores na adesão à dentina. Foram restauradas superfícies dentinárias com a utilização de Fuji Bond LC e resina composta, com e sem a utilização de condicionador. O teste de microtração foi realizado em três quantidades remanescentes de dentina: mais do que 3 mm, entre 2 e 3 mm e menos do que 2 mm. O tipo de fratura foi determinado utilizando-se microscópio eletrônico de transmissão. Os resultados foram significativamente maiores com o uso de condicionador e quando havia maior quantidade de dentina remanescente. As falhas foram adesivas entre o ionômero e a resina quando se utilizou pré-tratamento e mistas ou adesivas entre a dentina e o ionômero na aplicação de condicionador.

TAY et al.⁶⁴ (2001) verificaram que os tratamentos ácidos resultaram em maior resistência adesiva do CIV que o grupo que não recebeu condicionamento. Na ausência de pré-tratamento, a adesão ocorre dentro da *smear layer* e a união dessa com a dentina subjacente é fraca. Os autores ainda verificaram que adesão do CIV estudado à dentina foi efetivamente conseguida com o uso de um agente condicionador moderado (ácido poliacrílico a 10%). A utilização

de agentes mais agressivos, não resultou em maior resistência adesiva do CIV à dentina. Os autores especulam o fato do pré-tratamento ácido mais agressivo, com a remoção de *smear plugs*, aumentar a permeabilidade da dentina e, conseqüentemente, afetar a resistência adesiva dos CIVs convencionais à dentina. Outra desvantagem é a presença de colágeno desnudo abaixo da interface adesiva, o que necessita futuras investigações.

Entretanto, há relatos na literatura que não encontraram diferenças entre dentina condicionada ou não, em relação à resistência adesiva^{69,21,24,51,63}.

HEWLETT; CAPUTO; WROBEL²⁴, em 1991, analisaram o efeito da remoção da *smear layer* com a utilização de ácido poliacrílico na resistência de união à dentina de CIVs restauradores (Ketac Fil, Shofu Type II, Fuji Type II). Os agentes de pré-tratamento dentinário testados foram: GC Dentin Conditioner (ácido poliacrílico, 10% por 20s); Ketac Conditioner (ácido poliacrílico 25%, por 10s); Durelon Liquid (ácido poliacrílico 40%, por 10s); e Shofu SGC Liquid (ácido poliacrílico 48%, por 15s). O grupo controle não recebeu pré-tratamento. As amostras foram armazenadas em solução salina a 37°C por 24 horas e depois submetidas a termociclagem e ao teste de cisalhamento. Os autores concluíram que a remoção da *smear layer* não pareça melhorar significativamente a resistência adesiva dos CIVs à dentina; entretanto, o pré-tratamento da mesma com agentes à base de ácido poliacrílico produziu resultados mais consistentes.

PIMENTA et al.⁵¹, em 1992, avaliaram a influência do tratamento da dentina com ácido poliacrílico a 25% (KETAC Conditioner), na força de união ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Vitrebond). Após a aplicação dos testes, os corpos-de-prova foram observados no

microscópio eletrônico de varredura (MEV) a fim de se verificar se as fraturas foram de natureza adesiva e/ou coesiva, tanto na dentina quanto no cimento. Vinte terceiros molares foram separados em dois grupos: GRUPO 1 - controle, com 10 dentes sem o tratamento da dentina com ácido poliacrílico; GRUPO 2 - composto por 10 dentes tratados por 15s, de forma ativa, com ácido poliacrílico a 25%, lavados e secos por 15s. Os corpos-de-prova foram confeccionados e, após 24 horas em água destilada a 37°C, os testes de união ao cisalhamento foram efetuados, sendo os resultados catalogados e analisados. A análise estatística dos resultados demonstrou não haver diferença significativa entre os grupos. As observações ao MEV mostraram um aumento do número de fraturas adesivas e em 3 corpos-de-prova foram verificadas fraturas coesivas. O tratamento com ácido poliacrílico na dentina não aumentou significativamente a força de união ao cisalhamento do Vitrebond à dentina.

Em uma avaliação clínica, van DIJKEN⁶⁹, em 1994, analisou a retenção de restaurações de cavidades Classe V (abrasão e erosão), com pré-tratamento com ácido poliacrílico a 10% por 10-15s, ou com a cavidade sendo apenas lavada com água. Após quatro anos, observou-se perda de 15,6% das restaurações que receberam pré-tratamento e 21,9% do grupo que não recebeu condicionamento. Entretanto os resultados não tiveram diferença estatística entre os grupos.

GORDAN²¹ (2000) avaliou o efeito de diferentes tempos de condicionamento com ácido poliacrílico na resistência ao cisalhamento de um CIVMR (Fuji Bond LC). Incisivos humanos extraídos e livres de cárie tiveram esmalte ou dentina planificados nas superfícies vestibulares. Cinco grupos, com 6 espécimes para cada substrato (esmalte e dentina) foram condicionados com 20% de ácido

poliacrílico e 3% de cloreto de alumínio por 10, 20, 40, 80 ou 160s, antes da aplicação do CIV, sendo que no grupo controle não se realizou condicionamento. Uma resina composta híbrida foi inserida em dois incrementos em uma matriz com 3 mm de diâmetro sobre as superfícies tratadas. Os espécimes foram armazenados por 4 semanas em água destilada a 37°C, antes da realização dos testes. A resistência ao cisalhamento do CIV à dentina não foi significativamente diferente entre os grupos, incluindo o grupo que não recebeu condicionamento. Para o esmalte, o grupo não condicionado teve menor resistência ao cisalhamento que os grupos que receberam condicionamento. Não foi verificada diferença entre os grupos em esmalte que receberam condicionamento.

TANUMIHARJA; BURROW; TYAS⁶³, em 2000, estudaram a resistência adesiva de três cimentos de ionômero de vidro (Photac Fil Quick, Fuji II LC e Fuji IX GP) à dentina tratada com quatro diferentes condicionadores: Ketac Conditioner (ácido poliacrílico 25%), Dentin Conditioner (ácido poliacrílico 10%), Cavity Conditioner (ácido poliacrílico 20% e AlCl_3) e condicionador experimental K930 (ácido cítrico 12% e AlCl_3 4%). Terceiros molares humanos extraídos tiveram sua superfície oclusal desgastada até a exposição de dentina superficial. O acabamento da dentina foi realizado com disco de lixa granulação 600 e sobre esta foram aplicados os condicionadores testados, segundo as orientações dos fabricantes. Em seguida, os cimentos de ionômero de vidro foram aplicados e fotopolimerizados, no caso dos resinosos. Os quarenta e cinco dentes foram divididos em três grupos de 15 dentes cada, um para cada CIV. Cada grupo foi subdividido em 5 subgrupos, um para cada condicionador, sendo que o quinto subgrupo consistiu em dentina não condicionada. Após 24 horas, os dentes foram seccionados para a obtenção dos espécimes. Os testes de microtração foram

realizados e, após a fratura, a interface adesiva foi observada através de microscopia eletrônica de varredura. A resistência adesiva do Photac Fil foi maior que a do Fuji II LC apenas para o grupo que não recebeu condicionamento ácido. Somente para o Fuji II LC a resistência dos grupos que receberam o condicionamento foi maior que a do grupo não condicionado. O tipo de fratura predominante foi coesiva no cimento.

O Fuji II LC Improved é uma nova formulação do Fuji II LC. Com essa nova formulação há a possibilidade do condicionamento ser realizado com o Cavity Conditioner (ácido poliacrílico a 20 % contendo 3% de cloridrato de alumínio). Para avaliar se haveria diferença com a utilização de tal condicionador, PEREIRA, et al.⁴⁸, em 1997, realizaram teste de resistência adesiva e análise da micromorfologia da interface cimento/dentina. Foram utilizados 96 incisivos bovinos, divididos em grupos com superfícies de esmalte e dentina, e subdivididos em três subgrupos: sem tratamento considerado grupo controle (n=12), um grupo tratado com ácido poliacrílico a 10% por 20s (Dentin Conditioner + Fuji II LC) (n=36), e um grupo tratado com ácido poliacrílico a 20% contendo ácido clorídrico a 3% por 10s (Cavity Conditioner + Fuji II LC Improved) (n=36). A adesão foi testada após cinco minutos, um dia e uma semana após a fotopolimerização. No grupo controle os testes foram realizados somente com um dia. A interface cimento/dentina foi analisada com microscopia de varredura, para isso se utilizou terceiros molares extraídos, os quais foram restaurados com a técnica de sanduíche. Os resultados mostraram que a adesão em relação ao esmalte do grupo que utilizou Cavity Conditioner e Fuji II LC Improved foi significativamente maior do que o grupo condicionado com Dentin Conditioner e Fuji II LC, nos períodos de um dia e uma semana ($P<0,0001$). Para a dentina, o sistema aperfeiçoado mostrou-se

significativamente melhor após 5 minutos ($P < 0,001$), mas após um dia e uma semana não houve diferença estatística. A análise com estereomicroscópio mostrou uma mistura de falhas coesiva e adesiva em todos os grupos. A micromorfologia da interface sugeriu a formação de uma camada rica em resina e uma zona distinta entre o cimento de ionômero de vidro e a dentina adjacente.

A composição e microestrutura das várias marcas comerciais de CIVs influenciam nas propriedades mecânicas desses cimentos e conseqüentemente na resistência adesiva dos ionômeros à dentina. XIE et al.⁷⁸, em 2000, tiveram como objetivo determinar a resistência flexural (RF), à compressão (RC) e a tração diametral (RTD), além de dureza Knoop (DK) e o desgaste superficial (DS) de dez marcas comerciais de CIVs. As superfícies fraturadas desses cimentos foram avaliadas por meio de microscopia de varredura para avaliar se existia relação entre as propriedades mecânicas e a microestrutura dos cimentos. Os espécimes foram confeccionados de acordo com as normas do fabricante. Todos os testes foram realizados após 7 dias de armazenamento em água destilada a 37°C. Análise de variância a um critério e teste de Tukey-Kramer foi utilizado para determinar quais grupos foram significativamente diferentes para cada teste. Um espécime de cada grupo do teste RF foi examinado utilizando microscopia de varredura. Os ionômeros modificados por resina apresentaram alta RF e RTD e geralmente alta RC, a DK foi freqüentemente menor e a DS foi em geral menor se comparados com os cimentos convencionais. O cimento Vitremer teve os maiores valores de RF e RTD; o Fuji II LC e o Ketac Molar apresentaram os mais altos valores de RC; o Ketac Fil teve o mais alto valor de DK. O ionômero Ketac Bond, apresentou os mais baixos valores de RF; o alpha Silver, teve os menores valores de RC. Quatro ionômeros (alpha Fil, alpha Silver, Ketac Bond e Fuji II) tiveram os

menores valores de RTD, os quais não foram significativamente diferentes entre eles. Alpha Silver e Ketac Silver apresentaram os menores valores de DK. Os mais altos valores de DS foram observados para os cimentos alpha Silver e Ketac Fil; o Fuji II LC apresentou os menores resultados de DS. Os CIVs convencionais apresentaram um comportamento frágil, entretanto os CIVs modificados por resina sofreram deformação plástica na compressão. Quanto mais integrada se apresentava a microestrutura, mais altos eram os resultados de RF e RTD. Valores altos de resistência à compressão, foram relacionados com partículas de vidro pequenas, e valores altos de DK foram encontrados onde havia uma combinação de partículas vítreas pequenas e pouca porosidade. Partículas de tamanhos maiores e uma microestrutura mais integrada contribuíram para elevados valores de DK. Os autores concluíram que as propriedades mecânicas dos cimentos estão relacionadas com suas microestruturas. Fatores tais como a integridade da interface entre as partículas de vidro e a matriz polimérica, o tamanho das partículas, e o número e tamanho de bolhas são importantes para determinar as propriedades mecânicas dos cimentos.

Em relação ao tamanho e distribuição das partículas, PRENTICE, TYAS, BURROW⁵², em 2004, desenvolveram vários CIVs experimentais, com o objetivo de combinar partículas grandes e pequenas em várias proporções, além de variar a proporção pó/líquido nas diluições de 2:1, 2,5:1 e 3:1. Foi analisado o tempo de trabalho, de presa, a facilidade de manipulação e a resistência à compressão. O tempo inicial de presa diminuiu e a resistência à compressão aumentou com o aumento de partículas pequenas.

O tempo de armazenagem na presença de água influencia as propriedades dos CIVs, pois esses são susceptíveis a embebição. Como as

propriedades mecânicas do material influenciam na resistência adesiva, é importante ressaltar as mudanças nos ionômeros após estocagem em água.

WILLIAMS; BILLINGTON⁷⁵, em 1991, investigaram se após armazenamento ocorria mudanças nos CIVs em relação à resistência à compressão. Foi encontrado nos períodos de 24 horas a 4 meses, que os cimentos à base de ácido poliacrílico mantiveram ou aumentaram levemente a resistência, enquanto que os baseados em copolímeros de ácido acrílico primeiramente aumentaram a resistência, mas posteriormente mostraram deterioração. Em alguns casos após 4 meses a resistência diminuiu aproximadamente 50% se comparado com 24 horas.

NICHOLSON et al.⁴¹, em 1992, compararam cimentos ionoméricos modificados por resina, armazenados em água ou a seco por 3 meses. A água tornou os cimentos mais fracos com o passar do tempo em relação à resistência à compressão. Os cimentos estocados em ar tornaram-se mais friáveis e os armazenados em água exibiram deformação plástica antes da fratura.

MITRA; KEDROWSKI³⁶, em 1994, avaliaram oito cimentos ionoméricos, dentre eles três convencionais, dois reforçados por metal e três modificados por resina, após 24 horas, 1, 4, 12, 24, e 52 semanas de armazenamento em água. Os testes utilizados foram de resistência à compressão e à tração diametral. Os autores observaram que a maioria dos materiais apresentou uma pequena diminuição nas propriedades mecânicas após 52 semanas.

CATTANI-LORENTE¹⁰ et al., em 1999, analisaram a influência da absorção de água nas propriedades físicas dos CIVs modificados por resina, nos períodos de 24 horas a 3 meses. Nas primeiras 24 horas, esses cimentos absorveram grande quantidade de água (114-172 mg/cm³) se comparados com os convencionais (30-63mg/cm³). Quando os espécimes foram estocados em

água, houve diminuição da resistência flexural (20 a 80%), do módulo de elasticidade (50 a 80%) e da dureza (aproximadamente 50%) se comparados com os mantidos em ambiente seco. A absorção de água provocou uma expansão em volume de 3,4 a 11,3% após 24 horas. A água alterou as propriedades físicas dos CIVs modificados por resina; entretanto, na cavidade oral, os constituintes da saliva poderiam influenciar de maneira diferente.

