

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA**

**ANADELIA BORGES SOARES
CIRURGIÃ - DENTISTA**

**EFEITO DA UMIDADE RELATIVA NA ESTABILIDADE
DIMENSIONAL DE DIFERENTES MATERIAIS
RESTAURADORES.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do **TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS - ÁREA MATERIAIS DENTÁRIOS.**

Orientador: Prof. Dr. MARIO FERNANDO DE GOES

Piracicaba

1997

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA**

**ANADELIA BORGES SOARES
CIRURGIÃ - DENTISTA**

**EFEITO DA UMIDADE RELATIVA NA ESTABILIDADE
DIMENSIONAL DE DIFERENTES MATERIAIS
RESTAURADORES.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do **TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS - ÁREA MATERIAIS DENTÁRIOS.**

Piracicaba

1997

*Este exemplar
foi devidamente
corrigido, conforme
resolução CERP/036/83
25/09/97
A/25025 -*

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	TIUMICAMP
	So Me
V. Ex.	
TOMADO DE	31994
FAP	284/94
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	12/11/94
N.º CPD	

CM-00102674-5

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

Solle

Soares, Anadelia Borges.

Efeito da umidade relativa na estabilidade dimensional de diferentes materiais restauradores / Anadelia Borges Soares. - Piracicaba : [s.n.], 1997.

135f. : il.

Orientador : Mario Fernando de Goes.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Cimentos dentários. 2. Resinas dentárias. 3. Umidade atmosférica. 4. Dimensões. I. Goes, Mario Fernando de. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

19.CDD - 617.695
- 389.1

Índices para o Catálogo Sistemático

1. Materiais dentários
2. Metrologia

617.695
389.1



UNICAMP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de **Mestrado**, em sessão pública realizada em 11/09/97, considerou o candidato aprovado.

1. Mário Fernando de Goes

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Mário Fernando de Goes", written over a horizontal line.

2. Simonides Consani

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Simonides Consani", written over a horizontal line.

3. Ana Maria Razaboni

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Ana Maria Razaboni", written over a horizontal line.

Dedico este trabalho

À **Deus**, que com seu infinito Amor e Sabedoria permitiu-me chegar até aqui.

Aos meus pais, **Luiz e Teresinha**, que com amor, dedicação e incentivo possibilitaram a realização deste sonho, e a quem passo todos meus méritos.

Às minhas irmãs, **Cristiane e Andresa**, pelo companheirismo, carinho e amor prestados durante todas as etapas de minha vida.

Ao meu namorado **Renan**, pelo amor, incentivo e compreensão dispensados neste período.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. **SIMONIDES CONSANI**, Titular da Área de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela amizade, incentivo e atenção prestadas durante o Curso, assim como pelo conhecimento científico e sugestões, que possibilitaram a realização deste trabalho e a minha formação científica.

Meus sinceros agradecimentos.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. **MARIO FERNANDO DE GOES,**

Livre Docente da Área de Materiais Dentários, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pelo estímulo, amizade e solicitude dispensados no decorrer do Curso, e pela seriedade científica que possibilitou orientação precisa na realização deste trabalho e em minha formação científica.

Meus sinceros agradecimentos.

AGRADECIMENTOS

À Profa. Dra. Marinéia de Lara Haddad, do Departamento de Entomologia da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz”- USP, e ao Prof. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP; pelo auxílio na elaboração da análise estatística.

Aos Professores da Área de Materiais Dentários, Prof. Dr. Luiz Antônio Runhke, Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho e Prof. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, pelos conhecimentos transmitidos durante o Curso de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. Elliot Watanabe Kitajima, coordenador do Núcleo de Apoio à Pesquisa (NAP) em Microscopia Eletrônica da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz”- USP, pela utilização do referido núcleo, que possibilitou a elucidação científica deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Mário Tomazello Filho, do Departamento de Ciências Florestais da Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz”- USP, pela concessão da ocular micrométrica com tambor graduado e escala móvel (Ernest Leitz GMBH Wetzlar).

Ao colega de mestrado, Engenheiro Marcos Blanco Cangiani, técnico da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela documentação fotográfica e pela colaboração técnica na formatação e digitação deste trabalho.

À bibliotecária Sra. Sueli Duarte de Oliveira Soliani, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela orientação na revisão e na referência bibliográfica.

À Sra. Selma A. Barbosa Segalla e a Fabiana D' Agostino Colombini, funcionárias da Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, pela amizade e auxílio prestados no decorrer do curso.

À Companhia 3M pelo fornecimento do material utilizado neste estudo.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - CNPq - pela concessão da bolsa de estudos que possibilitou a realização do Curso de Pós-Graduação.

Aos colegas de Pós-Graduação, pela amizade, convívio e conhecimentos trocados durante o Curso.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

As pessoas sem imaginação podem ter tido as mais incríveis aventuras, podem ter visitado as terras mais estranhas. Nada lhes ficou. Nada lhes sobrou. Uma vida não basta apenas ser vivida. Também precisa ser sonhada!

Mário Quintana

SUMÁRIO

1 - LISTA.....	1
1.1 - Lista de Tabelas.....	2
1.2 - Lista de Figuras.....	4
1.3 - Lista de Siglas e Abreviaturas.....	5
2 - RESUMO.....	7
3 - INTRODUÇÃO.....	10
4 - REVISÃO DA LITERATURA.....	14
5 - PROPOSIÇÃO.....	76
6 - MATERIAIS E MÉTODO.....	78
6.1 - Materiais.....	79
6.2 - Método.....	82
6.2.1 - Obtenção dos corpos-de-prova.....	82
6.2.2 - Mensuração da interface material restaurador-matriz metálica em Microscopia Óptica	85
6.2.3 - Análise da interface material-matriz metálica em Microscopia Eletrônica de Varredura.....	87
7 - RESULTADOS.....	88
7.1 - Análise da dimensão das fendas em Microscopia Óptica.....	89
7.2 - Análise das réplicas dos corpos-de-prova em Microscopia Eletrônica de Varredura.....	95
8 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	99
9 - CONCLUSÃO.....	110
10 - SUMMARY.....	112
11 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	114
12 - APÊNDICE.....	124

1 - LISTA

LISTA DE TABELAS

Tabela	Folha
01. Materiais usados no estudo	82
02. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vidrion R em ambiente de 50% de U.R. (μm).	126
03. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vidrion R em ambiente de 80% de U.R. (μm).	126
04. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Chelon Fil em ambiente de 50% de U.R. (μm).	127
05. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Chelon Fil em ambiente de 80% de U.R. (μm).	127
06. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vitremer em ambiente de 50% de U.R. (μm).	128
07. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vitremer em ambiente de 80% de U.R. (μm).	128
08. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Compoglass em ambiente de 50% de U.R. (μm).	129
09. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Compoglass em ambiente de 80% de U.R. (μm).	129

10. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Dyract em ambiente de 50% de U.R. (μm). 130
11. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Dyract em ambiente de 80% de U.R. (μm). 130
12. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Z 100 em ambiente de 50% de U.R. (μm). 131
13. Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Z 100 em ambiente de 80% de U.R. (μm). 131
14. Análise de variância para os valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos dois ambientes estudados (50 e 80% de U.R.). 91
15. Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais (μm). 92
16. Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador, nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 50% de U.R. (μm). 93
17. Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 80% de U.R. (μm). 94
18. Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais nos ambientes de 50% e 80% de U.R. (μm). 95

LISTA DE FIGURAS

Figura	Folha
1. Matriz metálica circular (A) utilizada para conter o material restaurador Vidrion R (B).	84
2. Interface (A) formada entra a matriz metálica circular (B) e o material restaurador Vidrion R (C).	86
3. Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais.	92
4. Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 50% de U.R.	93
5. Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 80% de U.R.	94
06. Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 50% e 80% de U.R.	95
07. Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A)-Vidrion R (B) em ambiente de 50% de U.R. (500 X).	97
08. Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A)-Vidrion R (B) em ambiente de 80% de U.R. (500 X).	97
09. Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A)-Chelon Fil (B) em ambiente de 50% de U.R. (500 X).	98
10. Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A)-Chelon Fil (B) em ambiente de 80% de U.R. (500 X).	98
11. Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A)-Dyract (B) em ambiente de 50% de U.R. (500 X).	99
12. Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A)-Dyract (B) em ambiente de 80% de U.R. (500 X).	99

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

Abreviaturas	e	Significado
%		- por cento
°		- grau
°C		- grau Celsius
°F		- grau Fahrenheit
>		- maior
=		- igual
x		- por
&		- e
±		- mais ou menos
µm		- micrometro
Al ⁺³		- alumínio
nº.		- número
AlF ₂ ⁺		- fluoreto de alumínio
Al ₂ O ₃		- óxido de alumínio
<i>Apud</i>		- em
BIS-GMA		-bisfenol - A glicidil metacrilato
cm/min		- centímetro por minuto
Ca ⁺²		- cálcio
CaF ₂		- fluoreto de cálcio
Ca(OH) ₂		- hidróxido de cálcio
cap		- capsule
et al.		- et alli (e outros)
F ⁻		- íon fluoreto
Fig.		- figura
G.L.		- grau de liberdade
g/m ³		- gramas por metro cúbico
HEMA		- hidroxietil metacrilato