PEARSON; ATKINSON⁴⁷, em 2003, mediram a resistência flexural dos CIVs nos intervalos de 1 hora a 3 meses. O padrão de mudança na resistência foi material dependente, ou seja, os resultados foram influenciados pela composição dos cimentos.

De MUNCK et al.¹⁵, em 2004, avaliaram a adesão do Fuji Bond LC após 24 horas e 4 anos, através de teste de microtração e microscopia eletrônica de transmissão e varredura. Para verificarem a influência da retenção micromecânica ou a adesão química na dentina, os autores dividiram os espécimes em três grupos: sem pré-tratamento, tratamento com ácido poliacrílico e outro com ácido fosfórico. Após 4 anos, a resistência adesiva diminuiu significativamente e, o pré-tratamento apresentou melhores resultados, e não houve diferença estatística entre condicionamento com ácido poliacrílico ou fosfórico; entretanto, as microscopias do grupo em que se utilizou o ácido poliacrílico foram mais favoráveis.

Os CIVs são materiais sensíveis, ou seja, dependentes de uma correta manipulação e inserção para o desempenho efetivo de suas aplicações clínicas. Uma das consequências de um manuseamento incorreto é a incorporação de porosidades nesses materiais.

MITCHELL e DOUGLAS³⁴, em 1997, realizaram um estudo para analisar a porosidade de cimentos ionoméricos indicados para cimentação.

Foram utilizados dois tipos de cimentos: encapsulados (Fuji I e Ketac Cem) e manipulados manualmente (Fuji Cap I e Ketac Cem Maxicap). As imagens foram obtidas por meio de estéreomicroscópio de transmissão (117,6x de magnificação) e analisadas em um *software*. Não houve diferença estatística entre os quatro cimentos em relação às bolhas pequenas; entretanto, houve diferença estatística quanto ao diâmetro das bolhas grandes, sendo que nos cimentos manipulados manualmente observou-se maior número delas.

COVEY e EWOLDSEN¹¹, em 2001, relataram os efeitos que as diferentes formas de mistura dos cimentos de ionômero de vidro produziam na porosidade e na resistência ao teste de punch desses materiais. Para as duas análises foi utilizado o CIVMR (Fuji II LC) na forma encapsulada e de manipulação manual. Cinco discos com espessura de 76µm foram confeccionados e imagens por meio de microscopia foram registradas e analisadas em *software* para determinar o número e o volume das bolhas no interior do cimento. Para o teste de punch foram confeccionados dez corpos-de-prova, para cada grupo, com proporção de $\frac{3}{4}$ e $\frac{1}{2}$ respectivamente para o diâmetro externo e interno. Os autores relataram que o número e volume dos poros encontrados nos cimentos de ionômero de vidro manipulados manualmente foram consideravelmente maiores que os misturados mecanicamente. Os valores do teste de punch foram significativamente maiores para o CIVMR encapsulado em relação à forma de manipulação manual.

FANO¹⁶ et al., em 2001, estudaram a microestrutura de quatro cimentos ionoméricos (Vitremer, Vitrebond, Fuji Lining LC e Fuji II), com mecanismos de reação de presa diferentes (ácido-base, presa dual e presa tripla). Antes da polimerização, por meio de estéreomicroscópio, detectou-se a porcentagem em volume da porosidade desses cimentos. Posteriormente a

polimerização, os corpos-de-prova foram estocados em água ou solução de ácido láctico. Foi utilizada microscopia confocal para examinar a porosidade, a distribuição das partículas vítreas e a camada de gel de sílica, que é formada na interface da matriz com a partícula vítrea. Os resultados demonstraram que a degradação hidrolítica (pH 7) envolveu principalmente, a matriz resinosa; e a erosão ácida (pH 3,5) envolveu também a camada de gel. Quanto à porosidade (em volume), observou-se 1,9%; 1,3%; 1,4% e 2,0%, respectivamente para Vitremer, Vitrebond, Fuji Lining LC e Fuji II). Em relação às partículas vítreas, conforme o mecanismo da reação de presa, essas reagem em diferentes períodos, reagindo mais rápido na reação ácido-base e mais lentamente no ionômero com presa tripla.

NOMOTO et al.⁴², em 2001, avaliaram o efeito do método da mistura na resistência à compressão e porosidade dos CIVs. Foram selecionados cinco ionômeros, dois manipulados manualmente e três encapsulados. Os últimos foram misturados por vibração ou rotação. A resistência à compressão foi avaliada após 24 horas e as superfícies fraturadas foram examinadas por meio de microscopia de varredura. Os métodos de mistura influenciaram significativamente na resistência à compressão. Para os cimentos indicados para cimentação, a manipulação manual resultou em uma alta resistência à compressão. Para os cimentos restauradores, houve pouca diferença entre os espécimes manipulados pelos diferentes métodos, sendo que a manipulação manual resultou em valores de resistência à compressão significativamente menores se comparados com os outros tipos de mistura. Havia porosidade em todos os espécimes, e os baixos valores de resistência à compressão estavam associados com grandes bolhas. A resistência dos CIVs é afetada pela incorporação de porosidades, e esse fator está dependente do método de manipulação. Para os cimentos fluídos, a manipulação manual

favoreceu a redução de porosidades; entretanto, o mesmo não ocorreu para os ionômeros restauradores.

GROSSMAN; MICKENAUTSCH²², em 2002, examinaram através do microscópio 39 dentes, dentre eles 22 extraídos e seccionados, 5 escavados e 12 restaurados pela técnica do ART. Um dos resultados encontrados nesta pesquisa foi que 10 dos 22 dentes seccionados apresentaram grandes espaços no interior do cimento de ionômero de vidro (1-3 mm), e em todas as restaurações foram encontradas pequenas bolhas (menores de 50µm) no seu interior.

NOMOTO et al.⁴³, em 2004, tiveram como objetivo avaliar a porosidade de cimentos ionoméricos em relação ao tipo de manipulação, por meio de tomografia computadorizada de microfoco. Foram testados cinco tipos de cimentos: dois espatulados manualmente (Ketac Cem e Ketac Molar) e três encapsulados (Ketac Cem Aplicap, Ketac Cem Maxicap e Ketac Molar Aplicap). Foram preparados quinze espécimes de cada material para cada método de manipulação. Esses foram confeccionados em matriz com 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro. Posteriormente a manipulação, os espécimes eram colocados em uma estufa a 37°C e umidade relativa de 90% por 1 hora. Em seguida, esses foram removidos do molde e armazenados em água destilada a 37°C. Para a análise tomográfica de microfoco, os espécimes foram divididos horizontalmente em 201 fatias com 26µm cada, que produziam o mesmo número de imagens. A partir dessas imagens, um software reconstruía as imagens em 3-D, e assim foi possível calcular o diâmetro, o tamanho e o número de bolhas em cada espécime. Os diferentes métodos de manipulação produziram um significativo efeito na porosidade interna dos materiais estudados. Para o ionômero de cimentação, a manipulação mecânica

resultou em um grande número de bolhas no corpo do material. Para o cimento restaurador, a diferença entre os dois métodos de manipulação em relação à porosidade foi menor. Os autores concluíram que para os cimentos ionoméricos fluídos, o método de manipulação mecânica produziu maior número de bolhas em comparação ao método de espatulação manual. Entretanto, para cimentos de alta viscosidade, o método de manipulação teve menor influência na porosidade do material.

2.2- Ação do Ultra-som nos Meios

O emprego do ultra-som na Odontologia data do início da década de 50, quando a indústria lançou de forma experimental um triturador de dentes extraídos⁴. Desde então, o ultra-som tem sido muito aplicado na Odontologia, como por exemplo, na periodontia, na endodontia, em preparo cavitário, na remoção de debris de instrumentais, dentre outras. Além dessas aplicações, novas idéias de utilização desse equipamento têm sido desenvolvidas⁴.

Entretanto, apenas recentemente, os seus efeitos físicos no meio em que se aplica têm sido estudados e compreendidos.

Um transdutor presente dentro do aparelho de ultra-som converte oscilações elétricas em vibrações mecânicas que resultam em ondas⁴. Essas ondas ultra-sônicas são essencialmente a propagação mecânica de energia através de um meio. Elas ocorrem quando as partículas de um meio recebem energia, causando uma vibração, em seguida esta energia é passada para a partícula adjacente por meio de ondas³⁰.

Nos líquidos as ondas se propagam de forma longitudinal, pois a energia é dissipada dentro do fluído e nos sólidos, de forma transversal. Nos

tecidos duros do corpo humano podem ocorrer os dois tipos de ondas, ao contrário dos tecidos moles, onde são transmitidas apenas ondas longitudinais, pois as transversais são dissipadas em forma de calor³⁰.

Quando as ondas ultra-sônicas encontram uma interface, tal como ocorre no dente, parte delas são refletidas para o meio original e, o restante propaga a uma velocidade dependente das propriedades de transmissão do meio³⁰.

As ondas ultra-sônicas provocam alterações no sistema biológico no qual estão sendo aplicadas. Uma melhor compreensão dessas alterações pode permitir o conhecimento dos efeitos e limitações da utilização do ultra-som na Odontologia. Essas modificações podem ser devido ao calor, a atividade de cavitação, a corrente acústica ou à radiação³⁰.

Quando as ondas do ultra-som passam por um tecido, sua energia é dissipada em forma de calor, provocando uma elevação da temperatura no local. Os efeitos dessa elevação nos tecidos são dependentes do tempo em que o ultra-som é aplicado, e da sensibilidade do tecido à alteração térmica³⁰.

A ocorrência da atividade de cavitação requer a presença de bolhas no interior do meio, que são chamados de núcleos cavitacionais. Com a aplicação do ultra-som, as bolhas estouram formando micro-bolhas que se transformam em novos núcleos cavitacionais³⁰. Um princípio que pode explicar esse processo de cavitação é o que ocorre durante a profilaxia com ultra-som. O spray de ar/água torna-se um meio líquido com presença de bolhas, que entram em colapso com a excitação ultra-sônica, produzindo ondas que se chocam entre si, deslocando as partículas de cálculo⁴.

A corrente acústica é provocada pela oscilação da ponta do ultra-som e pode ocasionar um estresse hidrodinâmico ao redor da ponta oscilante³⁰.

A força de radiação tende a empurrar o material em direção à propagação das ondas⁷⁴. Esse fenômeno também pode aumentar a atividade de cavitação em um campo de ondas⁴⁴.

Algumas considerações têm que ser feitas a respeito da possibilidade de danos a polpa dentária, pois uma energia acústica é introduzida dentro do dente quando o ultra-som é aplicado. Para avaliar os efeitos da utilização do ultra-som na polpa, quando da realização de preparos cavitários com esse equipamento, foram realizados estudos histopatológicos^{9,27,35,80}, conduzidos em dentes de animais e humanos, após vários intervalos de tempo.

MITCHELL; JENSEN³⁵, em 1957, realizaram um estudo no qual verificaram histopatologicamente, as possíveis diferenças entre preparos convencionais, com alta rotação e ponta diamantada, em relação a preparos confeccionados com ultra-som (Cavitron). Os preparos foram realizados em pré-molares de adolescentes de 12, 14 e 18 anos. Os períodos para avaliação das respostas pulpare foram de 6 e 12 dias; 6 e 9 semanas. Para todos os períodos, as avaliações histopatológicas foram semelhantes para ambos os tipos de preparo cavitário. Os autores concluíram que a utilização de ultra-som para preparo cavitário não causa danos severos à polpa e não influencia na formação de dentina secundária.

BUTT et al.⁹, em 1957, utilizaram a dentição de sete macacos para avaliarem histopatologicamente as reações pulpare após preparo com broca carbide tradicional e ultra-som, nos períodos de 24 horas, 7, 30 e 60 dias. Os dentes preparados com ultra-som apresentaram mais alterações pulpare em comparação com os preparados de maneira convencional. No entanto, os autores

concluem que as diferenças na avaliação entre os dois tipos de preparo não foram consideradas significantes.

JENSEN; SAUSEN²⁷ apud STREET, em 1957, durante seus experimentos empregaram uma pressão manual de 4 a 5 pounds (1-pound, 453,6g), e concluíram que esta pressão poderia causar reações pulparem severas e até necrose.

ZACH et al.⁸⁰, em 1959, em um estudo clássico, concluíram que em nenhum caso, tanto em dentes de animais quanto em de humanos, a aplicação do ultra-som resultou em danos a polpa. Além disso, os autores concluíram que baixa rotação sem refrigeração é mais prejudicial à polpa do que o ultra-som.

A ação do ultra-som na condensação de materiais não é recente. Desde 1958, já se estudava a aplicação do ultra-som na condensação do amálgama⁶⁰. Sabe-se que para uma correta condensação do amálgama é necessário uma pressão manual adequada. Devido à vibração produzida pela excitação ultra-sônica, pode-se conseguir uma melhor condensação quando esta é aplicada. Como a vibração é aplicada sem água, o mercúrio aflora à superfície, quando uma pequena pressão é aplicada. Em adição, encontrou-se que a resistência à compressão após uma hora dobrou quando o ultra-som foi aplicado, em comparação com a condensação manual. Isto é importante, pois a durabilidade de uma restauração depende das primeiras horas em que ela está sujeita aos esforços mastigatórios.

A ação do ultra-som também tem sido estudada no MTA. BER & LEMON⁸, em 2002, avaliaram o efeito do ultra-som no MTA em relação à resistência à compressão e à dureza Vicker's após 7 e 28 dias. Os autores

observaram que após 7 dias a resistência à compressão aumentou de $48,40 \pm 14,88$ para $91,61 \pm 12,74$, e após 28 dias de $84,83 \pm 27,65$ para $113,39 \pm 26,24$ com a aplicação do ultra-som. Para o teste de dureza, o ultra-som também influenciou positivamente. Após 7 dias os valores de dureza aumentaram de $45,07 \pm 3,92$ para $59,65 \pm 5,61$, e após 28 dias de $60,80 \pm 6,59$ para $76,88 \pm 3,61$. O estudo demonstrou que os espécimes que sofreram a ação do ultra-som obtiveram valores de resistência à compressão e dureza significativamente maiores que os dos grupos controles.