I.S.O.	- International Standard Organization
kg	- quilograma
LC	- Light Cure
M.E.V.	- microscopia eletrônica de varredura
mm	- milímetro
mm/Hg	- milímetro por Hg
mm / min	- milímetro por minuto
mW / cm ²	- miliwatt por centímetro quadrado
nm	- nanometro
Q.M.	- quadrado médio
S.Q.	- soma dos quadrados
TEGDMA	- trietileno glicol dimetacrilato
U.A.	- umidade absoluta
U.R.	- umidade relativa
U.S.	- umidade de saturação

2 - RESUMO

2 - RESUMO

EFEITO DA UMIDADE RELATIVA NA ESTABILIDADE DIMENSIONAL DE DIFERENTES MATERIAIS RESTAURADORES

Os cimentos de ionômero de vidro são dependentes do equilíbrio hídrico e apresentam contração durante a reação de geleificação. O propósito deste estudo foi avaliar o efeito da umidade relativa (U.R.) na estabilidade dimensional dos cimentos restauradores ionoméricos Vidrion R (SS White) e Chelon Fil (ESPE), modificados por resina (Vitremer-3M), duas resinas modificadas por poliácidos (Compoglass/ Vivadent e Dyract /Dentsply) e a resina composta Z100 (3M). Os corpos-de-prova foram obtidos em matrizes metálicas circulares medindo 6 mm de diâmetro por 2 mm de espessura. Foram confeccionados dez corpos-de-prova para cada material, sendo cinco deles em ambiente controlado à temperatura de $23^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e $50 \pm 5\%$ de U.R. e os outros cinco à mesma temperatura e à umidade relativa de 80%. Os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes. Logo após os procedimentos de confecção, os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C e 100% de U.R., durante uma hora. Decorrido o tempo de armazenagem, a interface matriz metálica-material restaurador foi mensurada através de uma ocular micrométrica com tambor graduado acoplada na objetiva de um fotomicroscópio. Os valores obtidos foram submetidos a análise de variância e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância. Os materiais Vidrion R e Chelon Fil apresentaram valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador significativamente maiores no ambiente de 50% de U.R, em relação ao ambiente com 80% de U.R. Os valores apresentados pelos demais materiais não diferiram estatisticamente entre si ($p > 0,05$) e foram inferiores aqueles dos cimentos

Vidrion R e Chelon Fil. Os valores médios das fendas apresentados por todos os materiais foram significativamente diferentes entre si ($p < 0,05$) nos ambientes de 50% ou 80% de U.R. na seguinte ordem decrescente: Vidrion R > Chelon Fil > Z100 > Vitremer > Compoglass > Dyract. Todos os materiais apresentaram fendas, independentes da composição e umidade relativa.

Palavras-Chave: cimentos de ionômero de vidro-resina composta
alteração dimensional
umidade relativa
interface matriz-material

3 - INTRODUÇÃO

3 - INTRODUÇÃO

O desenvolvimento do cimento de ionômero de vidro por Wilson & Kent em 1972⁵², anunciou uma nova era na Odontologia Restauradora. Este cimento foi introduzido com a finalidade de combinar as propriedades de resistência, rigidez e liberação de flúor do pó vítreo do cimento de silicato com a biocompatibilidade e adesividade do ácido poliacrílico usado para formar o cimento de policarboxilato de zinco^{7,44}. O cimento de ionômero de vidro trouxe vantagens como maior resistência à tração diametral; maior resistência ao ataque ácido e ao manchamento; melhor adesão às bases metálicas e ao esmalte humano; e biocompatibilidade em relação ao seu precursor, cimento de silicato⁵². Como primeiro material restaurador a ter união por meios químicos ao esmalte e à dentina, reduziu assim, a necessidade de se realizar retenções mecânicas nos dentes³⁷. Como benefício adicional, possui a propriedade de liberar continuamente íons flúor durante toda a vida da restauração diminuindo desta maneira a susceptibilidade das estruturas do dente às cáries.^{35,37}

A composição básica do cimento de ionômero de vidro é formada por pó vítreo de flúor-alumino-silicato e solução aquosa de ácido poliacrílico, ácido itacônico e ácido tartárico.⁴⁴ Como forma de diminuir a viscosidade do líquido, os ácidos poliacrílicos incorporados ao pó por liofilização, reagem com a água ou solução aquosa de ácido tartárico durante o procedimento de aglutinação do material⁴⁴. Dessa forma, o cimento de ionômero de vidro precisa da água para que ocorra a reação de geleificação, que continua por no mínimo 24 horas⁵¹ e, provavelmente, por mais tempo³⁷. Assim, estes cimentos são muito sensíveis à umidade^{5,43} e à dessecação^{5,37}, necessitando proteção superficial^{19,35,48,49,55} durante este período. Com a finalidade de superar estes inconvenientes, foram adicionadas ao líquido do cimento^{5,35,43,44,51} pequenas quantidades de

componentes resinosos (HEMA e BIS-GMA) e de fotoiniciadores. Para estes tipos de cimento ocorre a reação convencional do tipo ácido-base e a de suplementação pela reação de fotopolimerização^{5,35,43,44,51}, onde a ativação por luz visível comanda a polimerização do material e protege a reação ácido-base dos problemas do balanço hídrico, estabilizando a geleificação³⁵ e aumentando o tempo de trabalho⁴³. Esta categoria de material tem sido classificada como ionômero de vidro modificado por resina^{30,36}. Recentemente foi introduzida uma nova classe do material, onde os componentes essenciais (flúor-alumino-silicato solúveis em um ácido polimérico) estão presentes em quantidades insuficientes para promover reação do tipo ácido-base e concentração de substâncias monoméricas suficientes para viabilizar a polimerização do material pela luz visível. Em função disso, esses produtos foram denominados de resinas modificadas por poliácidos^{30,36}. Em geral, os produtos ionoméricos modificados por resina ou resinas modificadas por poliácidos apresentaram propriedades físicas inferiores as das resinas compostas^{4,25} e superiores aos cimentos de ionômero de vidro convencionais (resistência à compressão^{2,32,43}, à tração diametral^{2,24,32,43,51,56}, de união à dentina³², à resina composta⁴³, ao reparo¹⁶; flexibilidade³⁴, resiliência^{22,34}, dureza^{22,43,51}, resistência à abrasão^{35,43}, módulo de elasticidade⁵¹, resistência de adesão ao esmalte⁴³ e resistência flexural⁴³). Existem ainda outras melhorias que não dizem respeito às propriedades físicas como liberação de flúor, menor solubilidade^{35,43,51}, maior translucidez^{35,51} e maior estabilidade de cor³⁵.

Tem sido estabelecido por inúmeros autores^{5,37,43,44,48,49} que os cimentos de ionômero de vidro convencionais são sensíveis ao equilíbrio hídrico durante a reação de geleificação⁵ levando à rachaduras^{4,14,15,27,31,47,49}, ao manchamento superficial^{1,26,41} da restauração e às alterações dimensionais^{20,31,53,54,55} que poderiam causar desunião à estrutura dental. Por outro lado, é de conhecimento universal que os componentes monoméricos contidos nas novas classes dos materiais

ionoméricos contraem^{4,6,31} durante a polimerização e possuem maior coeficiente de expansão térmica⁴³. Dessa forma, a contração de polimerização e a diferença no coeficiente de expansão térmica entre a estrutura do dente e o ionômero de vidro modificado podem ocasionar uma adesão inadequada às paredes cavitárias ou o rompimento da união na interface dente/restauração com conseqüente microinfiltração^{1,4,11}.

Assim sendo, o objetivo deste estudo foi avaliar “in vitro” a estabilidade dimensional dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, modificados por resina, resinas modificadas por poliácidos e resina composta sob a influência da umidade relativa durante a reação de presa.

4 - REVISÃO DA LITERATURA

4 - REVISÃO DA LITERATURA

WILSON & KENT⁵², em 1972, reportaram o desenvolvimento de um novo sistema de cimento odontológico baseado na reação de presa entre o pó vítreo de alumino-silicato com soluções aquosas de polímeros e copolímeros do ácido acrílico. O sistema foi chamado genericamente de cimento de ionômero de vidro e o nome trivial de ASPA para os materiais experimentais preparados em laboratório. A intenção dos autores foi desenvolver um material para uma variedade de aplicações odontológicas, tais como: restaurações de dentes anteriores, erosões cervicais, propósitos gerais da cimentação e forradores cavitários. A reação ácido-básica ocorre entre o pó e o líquido e após a mistura é formado um sal hidratado. Os prótons hidratados do líquido penetram na superfície das partículas do pó, deslocando cátions (Al^{+3} e Ca^{+2}) e degradando a cadeia de alumino-silicato para uma sílica gel hidratada. Cátions simples ou na forma de complexos fluoretados, migram para a fase aquosa do cimento, onde são formadas pontes metálicas, produzindo assim, as ligações cruzadas e transformando a fase aquosa em um gel que após geleificação torna-se uma massa amorfa. A formação do cimento de ionômero de vidro resultou em uma série de vantagens em relação ao precursor cimento de silicato, como a maior resistência à tração diametral, maior resistência ao ataque ácido e ao manchamento, melhor adesão às bases metálicas e ao esmalte humano e ser menos irritante à polpa dental.