Em relação aos CIVs, o estudo pioneiro realizado por ARCORIA. et al.³, em 1992, utilizou o aparelho de ultra-som empregado para limpeza de instrumentais. Os autores estudaram o uso do ultra-som na redução de bolhas dos cimentos de ionômero de vidro, por meio de teste de resistência flexural. Os ionômeros utilizados foram Fuji II (pó e líquido) e Ketac Fil (encapsulado). Para confecção dos corpos-de-prova, os cimentos foram inseridos em matrizes de 3 mm de profundidade e 9 mm de diâmetro, e em seguida protegidos por glicerina a 100% e imersos no interior de um aparelho de ultra-som, nos tempos de 0, 10 ou 45s. Após armazenagem em solução de glicerina e água deionizada (1:1), a resistência flexural foi medida posteriormente à primeira e segunda semanas. Para o CIV manipulado manualmente, os tempos de ultra-som utilizados tiveram diferenças significativas após 1 semana (0s: $1,92 \pm 0,43$; 10s: $0,79 \pm 0,26$; 45s: $1,35 \pm 0,36$). Entretanto, essas diferenças diminuíram após 2 semanas (0s: $1,14 \pm 0,11$; 10s: $1,06 \pm 0,17$; 45s: $1,54 \pm 0,11$). Para o cimento manipulado mecanicamente ocorreu o oposto, após 1 semana os tempos de aplicação do ultra-som não influenciaram (0s: $0,55 \pm 0,09$; 10s: $0,68 \pm 0,11$; 45s: $0,51 \pm 0,13$), mas os valores foram significativamente diferentes após 2 semanas (0s: $0,77 \pm 0,19$; 10s: $0,98 \pm 0,13$;

45s:0,45±0,11). Os autores concluíram que a sonificação dos cimentos de ionômero de vidro encapsulados pode aumentar significativamente a resistência flexural do material. Entretanto, os valores de resistência flexural dos cimentos manipulados manualmente, não são influenciados pela ação do ultra-som.

Em 2001, TOWLER, et al.⁶⁶ testaram o cimento de ionômero de vidro Fuji IX encapsulado (GC Corporation), com a utilização do ultra-som, para avaliar a nanodureza e o creep superficial do material. Para isso, foram confeccionados espécimes de 2 mm de diâmetro e 2 mm de altura em matrizes de aço. As cápsulas dos ionômeros foram manipuladas de acordo com as instruções do fabricante. Após a inserção do material na matriz, os corpos-de-prova foram mantidos envoltos por uma gaze úmida por 5 minutos. Em seguida, os corpos-de-prova do grupo controle foram colocados em um reservatório com água por 2 horas em uma sala com temperatura de 23°C. Nos grupos teste, os CIVs foram excitados pelo ultra-som por 10s, e testados 17 minutos após essa aplicação, com um intervalo de 3 minutos e meio entre eles. O processo foi repetido em ao menos duas amostras. Os CIVs sem excitação do ultra-som foram testados 7,5 horas depois da mistura e mantido úmido durante todo período de testes. A força máxima aplicada durante os testes foi de 1mN. Para medir o creep, a força máxima era mantida por 30s e a deformação foi aferida em função do tempo. Os resultados em relação à força/deslocamento exibiram uma camada superficial frágil em 50% dos CIVs dos grupos controle e em 20% dos grupos que receberam excitação ultra-sônica. Adicionalmente, as médias das áreas de aprofundamento dessa camada foi de 4µm² e 0,44µm² respectivamente para os grupos sem e com aplicação do ultra-som. A nanodureza superficial dos ionômeros sem a utilização do ultra-som foi em média de 176 MPa (mínimo de 22 MPa, máximo de 386 MPa) quando comparados aos 2620

MPa dos ionômeros tratados com o ultra-som (mínimo de 1040 MPa, máximo de 4450 MPa). Em relação ao creep, após 30s de teste os ionômeros excitados pelo ultra-som deformaram 9nm enquanto que os representantes do grupo controle escoaram 80nm. Os autores concluíram que a aplicação do ultra-som é uma forma de controlar o tempo de geleificação dos ionômeros, além de promover melhoras nas propriedades mecânicas desses materiais. Além disso, o teste de nanoindentação apresentou vantagens para determinar as propriedades mecânicas dos materiais odontológicos, pois a técnica permite a confecção de corpos-de-prova similares às restaurações clínicas, além de ser possível a realização do teste poucos minutos após a aplicação do ultra-som. A dureza dos cimentos tratados com ultra-som foi de uma magnitude altamente superior aos CIVs com presa convencional, além de resultar em um baixo creep, sugerindo que a presa do material estaria completa.

TOWLER; CROWLEY; HILL, em 2003⁶⁵, investigaram os efeitos da excitação ultra-sônica na geleificação dos cimentos de ionômero de vidro, em relação à presença de bolhas e ao comportamento da fase vítrea. Os testes foram feitos com Fuji IX e o equipamento de ultra-som utilizado foi o EMS Piezon 400 dental scaler (EMS Nyon, Geneva, Switzerland), com a ponta DS-003 (EMS). Foram utilizados três corpos-de-prova de 4 mm por 3 mm para os cimentos geleificados de forma convencional, e mais três para os cimentos estimulados pelo ultra-som. Os espécimes foram seccionados e analisados por meio de imagens de microscopia de varredura. Para investigar a presença de bolhas no interior do material foi utilizado aumento de 500x; para análise das partículas vítreas utilizaram-se aumentos de 1000 e 5000x. As imagens avaliadas demonstraram que a utilização do ultra-som nos cimentos de ionômero de vidro promoveu: maior contato entre as

partículas de vidro e o poliácido; quebra dos aglomerados de partículas, oferecendo maior área de superfície de vidro para ser reagida e maior compactação destes materiais. Além disso, a vibração promovida pelo ultra-som diminuiu o número de bolhas de ar incluídas no corpo dos cimentos de ionômero de vidro, reduzindo a porosidade do material e assim promovendo propriedades mecânicas melhoradas.

Um outro estudo, realizado por MACHADO³², em 2004, teve também como objetivo testar a microdureza dos CIVs após aplicação do ultra-som. Foram utilizados os cimentos de ionômero de vidro Fuji IX (GC Corporation, Tokyo, Japan) "F"; Bioglass (Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil) "B"; Ketac Molar (3M-ESPE, Seefeld, Alemanha) "KM"; Vitro Molar (DFL, Rio de Janeiro, Brasil) "VM". Os corpos-de-prova foram confeccionados em uma matriz de politetrafluoretileno cilíndrica, com um orifício central, com as seguintes dimensões: 2 mm de altura e 2 mm de diâmetro. Para cada material foram confeccionados 5 corpos-de-prova do grupo controle e 5 do grupo teste que foram testados após armazenamento por 15 minutos, 1 hora, 12 horas e 24 horas, em estufa a $37^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{ C}$; e 100% de umidade relativa. Foram confeccionados 40 corpos-de-prova divididos em 8 diferentes grupos. A microdureza foi avaliada utilizando carga de 50g por 5s, com 5 marcações em cada corpo-de-prova. Os valores de dureza *Knoop* foram submetidos à análise estatística, utilizando-se o teste *T-Student* à duas variáveis. Em relação aos resultados, aos 15 minutos os materiais "B" e "VM" não atingiram resistência suficiente para serem feitas as medidas. Após 15 minutos a aplicação do ultra-som aumentou a microdureza em 21,11% e 16,20%, respectivamente para os CIVs "KM" e "F". Após 1 hora de armazenagem, houve aumento nos valores de microdureza em 21,95%, 10,32%, 33,13% e 20,31%; após 12 horas em 11,40%, 33,88%, 21,63% e 49,23% e depois de 24 horas em 7,46%, 12,25%, 35,91% e 19,50%.

respectivamente para os CIVs “B”, “VM”, “KM” e “F”. Os ionômeros de vidro testados mostraram durezas superficiais estatisticamente significantes e superiores nos diversos períodos de testes quando foram submetidos ao ultra-som, com exceção do “B” e “VM” no período de 24 horas. A partir destes dados conclui-se que a utilização do ultra-som como auxiliar nos primeiros 15 minutos de presa dos cimentos de ionômero de vidro aumentou estatisticamente a dureza superficial destes materiais.

Em 2004, TOWLER, et al.⁶⁷, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a influência da excitação ultra-sônica no tempo de geleificação e em relação à resistência à compressão após os períodos de 1 e 7 dias. Foram utilizados os ionômeros encapsulados Ketac Molar Quick e Fuji IX Fast. Os corpos-de-prova possuíam 3 mm de diâmetro por 5 mm de altura e o ultra-som foi aplicado na base destes. O tempo de geleificação para o Ketac Molar Quick e para o Fuji IX Fast após exposição ao ultra-som de 0, 15 e 30s, foram de 200, 115 e 75s e 180, 50 e 30s, respectivamente. Para ambos os cimentos, após 45s de aplicação, a fase de geleificação já havia se concluído. A excitação ultra-sônica também resultou em um aumento da resistência à compressão de 12% e 18% após 1 dia e 15% e 12% após 7 dias, para os cimentos Ketac Molar Quick e Fuji IX Fast, respectivamente. Os autores concluíram que para os dois ionômeros testados, a aplicação do ultra-som reduziu o tempo de geleificação e aumentou a resistência à compressão. A exposição ao ultra-som reduziu o tempo de geleificação dos cimentos, sendo que a fase de geleificação conclui-se após 45s de aplicação.

KLEVERLAAN et al., em 2004²⁹, analisando os resultados de um estudo prévio que utilizou o ultra-som como auxiliar benéfico na presa dos CIVs⁶⁶, observou que o aumento da temperatura provocada pela excitação ultra-sônica, poderia ser a causa dos resultados encontrados nesse estudo. A partir disso,

os autores tiveram como objetivo avaliar a influência do aumento de temperatura do ultra-som na resistência à compressão de vários cimentos ionoméricos encapsulados (Fuji IX Fast, Fuji IX, Ketac Molar Quick e Ketac Molar). Os cimentos foram ativados e misturados de acordo com as normas dos fabricantes e inseridos em uma matriz de Teflon com 5,0 mm de altura e 3,15 mm de diâmetro. Em seguida, os ionômeros foram tratados de três maneiras diferentes: presa convencional, aplicação de excitação ultra-sônica, fonte externa de calor por meio de duas placas metálicas. Para os corpos-de-prova tratados de maneira convencional, após a inserção do material, esperou-se 10 minutos para permitir a presa inicial. Para os ionômeros em que se aplicou o ultra-som, esse foi utilizado por 45s, e aguardou-se 9 minutos. Nos espécimes em que se utilizou a fonte externa de calor, mantiveram-se duas placas de metais a 70°C por 5 minutos. Para todos os tipos de tratamento os corpos-de-prova foram lubrificados e armazenados a 23°C. Durante a reação de presa, foi inserido em uma profundidade de 4 mm no centro do material um termômetro para medir a elevação da temperatura. Os testes de resistência à compressão foram realizados após 15 minutos, 1 hora, 1 dia e 28 dias. Em relação ao teste de compressão, os resultados mostraram que não houve diferença significativa entre os CIVs após 1 hora quando a reação de presa foi de maneira convencional. Os maiores valores de resistência à compressão foram encontrados quando a fonte de calor externa foi utilizada, seguindo-se pela aplicação do ultra-som, sendo que os menores valores foram observados quando os ionômeros tomaram presa de maneira convencional. Houve um aumento nos valores de resistência à compressão com o passar do tempo. Foram observadas diferenças significativas para o Fuji IX e o Ketac Molar quando se utilizou ambos, ultra-som e fonte externa de calor; e também para o Fuji IX Fast e Fuji IX quando se utilizou

excitação ultra-sônica. Quanto ao aumento de temperatura, durante a presa convencional ocorreu um aumento de 1°C; entretanto, quando se aplicou o ultra-som, a temperatura foi elevada em aproximadamente 13°C. A temperatura máxima foi atingida após 60s (entre 34,6 e 39,4°C), lembrando-se que o ultra-som foi utilizado por 45s. A temperatura máxima alcançada quando a fonte externa de calor foi utilizada, encontrou-se entre 44,5 e 46,0°C, observando-se um aumento constante. Após 28 dias não houve diferença estatística entre as formas como os ionômeros foram tratados. Os autores concluíram que nos períodos iniciais houve um aumento significativo na resistência à compressão após excitação ultra-sônica e aplicação de fonte externa de calor, em comparação aos métodos convencionais. Em adição, o ultra-som pode ser usado como auxiliar na reação de presa dos ionômeros, pois ocorre uma melhora nas propriedades desses materiais.

A elevação de temperatura dos CIVs também foi estudada por KANCHANAVASITA, PEARSON, ANSTICE²⁸, em 1995, os autores encontraram para o cimento convencional Fuji II uma elevação de temperatura de 1 a 2,4°C, e para o Fuji II LC de 17,5 a 20,2°C. Esses intervalos são devido a variação de temperatura ambiente, sendo respectivamente 25 e 37°C para a mínima e máxima elevação obtida.

TWOMEY⁶⁸ et al., em 2004, tiveram como objetivo avaliar a influência do ultra-som no tempo de presa e na resistência à compressão de dois cimentos comercializados (Ketac Molar Quick, Fuji IX Fast), e três CIVs experimentais após 1 e 7 dias. Esses foram formulados com partículas de vidro à base de aluminossilicato de estrôncio e cadeias de poliácidos de aproximadamente 50, 200 e 450 de peso molecular. Para o teste de compressão foram confeccionados corpos-de-prova com 3 mm de diâmetro e 5 mm de altura. Aplicou-se o ultra-som por

45s, e após esse período, todos os CIVs testados completaram a fase de geleificação. O ultra-som aumentou os valores de resistência à compressão em 12 e 18% (1dia) e 15 e 12% (7 dias), respectivamente para Ketac Molar Quick e Fuji IX Fast. Aumentando o peso molecular das cadeias de 50 para 200, houve um aumento na resistência; entretanto, com cadeias de peso 450 observou-se os menores valores. O CIV com o peso molecular de 200 foi o mais adequado para se utilizar com o ultra-som, resultando, em relação ao grupo com presa convencional, um aumento de 13% em 1 dia e 24% após 7 dias. Os valores de resistência dos CIVs com reação de presa convencional após 7 dias foram semelhantes aos tratados com ultra-som após 1 dia. Os autores concluíram que o ultra-som finalizou a fase de geleificação após 45s de aplicação, e influenciou positivamente na resistência à compressão dos CIVs estudados.

BARATA, et al.⁶, em 2005, compararam a influência da excitação ultra-sônica na resistência à compressão e à tração diametral de um CIV de alta viscosidade (Fuji IX) com dois novos cimentos ionoméricos brasileiros indicados para o ART (Bioglass R e Vitro Molar). Foram confeccionados trinta corpos-de-prova para cada teste com as seguintes dimensões: 6,00 mm de diâmetro e 3,00 mm de altura para o teste de tração diametral e 6,00 mm de diâmetro e 12,00 mm de altura para o teste de compressão. Em 15 espécimes de cada grupo o ultra-som foi utilizado por 15s e 60s, para os testes de tração diametral e resistência à compressão, respectivamente. Cinco espécimes de cada grupo foram testados nos períodos de 1 hora, 24 horas e 7 dias. A utilização do ultra-som resultou em um aumento significativo na resistência à compressão para todos os cimentos testados, entretanto não influenciou na resistência à tração diametral, exceto para Fuji IX no período de 24 horas.

A decorative graphic consisting of two concentric circles, one in the upper right and one in the lower left, both with a dark center and lighter outer rings. A thin vertical line runs along the right edge of the page, and a thin horizontal line runs along the bottom edge, meeting at a right angle.

3. PROPOSIÇÃO

3. *Proposição*

Avaliar *in vitro* a resistência à tração à dentina de cimentos ionoméricos convencionais, modificados por resina e de alta viscosidade, com e sem excitação ultra-sônica.

As seguintes hipóteses nulas foram estabelecidas:

- 1- Não existe diferença na resistência adesiva à tração dos materiais à dentina com e sem aplicação do ultra-som.
- 2- Não existe diferença na resistência adesiva à dentina entre cimento de ionômero de vidro convencional, modificado por resina e de alta viscosidade.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4. Material e Métodos

Os testes foram realizados após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP, número 127/02.

Para a realização dos testes, foram seguidas as seguintes etapas:

4.1- Preparo dos Dentes: foram selecionados para esse estudo 50 dentes terceiros molares humanos hígidos extraídos, mediante a concordância dos pacientes na assinatura do Termo de Doação (ANEXO 1). Os dentes ficaram armazenados em solução de timol a 0,1%, até o momento de sua utilização (máximo de 6 meses). Eles foram aleatoriamente divididos em 5 grupos de 10 dentes para cada material. Os dentes foram limpos e levados à máquina de cortes para o seccionamento ao meio, no sentido mésio-distal, de forma a se obter duas secções: uma vestibular e outra lingual, totalizando 100 secções (Figura 1). Cada dente seccionado foi armazenado em potes individuais.

FIGURA 1: Seta ilustrativa demonstrando o sentido do seccionamento dos dentes

4.2- Preparo do Substrato Dentário: Após a proteção da área pulpar com cêra Utilidade, cada secção dentária foi incluída horizontalmente em resina epóxica (Redelease), de modo que a face vestibular ou lingual permanecesse exposta. Depois, as faces expostas foram desgastadas com lixas d'água de granulometria 320 e 600, até a obtenção de uma área plana em dentina. Entre as trocas dos tipos de lixas e ao final do desgaste da dentina, as hemisecções incluídas em resina foram colocadas em aparelho de ultra-som para limpeza de instrumental, por 2 minutos, para a remoção de impurezas provenientes do desgaste.

4.3- Materiais Testados: os materiais testados (Figura 2) podem ser observados na Tabela 1.

FIGURA 2– Cimentos de ionômero de vidro utilizados

Tabela 1 – Características dos cimentos de ionômero de vidro utilizados

MATERIAIS	NOME COMERCIAL	FABRICANTE	PROPORÇÃO PÓ/LÍQUIDO	LOTE	VALIDADE
Convencionais	KETAC FIL PLUS	3M – ESPE <i>Seefeld, Germany</i>	3,2/1,0 g	Liq. 154887	06-2006
				Pó 155837	09-2006
	FUJI II	GC CORPORATION <i>Tokyo, Japan</i>	2,7/1,0 g	0205141	05-2005
Modificados por resina	PHOTAC FIL QUICK APLICAP	3M – ESPE <i>Seefeld, Germany</i>	Cápsula	163226	05-2005
	FUJI II LC IMPROVED	GC CORPORATION <i>Tokyo, Japan</i>	3,0/1,0 g	0306031	06-2005
Convencionais de alta viscosidade	KETAC MOLAR	3M – ESPE <i>Seefeld, Germany</i>	3,0/1,0 g	0026	10-2004
Ácido Poliacrílico	DENTIN CONDITIONER	GC CORPORATION <i>Tokyo, Japan</i>	-----	0205161	10-2004

4.4- Grupos: Dez espécimes formaram o grupo controle, sem excitação ultra-sônica, e dez espécimes formaram o grupo teste, com excitação ultra-sônica, para cada material, sendo que as duas condições foram testadas no mesmo dente; entretanto, as faces vestibular ou lingual eram utilizadas de forma aleatória (Tabela 2).

Tabela 2 - Grupos testados

GRUPOS	Cimento de ionômero de vidro	<i>Tratamento adicional</i>
GRUPO I	Fuji II	Controle
GRUPO II	Fuji II	Ultra-Som
GRUPO III	Fuji II LC Improved	Controle
GRUPO IV	Fuji II LC Improved	Ultra-Som
GRUPO V	Ketac Fil Plus	Controle
GRUPO VI	Ketac Fil Plus	Ultra-Som
GRUPO VII	Photac Fil Quick Aplicap	Controle
GRUPO VIII	Photac Fil Quick Aplicap	Ultra-Som
GRUPO IX	Ketac Molar	Controle
GRUPO X	Ketac Molar	Ultra-Som

4.5- Tratamento das Superfícies Dentárias: Uma fita adesiva com uma abertura de 3mm de diâmetro, foi firmemente aderida nas superfícies dentinárias para restringir as áreas condicionadas. O ácido utilizado para condicionar essas áreas foi ácido poliacrílico 10% (Dentin Conditioner; GC Corporation Tokyo, Japan), por 10s de forma ativa. Para o CIV Ketac Molar, foi utilizado o próprio líquido do kit, pelo mesmo tempo. Em seguida, as superfícies foram lavadas com bolinha de algodão com água deionizada, duas vezes consecutivas, com o intuito de remover os resíduos da solução ácida. Com o cuidado de não ressecar a dentina, utilizou-se bolinha de algodão seca para remover o excesso de líquido (Figura 3).

FIGURA 3 - Tratamento das superfícies dentárias: **A**- Dente incluído em resina epóxica, com a câmara pulpar preenchida com cêra Utilidade, **B**- Superfície dentinária exposta após desgaste com lixa d'água 320 e 600, **C**- Delimitação com fita adesiva da área a ser condicionada, **D**- Condicionamento com ácido poliacrílico a 10% por 10s.; **E**- Superfície sendo lavada com bolinha de algodão embebida em água, **F**- Excesso de ácido poliacrílico, evidenciando a necessidade da segunda aplicação de bolinha de algodão embebida em água, **G**- Remoção do excesso do ácido com bolinha de algodão e água, **H**- Superfície sendo seca com bolinha de algodão, **I**- Superfície dentinária levemente úmida e preparada para receber o cimento ionomérico.

4.6- Confeção da Matriz: para a obtenção dos corpos-de-prova, foi confeccionada, com ponta diamantada de peça de mão, uma matriz em molar bovino (Fluxograma 1) constituída por dois semicírculos que, quando unidos, formam um orifício central em forma de tronco de cone invertido com altura de 4,0 mm, base maior com 6,0 mm de diâmetro e base menor com 3,0 mm de diâmetro,

conforme representado na Figura 4. Para que os ionômeros não aderissem à matriz, pincelou-se uma solução de benzina com 10% em peso de cêra (Hoechst-Wachs - Werk, Gersthofen) em toda superfície da matriz. A matriz foi confeccionada com dente bovino tendo em vista que o ultra-som se propaga por meio de ondas de forma diferente conforme o meio em que é aplicado^{8,30}. Assim, uma matriz constituída de dente bovino, reproduziria de forma semelhante a propagação das ondas no tecido dentário.

Fluxograma 1- Confeção da matriz com molar bovino

FIGURA 4- Desenho do orifício central da matriz utilizada, com suas dimensões

4.7- Obtenção dos Corpos-de-prova: As proporções pó-líquido de cada material foram pesadas em uma balança de precisão (Mettler Toledo, AB204, Switzerland) e manipuladas conforme as instruções dos fabricantes. A manipulação dos materiais foi realizada sobre blocos de papel que acompanham os produtos, com espátula de plástico, com a temperatura ambiente de $23 (\pm 1) ^\circ\text{C}$ e umidade relativa do ar de $50 (\pm 5) \%$ (ISO 9917-1 e 9917-2). Para o cimento de ionômero de vidro encapsulado (Photac Fil Quick Aplicap) utilizou-se um amalgamador (Ultramat 2, SDI - São Paulo, Brasil) por 15s.

Os corpos de prova foram confeccionados com o auxílio de dispositivo metálico (Figura 5). Os materiais foram injetados, com seringas do tipo Centrix (Centrix - Shelton, USA), no interior da matriz, a qual se adaptava sobre a superfície dentária (Figura 6).

FIGURA 5: Dispositivo metálico utilizado para a confecção dos corpos-de-prova.

FIGURA 6: Inserção do cimento no interior da matriz adaptada sobre a superfície dentária.

Para os grupos I, V e IX, após o preenchimento da matriz com um único incremento, os materiais foram cobertos com uma fita de poliéster e lâminula, e pressionados manualmente por 1 min para o extravasamento do excesso do cimento. Para os grupos III e VII, os materiais foram inseridos na matriz em um incremento de aproximadamente 2mm de espessura e polimerizados por 40s com polimerizador (Astralis 3, Ivoclar-Vivadent - Schaan, Liechtenstein) e completado o cone com um outro incremento, sendo polimerizado por igual tempo.

Nos grupos II, IV, VI, VIII e X, após a inserção do material, aplicou-se ultra-som (miniPiezon, EMS, Suíça), sem pressão manual, por 15 segundos, com meia potência, deslizando sobre a matriz e o cimento, (Figura 7). Nos cimentos ionoméricos modificados por resina após a inserção da primeira camada aplicou-se o ultra-som por 15s sobre a matriz; em seguida inseriu-se a segunda camada e a excitação ultra-sônica foi utilizada por mais 15s sobre o material. Para todos os grupos, anteriormente a aplicação do ultra-som, foi colocada uma tira de poliéster e pressionou-se o material por 2s, para o devido escoamento do cimento.

Para os ionômeros convencionais, após a aplicação do ultra-som foi feita uma compressão do material por 40s. Para os CIVMRs foi realizada a polimerização.

FIGURA 7: Aplicação do ultra-som, deslizando sobre a superfície do material

Para todos os materiais, decorridos 20 minutos do início da manipulação, o conjunto superfície dentária/matriz/cimento foi removido do dispositivo metálico. A matriz foi removida e o ionômero protegido com esmalte de unha incolor (Base incolor, Colorama). Os corpos-de-prova (superfície dentária/tronco de cone invertido de cimento de ionômero de vidro) foram armazenados em água deionizada por 24 horas a 37 ($\pm$ 1) °C. A seqüência da confecção dos corpos-de-prova pode ser observada no Fluxograma 2.

4.8- Realização dos Testes: os testes foram realizados de acordo com a metodologia apresentada por BARAKAT, POWERS⁵. Após o período de armazenagem, os corpos-de-prova foram adaptados a dispositivos metálicos⁵ e acoplados na máquina de ensaios universal (EMIC – DL500, São José dos Pinhais, São Paulo). O primeiro dispositivo foi acoplado à base da máquina de ensaios com função de fixar os corpos-de-prova durante o teste (Figura 8 A). O segundo dispositivo é constituído de duas partes: uma que foi adaptada ao cone de cimento de ionômero de vidro (Figura 8 B) e outra que foi adaptada à célula de carga (Figura 8 C). A máquina de ensaios foi utilizada a uma velocidade de 0,5 mm/min, no sentido de separar a superfície dentária do tronco de cone de ionômero, gerando desta forma tensões de tração na interface adesiva. A seqüência de adaptação dos espécimes aos dispositivos para a realização dos testes pode ser observada no Fluxograma 3. Os valores registrados na ruptura dos corpos-de-prova foram transformados em MPa. O tipo de falha foi observado após exame visual ao microscópio óptico com 20 X de magnificação. As falhas foram classificadas como adesiva (entre o CIV e o substrato dentário), coesivas (no CIV ou no substrato dentário) ou mistas (combinação de adesiva e coesiva).

FIGURA 8: Dispositivos para o teste de tração: **A-** Dispositivo que será adaptado à porção inferior da máquina de ensaios, **B-** Dispositivo que será adaptado ao cone de cimento de ionômero de vidro, **C-** Dispositivo que será adaptado à célula de carga.

FLUXOGRAMA 3- Seqüência de adaptação dos espécimes aos dispositivos para a realização dos testes: **A**- Dispositivo inferior, **B**- Corpo de prova sobre dispositivo inferior, **C**- Dispositivos superiores descendo para se adaptar ao corpo de prova, **D**- Corpo-de-prova pronto para ser tracionado no sentido indicado pela seta.

4.9- Análise Estatística: Os dados foram submetidos a ANOVA a dois critérios e ao teste de Tukey para múltiplas comparações ($p < 0,05$).

A decorative graphic consisting of two concentric circles, one in the upper right and one in the lower left, both with a dark center and light outer rings. A thin vertical line runs along the right edge of the page, and a thin horizontal line runs along the bottom edge, meeting at a right angle.

5. RESULTADOS

5. Resultados

As médias e os desvios-padrão dos grupos estudados estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Resistências adesivas médias e desvios-padrão dos grupos estudados

Material	Controle	Ultra-som
	<i>Média ± Desvio Padrão (MPa)</i>	
Fuji II	2,21 ± 0,53 Aa	3,33 ± 0,96 Ba
Fuji II LC Improved	8,65 ± 2,46 Ac	9,95 ± 2,79 Bc
Ketac Fil Plus	1,85 ± 0,50 Aa	2,19 ± 0,64 Ba
Photac Fil Quick Aplicap	5,93 ± 1,77 Ab	6,10 ± 1,41 Bb
Ketac Molar	2,10 ± 0,57 Aa	2,65 ± 0,75 Ba

Obs.: Letras maiúsculas diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes entre os grupos controles e os grupos nos quais o ultra-som foi utilizado. Letras minúsculas diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes entre os materiais.

Para todos os materiais, nos grupos em que se utilizou excitação ultra-sônica os resultados de resistência adesiva foram maiores em relação aos grupos em que não se aplicou ultra-som ($p < 0,05$).

Não houve diferença estatística entre os cimentos convencionais e os de alta viscosidade ($p > 0,05$).

Os ionômeros modificados por resina apresentaram resistência adesiva estatisticamente superior aos demais cimentos estudados ($p < 0,05$).