TUBELIS & NASCIMENTO⁴⁶, em 1980, estudaram a umidade do ar e os fatores relacionados a ela. Conceituaram umidade do ar como sendo a água na fase de vapor que existe na atmosfera. Quanto maior a temperatura, maior é a capacidade do ar em reter vapor d'água. Umidade relativa do ar foi definida como a relação percentual entre a concentração

de vapor d'água existente no ar e a concentração de saturação, na pressão e temperatura em que o ar se encontra. Uma forma de expressar a concentração do vapor de água é através da umidade absoluta, que é expressa pela massa de vapor d'água existente na umidade de volume de ar.

$$d = 288 \frac{e}{t+273}$$

onde: d = umidade absoluta (g/m^3); t = temperatura do ar ($^{\circ}\text{C}$) e e = tensão de vapor d'água (mm Hg).

Usando-se a equação acima, o valor da tensão de saturação de vapor d'água, obtém-se a umidade absoluta na saturação (d_s), cujos valores estão mostrados em uma tabela específica de umidade absoluta do ar em condição de saturação (g/m^3). Portanto, usando-se os conceitos de tensão de vapor e umidade absoluta, a umidade relativa do ar pode ser expressa como:

$$f = 100 \frac{e}{e_s} = 100 \frac{d}{d_s}$$

onde: f = umidade relativa (g/m^3); e = tensão de vapor d'água (mmHg); e_s = tensão de saturação (mmHg); d = umidade absoluta (g/m^3) e d_s = umidade absoluta de saturação (g/m^3).

A umidade do ar é medida normalmente através de psicrômetro e higrômetros e registrada por higrógrafos. O psicrômetro é um instrumento constituído basicamente por dois termômetros comuns. Um dos termômetros do psicrômetro fornece a temperatura do ar t. O segundo termômetro é coberto com uma gaze ou cadarço de algodão, que deve ser umedecido com água destilada, constituindo-se no termômetro de bulbo

úmido. Existem tabelas psicrométricas, que fornecem a umidade relativa do ar em função da temperatura do termômetro de bulbo úmido e da depressão psicrométrica.

Em 1980, **HORNSBY**²¹ examinou os fatores que influenciavam o movimento da água dos cimentos de ionômero de vidro e a sua relação com a estabilidade dimensional e propriedades mecânicas. As pastas de cimento recém-aglutinadas foram inseridas em matrizes de aço inoxidável com 12 mm de comprimento por 6 mm de diâmetro, seguindo a recomendação britânica para cimentos de silicato e silicofosfato, para obtenção de amostras que serviram para ensaios de contração e resistência à compressão. Os efeitos de tempo de presa, relação pó/líquido e umidade do meio, no movimento da água e propriedades mecânicas, foram determinados seguindo os seguintes procedimentos: conjuntos duplos de cilindros de cimentos foram armazenados a 100% de umidade relativa (20⁰C) por 5 e 30 minutos; 3, 24, 168 horas (uma semana) e 672 horas (quatro semanas) antes da dessecação. Os valores da perda de peso e da contração foram calculados pela subtração do peso inicial e dimensões das amostras no momento da remoção dos respectivos moldes. Para ter certeza se os efeitos da contração devido ao movimento de água eram reversíveis, as amostras foram submetidas novamente a saturação em 100% de U.R. (20⁰C) seguido o mesmo período de dessecação. Outras amostras preparadas foram geleificadas por uma hora a 100% de U.R. e armazenadas a 80% de U.R. (20⁰C) por sete dias. Alterações dimensionais no final deste período foram registradas. Outra série de amostras, após geleificação por uma hora a 100% de U.R. e 20⁰C, foram colocadas em dissecadores mantidos em umidade relativa entre 0 e 100% a 20⁰C. A armazenagem foi mantida até que as medidas do peso e das dimensões alcançassem equilíbrio higrométrico com o meio (aproximadamente sete dias). Cinco amostras

armazenadas em cada ambiente foram então comprimidas até a fratura em uma máquina Instron, usando velocidade de 0,51 mm/min. A resistência à compressão e o módulo de elasticidade foram calculados. Estes procedimentos foram repetidos em amostras envelhecidas a 100% de U.R. (20^oC) por seis semanas, antes da exposição aos ambientes de U.R. variados. Os autores concluíram que a contração dos cimentos de ionômero de vidro foi determinada inicialmente pela evaporação da água proveniente da matriz e severidade das condições de secagem em que os cimentos foram expostos (ambientes de U.R. com menos do que 80% a 20^oC). Cimentos envelhecidos mostraram maior estabilidade dimensional devido a sua hidratação progressiva e concomitante desenvolvimento da resistência da matriz. Menos do que a metade da contração inicial por dessecação nos cimentos foi recuperável com a subsequente saturação, em razão do possível aumento no número de ligações cruzadas na matriz durante o período de dessecação. Para os cimentos que geleificaram em ambientes de elevada umidade relativa, a contração volumétrica reduziu linearmente com o aumento do conteúdo de partículas vítreas que não reagiram. Alterações volumétricas na matriz do material foram responsáveis pela redução significativa nas propriedades mecânicas dos cimentos que foram mantidos em condições de dessecação. Provavelmente, produzidos pela formação de micro-rachadura nos limites partícula-matriz.

OMETTO³⁹, em 1981, estudou a umidade do ar e os fatores ligados a ela. Definiu o vapor d' água como um dos constituintes do ar atmosférico e que é variável em quantidade, de acordo com a disponibilidade de água no local e a energia do meio. O volume de vapor de água é determinado pela temperatura do ambiente, pois a capacidade de contenção do vapor d'água na atmosfera é função da temperatura do ar.

Conceituou umidade absoluta como sendo a massa de vapor d'água que no instante existe neste volume de ar estudado.

$$U.A. = \frac{m_v}{V} \quad \text{onde: U.A. = umidade absoluta (g/m}^3\text{)}$$

$$m_v = \text{massa de vapor estudado (g)}$$

$$V = \text{volume estudado (m}^3\text{)}$$

Para a determinação do vapor d'água em um local qualquer, utiliza-se dois termômetros absolutamente iguais, sendo que um deles tem o bulbo constante. Já a umidade relativa é definida como sendo a relação entre o teor de vapor de água que o ar contém e o teor máximo que poderia conter, à temperatura ambiente. É realmente, o quanto por cento que existe de vapor d'água em relação ao máximo que poderia existir naquela temperatura. Umidade relativa pode ser calculada pela seguinte fórmula:

$$U.R. = \frac{U.A.}{U.S.} \times 100 \quad \text{onde: U.R. = umidade relativa (g/m}^3\text{)}$$

$$U.A. = \text{umidade absoluta (g/m}^3\text{)}$$

$$U.S. = \text{umidade de saturação (g/m}^3\text{)}$$

A umidade de saturação expressa o número de gramas de vapor d'água em condições de saturação por metro cúbico.

$$U.S. = \frac{288 \times e_s}{273 + T} \quad \text{onde: U.S. = umidade de saturação (g/m}^3\text{)}$$

$$e_s = \text{tensão de saturação (mmHg)}$$

$$T = \text{temperatura (K)}$$

Em 1981, **MOUNT**³⁷ estudou os requisitos básicos para o sucesso com restauração de ionômero de vidro. Para tanto ele relatou algumas propriedades básicas do cimento. Descreveu então que o cimento de ionômero de vidro foi o primeiro material restaurador que aderiu por meios químicos ao esmalte e à dentina, reduzindo então a necessidade de retenções mecânicas dentro da estrutura dental e ao mesmo tempo proporcionando uma margem completamente selada. A reação de presa continua por no mínimo 24 horas e provavelmente por muito mais tempo. O cimento é fortemente hidrofílico na primeira hora e também desidrata facilmente se deixado exposto ao ar, contraindo-se e rachando-se rapidamente. Isto leva à uma superfície da restauração susceptível ao manchamento e ao desenvolvimento de esforços nas uniões iônicas recém-formadas proporcionando uma perda da adesão. Então, torna-se necessário o uso de um agente protetor para impedir que isto ocorra. À semelhança do cimento de silicato as partículas vítreas do pó contêm íons flúor que estão disponíveis para reduzir a susceptibilidade às cáries. Esses cimentos têm baixa resistência à tração e ao cisalhamento, assim somente devem ser usados em área não submetidas à carga oclusal. Portanto, as indicações precisas são em classe V com erosões, abrasões ou lesões cariosas; classe III com lesões cariosas e como selantes de fósulas e fissuras.

BAUSH et al.⁶, em 1982, relataram que a contração que ocorre no estágio inicial da polimerização das resinas não tem relevância clínica, pois a pressão exercida na matriz compensa essa contração. Já a contração que ocorre no momento da polimerização (aproximadamente no final do tempo de trabalho), denomina-se contração rígida e é relevante clinicamente. Esses autores investigaram a influência da armazenagem, das condições testes e da proporção de mistura na contração rígida de algumas resinas compostas, medidas com um dilatômetro de mercúrio

modificado por De Gee et al. As resinas quimicamente ativadas foram misturadas manualmente e as resinas ativadas fisicamente foram polimerizadas por fotoativação. Amostras de material foram inseridas no mercúrio e as alterações volumétricas foram registradas por um transdutor. O início da contração de presa rígida no momento da polimerização a 30°C foi registrado por meio de um reômetro e também por meio de um aparelho descrito por Wilson, no qual uma lâmina de aço foi usada. Com este arranjo foi possível calcular a contração rígida das resinas compostas. Já a contração de polimerização volumétrica não restrita foi medida antes da geleificação por meio de um dilatômetro. Para os materiais fotoativados, o registro da contração de polimerização começou antes do início da ativação. No momento da contração livre há a liberação de esforços induzidos somente se o material possuir plasticidade suficiente para que haja escoamento. Isto só não acontece quando existe impedimento produzido pelo desenho da cavidade e/ou pela união às paredes cavitárias. O dentista deve então escolher entre um material resistente e com polimerização adequada mas com contração relativamente alta ou uma resina composta menos polimerizada e com menor contração. No primeiro caso, a resistência pode desintegrar-se por esforço interno e, no segundo caso, por falta de coesão interna. Aproximadamente 90% da contração rígida ocorre dentro da primeira hora de polimerização.

Em 1984, **DAVIDSON & DE GEE**¹⁴, investigaram o escoamento de duas resinas compostas durante o estágio mais precoce da presa, ou seja, a fase em que a maior parte da contração ocorre. Relataram que o material que contrai sob condições de restrição, no caso de adesão à parede cavitária, pode deslocar-se ou perder sua união com a estrutura dental. O resultado disto são margens fraturadas ou restaurações perdidas. Portanto, se a geleificação ocorrer gradualmente, o material

poderia liberar os esforços gerados na contração, sem prejudicar a estrutura e as uniões adesivas. Neste estudo foram usadas duas resinas compostas ativadas quimicamente misturadas seguindo as instruções dos fabricante a $24^{\circ}\text{C} \pm 10^{\circ}\text{C}$. A contração de polimerização volumétrica livre foi medida com um dilatômetro modificado como descrito por De Gee et al. A fim de estudar o escoamento no momento da geleificação, um molde especial em formato de haltere foi utilizado. Este foi conectado a um tensilômetro que registrou os esforços gerados na contração desde o início da geleificação até 45 minutos. Os materiais foram permitidos contrair sob duas condições: restrita ou não restrita. Os autores conceituaram contração rígida como sendo aquela que ocorre no momento da geleificação. A contração que acontece antes do momento da geleificação não tem relevância clínica. Já a contração rígida tem recebido muita atenção na Odontologia e é frequentemente apontada como a causa de defeitos marginais. Pode-se concluir que a contração ocorrida tanto em um meio restritivo, quanto em um meio não restritivo foi compensada pelo escoamento do material.

Em 1985, **PHILLIPS & BISHOP**⁴¹ avaliaram os efeitos da contaminação pela umidade na superfície do material geleificado e o tempo decorrido até que o cimento desenvolva sua reação de presa suficientemente. Relataram que uma superfície rígida é produzida somente após a formação do policarboxilato de alumínio, e este estágio não ocorre até que no mínimo 30 minutos tenham decorridos após a mistura. Três cimentos de ionômero de vidro foram utilizados: Fuji Ionomer tipo II (GC Dental Industrial Corp.), ASPA (AD International Ltda) e Ketac (Espe Fabrik Pharmazeutscher). Discos de cimento de ionômero de vidro foram obtidos a partir de moldes que consistiam de perfurações hemiesféricas de 5 mm de diâmetro por 3 mm de profundidade. Para a avaliação da contaminação pela umidade, os discos foram deixados nos

moldes cobertos por uma tira matriz, em um estufa a 37 °C por 5, 10, 15, 20, 30, 60, 120, ou 240 minutos após o início da mistura. Decorrido este tempo, a tira matriz foi removida e as amostras foram posicionadas em uma solução de cloreto de potássio (0,9%) a 37°C. As amostras foram examinadas a olho nu, com o auxílio de um esteriomicroscópio e de um colorímetro. Este estudo "in vitro" sugeriu que os vários materiais não deveriam ser expostos à umidade para os seguintes intervalos de tempo após a mistura: 30 minutos para o cimento Fuji Ionomer tipo II, 20 minutos para o cimento ASPA e 10 minutos para o cimento Ketac. O exame a olho nu, mostrou que ocorreu um lixiviamento e um esbranquiçamento da superfície dos cimentos de ionômero de vidro em períodos diferentes para cada cimento estudado. Já o exame pelo esteriomicroscópio revelou que a contaminação pela umidade provocou áreas rugosas e calcáreas, sendo mais pronunciadas para o cimento Fuji Ionomer tipo II e menor para o cimento Ketac.

Em 1985, **JENSEN & CHAN**²³ estudaram a contração de polimerização e a microinfiltração. Relataram o advento das resinas compostas posteriores com maior quantidade de partículas de carga adicionadas com o intuito de diminuir o desgaste. Isso leva a uma diminuição na matriz polimérica resinosa, diminuindo assim, a quantidade de contração no ato da polimerização. Essas partículas de carga têm um alto módulo de elasticidade e tendem a minimizar a contração. Entretanto elas não previnem o desenvolvimento de esforços internos dentro do material. Esses esforços causam micro-rachaduras no esmalte, fendas marginais entre a restauração e as paredes cavitárias do preparo, microinfiltração e dor pós-operatória. As fendas ocorrem nas superfícies dentinárias quando não existe aderência da resina composta à dentina, mas em presença de um adesivo dentinário a resina composta escoa durante a polimerização e ocorre boa adaptação. Após a ocorrência da

contração de polimerização a resina absorve água e portanto expande. Seria desejável que a quantidade de contração de polimerização fosse igual à expansão higroscópica. A situação ideal seria que esses processos de alteração dimensional não ocorressem, mas caso acontecessem, que fossem em quantidades mínimas.

MC LEAN²⁹, em 1988, publicou um artigo sobre comentários gerais do cimento de ionômero de vidro desde seu desenvolvimento, em 1970 até seus melhoramentos resultando em mais apropriadas propriedades de resistência mecânica, aumento de translucidez e tempo de presa mais rápido, além de comentar algumas considerações imediatas de seu desenvolvimento. Sua habilidade de liberar íons flúor e união à estrutura do dente são suas maiores vantagens, podendo ser indicado a pacientes com alta incidência de cárie e com lesões de cárie iniciantes. No entanto, o cimento apresenta uma certa fragilidade e acabamento superficial pobre, além de nos estágios iniciais de sua reação de presa poder sofrer ataque e contaminação por umidade. Concentrando melhoramentos nestas propriedades indesejáveis, considerável progresso tem sido registrado na última década. O cimento de ionômero de vidro foi inicialmente melhorado, oferecendo modificações na reação de formação do cimento com incorporação do ácido tartárico o que estendeu o tempo de trabalho e aumentou a velocidade de presa. Também foi avaliada a substituição do ácido poliacrílico pelo ácido polimaléico que contém o dobro de grupos carboxílicos, e portanto são mais reativos. Percebeu-se que um aumento no peso molecular do poliácido oferecia um cimento com tempo de presa reduzido e resistência aumentada, porém o líquido apresentava-se muito viscoso e de difícil manipulação. Este problema foi resolvido com a incorporação do poliácido ao pó e o líquido passou a ser somente a água ou uma solução aquosa de ácido tartárico. O autor ainda teceu comentários sobre a reação de presa podendo ser resumida como se

segue: 1- liberação e migração dos íons do vidro após o ataque ácido; 2- união de cátions aos poliânions e precipitação dos sais que promovem a geleificação; 3- hidratação dos sais e desenvolvimento de resistência. O cimento é vulnerável à contaminação por umidade no segundo estágio, onde o prejuízo é permanente. Deve ser observado que o balanço de água é crítico, estando entre a necessidade de água para formação do cimento na hidratação dos sais e a água extra absorvida que enfraqueceria o cimento, observando-se a necessidade de proteção com vernizes próprios ou com sistema mais efetivo como a resina fotopolimerizável. Além disso o autor comentou sobre a classificação dos cimentos de ionômero de vidro e seu uso clínico, concluindo que deve haver ainda desenvolvimento futuro para se melhorar a resistência, quando usado em regiões de maior carga.