O Fuji II LC Improved apresentou maior resistência adesiva

que o Photac Fil Quick Aplicap ($p < 0,05$).

A técnica desenvolvida neste estudo aumentou os valores de resistência adesiva em 33,63%, 15,53%, 13,07%, 2,79% e 20,75%, para os CIVs Fuji II, Ketac Fil Plus, Fuji II LC Improved, Photac Fil Quick Aplicap e Ketac Molar, respectivamente.

A resistência adesiva de cada corpo-de-prova pode ser observada nas tabelas 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14 (ANEXO 2).

As fraturas foram analisadas e classificadas em adesivas, coesivas ou mistas (Tabela 4). Não ocorreu fratura coesiva envolvendo a dentina.

Tabela 4 – Classificação e número das falhas observadas após os testes de resistência adesiva

	TIPOS DE FALHAS		
GRUPOS	ADESIVA	MISTA	COESIVA
I	3	6	1
II	2	6	2
III	1	6	3
IV	0	8	2
V	3	6	1
VI	4	6	0
VII	4	6	0
VIII	6	3	1
IX	3	7	0
X	3	7	0
TOTAL	29	61	10

A decorative graphic consisting of two concentric circles, one in the lower-left and one in the upper-right, both with a dark center and light outer rings. A thin vertical line runs along the right edge of the page, and a thin horizontal line runs along the bottom edge, meeting at a right angle.

6. DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

A resistência adesiva dos CIVs aos substratos dentários tem sido alvo de vários estudos^{7,11,12,15,18,21,24,25,26,31,33,37,45,46,48,49,50,51,52,55,63,64,69,77}. Diferentes testes têm sido empregados para a avaliação da resistência adesiva dos CIVs à estrutura dentária, tais como: cisalhamento, microtração e tração. Dentre esses testes há diferenças na metodologia empregada.

A maior dificuldade dos testes de resistência à tração é a manutenção do alinhamento durante ambos os procedimentos: adesão e teste, para que não ocorra a concentração de estresse devido à incorreta geometria interfacial⁶². Neste trabalho foi realizado o teste de resistência adesiva à tração^{5,11,18,46,50}. Este teste foi escolhido por causa da utilização de dispositivos que facilitaram tanto a adaptação da matriz na superfície dentária (Figura 5 e 6), permitindo alinhamento durante a adesão, quanto à prensão dos espécimes (Figura 8), possibilitando a geração de tensões de tração durante os testes.

Não se optou pelo teste de cisalhamento, pois esse pode induzir a união a falhar em um plano determinado pelo teste e não pelas próprias características da interface. A fratura se inicia no ponto onde a haste aplica uma força normal e, portanto, a fratura nem sempre ocorre no ponto mais fraco^{19,62}.

Como o objetivo desse estudo foi avaliar a influência do ultra-som na interface CIV/dentina e a presença de bolhas pudesse ser um fator relevante, a área adesiva teria que ter dimensões suficientes para que essa suposta influência poderia ser identificada.

O tipo de teste é apenas uma das variáveis que influenciam nos resultados. O melhor método é aquele que atende aos requisitos dos objetivos

do trabalho e, principalmente, das hipóteses levantadas. Uma metodologia adequada conduz a uma correta avaliação e interpretação dos resultados do teste selecionado¹⁹.

De maneira geral os testes de adesão não podem ser extrapolados para a clínica⁶², mas eles têm seus méritos se os dados forem devidamente interpretados¹⁹.

É difícil fazer uma comparação direta entre os estudos laboratoriais que avaliam resistência adesiva de materiais odontológicos a dentina, pois, além dos diferentes tipos de testes e metodologias, existe um grande número de variáveis que influenciam os resultados, tais como: diferentes dentes e faces, profundidade da dentina, tratamento das superfícies dentinárias, as características particulares de cada material, tempo e forma de armazenagem⁵⁴.

Geralmente dois tipos de substratos são utilizados para testes de adesão: dente bovino e humano. Optou-se em utilizar dentes humanos, pois os túbulos dentinários de dentes bovinos são muito amplos e, especialmente na área cervical, onde há maior proximidade com a polpa, a dentina é mais permeável promovendo resultados diferentes se comparados com dentina humana⁵⁴.

ABOUSH e JENKINS¹ verificaram que a resistência de ionômeros convencionais variava conforme o dente e a face utilizada para os testes. Salientaram também que a profundidade em dentina influenciava na diminuição da resistência. Neste trabalho, o desgaste foi feito na região cervical, pois o ionômero é um material largamente utilizado em restaurações de Classe V. Os resultados obtidos neste estudo, com os cimentos convencionais, foram menores que os observados por aqueles autores¹, os quais utilizaram o terço médio da face vestibular de terceiros molares. Provavelmente a maior proximidade da polpa, ou

seja, maior número e diâmetro dos túbulos dentinários, tenha sido a responsável pela diminuição da resistência adesiva^{18,54}.

O substrato limpo é fundamental para que haja o completo molhamento da superfície do substrato pelo material restaurador³¹. Vários trabalhos presentes na literatura estudam a utilização de condicionadores nos substratos previamente à inserção dos CIVs^{12,15,69, 21,24,26,33,51,52,55, 63,64}.

Os agentes condicionadores moderados são mais efetivos que os agentes agressivos. Além disso, esses últimos podem aumentar a permeabilidade da dentina e, conseqüentemente, afetar a resistência adesiva dos CIVs à dentina. Outras desvantagens da utilização de condicionadores mais fortes é a presença de colágeno desnudo abaixo da interface adesiva⁶⁴ e a diminuição de íons Ca^{+2} que são importantes na adesão química dos CIVs à dentina. O condicionamento com um ácido moderado muda a energia de superfície e aumenta a capacidade de molhamento, melhorando a adaptação do material³⁸.

O isolamento do campo operatório incorreto que pode levar à contaminação com saliva, posteriormente ao condicionamento, também é um fator prejudicial à adesão dos CIVs à dentina⁵⁵.

Por outro lado, alguns estudos têm mostrado que para alguns CIVs não houve diferença entre o uso ou não de condicionadores na resistência adesiva à dentina^{69,21,24,51,63}. Os diferentes comportamentos dos CIVs frente ao condicionamento, provavelmente, se devam às diferentes composições dos mesmos⁶³. Provavelmente o ácido presente em alguns ionômeros possa ser suficiente para dissolver debris, ativar a superfície e promover retenção micromecânica.

Na ausência de pré-tratamento, a adesão ocorre ao nível da smear layer e a união dessa com a dentina é fraca⁶⁴. Neste estudo, foi utilizado condicionamento da dentina para todos os CIVs, pois acredita-se que a superfície a ser restaurada deva ser condicionada para uma melhor adesão, e o uso de um ácido fraco por 10 segundos é o mais indicado por oferecer os melhores valores de adesão^{14,18,26,39,64}. Esse procedimento se justifica pois, mesmo nos estudos que não observaram aumento de resistência adesiva com o uso dos condicionadores, não houve diminuição, fazendo com que seja indicado nas restaurações clínicas.

Em relação às características particulares de cada material, as propriedades mecânicas e adesivas dos CIVs estão correlacionados com a sua composição e microestrutura^{18,70,78}. Baseando-se nesse fato, preferiu-se utilizar os três tipos de cimentos restauradores encontrados no mercado: convencional, de alta viscosidade e modificados por resina.

Optou-se por utilizar as novas versões do Fuji II LC e do Photac Fil. Para o Fuji II LC Improved as inovações consistem em partículas de vidro em menor tamanho e o líquido mudou de ácido poliacrílico a 10% para 20% com adição de cloridrato de alumínio a 3%. Para o ionômero Photac Fil Quick aprimorou-se a adesão à estrutura dentária e tornou-se mais radiopaco.

O tempo de armazenagem é um outro fator que influencia nos resultados de resistência adesiva. Um estudo⁴⁵ com os primeiros cimentos ionoméricos (ASPA e Chembond) já verificaram que o tempo de armazenagem do corpo-de-prova, influenciava na resistência de união à dentina. Atualmente, já há evidências de que a reação de presa dos CIVs é um processo contínuo, que tem como consequência a melhoria de algumas propriedades mecânicas com o passar do tempo^{29,32,45,47,67,68,75}.

Uma padronização de metodologia, escolha e tratamento da dentina seriam fundamentais para que os diversos fatores que influenciam os testes de adesão não continuem sendo um empecilho para uma comparação entre os estudos que avaliam tal propriedade.

Durante a realização deste estudo, para se definir o protocolo de utilização do ultra-som em relação ao tempo, à potência e ao modo de aplicação, foram realizados testes pilotos em que se variaram essas condições.

Em relação ao tempo de aplicação, TOWLER et al.⁶⁷, observaram que 45s de aplicação do ultra-som foi capaz de finalizar a fase de geleificação nos ionômeros estudados. Esta observação concorda com o estudo realizado por ARCORIA et al.¹³, em que se realizou teste de resistência flexural.

Os testes preliminares mostraram que a ação do ultra-som foi mais efetiva durante 10s do que 45s, sugerindo que uma quantidade mínima de emprego do ultra-som é suficiente. Quando a aplicação foi feita por 45s, os valores de resistência à tração se igualaram ou até diminuíram em relação aos grupos controles. Além disso, outros estudos^{67,68} mostraram que a fase de geleificação está concluída após 45s de excitação ultra-sônica. Alguns autores^{6,29,68} que aplicaram o ultra-som por 45 e 60s para avaliar a resistência à compressão observaram um aumento nessa resistência com estes tempos de aplicação. Nesses casos a adesão à dentina poderia estar sendo prejudicada, pois a aceleração da reação de presa poderia prejudicar a adesão do cimento à dentina. Baseando-se nesses estudos^{29,67,68} e nos testes pilotos realizados definimos que o tempo ideal de aplicação do ultra-som neste trabalho seria de 15s.

Quanto à potência, em estudos prévios realizados por TOWLER et al.^{65,66,67} utilizou-se $\frac{3}{4}$ de potência. Em um outro estudo²⁹, os autores

utilizaram 10,5 de potência em uma escala que variava de 1 a 12. Durante os testes pilotos, variou-se a potência do aparelho entre $\frac{1}{2}$ e $\frac{3}{4}$. Os maiores valores de adesão foram obtidos com $\frac{1}{2}$ potência. Visto que a potência do ultra-som quantifica a amplitude de oscilação da ponta, e conseqüentemente a amplitude da onda produzida, há necessidade de mais estudos que avaliem se este fator influência nos resultados de adesão.

A frequência dos aparelhos de ultra-som não se pode variar, ou seja, já é pré-determinada pelo fabricante. O aparelho utilizado neste estudo encontrava-se na faixa de 25 a 30 KHz.

Em relação ao modo de aplicação, inicialmente foi introduzida a ponta do ultra-som no interior do material. Posteriormente ao teste de tração foi observada a existência de uma bolha na base do cone de material e conseqüentemente, os valores de adesão foram baixos. Conclui-se que ao retirar a ponta do interior do material, a presa já havia iniciado e com isso, o ionômero foi tracionado juntamente com a ponta do ultra-som. Em seguida, os testes foram realizados colocando-se a ponta sobre o material, os resultados também não foram satisfatórios. Após esses testes pilotos, teve-se a iniciativa de testar a possibilidade de também aplicar o ultra-som na matriz que envolvia o cone de material. Assim, as ondas do ultra-som atingiriam o material proveniente de outro meio além do próprio ionômero. Entretanto este meio, ou seja o material com que fosse construída a matrix, também influenciaria nos resultados. Por exemplo, se a matriz fosse confeccionada com alumínio, a velocidade de propagação das ondas do ultra-som seria de 6420 m/s². Um estudo sobre propagação das ondas ultra-sônicas em dente artificial (phantom) observou-se as seguintes velocidades (m/s): esmalte – 3100, dentina – 1900, polpa – 1570, ouro – 3240 e amálgama – 2260²⁰. Tendo em vista

que a velocidade das ondas são dependentes da velocidade de transmissão do meio³⁰, foi confeccionada uma matriz com molar bovino para simular as condições bucais.

Finalmente, os melhores resultados foram observados quando foi realizada a aplicação por 15s iniciando de um lado da matriz, deslizando sobre o ionômero e finalizando do lado oposto.

Além disso, baseando-se na literatura, aplicamos o mínimo de pressão manual, pois uma pressão excessiva elevaria a temperatura demasiadamente, podendo causar reações pulpares severas e até necrose²⁷.

A adesão dos CIVs aos substratos dentários permite a retenção destes materiais nas cavidades, sem a necessidade de aplicação de um agente intermediário, diferentemente do que ocorre com as resinas compostas.

O mecanismo de adesão dos CIVs à estrutura dentária é teoricamente baseado em um processo dinâmico de trocas iônicas. O ácido poliacrílico irá penetrar nas estruturas dentárias, quebrando a ligação iônica da hidroxiapatita, conseqüentemente liberando cálcio e fosfato para o meio. Os íons positivos de cálcio livres se ligarão aos íons negativos fosfato do cimento para constituir a neutralidade elétrica. Em outras palavras, o mecanismo de adesão envolve grupos carboxílicos que substituem íons fosfato do substrato para o estabelecimento de ligações iônicas com os íons cálcio derivados de cristalitos de apatita parcialmente dissolvidos^{14,39}.

O processo de troca iônica também foi observado entre o CIVMR e a superfície dentinária, com evidência de movimento de íons do cimento para a dentina e vice-versa³¹.

Vários trabalhos têm mostrado a formação de uma camada intermediária entre o cimento e a dentina, composta basicamente de fosfatos de cálcio,

alumínio e poliacrilatos, a qual é firmemente presa à superfície dentária. Existem várias denominações para essa camada: zona de interdifusão¹⁷, camada íon-enriquecida³⁷, zona de interação⁴⁰, camada intermediária⁶⁴ ou camada de absorção^{56,57,58,59,71,73}.

Para os CIVs modificados por resina, a presença dessa camada intermediária e a possível formação de uma interação micromecânica^{18,31}, podem ter um papel importante na adesão desses com a dentina, havendo uma correlação entre falhas coesivas e presença dessa zona^{57,59}.

Atualmente, estudos com imagens de microscopia confocal demonstram a presença dessa camada^{31,56,57,58,59,71,72,73}. Há sugestões de que a ausência de cristais promove características de elasticidade à essa camada intermediária. Clinicamente é um fator que deve ser levado em consideração, já que os materiais restauradores estão constantemente sujeitos aos esforços mastigatórios. Entretanto, os mecanismos de formação, assim como as características dessa camada, ainda não foram bem definidas, havendo necessidade de mais estudos que avaliem a interface dos cimentos ionoméricos restauradores com a dentina.