WILSON & MC LEAN⁵⁴, em 1988_b, relataram que os cimentos são materiais à base de água e esta sendo o meio da reação desempenha um importante papel na estrutura do cimento. A água presente no cimento geleificado pode ser classificada, de uma maneira simplista de 2 formas: água perdida que é facilmente removida por dessecação e água firmemente unida que não pode ser removida. A perda de água pode ocorrer antes que o cimento tenha maturado completamente. Por exemplo, pela desidratação ou por técnicas vigorosas de acabamento. No quarto estágio de reação de presa do cimento, denominado endurecimento pós-presa, os íons metálicos tornam-se demasiadamente unidos à cadeia de poliácido. Neste estágio, sob condições de alta umidade o cimento tende a expandir-se. O cimento é vulnerável à umidade até que dureza suficiente tenha sido desenvolvida. Isto pode ocorrer em uma hora, mas este tempo é reduzido para os materiais modernos. A geleificação continua em até 24 horas. Após 24 horas uma maturação adicional lenta ocorre e nos primeiros dias desenvolve-se a translucidez, a resistência à dessecação e

ao ataque ácido. Essa reação é discretamente exotérmica. Esta exotermia é refletida em uma contração de presa, entretanto pode ser anulada por uma expansão higroscópica. Quando o cimento envelhece, o grau de hidratação, que é a taxa de água firmemente unida pela água perdida, aumenta. A água é facilmente perdida e adquirida pelo cimento, assim como a água perdida é instável. Realmente, o cimento está estável somente em uma atmosfera de 80% de umidade relativa (Hornsby 1980). Em ambiente de alta umidade, o cimento absorve água e a conseqüente expansão higroscópica pode exceder a contração de presa. Esta é uma vantagem clínica. O cimento pode perder água sob condições de secagem, portanto levando a contração e a rachadura. A susceptibilidade à dessecação diminui a medida que o cimento envelhece. O contato precoce com a umidade é igualmente prejudicial. Se o cimento não estiver suficientemente maduro, ele desintegra-se da superfície por expansão ou por perda de substância para o meio oral. Assim, os cimentos de ionômero de vidro devem ser protegidos de dois extremos: da dessecação e do fluido aquoso, para manutenção do balanço hídrico, no qual é alcançado em uma atmosfera que absorverá água e expandirá. No entanto, deve ser evitado o contato com fluidos aquosos, pois removem os íons formadores do cimento. As implicações clínicas relacionadas à questão do balanço hídrico dizem respeito à utilização do lençol de borracha, que embora útil em proteger o cimento não geleificado da umidade, pode ter um efeito deletério por permitir a dessecação do cimento. A dessecação retardará a reação, podendo causar contração e rachadura no momento em que o cimento estiver geleificando. Dessa forma, o clínico deveria trabalhar com o cimento exposto à condição de umidade da boca, utilizando bolinhas de algodão umedecidas amparados no lençol de borracha ao redor do dente a ser restaurado e, ao mesmo tempo, assegurar que a superfície do cimento não seja contaminada.

WILSON & MC LEAN⁵³, em 1988_a, estudaram a estabilidade dimensional dos cimentos de ionômero de vidro. Existe algum engano sobre a contração de presa dos cimentos de ionômero de vidro. De fato, existe uma dificuldade em isolar a contração de presa de outros fatores que afetam a estabilidade dimensional, tais como a umidade. A exotermia do cimento de ionômero na reação de geleificação indica que existirá uma contração de presa, mas esta será baixa e obscura por ganho ou perda de água. O cimento de ionômero de vidro está em equilíbrio com o meio em ambiente de 80% a 85% de U.R. Em ambientes de elevada umidade ou em presença de água o cimento absorverá água, que tende a fazer com que o cimento se expanda. Em geral, a extensão dessa expansão é suficiente para exceder a contração de presa, pois na prática, existe uma expansão próxima do cimento. Por outro lado, o cimento perde água para o meio em ambiente de umidade relativa abaixo de 80 a 85% e, assim, contrairá pelo processo de dessecação.

FEILZER et al.¹⁸, em 1988, determinaram o desenvolvimento da contração de presa livre e os valores de contração final em uma série de compósitos e em dois cimentos de ionômero de vidro, como o primeiro passo em um estudo do desenvolvimento de esforços em restaurações diretas que foram unidas às paredes cavitárias. O cimento de ionômero de vidro teve um desenvolvimento de contração relativamente lento, quando comparado com aquele da resina composta. Quarenta a cinquenta por cento da contração de presa do cimento de ionômero de vidro ocorreu durante os 10 primeiros minutos, quando o material está ainda fraco e o escoamento pode proceder durante o estágio em que a união ganha resistência. Ao mesmo tempo, o material pode absorver uma quantidade substancial de água dos fluidos orais, que contribui para a liberação dos esforços desenvolvidos na presa final. Houve um contínuo progresso de contração para todos os materiais restauradores dentro das

24 horas. Medidas de contração de polimerização volumétrica foram registradas a $23 \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ com um dilatômetro, usando os princípios aplicados no dilatômetro modificado descrito por De Gee et al.. Os materiais avaliados foram 26 compósitos, um cimento de ionômero de vidro forrador e um cimento de ionômero de vidro restaurador.

Todos materiais fotopolimerizáveis foram ativados com uma fonte de luz halógena por 60 segundos. A contração de presa foi continuamente registrada por 24 horas em intervalos de 0,5, 1, 5, 10 e 30 minutos; 1, 12 e 24 horas após o início da polimerização. Os compósitos polimerizados quimicamente foram misturados por 20 segundos e a contração foi registrada por 24 horas do início da “contração rígida”. A contração de presa em qualquer intervalo de tempo foi então calculada em porcentagem volumétrica como descrito por De Gee et al. Os autores relataram que a combinação da taxa de contração, capacidade de escoamento, esforços não aliviados, a configuração, o preparo da cavidade e a técnica de aplicação são fatores determinantes para o sucesso do selamento cavitário. Dessa forma, os autores concluíram que houve similaridade percentual na contração volumétrica (aproximadamente 3%) apresentada tanto para as resinas compostas como para os materiais restauradores ionoméricos.

ANTONUCCI et al.², em 1989, estudaram a capacidade de formular cimentos de ionômero de vidro modificados por resina pela incorporação de polímeros solúveis em água. Soluções aquosas de polímeros solúveis em água tais como óxido de polietileno, polietileno glicol, álcool de polivinil e gelatina foram usados com o componente do pó de um cimento que geleifica em presença de água (Chemfil II). Além disso, alguns cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram preparados por utilizar um monômero compatível com água e sistemas iniciadores juntamente com o polímero. As soluções poliméricas misturadas, bem como o pó,

deram pastas trabalháveis, com algumas delas permitindo o uso de proporções pó/líquido de 8 ou 9. Comparados aos materiais não modificados, os cimentos modificados por polímeros tiveram tempos de presa comparáveis, mas foram mais resistentes à fragilidade e à fratura, especialmente em teste de resistência compressiva. As resistências à tração diametral de algumas formulações foram significativamente mais altas do que àquelas dos cimentos não modificados.

GRAJOWER & GUELMANN²⁰, em 1989, relataram que as alterações dimensionais poderiam resultar da troca de água com a cavidade oral circundante. Esses processos poderiam afetar contrariamente a adesão das restaurações à estrutura dental e a resistência dos materiais à fratura superficial e à deterioração. Alterações dimensionais poderiam ocorrer durante a presa ou subseqüentemente, durante os procedimentos de inserção do material na cavidade oral. Assim, uma quantidade mínima de líquido é necessária para proporcionar umedecimento das partículas do pó, sendo que excesso de líquido poderia resultar em maior evaporação e então levar ao aparecimento da contração, em uma atmosfera seca. Dessa forma, os autores avaliaram através da alteração dimensional a importância da evaporação do líquido e o processo intrínseco de presa do material durante a contração de presa do cimento Ketac-Fil, em ar, água e em ambiente de 100% de U.R.. Foram obtidas amostras cilíndricas de 5 mm x 5 mm e divididas em dois grupos. No primeiro grupo, parte das amostras foram protegidas com verniz, com resina fluida fotoativada e com papel "Parafilm". No segundo grupo as amostras não receberam nenhuma proteção. As medidas de alterações dimensionais foram realizadas aos 8 minutos e 8 horas após o início da mistura em um dos três meios: ambiente seco, ambiente com 100% de U.R. e em água. Sete amostras foram avaliadas para cada uma das combinações de tratamentos e dos ambientes estudados. As

alterações dimensionais lineares foram mensuradas com transdutores de deslocamento LVDT e registradas por 3 horas, em água após a presa do material em ambiente seco, ou em ambiente seco após a presa do material em água. Foram realizadas também medidas com amostras não protegidas à 100% de U.R. nos 5 minutos iniciais após a mistura. A média de contração linear das amostras não protegidas aos 8 minutos e 8 horas após a mistura foi de 2,21% , 1,19% e 0,47% em ambiente seco, úmido e imerso em água, respectivamente. A contração de presa em ambiente seco foi reduzida nas amostras protegidas com verniz e resina por inibirem a evaporação do líquido. No ambiente de 100% de U.R., os agentes de proteção não afetaram a contração. Isto porque a contração em ambiente úmido é inerente ao processo de presa e não pode ser afetada pelo processo de evaporação do líquido, ou pela absorção de água. Mais que 75% da contração ocorreu dentro de 1 hora. Além disso, os autores relataram que a evaporação do líquido do cimento de ionômero de vidro em ambiente seco é maior do que a do líquido do cimento de fosfato de zinco e, concluíram que o componente volátil do líquido pode se evaporar da mistura do cimento durante a presa. Por outro lado, as alterações dimensionais ocorridas após a presa do material revelaram que as amostras polimerizadas em ambiente seco tiveram menor expansão em água do que a contração das amostras em ambiente seco e que foram polimerizadas em água. Ainda, as alterações dimensionais das amostras polimerizadas em ambiente seco foram reduzidas pela aplicação da resina fluida fotoativada. Além disso, a contração das amostras não protegidas foi quase duas vezes àquela ocorrida em ambiente úmido.

VAN ZEGHBROECK et al.⁴⁷, em 1989, examinaram por meio de um M.E.V. o efeito dos esforços em um cimento de ionômero de vidro para cimentação. Duas placas de alumínio rígidas foram cimentadas uma sobre a outra com um cimento de ionômero de vidro Fuji tipo I melhorado. Um

espaçador de 200 μm foi colocado entre um lado e o outro para obter uma espessura de película crescente de 0 a 200 μm . Dois grupos foram estudados: no primeiro a presa permitia a contração livre e no segundo a presa era rígida. Réplicas foram feitas da secção transversa das amostras. O exame por microscopia eletrônica de varredura revelou a formação de micro-rachaduras nas amostras de presa rígida, na região superior a 50 μm . Já na presa que permitiu a contração livre, nenhuma micro-rachadura foi detectada na parte mais fina da camada de cimento, mas vazios na região mais espessa foram observados. Os esforços devido à contração não tiveram um efeito deletério na resistência coesiva dos cimentos de ionômero para cimentação em camadas finas.

SMITH⁴⁴, em 1990, estudou a composição e as características dos cimentos de ionômero de vidro. Os cimentos de ionômero de vidro foram desenvolvidos na década de setenta combinando as propriedades de resistência, rigidez e liberação de flúor do pó vítreo do silicato, com a biocompatibilidade e as características adesivas do líquido do ácido poliacrílico. Uma composição básica do cimento de ionômero de vidro é um pó vítreo de flúor-alumino-silicato e uma solução aquosa de ácido poliacrílico, ácido itacônico e um copolímero ácido contendo ácido tartárico. A radiopacidade pode ser alcançada pela incorporação de estrôncio (Sr), bário (Ba) ou lantânio (La). Outros ácidos podem ainda estarem contidos no líquido, como é o caso do ácido tricarbóxico. Os ácidos dicarbóxico e tricarbóxico previnem a geleificação do líquido e proporcionam maior reatividade do líquido. Existem ácidos poliacrílicos que foram incorporados ao pó por liofilização, que entram em solução e reagem com água ou com uma solução aquosa de ácido tartárico, com o intuito de diminuir a viscosidade do líquido. O ácido tartárico prolonga o tempo de trabalho e aumenta a taxa de presa. Materiais frágeis podem ser produzidos pela polimerização "in situ" de polímeros solúveis em água ou

pela adição de polímeros compatíveis à composição do cimento de ionômero de vidro. Monômeros, tais como o HEMA, foram incorporados com sistemas de iniciadores químicos ou sistemas fotopolimerizáveis, ou ambos, baseados em metacrilatos canforoquinona/amina terciária. Então tais materiais híbridos têm um mecanismo de presa “dual”, envolvendo uma reação ácido-base entre o líquido de poliácido e o vidro, dos quais íons de cálcio e alumínio são liberados pelo ataque superficial de suas partículas e por último ocorre uma ligação cruzada das cadeias de poliácidos dentro de uma cadeia. O cimento geleifica durante as primeiras 24 horas e mais tarde ocorre uma progressiva ligação cruzada, então a sensibilidade à umidade do cimento geleificado diminui e a porcentagem de água unida e da temperatura de transição vítrea aumentam. A estrutura geleificada final é um complexo de partículas vítreas não reagidas revestidas por uma sílica gel e unidas por uma fase de matriz constituída de fluoreto de cálcio hidratado e poliacrilatos de alumínio. Originalmente o cimento de ionômero de vidro foi usado como um material restaurador de classe V. Posteriormente com a melhoria em sua composição, estava disponível para ser usado como material restaurador, forrador, cimentador e preventivo.

Em 1990, **WATSON**⁴⁸ examinou através de um microscópio óptico confocal os fatores que afetam a adaptação do cimento de ionômero fotopolimerizável Vitrabond ao tecido dental, especialmente os agentes condicionadores de dentina, a contração de polimerização e a susceptibilidade do material à desidratação. Cavidades cervicais na forma de cunha foram confeccionadas e os dentes foram restaurados. Após a restauração, as amostras foram mantidas em meio úmido por 24 horas, seccionadas e a interface dente/restauração examinada em um microscópio confocal. As amostras desidrataram sob o microscópio em um período de tempo superior a 10 minutos e o movimento dos materiais

foi registrado fotograficamente durante este período através de marcadores fluorescentes que foram incorporados dentro dos vários componentes do sistema. Concluiu-se que quando o material é estendido para dentro das margens do esmalte existe um risco considerável de fratura do esmalte devido as boas propriedades adesivas do cimento de ionômero de vidro e a tendência à contração de polimerização, e também que a adaptação do material à dentina melhorou grandemente pelo uso do Schotchprep como agente condicionador. A falta do agente condicionador levará à formação de fenda especialmente se o cimento de ionômero de vidro estiver sujeito aos esforços de contração de uma restauração de resina composta sobreposta. O aumento na relação pó/líquido diminuiu a contração de polimerização do cimento de ionômero de vidro fotoativado, mas em contrapartida diminuiu sua resistência. Portanto, o material é muito susceptível à desidratação, exibindo uma contração considerável. Então, ele deveria ser protegido contra a desidratação na boca durante o período dos procedimentos operatórios.

MITRA³², em 1991, estudou a adesão à dentina e as propriedades físicas do cimento de ionômero de vidro fotoativado e comparou esses valores com aqueles de um cimento de ionômero de vidro convencional. O cimento de ionômero de vidro usado neste estudo foi Vitrabond Light-Cure Liner/Base. O cimento de ionômero de vidro auto-ativado usado neste estudo foi o 3M Glass Ionomer Liner que foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. Dentes extraídos bovinos ou humanos foram utilizados. Um agente de união foi aplicado sobre os cimentos de ionômero de vidro convencional e fotoativado. Isto foi seguido pela aplicação de uma resina fotoativada. As amostras foram então armazenadas em água destilada a 37⁰C pelo período de tempo requerido. Experimentos de termociclagem foram realizados entre 5⁰ e 55⁰C. As amostras foram avaliadas em modo de cisalhamento em uma máquina de

teste universal Instron em uma velocidade de 2 mm/min. Para a medida da resistência compressiva e da resistência à tração diametral, amostras cilíndricas polimerizadas de Vitrabond Forramento/Base foram preparadas. Para as medidas da resistência compressiva e da resistência à tração diametral, os cilindros polimerizados foram cortados em dimensões estabelecidas. As amostras foram avaliadas em uma máquina de teste universal Instron. Então, foram feitas medidas de resistência compressiva e de tração diametral nos seguintes períodos: imediato, 1 hora, 24 horas, 1 semana, 1 mês e 7 meses, após a fotopolimerização das amostras. Estas amostras foram avaliadas em uma máquina de teste universal Instron. As amostras testes para o cimento de ionômero de vidro convencional foram preparadas de acordo com a especificação ISO 7489. As resistências à compressão e à tração diametral do Vitrabond Forramento/Base foram muito mais altas do que àquelas do cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado 3M Glass Ionomer Liner. Similarmente, a resistência de união à dentina medida foi quase três vezes mais alta para o Vitrabond Forramento/Base, comparada a do cimento de ionômero de vidro convencional.

DAVIDSON et al.¹⁵, em 1991, mediram o esforço desenvolvido nas camadas de cimento de várias espessuras e demonstraram evidência de destruição desses cimentos. Foram utilizados os cimentos de ionômero de vidro Fuji I e um cimento resinoso Panavia Ex. O desenvolvimento do esforço foi determinado durante a presa a $24 \pm 1^{\circ}\text{C}$ como descrito por FEILZER et al. Segundo este autor, dois discos de aço inoxidável paralelos idênticos e opostos um ao outro foram conectados à uma célula de carga de um tensilômetro. Os cimentos foram manipulados e inseridos entre os discos dois minutos após o início da mistura. Foram feitos registros contínuos dos esforços durante a presa nas distâncias de 30, 50, 100 e 200 μm de disco a disco no estágio de pré-presa. Dessa

forma, a influência da contração restrita na resistência à tração foi determinada a uma velocidade transversal de 0,5 mm/min em intervalos de 1, 4 e 30 minutos após a presa, em amostras similares. Esses experimentos foram feitos na presa rígida, assim como naqueles cimentos que contraíram livremente em uma direção axial. A medida da resistência de união à dentina foi realizada na presa, que permitiu a contração livre em direção axial. Uma série de amostras de dentina foram cimentadas a discos de aço inoxidável cobertos com estanho com cimento de ionômero de vidro tipo I na espessura de 30 µm e com o cimento resinoso numa espessura de 50 µm. A resistência do material foi medida em intervalos de 1, 4 e 30 minutos após o início da mistura. Todas as amostras fraturadas foram examinadas em uma lupa estereoscópica. Assim, os autores relataram que quanto mais espessa fosse a camada de cimento de ionômero de vidro, mais rápido seria o desenvolvimento de esforços. No caso do cimento resinoso essa relação foi inversa. Os esforços de contração tiveram um efeito deletério na resistência coesiva do cimento de ionômero de vidro, mas não influenciou a resistência coesiva do cimento resinoso durante a presa. Foram formadas micro-rachaduras no cimento de ionômero de vidro, que certamente contribuíram para a falha prematura do cimento. Por outro lado, o cimento de ionômero de vidro foi capaz de estabelecer uma união com o substrato da dentina antes que os esforços fossem gerados, o que não aconteceu com o cimento resinoso.