Com o objetivo de visualizar a presença ou não da camada de absorção entre os CIVs utilizados nesse estudo e a dentina, foram realizados preparos classe V em dentes com 1 hora de extração e seguindo a metodologia empregada em estudos prévios para obtenção das imagens de microscopia confocal^{56,57,58,59,71,72,73} (Figuras 9, 10, 11, 12 e 13). Estudos posteriores poderão ser realizados para verificar diferenças nessa camada entre os espécimes submetidos ou não à excitação ultrassônica.

FIGURA 9: Microscopia Confocal da interface Fuji II/dentina: A) Fluorescente, B) Reflexiva.

FIGURA 10: Microscopia Confocal da interface Ketac Fil Plus/dentina: A) Fluorescente, B) Reflexiva.

FIGURA 11: Microscopia Confocal da interface Fuji II LC Improved/dentina: A) Fluorescente, B) Reflexiva.

FIGURA 12: Microscopia Confocal da interface Photac Fil Quick Aplicap/dentina: A) Fluorescente, B) Reflexiva.

FIGURA 13: Microscopia Confocal da interface Ketac Molar/dentina: A) Fluorescente, B) Reflexiva.

Apenas para o cimento ionomérico modificado por resina Photac Fil Quick Aplicap, não foi observada a presença da camada de absorção. Essa observação concorda com estudos anteriores⁵⁸. Entretanto, tais estudos observam a ausência dessa camada intermediária para os CIVs convencionais, discordando das observações feitas neste trabalho conforme figuras 9, 10 e 13.

Em relação à composição dos CIVs, a resistência adesiva à dentina do CIVMR foi maior que a do CIV convencional. Outros trabalhos também verificaram maior resistência para os CIVMR^{31,48}. Estes maiores valores podem estar

relacionados à presença de HEMA nesses materiais que penetra nas redes de colágenos, bem como no interior dos túbulos dentinários expostas pelo pré-condicionamento da dentina²³.

Um estudo prévio¹⁸, utilizando a mesma metodologia empregada neste estudo, observou valores semelhantes para os cimentos Fuji II LC (8,2 a 11,00 MPa) e Ketac Fil (1,2 a 1,5 MPa), entretanto valores inferiores quanto ao cimento Photac Fil (0,3 a 0,4 MPa) em relação à este estudo.

A resistência adesiva da dentina condicionada com Cavity Conditioner e Fuji II LC Improved, mostrou resultados semelhantes após um dia em comparação com sua formulação anterior, Fuji II LC. Como há poucos trabalhos na literatura com essa nova formulação, há a possibilidade de traçarmos parâmetros na literatura com os resultados obtidos com o Fuji II LC⁴⁸. Segundo as informações do fabricante, a nova formulação do Photac Fil (Quick) apresenta melhor adesão à estrutura dentária.

Dentre os CIVMRs, o Photac Fil Quick Aplicap apresentou valores inferiores ao Fuji II LC Improved, conforme estudos anteriores^{18,49}. Apesar das duas marcas comerciais serem CIVMR, existem diferenças em relação às composições. O componente ácido do primeiro é basicamente ácido maleico e do segundo é ácido poliacrílico. Uma outra explicação para esses resultados é a presença da camada de absorção entre o cimento Fuji II LC Improved e a dentina (Figura 11), o que não ocorre na interface dessa com o ionômero Photac Fil Quick Aplicap⁵⁸ (Figura 12). Há relatos na literatura que a presença dessa camada resulta em maiores valores de adesão, e o cimento fratura antes da interface adesiva, ocorrendo falhas coesivas no material^{57,59}.

Entretanto, ao longo do tempo, os CIVMRs podem apresentar propriedades mecânicas prejudicadas em comparação com os convencionais^{10,65}, devido a presença de monômero ou resina não polimerizada. Outras conseqüências podem ocorrer tais como, problemas toxicológicos e contração de polimerização.

Um outro estudo⁴⁶ utilizando o mesmo teste e dispositivos, porém avaliando a adesão em dentina afetada, os autores observaram médias de valores de resistência à adesão menores para os CIVs Fuji II LC (8,33 MPa) e Ketac Molar (0,83 MPa), entretanto resultados maiores para o cimento Ketac Fil (2,46 MPa). As diferenças nos achados desse estudo em relação ao presente trabalho podem ser explicadas pelo fato dos testes terem sido realizados em dentina sadia e também, pelos desvios-padrão que foram muito elevados nesse estudo chegando a 65% em comparação com o presente estudo que mostrou um desvio-padrão de cerca de 30%. Talvez, os resultados inferiores em relação ao Ketac Fil sejam porque neste estudo utilizou-se pré-tratamento com ácido poliacrílico a 10% e no outro estudo⁴⁶ a 40%. Por essa mesma razão, Pereira et al.⁵⁰ encontraram médias de resistências à tração ligeiramente superiores para os CIVs Ketac Fil Plus (2,52 MPa) e Ketac Molar (3,08 MPa) em relação à este estudo.

Sabe-se que quanto mais resistente o material, mais ele suporta forças de resistência à tração²³. Acredita-se que a excitação ultra-sônica acelere a presa desses materiais^{29,65,66,67,68}, devido ao aumento de temperatura e a alta concentração de energia proveniente das ondas ultra-sônicas que podem estimular a dissolução das partículas de vidro pelo poliácido, permitindo uma difusão mais rápida dos íons através do líquido, acelerando a formação das cadeias cruzadas de ácido polialcenóicos. O estudo de TWOWEY⁶⁸ mostrou valores de

resistência dos CIVs com reação de presa convencional após 7 dias semelhantes aos tratados com ultra-som após 1 dia, corroborando com esse possível mecanismo.

Como consequência dessa aceleração, os cimentos que sofrem vibração tornam-se resistentes mais precocemente em comparação com os espécimes que não sofreram a ação do ultra-som. Esse fenômeno é uma das explicações para os resultados encontrados neste estudo. Acredita-se que após um período maior de armazenamento os resultados em relação ao grupo controle se assemelhariam devido à reação de presa se encontrar em um estágio mais avançado. KLEVERLAAN et al.²⁹, não encontraram diferenças estatísticas, em relação à resistência à compressão, entre reação de presa convencional, aplicação de ultra-som e utilização de fonte externa de calor após 28 dias. Para o mesmo teste um outro estudo realizado com MTA, que também é um material com reação de presa progressiva, observou-se uma menor influência do ultra-som após 28 dias⁸.

Não é possível explicar todo o mecanismo da ação do ultra-som nos CIVs. Entretanto, os estudos^{3,29,65,66,67} que avaliaram tal mecanismo sugerem a quebra dos aglomerados de partículas, maior contato entre as partículas de vidro e o poliácido, a compactação do material, a diminuição no número de bolhas, aceleração da reação de presa, e conseqüentemente a maior resistência dos CIVs que recebem excitação ultra-sônica, em um período de tempo mais curto (Figura 14).

A quebra dos aglomerados de partículas pode influenciar nos resultados. Uma diminuição no período da reação de presa inicial e uma alta resistência à compressão está relacionada a partículas de vidro menores^{52,78}. Uma dureza superficial maior ocorre onde há uma combinação de partículas de vidro menores e uma baixa porosidade⁷⁸. Esses dados concordam com os resultados

deste estudo, em que a ação do ultra-som e a conseqüente diminuição de porosidades podem melhorar as resistências mecânicas, levando a uma melhor adesão.

A incorreta manipulação e inserção dos CIVs nas cavidades resultam em bolhas no interior do material e na interface desse com a dentina. A compactação do material na interface cimento/dentina, provocada pela irradiação ultra-sônica⁷⁴, permite um íntimo contato dos CIVs com esse substrato dentário, possibilitando um aumento na resistência adesiva. Essa suposição concorda com o aumento dos valores de adesão encontrados neste estudo, após a aplicação do ultra-som.

A diminuição do número de bolhas poder ser explicada pela ocorrência da atividade de cavitação no interior dos CIVs. As bolhas são chamadas de núcleos cavitacionais. Com a aplicação do ultra-som, as bolhas estouram formando micro-bolhas que se transformam em outros locais para que ocorra atividade cavitacional^{4,30,44}. Algumas micro-bolhas vão para a superfície e desaparecem e outras permanecem no interior do CIV, porém com dimensões diminutas, tornando o material mais resistente. Esse fenômeno que provoca o colapso das bolhas pode provocar um aumento de temperatura em milhares de graus Celsius³⁰. Esse aumento de temperatura não é responsável pela elevação da temperatura no material, pois acontecem em frações de segundo, contudo tem um efeito catalisador nas reações químicas.

FIGURA 14 – Esquema ilustrando a ação do ultra-som nos Cimentos de Ionômero de Vidro: **A**- Aglomerados de partículas e grande número de bolhas, **B**- Excitação ultra-sônica sendo aplicada, **C**- Após aplicação do ultra-som as partículas de vidro encontram-se mais separadas e há menor número de bolhas.

Os CIVs apresentam porosidades de 6 a 9% em área superficial³⁴ e de 1,3% a 2% em volume¹⁶. Estudos têm demonstrado que a espatulação manual retém um grande número de bolhas no corpo do material^{13,16,22,34}. Por outro lado, os cimentos misturados mecanicamente também podem sofrer variações devido à incompleta incorporação do líquido ao pó durante a trituração³.

Estudos em que se utilizaram cimentos de baixa viscosidade, indicados para cimentação, e de alta viscosidade, indicados para restauração, nos tipos pó/líquido e cápsula, os autores observaram que os ionômeros fluídos manipulados manualmente apresentaram menor porosidade. Entretanto, para os cimentos de alta viscosidade, o mesmo não foi encontrado^{42,43}.

Sendo assim, a porosidade dos CIVs não dependem somente do tipo de manipulação, mas também da proporção pó/líquido e conseqüentemente da viscosidade dos cimentos^{42,43}.

A porosidade que inevitavelmente ocorre durante a manipulação, afeta a estabilidade de cor e diminui o grau de conversão dos polímeros dos CIVMR, devido à inibição da reação de presa pelo oxigênio presente nas bolhas¹⁶.

Em relação aos resultados deste estudo, o ionômero encapsulado Photac Fil Quick Aplicap sofreu menor influência do ultra-som em relação ao Fuji II LC Improved que foi espatulado manualmente. Esta observação sugere que os CIVs espatulados manualmente incorporam maior número de bolhas que os encapsulados, concordando com estudos prévios^{13,34}.

Acredita-se que ARCORIA et al.³, encontraram maior influência do ultra-som nos CIVs encapsulados comparando-se com os de manipulação manual, pois o ultra-som utilizado foi o tipo que é empregado para limpeza de instrumental. Além disso, as marcas comerciais utilizadas foram diferentes, sendo difícil realizar um padrão de comparação.

Um outro fator que leva o ultra-som a melhorar as propriedades mecânicas do material é o aumento de temperatura. Quando as ondas ultra-sônicas passam por um tecido, sua energia é dissipada em forma de som, luz e calor, provocando uma elevação da temperatura no local. Os efeitos dessa elevação nos tecidos são dependentes do tempo em que o ultra-som é aplicado, e da sensibilidade do tecido à alteração térmica³⁰.

A elevação da temperatura aumenta a energia cinética, acelerando a reação de presa; e, além disso, provoca a evaporação do líquido, aumentando a proporção pó/líquido e conseqüentemente melhorando a resistência do material²⁹. Têm sido observadas nos ionômeros que sofreram a ação do ultra-som aumentos de temperatura de 13°C²⁹. Por outro lado, tem sido observado que a

fotoativação de CIVMR podem elevar a temperatura em até 20°C²⁸. Mediante esses dados, acredita-se que a aplicação do ultra-som não prejudica a polpa²⁹.

Acredita-se que o calor provocado pelo ultra-som seja dissipado pelo interior do material, e quando atinge a dentina, a temperatura já se encontra menor, tendo em vista que diferentemente dos materiais restauradores metálicos, bons condutores térmicos, os ionômeros são maus condutores.

A medida da elevação de temperatura tem sido realizada no centro do material²⁹, sendo necessárias medidas em regiões que correspondessem clinicamente àquelas mais próxima da polpa.

Em relação às propriedades superficiais do material, TOWLER, et al.⁶⁶, em 2001, observaram que o uso do ultra-som produziu um aumento na nanodureza de 176 MPa para 2620 MPa e uma diminuição significativa do escoamento. Entretanto, tais resultados têm que ser avaliados criteriosamente. Além disso, os autores não citam os desvios-padrão em relação às médias, assim como os gráficos que exemplificam os resultados em relação ao creep, na verdade não apresentam a linha que seria correspondente ao escoamento do material.

Testes de microdureza também demonstraram que a ação da excitação ultra-sônica foi capaz de elevar os valores de dureza desses materiais³².

Essas observações são importantes, principalmente nos períodos iniciais, pois se sabe que o ionômero é um material crítico, por estar sujeito à embebição na primeira fase da reação e à sinérese na segunda. A exposição à água após a reação inicial de quinze minutos deixa a superfície mais frágil, independente da formulação do material. Entretanto, os CIVs modificados por resina absorvem maior volume de água nas primeiras 24hs se comparados com os

convencionais, e principalmente os que contém monômeros hidrofílicos, são os mais prejudicados com essa absorção¹⁰.

A causa desse fenômeno é provavelmente a inibição da segunda reação na camada superficial dos cimentos. Embora o armazenamento em água, dependendo da composição do material^{47,75}, melhore algumas propriedades mecânicas com o passar do tempo, provavelmente pela contínua formação das cadeias de poliácidos^{29,32,45,47,67,68,75}, também pode influenciar de maneira negativa^{10,15,36,41}, principalmente nos períodos iniciais, podendo prejudicar a performance clínica desses materiais. Técnicas que reduzem o período inicial no qual a reação de presa sofre influência da água, seriam muito benéficas. Com a aplicação do ultra-som, ocorre a aceleração da presa e o material endurece mais precocemente, melhorando as suas propriedades.

Os fatores que explicam os benefícios da ação do ultra-som, levam a uma adesão aprimorada e acelerada com a dentina, concordando com os resultados encontrados neste estudo.

Sabe-se que as ondas ultra-sônicas agem conforme o meio no qual são aplicadas³⁰ conseqüentemente, de acordo com o tipo e tamanho das partículas dos CIVs, estes sofrem a ação do ultra-som de maneiras diferentes.