WATTS & CASH⁵⁰, em 1991, desenvolveram um método adicional aquele publicado por Wilson, (1978) para analisar a resposta física frente a um novo sistema de medida de contração de presa. Para isso, os autores utilizaram dados representativos da cinética da contração do material e avaliaram a utilidade e a significância da técnica. Relataram que o esforço de contração de polimerização é um fenômeno dependente do tempo e geralmente ocorre em dois estágios: contração pré e pós-

geleificação (ou contração rígida). O escoamento plástico pode ocorrer durante a fase mais prematura na qual os esforços dentro do material são liberados. Entretanto, o desenvolvimento dos esforços ocorre também além do ponto de geleificação. Um instrumento, para medidas reprodutíveis da cinética de contração de polimerização, foi construído ao redor de uma amostra com formato de disco posicionada entre duas placas de vidro. Amostras teste de materiais restauradores foto-sensíveis foram irradiadas através da placa de vidro rígida inferior. A placa de vidro superior, não rígida, foi facilmente defletida pelo aumento dos esforços adesivos da polimerização e pela contração da amostra. Esta deflecção foi medida por um transdutor e registrada em um computador. Sete materiais fotoativados foram estudados: três resinas compostas (Visiomolar, Opalux e Ful-Fil), uma resina sem carga (Bonding Agent), um à base de hidróxido de cálcio (Prisma VLC Dycal), um cimento de ionômero de vidro híbrido (XR Ionomer) e um material de moldagem. Foram feitas quatro medidas em cada material a 37⁰C. No caso das amostras teste que foram sujeitas à desidratação, tais como o cimento de ionômero de vidro, um meio de 100% de U.R. foi mantido ao redor da amostra. Pode-se concluir que a contração das amostras foi restrita somente à dimensão da espessura vertical da amostra, então, a contração linear aproximou-se da contração volumétrica. Já o comportamento da cinética da contração de presa foi caracterizado pela constância do tempo total, variando nos períodos de 12,5 minutos a 4,66 minutos, sendo este último tempo válido apenas para o cimento de ionômero de vidro híbrido. Nos resultados obtidos para o equilíbrio da contração, os valores foram maiores para o cimento de ionômero de vidro (2,73%), quando comparados aos demais materiais. No período de 10 segundos, o valor percentual de contração de presa para o cimento de ionômero de vidro fotoativado (0,36%) foi inferior aos valores das três resinas compostas utilizadas (0,70% para Visiomolar, 0,47% para Opalux e 1,05% para Ful-Fil).

WATSON et al.⁴⁹, em 1991, examinaram as interações entre os tecidos dentais e o cimento de ionômero de vidro. Para tanto, utilizaram um microscópio óptico confocal, no qual pode-se examinar amostras totalmente hidratadas ou observar a desidratação controlada e ainda registrar a contração na restauração, ou o rompimento dos tecidos dentais. Esse tipo de observação não pode ser realizado em um M.E.V., pois tanto o dente quanto o cimento de ionômero de vidro perdem água e desidratam-se sob o vácuo exigido para o exame em microscopia eletrônica de varredura. Em um M.E.V., só é possível examinar a interface dente/restauração através da confecção de réplicas. Os autores relataram que a contração do cimento de ionômero de vidro é lenta no início da presa, em função da forma de iniciação das ligações cruzadas entre os polissais, quando comparada à contração das resinas compostas no momento da polimerização. O cimento de ionômero de vidro geleificado não é susceptível à sorção de água, mas a perda de água é possível em certos meios e pode ser clinicamente significativa. Esta reação de presa lenta pode permitir o relaxamento dos esforços dentro da restauração e também dentro do dente. Foram confeccionadas 40 cavidades em dentes recém-extraídos. Estas cavidades foram restauradas com um cimento de ionômero de vidro cuja geleificação ocorre em presença de água (Opus Fil), sem usar tira matriz. As restaurações foram protegidas com resina fluida fotopolimerizável. Marcadores fluorescentes foram incorporados aos componentes do cimento de ionômero de vidro para que a interface dente/restauração pudesse ser observada em um microscópio óptico confocal. O desenvolvimento da matriz do cimento de ionômero de vidro foi examinado microscopicamente em intervalos específicos, após a restauração revelar a extensão da tintura fluorescente na interface dentinária. Para a determinação do efeito da contração por perda de água na interface dente/restauração, dentes restaurados foram mantidos totalmente hidratados e então desidratados. Os autores concluíram que

uma restauração de cimento de ionômero de vidro é severamente afetada pela contração mediante desidratação, e isto pode rapidamente ocorrer no meio intra-oral, levando à rachaduras irreversíveis no esmalte. Do ponto de vista clínico, as restaurações estão sujeitas à desidratação durante o procedimento de isolamento absoluto com lençol de borracha, causando a contração. Os autores recomendaram que as restaurações de ionômero de vidro sejam protegidas por uma película protetora para evitar que a desidratação ocorra prematuramente.

COOLEY et al.¹², em 1991, determinaram a resistência de união dentinária de novos materiais indicados como forradores e/ou bases polimerizados por luz visível. Para tanto, avaliaram a microinfiltração associada a estes materiais e examinaram a fenda de contração formada entre estes materiais e a dentina. Foram utilizados neste estudo quatro materiais fotopolimerizáveis disponíveis comercialmente, sendo três cimentos de ionômero de vidro (Vitrebond, XR Ionomer e Zionomer) e uma resina composta liberadora de flúor (Time Line). A resistência de união ao cisalhamento, à microinfiltração e a análise através da microscopia eletrônica de varredura foram investigadas independentemente. Os dentes foram divididos em quatro grupos de quatro dentes cada. Dois dentes de cada grupo receberam a aplicação de um material. Os outros dois dentes restantes foram tratados de maneira similar, exceto que as margens em esmalte foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos. Após o condicionamento ácido, os materiais de base foram aplicados e sobre eles inseriu-se uma resina sem carga e uma resina restauradora. As restaurações de resina foram acabadas e armazenadas a 37% em água destilada por 24 horas. Em cada amostra foi feita uma moldagem utilizando um material a base de polivinil siloxano. As amostras foram cobertas com ouro-paládio e examinadas em um microscópio eletrônico de varredura. Os exames em microscopia

eletrônica de varredura revelaram fendas para os materiais Vitrebond, XR Ionomer e Time Line. As fendas de contração não foram observadas com o material Zionomer. Estas fendas foram de aproximadamente 10 µm para Vitrebond e XR Ionomer e 5 µm para Time Line. As fendas de contração não foram observadas na interface resina/margem de esmalte nas amostras nas quais as paredes de esmalte foram condicionadas.

TYAS⁴⁵, em 1991, realizou um estudo com o intuito de comparar o desempenho clínico durante 5 anos do cimento de ionômero de vidro com a resina composta em restaurações classes V. Sessenta e seis restaurações de resina composta Silux e sessenta e cinco de cimento de ionômero de vidro Fuji tipo II foram inseridas em 42 pacientes. Para as restaurações com Silux, as cavidades foram forradas com hidróxido de cálcio de presa rápida e o esmalte foi condicionado por 60 segundos com ácido fosfórico, lavado e seco. Silux Enamel Bond foi aplicado, seco sutilmente e fotopolimerizado por 40 segundos. As cavidades para restauração de cimento de ionômero de vidro Fuji II foram forradas com hidróxido de cálcio somente se estivessem com menos do que 0,5 mm de dentina residual. O cimento de ionômero de vidro foi aglutinado usando o sistema proporcionador do fabricante, posicionado no interior da cavidade e uma matriz cervical metálica foi posicionada. Um agente protetor a base de verniz Fuji foi aplicado e seco usando uma seringa de ar. Em uma consulta subsequente (2 a 3 semanas mais tarde), as restaurações foram fotografadas para avaliação de cor e descoloração marginal pela comparação das fotografias do grupo controle. Os pacientes retornaram anualmente durante 5 anos e as restaurações foram fotografadas e examinadas em suas margens. Os resultados indicaram que a diferença nas cáries recorrentes entre Fuji II e Silux apresentou significância. Em relação ao manchamento marginal, não houve diferença significativa entre os materiais no período imediato após a inserção das restaurações,

portanto em cada período de 1, 2, 3, 4 e 5 anos houve uma diferença significativa entre os dois materiais. Dessa forma, o autor concluiu que houve 1% de cáries recorrentes ao redor das restaurações de ionômero de vidro convencional em cavidades classe V e 6% ao redor das restaurações em resina composta, após 5 anos.