A partir dessa observação é importante conhecermos o tamanho e o formato das partículas de cada marca comercial, pois conforme esses fatores a colisão entre as partículas, devido a excitação ultra-sônica, ocorre com uma intensidade diferente. Por exemplo, se um ionômero é composto por partículas pequenas e algumas de tamanhos maiores, as primeiras se deslocam mais rapidamente que as maiores que são mais pesadas. Com isso, a energia cinética produzida dentro do material é alta, pois o choque entre as partículas é intenso. De

maneira diferente ocorre quando o ionômero tem as partículas com tamanho e formato semelhantes. Nesse caso, as partículas se movem com a mesma velocidade, provocando colisões de menor intensidade entre elas. O aumento da energia cinética no interior do material é um dos fatores que leva a aceleração da reação dos CIVs quando o ultra-som é aplicado.

Acredita-se que uma formulação específica de ionômero para a utilização do ultra-som como auxiliar na reação de presa inicial seria mais ideal. Essa formulação deveria ser mais viscosa que os cimentos de alta viscosidade, para que as ondas do ultra-som pudessem misturar o cimento de forma efetiva. Além disso, deveriam ser adicionados mais agentes covalentes nas cadeias de poliácidos e serem realizadas modificações em relação ao seu peso molecular.

Um estudo⁶⁸ em que se utilizou CIVs experimentais desenvolvidos especificamente para utilização com ultra-som, os autores observaram valores de resistência à compressão superiores aos cimentos de alta viscosidade comercializados (Ketac Molar Quick, Fuji IX Fast), após aplicação de excitação ultra-sônica.

Em relação aos tipos de falhas observadas neste estudo, a maioria dessas foram mistas (adesivas na interface e coesiva no cimento). Outros trabalhos observaram, sob microscopia eletrônica de varredura, falhas coesivas no cimento e falhas mistas^{18,63,64}. Assim, mesmo com os testes de microtração que favorecem uma concentração uniforme de estresse na interface, as falhas encontradas com os CIVs não são puramente de natureza adesiva. Uma das explicações é porque a resistência do material é inferior a adesão desse com a dentina. A outra, é que se forma a camada intermediária de trocas iônicas entre os CIVs e a dentina e a falha será coesiva no cimento³¹.

Existem muitas suposições a respeito da ação do ultra-som nos CIVs. Há necessidade de mais estudos que investiguem os mecanismos envolvidos, tal como, a influência da aplicação do ultra-som na energia e agitação das cadeias de poliácido.

Clinicamente a técnica seria aplicável, pois a maioria dos consultórios odontológicos possui o aparelho de ultra-som. Além disso, a sessão clínica seria mais curta quando da utilização de CIVs convencionais, sendo assim mais conveniente para o paciente e para o clínico.

Acredita-se que 80% da adesão à estrutura dentária dos CIVs, especificamente os de presa rápida, ocorre nos primeiros 15 minutos após o contato do material com o esmalte ou a dentina². Com a utilização do ultra-som e a conseqüente aceleração da reação de presa, o período de adesão inicial pode ser reduzido, e clinicamente esse fator é de extrema importância para a retenção e subseqüente longevidade das restaurações, principalmente em cavidades classe V não cariosas, nas quais a retenção é um fator crítico⁶⁹.

Entretanto, ainda não há na literatura estudos que avaliem clinicamente a utilização do ultra-som; assim como, a aplicabilidade e os possíveis efeitos que essa técnica provocaria. Sendo assim, há necessidade de avaliações clínicas que analisem restaurações de CIVs radiadas pelo ultra-som, principalmente em relação às propriedades que fazem com que esse material ainda apresente limitações.

Sabe-se que tais limitações têm como uma das causas a incorreta manipulação do material que leva à incorporação de porosidades na restauração²². A utilização do ultra-som poderia auxiliar em um menor número de bolhas intrínsecas, permitindo uma melhor mistura e compactação do material.

Esses efeitos da aplicação do ultra-som poderiam aumentar a durabilidade das restaurações com CIV, devido a um aumento da resistência do material e um adequado selamento marginal.

Para uma maior facilidade para os clínicos, poderia se desenvolver uma ponta adequada e uma função própria, nos aparelhos de ultra-som, para se utilizar como auxiliar na reação de presa dos CIVs.

7. CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

- A excitação ultra-sônica produziu valores de resistência à tração à dentina estatisticamente diferentes e superiores aos observados pelos ionômeros sem o emprego do ultra-som.
- Não houve diferença estatisticamente significativa entre os cimentos de ionômero de vidro convencionais e os de alta viscosidade.
- Houve diferença estatisticamente significativa entre os modificados por resina e os cimentos convencionais e de alta viscosidade.

ANEXOS

Anexo I

Universidade de São Paulo Faculdade de Odontologia de Bauru

Al. Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 – Bauru-SP – CEP 17012-901 – C.P. 73.
PABX (14) 235-8000 – FAX (14) 223-4679

Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários

e-mail: dep-demd@fob.usp.br – Fone: (14) 235-8266

Projeto: Influência do ultra-som na resistência adesiva à dentina de cimentos de ionômero de vidro.

TERMO DE DOAÇÃO

(Obedecendo-se a RESOLUÇÃO 196 de 10 de outubro de 1996, do CONSELHO NACIONAL DE SAÚDE).

PREZADO PACIENTE OU RESPONSÁVEL;

Necessito da doação do seu dente extraído para o desenvolvimento de uma pesquisa com o título “INFLUÊNCIA DO ULTRA-SOM NA RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO”, que será realizada na Universidade do Estado de São Paulo - Faculdade de Odontologia de Bauru. A sua doação será muito útil para uma melhora nas restaurações que utilizam o material que será estudado, assim você estará cooperando para o desenvolvimento científico do país.

Agradeço antecipadamente se puder contribuir para esta pesquisa.

Ticiane Cestari Fagundes

Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro
(responsáveis pela pesquisa)

Pelo presente instrumento que atende as exigências legais, o Sr.
(a) _____
portador (a) da cédula de identidade _____ firma sua doação do dente
extraído para a pesquisa citada acima.

Paciente ou Responsável

Anexo II

Tabela 5- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II (controle) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	1,6	22,64	2,22	M
2	1,5	21,22	2,08	M
3	1,4	19,80	1,94	C
4	1,0	14,14	1,39	A
5	1,8	25,46	2,50	M
6	1,5	21,22	2,08	A
7	2,2	31,12	3,05	A
8	2,2	31,12	3,05	M
9	1,3	18,39	1,80	M
10	1,4	19,80	1,94	M
Média±dp			2,21 ± 0,53	

Tabela 6- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II (ultra-som) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	1,7	24,05	2,36	M
2	3,4	48,10	4,72	M
3	2,1	29,63	2,91	A
4	2,3	32,53	3,19	M
5	1,9	19,80	1,94	C
6	2,8	39,61	3,89	A
7	3,6	50,92	5,00	C
8	2,1	29,63	2,91	M
9	2,4	33,95	3,33	M
10	2,2	31,12	3,05	M

Média±dp		3,33 ± 0,96		
Tabela 7- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC FIL PLUS (controle) à dentina				
Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	1,7	24,05	2,36	M
2	1,6	22,64	2,22	M
3	1,6	22,64	2,22	C
4	1,0	14,14	1,39	A
5	1,9	26,88	2,64	M
6	1,0	14,14	1,39	M
7	0,9	12,73	1,25	M
8	1,0	14,14	1,39	M
9	1,5	21,22	2,08	A
10	1,1	15,56	1,53	A
Média±dp		1,85 ± 0,50		

Tabela 8- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC FIL PLUS (ultra-som) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	2,1	29,71	2,91	M
2	1,6	22,64	2,22	A
3	1,3	18,39	1,80	M
4	1,2	16,97	1,67	A
5	1,7	24,05	2,36	M
6	1,3	18,39	1,80	M
7	1,1	15,56	1,53	M
8	1,1	15,56	1,53	A
9	2,3	32,53	3,19	A
10	2,1	29,63	2,91	M
Média±dp		2,19 ± 0,64		

Tabela 9- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II LC IMPROVED (controle) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	8,8	124,49	12,21	C
2	4,4	62,24	6,11	M
3	5,9	83,46	8,19	C
4	4,4	62,24	6,11	M
5	6,7	94,78	9,30	M
6	6,3	89,12	8,74	M
7	6,8	96,20	9,44	M
8	3,5	49,51	4,86	M
9	6,7	94,78	9,30	A
10	8,8	124,49	12,21	C
Média±dp			8,65 ± 2,46	

Tabela 10- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro FUJI II LC IMPROVED (ultra-som) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	9,2	130,15	12,77	M
2	6,0	84,88	8,33	M
3	5,7	80,63	7,91	M
4	4,6	65,07	6,38	M
5	6,3	89,12	8,74	M
6	9,6	135,81	13,32	M
7	5,6	79,22	7,77	C
8	9,6	135,81	13,32	C
9	9,4	132,04	13,05	M
10	5,7	80,63	7,91	M
Média±dp			9,95 ± 2,79	

Tabela 11- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro PHOTAC FIL QUICK APLICAP (controle) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	4,4	62,24	6,11	M
2	5,2	73,56	7,22	A
3	2,6	36,78	3,61	M
4	5,2	73,56	7,22	A
5	3,8	53,75	5,27	M
6	4,2	59,41	5,83	M
7	3,0	42,44	4,16	M
8	5,4	76,39	7,50	A
9	6,3	89,12	8,74	A
10	2,6	36,78	3,61	M
Média±dp			5,93 ± 1,77	

Tabela 12 - Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro PHOTAC FIL QUICK APLICAP (ultra-som) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	4,0	56,58	5,55	M
2	4,5	63,66	6,25	A
3	6,4	90,54	8,88	M
4	3,4	48,11	4,72	A
5	4,0	56,58	5,55	M
6	4,1	58,00	5,70	A
7	5,3	74,97	7,36	A
8	5,4	76,39	7,50	A
9	3,2	45,27	4,44	C
10	3,6	50,92	5,00	A
Média±dp			6,10 ± 1,41	

Tabela 13- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC MOLAR (controle) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	1,4	19,80	1,94	M
2	1,4	19,80	1,94	M
3	1,1	15,56	1,53	M
4	2,2	31,12	3,05	A
5	1,6	22,63	2,22	M
6	1,1	15,56	1,53	A
7	1,2	16,97	1,67	M
8	1,2	16,97	1,67	A
9	1,7	24,05	2,36	M
10	2,2	31,12	3,05	M
Média±dp			2,10 ± 0,57	

Tabela 14- Resistência adesiva à tração do cimento de ionômero de vidro KETAC MOLAR (ultra-som) à dentina

Amostra	Força [kgf]	Resistência [kgf/cm ²]	Resistência [MPa]	Fratura
1	1,5	21,22	2,08	M
2	1,6	22,63	2,22	A
3	1,4	19,80	1,94	M
4	2,0	28,29	2,78	A
5	1,9	26,88	2,64	A
6	2,2	31,12	3,05	M
7	1,4	19,80	1,94	M
8	3,1	43,85	4,3	M
9	1,6	22,63	2,22	M
10	2,4	33,95	3,33	M
Média±dp			2,65 ± 0,75

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Referências Bibliográficas

1. ABOUSH, Y.E.Y; JENKINS C.B.G. Factors affecting the tensile bond strenght of a glass ionomer restorative to dentin. **J Dent Res**, v.63, n.4, p.511, Apr. 1984. Special issue. /Abstract n.194/.
2. ABOUSH, Y. E. Y; JENKINS C. B. G. An evaluation of the bonding of glass ionomer restoratives to dentin and enamel. **Br Dent J**, v.161, n.5, p.179-84, Sept. 1986.
3. ARCORIA, C. J. et al. Bending strenght of Fuji and Ketac glass ionomers after sonication. **J Oral Rehabil**, v. 19 , n. 6, p. 607–13, Nov. 1992.
4. BALAMUTH, L. Ultrasonics and dentistry. **Sound**, v.2, n.2, p. 15–9, Mar./Apr. 1963.
5. BARAKAT, M. M.; POWERS, J. M. In vitro bond strength of cements to treated teeth. **Aust Dent J**, v. 31, n. 6, p. 415-9, Dec. 1986.
6. BARATA, T. J. E. et al. Effect of ultrasonic setting on the mechanical properties of GICs. **J Dent Res**, 2005. Trabalho apresentado na General Session & Ehibition of the IADR/ AADR/CADR, Baltimore, MD, 2005. Disponível na Internet: [http:// iadr. confex. com/iadr/ 2005Balt/techprogram/abstract_64722.htm](http://iadr.confex.com/iadr/2005Balt/techprogram/abstract_64722.htm).
7. BEECH, D.R. Improvement in the adhesion of polyacrylate cements to human dentine. **Br Dent J**, v.135, n.10, p.442-5, Nov. 1973.
8. BER, B.; LEMON, R. The effect of ultrasonic aplication on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. **J Dent Res**, v. 81, Mar. 2002. Special issue./Abstract n.3470/ Trabalho apresentado na General Session & Ehibition of the IADR/ AADR/CADR, San Diego, CA, 2002.

9. BUTT, B. G. et al. Ultrasonic removal of tooth structure: a histopathologic evaluation of pulpal response in monkeys after ultrasonic cavity preparation. **J Am Dent Assoc**, v.55, n.1, p.32-6, July. 1957.
10. CATTANI-LORENTE, M. A. et al. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. **Dent Mater**, v.15, n.1, p.71-8, Jan. 1999.
11. CEFALY, D. G. **Resistência adesiva à tração e avaliação clínica de cimentos de ionômero de vidro utilizados no ART**. Bauru, 2003. 83p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
12. CHARLTON, D. G.; HAVEMAN, C. W. Dentin surface treatment and bond strength of glass ionomers. **Amer J Dent**, v.7, n.1, p.47-9, Feb. 1994.
13. COVEY, D. A.; EWOLDSSEN, N. O. Porosity in manually and machine mixed resin-modified glass ionomer cements. **Oper Dent**, v. 26, n. 6, p. 617–23, Nov./Dec. 2001.
14. DAVIDSON, C.L.; MJÖR, I. A. **Advances in glass ionomer cements**. Quintessence, Carol Stream, 1999.
15. De MUNCK, J. et al. Four year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. **Eur J Oral Sci**, v.112, n.1, p.73-83, Apr. 2004.
16. FANO, L. et al. Structure of dental glass-ionomer cements by confocal fluorescence: Microscopy and stereomicroscopy. **Biomaterials**, v.22, n.17, p.2353-8, Sept. 2001.

17. FERRARI, M.; DAVIDSON, C. L. Interdiffusion of a traditional glass ionomer cement into conditioned dentin. **Amer J Dent.**, v.10, n.6, p.295-7, Dec. 1997.
18. FRIEDL, K. H.; POWERS, J. M.; HILLER, K. A. Influence of different factors on bond strength of hybrid ionomers. **Oper Dent**, v.20, n.2, p.74-80, Mar./Apr. 1995.
19. GARCIA, F.C.P. et al. Testes mecânicos para avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol Bauru**, v.10, n.3, p.118-27, jul./set. 2002.
20. GHORAYEB, S.R; XUE, T.; LORD, W. A finite element study of ultrasonic wave propagation in a tooth phantom. **J Dent Res**, v.77, n.1, p.39-49, 1998.
21. GORDAN, V. V. Effect of conditioning times on resin-modified glass-ionomer bonding. **Amer J Dent**, v.13, n.1, p.13-6, Feb. 2000.
22. GROSSMAN, E. S.; MICKENAUTSCH, S. Microscope observations of ART excavated cavities and restorations. **SADJ**, v. 57, n. 9, p. 359–71, Sept. 2002.
23. HASEGAWA, T. et al. Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. **Oper Dent**, v.24, n.6, p.323-30, Nov./Dec.1999.
24. HEWLETT, E. R.; CAPUTO, A. A.; WROBEL, D. C. Glass ionomer bond strength and treatment of dentin with polyacrylic acid. **J Prosthet Dent**, v.66, n.6, p.767-72, Dec. 1991.
25. HOTZ, P. et al. The bonding of glass-ionomer cements to metal and tooth substrates. **Br Dent J**, v.142, n.2, p.41-7, Jan. 1977.

26. INOUE, S. et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. **Dent Mat**, v.17, n.5, p.445-55, Sept. 2001.
27. JENSEN, J. R., SAUSEN, R. E. Ultrasonic applications with heavy pressure. **North-West Den.**, v.36, p.310-5, 1957. apud STREET, E. V. A Critical evaluation of ultrasonics in dentistry. **J Prosthet Dent**, v.9, n.1, p. 132-41, Jan./Feb. 1959.
28. KANCHANAVASITA, W.; PEARSON, G. J.; ANSTICE, H. M. Temperature rise ion-leachable cements during setting reaction. **Biomaterials**, v.16, n.16, p.1261-5, Nov. 1995.
29. KLEVERLAAN, C. J.; VAN DUINEN, R. N. B.; FEILZER, A. J. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. **Dent Mater**, v. 20, n.1, p. 45–50, Jan. 2004.
30. LAIRD, W. R. E., WALMSLEY, A. D. Ultrasound in dentistry. Part 1: biophysical interactions, **J Dent**, v.19, n.1, p.14-7, Feb. 1991.
31. LIN, A.; McINTYRE, N. S.; DAVIDSON, R. D. Studies on the adhesion of glass-ionomer cements to dentin. **J Dent Res**, v.71, n.11, p.1836-41, Nov. 1992.
32. MACHADO, R. Q. P. **Influência do ultra-som na microdureza de cimentos de ionômero de vidro**. Bauru, 2004. 33p Monografia (Especialização) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
33. MAURO, S. J.; SILVA E SOUZA JÚNIOR, M. H.; NAVARRO, M. F. L. Influência do ácido poliacrílico na resistência de união do cimento de ionômero de vidro à dentina. **Rev Odontol USP**, v.7, n.1, p.27-33, jan./mar. 1993.

34. MITCHELL, C. A.; DOUGLAS, W. H. Comparison of the porosity of hand-mixed and capsulated glass-ionomer luting cements. **Biomaterials**, v.18, n.16, p.1127-31, Aug. 1997.
35. MITCHELL, D.F.; JENSEN, J.R. Preliminary report on the reaction of the dental pulp to cavity preparation using an ultrasonic device. **J Am Dent Assoc**, v.55, n.1, p.57-62, July 1957.
36. MITRA, S.B.; KEDROWSKI, B.L. Long-term mechanical properties of glass ionomers. **Dent Mater**, v.10,n.2, p.78-82, Mar. 1994.
37. MOUNT, G.J. Adhesion of glass-ionomer cement in the clinical environment. **Oper Dent**, v.16, n.4, p.141-8, July/Aug. 1991.
38. NAASAN, M.A.; WATSON, T.F. Conventional glass ionomer as posterior restorations. **Am J Dent**, v.11, n.1, p.36-45, Feb. 1998.
39. NAVARRO, M. F., PASCOTTO, R. C. **Cimentos de ionômero de vidro – Aplicações clínicas em odontologia**. Artes Médicas, São Paulo, 1998. /Série EAP-APCD/
40. NGO, H.; MOUNT, G. J.; PETERS, M. C. R. B. A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. **Quintessence Int**, v.28, n.1, p.63-9, Jan. 1997.
41. NICHOLSON, J. W.; ANSTICE, H. M.; McLEAN, J. M. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. **Br Dent J**, v.173, n.3, p.98-101, Aug. 1992.
42. NOMOTO, R; McCABE, J. F. Effect of mixing methods on the compressive strength of glass ionomer cements. **J Dent**, v 29, n.3, p.205-210, Mar. 2001.

43. NOMOTO, R. et al. Effect of mixing method on the porosity of encapsulated glass ionomer cement. **Dent Mater**, v 20, n.10, p.972-8, Dec. 2004.
44. NYBORG, W. L. Physical mechanisms for biological effects of ultrasound. **HEW Publications (FDA)**, 78-8026 *apud* LAIRD, W. R. E., WALMSLEY, A. D. Ultrasound in dentistry. Part 1: biophysical interactions. **J Dent**, v.19, n.1, p.14-7, Feb. 1991.
45. OILO, G. Bond strength of new ionomer cements to dentin. **Scand J Dent Res**, v.89, n.4, p.344-7, Aug. 1981.
46. PALMA-DIBB, R. G. et al. Bond strength of glass ionomer cements to caries affected dentin. **J Adhes Dent**, v.5, n.1, p. 57-61, Spring 2003.
47. PEARSON, G. J.; ATKINSON, A. S. Long-term flexural strength of glass ionomer cements. **Biomaterials**, v.12, n.7, p.658-60, Sept. 1991.
48. PEREIRA, P. N. R. et al. Bond strength and interface micromorphology of an improved resin-modified glass-ionomer cement. **Am J Dent** v.10, n.3, p.128-32, June. 1997.
49. PEREIRA, P.N.R. et al. Effect of region and dentin perfusion on bond strengths of resin-modified glass ionomer cements. **J Dent**, v.28, n.5, p.347-54, July 2000.
50. PEREIRA, L. C. G. et al. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. **J Adhes Dent**, v.4, n.1, p. 73-80, Spring 2002.
51. PIMENTA, L. A. F.; MAURO, S. J.; FONTANA, U. F. Resistência ao cisalhamento de um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável: efeito do tratamento da dentina com ácido poliacrílico. **ROBRAC**, v.2, n.5, p.13-6, dez. 1992.

52. PRATI, C.; NUCCI, C.; MONTANARI, G. Effects of acid and cleansing agents on shear bond strength and marginal microleakage of glass-ionomer cements. **Dent Mater**, v.5, n.4, p.260-5, July 1989.
53. PRENTICE, L. H.; TYAS, M. J.; BURROW, M. F. The effect of particle size distribution on an experimental glass-ionomer cement. **Dent Mater**, 2004/In press/ Disponível na Internet: www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema.
54. RUEGGERBERG, F. A. Substrate for adhesion testing to tooth structure: review of the literature. **Dent Mater**, v.7, n.1, p.2-10, Jan. 1991.
55. SAFAR J. A.; DAVIS, R. D.; OVERTON, J. D. Effect of saliva contamination on the bond of dentin to resin-modified glass-ionomer cement. **Oper Dent**, v.24, n.6, p.351-57, Nov./Dec. 1999.
56. SIDHU, S. K.; WATSON, T. F. Fluid permeability and other interfacial characteristics of light-cured glass-ionomer restorations. **J Dent Res**, v.73, p. 183, 1994./Abstract 651/
57. SIDHU, S. K.; WATSON, T. F. Failure mechanism of a new modified glass-ionomer bonding system. **J Dent Res**, v.76, n.5, p. 1156, 1997. /Abstract 22/.
58. SIDHU, S. K.; WATSON, T. F. Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer cements. **J Dent Res**, v.77, n.9, p. 1749-59, Sept. 1998.
59. SIDHU, S. K. et al. The morphology and stability of resin-modified glass-ionomer adhesive at the dentin/resin-based composite interface. **Amer J Dent**, v.15, n.2, p.129-36, Apr. 2002.
60. SKINNER, E. W.; MIZERA, G. T. Condensation of amalgam with ultrasonic vibration, **J Prosthet Dent**, v.8, n.1, p.183-94, Jan. 1958.

61. SMITH, D. C. A new dental cement. **Br Dent J**, v. 124, n.9, p.381-4, Nov. 1968.
62. SUDSANGIAM, S.; van NOORT, R. Do dentin bond strength testes serve a useful purpose? **J Adhes Dent**, v.1, n.1, p.57-67, Spring 1999.
63. TANUMIHARJA, M.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. Microtensile bond strengths of glass ionomer (polyalkenoate) cements to dentine using four conditioners. **J Dent**, v.28, n.5, p.361-6, July 2000.
64. TAY, F. R. et al. Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. **J Adhes Dent**, v.3, n.2, p.153-67, Summer 2001.
65. TOWLER, M. R., CROWLEY, C. M, HILL R. G. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cement, Part 1 Postulated Modalities. **J Mater Sci Lett**, v. 22, p.539-41, 2003.
66. TOWLER, M. R. et al. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass ionomer cements, using nano-indentation techniques. **Biomaterials**, v. 22, n.11, p. 1401–6, June 2001.
67. TOWLER, M. R. et al. The effects of ultrasonically setting glass ionomer cement. **J Dent Res** 2004. Trabalho apresentado na General Session & Ehibition of the IADR/ AADR/CADR, Honolulu, HI, 2002.Disponível na Internet: http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_38289.htm.
68. TWOMEY, E. et al. Investigation into the ultrasonic setting of glass ionomer cements.Part II: setting times and compressive strengths. **J Mater Sci Lett**, v. 39, p.4631-2, 2004.

69. van DIJKEN, J. W. V. Four-year evaluation of the effect of 10% polyacrylic acid or water rinsing pretreatment on retention of glass polyalkenoate cement. **Eur J Oral Sci**, v.104, n.1, p.64-6, Feb. 1996.
70. van DUINEN, R. N. B. Early and long-term wear of "Fast-set" conventional glass-ionomer cements. **Dent Mat**, 2005. /In press/ Disponível na Internet: www.intl.elsevierhealth.com/journals/dema.
71. WATSON, T.F. A confocal microscopic study of some factors affecting the adaptation of a light-cured glass-ionomer to tooth tissue. **J Dent Res**, v.69, n.8, p.1531-8, Aug. 1990.
72. WATSON, T. F, BILLINGTON, R. W., WILLIAMS, J. A. The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: a confocal optical microscope study. **Amer J Dent.**, v.4, n.6, p.303-10, Dec. 1991.
73. WATSON, T. F. et al. Confocal microscopic observation of structural changes in glass-ionomer cements and tooth interfaces. **Biomaterials**, v.19, n.6, p.581-8, Mar. 1998.
74. WELLS, P. N. T. **Biomedical ultrasonics**. London Academic, 1077 *apud* LAIRD, W. R. E.; WALMSLEY, A. D. Ultrasound in dentistry. Part 1: biophysical interactions. **J Dent**, v.19, p.14-7, 1991.
75. WILLIAMS, J. A, BILLINGTON, R. W. Changes in compressive strength of glass ionomer restorative materials with respect to time periods of 24 h to 4 months. **J Oral Rehabil**, v.18, n.2, p.163-8, Mar. 1991.
76. WILSON, A. D.; KENT, B. E. The glass-ionomer cement: a new translucent dental filling material. **J Appl Chem Biotechnol**, v.2, p.313, 1971.

77. WILSON, A. D.; PROSSER, H. J.; POWIS D. R. Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. **J Dent Res**, v.62, n.5, p.590-2, May 1983.
78. XIE D. et al. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. **Dent Mater**, v.16, n.2, p.129-38, Mar. 2000.
79. ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.19, p.515-30, 1965 apud KLEVERLAAN, C. J.; VAN DUINEN, R. N. B.; FEILZER, A. J. Mechanical properties of glass ionomer cements affected by curing methods. **Dent Mater**, v. 20, n.1, p. 45–50, Jan. 2004.
80. ZACH, L.; MORRISON, A.; COHEN, G. Ultrasonic cavity preparation: histopathologic survey of effects on mature and developing dental tissues. **J Am Dent Assoc**, v.59, n.1, p.45-55, July 1959 apud BALAMUTH, L. Ultrasonics and dentistry. **Sound**, v.2, n.2, p. 15–9, Mar./Apr. 1963.
81. YOSHIDA, Y. et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. **J Dent Res**, v.79, n.2, p.709-14, Feb. 2000.

ABSTRACT

Abstract

Tensile Bond Strength of Glass Ionomer Cements After Sonication

The aim of this study was to evaluate the influence of ultrasonic irradiation on the bond strength to dentin of glass-ionomer cements: conventional (Fuji II-a, Ketac-Fil Plus-b), resin-modified (Fuji II LC Improved-c, Photac-Fil Quick Aplicap-d) and high-viscosity (Ketac Molar-e). Fifty human molars were sectioned, embedded in epoxy resin with buccal or lingual surfaces exposed and grounded to obtain flattened dentin. An inverted truncated cone central orifice matrix was built with bovine tooth and positioned against the dentin. In the control groups materials were just inserted in the matrix. The sonication excitation was applied for 15 seconds on the matrix and on the material (test groups). Specimens were stored in deionized water for 24 hours at 37°C and then submitted to bond strength tests. Data were analyzed by two-way ANOVA and Tukey tests. The mean (SD) bond strengths in MPa for the control groups were: a: 2.21 (0.53); b: 1.85 (0.5); c: 8.65 (2.46); d: 5.93 (1.77) and e: 2.10 (0.57). The results for the test groups were: a: 3.33 (0.96); b: 2.19 (0.64); c: 9.95 (2.79); d: 6.10 (1.41) and e: 2.65 (0.75). Ultrasonic irradiation increased the tensile bond strength of all tested cements. There were no differences statistically significant between conventional and high-viscosity cements. There were differences statistically significant among resin-modified and the other cements. Fuji II LC was statistically better than Photac-Fil. Ultrasonic excitation improved the bond strength of glass ionomer cement to dentin after 24 hours.