NICHOLSON et al.³⁸, em 1992, estudaram a resistência compressiva de dois cimentos de ionômero de vidro fotoativados após a armazenagem em condições de ambiente seco e úmido em variados períodos de tempo. Um molde bipartido padrão modificado foi desenvolvido para obtenção das amostras para o teste de resistência compressiva e um cilindro de aço inoxidável foi posicionado no interior desse aparato de tal maneira que amostras cilíndricas padrões com seis camadas (2 mm X 6 mm) de cimento foram obtidas. Os cimentos foram armazenados no molde por uma hora a 37°C. Decorrido este tempo, as amostras foram pesadas e suas dimensões medidas usando um micrômetro de 0,001 mm de precisão. As amostras foram armazenadas ou em ambiente úmido a 37°C ou em água a 37°C. Após 1, 7, ou 90 dias as amostras foram pesadas, medidas e submetidas ao ensaio de resistência à compressão. A resistência à compressão foi obtida usando uma máquina de teste universal Instron com velocidade transversal de 1 mm/min. Os dois cimentos de ionômero de vidro estudados foram sensíveis à umidade quando armazenados em água a 37°C, sendo que os armazenados no ar ficaram mais resistentes com o tempo e os armazenados em água mais fracos. Este comportamento é similar aquele dos hidrogéis típicos que absorvem água e tornam-se plásticos ao invés de materiais frágeis. Essas mudanças nas propriedades são determinadas seguidas da absorção de água pura, que não deveria ser da mesma magnitude para a exposição à saliva, mas alguma expansão ocorre mediante a exposição à saliva. Então, deve-se proteger esses cimentos a

fim de reduzir a possibilidade de expansão. Nos cimentos fotoativados esse comportamento é explicado pela presença de fortes grupos funcionais hidrofílicos na matriz polimérica de ligação cruzada formada pela polimerização fotoquímica. Isto resulta em reduções significantes na resistência compressiva. O modo de fratura foi diferente para as duas condições de armazenagem. As amostras armazenadas na água exibiram considerável deformação plástica antes da fratura. Já aquelas armazenadas no ar comportaram-se predominantemente como materiais frágeis e mantiveram sua integridade até o ponto da fratura.

BOWEN & MARJENHOFF⁷, em 1992, estudaram a composição e algumas das principais propriedades das resinas compostas e dos cimentos de ionômero de vidro. A contração de polimerização e adesão inadequada às paredes cavitárias com os efeitos deletérios da microinfiltração são problemas associados às resinas compostas. Os cimentos de ionômero de vidro foram introduzidos na década de setenta unindo as propriedades desejáveis do pó vítreo do silicato (resistência, rigidez e liberação de flúor) com as do líquido do cimento de policarboxilato de zinco (biocompatibilidade e adesividade). Materiais híbridos mais fortes e menos frágeis foram produzidos pela adição de monômeros compatíveis ou solúveis em água tais como o HEMA, que são capazes de polimerizar-se através de radicais livres. O íon lixiviável do pó vítreo de flúor-alumino-silicato é atacado por prótons hidratados da solução aquosa de um polímero ou copolímero do ácido poliacrílico, levando à liberação de íons cálcio e alumínio. Estes íons formam pontes salinas entre os grupos carboxílicos do poliácido produzindo uma matriz geleificada ao redor das partículas vítreas intactas. Esta matriz é adesiva às superfícies do dente. Nos estágios iniciais da reação de presa, pode ocorrer absorção ou perda de água e conseqüentes problemas clínicos referentes à contaminação e dessecação. Dessa forma, cuidados devem

ser tomados para manter o balanço hídrico das restaurações durante as primeiras 24 horas. Os autores mencionam que os cimentos de ionômero de vidro são indicados como materiais restauradores em dentes anteriores, em cavidades com erosão gengival, com abrasão, com lesões cáries em classe III e V e em dentes decíduos, graças a sua adesividade e a liberação de flúor. Já nos dentes posteriores eles não são indicados devido as suas baixas resistências à tração, ao impacto, à fratura e à abrasão.

BURGESS et al.⁸, em 1993, relataram que embora os cimentos de ionômero de vidro tenham sido introduzidos como materiais restauradores adesivos em cavidades classe V com erosão cervical ou abrasão e como agentes cimentantes, mais recentemente eles têm sido indicados como materiais restauradores. Os cimentos de ionômero de vidro produzem uma moderada união à dentina e à resina composta, proporcionando um selamento efetivo. Em 1988 foram introduzidos materiais de ionômero de vidro para base. Estes cimentos têm eliminado alguns dos problemas de manipulação inerentes aos cimentos de ionômero de vidro quimicamente ativados. Em função deste materiais terem alcançado precoce aceitação, os autores determinaram e compararam a resistência de união de cisalhamento à dentina e à resina composta, bem como a resistência compressiva, módulo compressivo, resistência à tração diametral, fenda marginal e liberação de flúor de 3 materiais de ionômero de vidro para base: Fuji Lining LC e Vitrebond (fotopolimerizáveis); e Ketac Bond (convencional). Preparos de classes V vestibulares e linguais foram feitos em 24 molares humanos extraídos. Os dentes foram divididos em 3 grupos de 8. Cada um dos 3 materiais foi colocado em um grupo. Cada material foi misturado e inserido no preparo cavitário com uma seringa. Os dentes restaurados foram armazenados por uma semana em água destilada em estufa a 98,6 °F. Foram realizadas secções longitudinais

nestes dentes. Estas secções foram examinadas em um microscópio óptico num aumento de 400 vezes. Os dentes foram envolvidos em uma gaze úmida, e a fenda marginal formada entre a estrutura dental e a base do material foi registrada. Não houve diferença significativa entre a fenda marginal formada pelo material Fuji Lining LC (2,8 μm) e pelo Ketac-Bond (4,7 μm). A fenda marginal produzida pelo Vitrebond (14,3 μm) foi significativamente maior do que as fendas produzidas pelos outros dois materiais. Os autores concluíram que além das melhores propriedades físicas produzidas pela opção do uso da luz visível, os cimentos de ionômero de vidro fotoativados também demonstraram melhores propriedades físicas (resistência à compressão e à tração diametral, união à dentina e à resina composta, fenda marginal e liberação de flúor) comparadas àquelas do cimento de ionômero de vidro convencional Ketac-Bond. Todos os melhoramentos nas propriedades físicas dos materiais fotoativados relatados neste estudo fazem deles ideais para uso clínico.

WILSON & PADDON⁵⁵, em 1993, investigaram fatores que controlam a alteração dimensional. Relataram que a questão do balanço hídrico no cimento de ionômero de vidro adesivo é responsável por causar alteração dimensional excessiva levando à desunião da estrutura dental. De acordo com Hornsby, o cimento de ionômero de vidro está somente em equilíbrio na atmosfera de 80% de U.R.. Os fatores selecionados para o estudo foram o efeito da umidade no meio e o período permitido para o cimento geleificar antes de ser exposto a este meio. O segundo objetivo foi buscar maneiras de minimizar a alteração dimensional. Vários éteres de celulose, que são conhecidos por ter uma afinidade pela umidade, foram incorporados nas misturas do cimento a fim de reter a perda de água do cimento e então prevenir esta perda para a atmosfera circundante. O cimento usado neste estudo foi G-200 e sua composição é

similar ao ASPA IV. Os cimentos foram preparados a 23^oC e a 50% de U.R. A pasta misturada foi incluída em um molde de aço inoxidável fendado selado em cada extremidade por uma lâmina de aço inoxidável forrada com polietileno. Os moldes selados foram colocados em uma estufa e mantidos a 37^oC. A alteração dimensional das amostras preparadas foi medida a 23^oC com um instrumento medidor. Os meios nos quais as amostras foram expostas foram 50% e 100% de U.R. e em água. Alterações no comprimento das amostras com o tempo foram monitoradas usando um transdutor conectado a um gráfico registrador. Todas medidas foram feitas em tréplicas e as médias registradas. O cimento de ionômero de vidro não é dimensionalmente estável e tende a expandir sob condições de umidade e contrair sob condições de dessecação. O último efeito é mais pronunciado do que o primeiro, então cuidados deveriam ser tomados para não dessecar o cimento quando da utilização do dique de borracha. O uso de éteres de celulose com o intuito de reduzir a alteração dimensional foi parcialmente efetivo, embora saiba-se que todos os éteres são capazes de minimizar a contração devido a sua afinidade com a água. A magnitude do efeito do éter depende do tipo, do peso molecular e da concentração deste éter. Setenta e duas horas após a geleificação os cimentos de ionômero de vidro são ainda capazes de absorverem ou perderem água. Aproximadamente 0,56% da alteração dimensional ocorre nos primeiros 20 minutos após a reação de geleificação, como resultado da perda ou ganho de água, quando o cimento de ionômero de vidro é manipulado em ambiente de 50% de U.R. e, embora, seja reduzida quando o tempo de geleificação é aumentado para 72 horas, a alteração dimensional não é eliminada porque o cimento de ionômero de vidro ainda é capaz de absorver ou perder água. O aumento do tempo permitido para os cimentos se geleificarem (de 20 minutos para 72 horas) reduziu a magnitude desses efeitos, resultado que leva a conclusão que a proteção pelo verniz ou pela resina é a única maneira de reduzir ganho ou perda de

água dos cimentos de ionômero de vidro e desta maneira minimizar as alterações dimensionais.

KITAMURA et al.²⁴, em 1993, avaliaram a resistência à tração direta do cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável, visto que esta resistência é uma propriedade mecânica dos materiais restauradores. Fuji Ionomer tipo II LC foi usado como cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável e cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado, Fuji Ionomer tipo II, foi usado como controle. O pó e o líquido recomendados foram aglutinados e inseridos dentro de um molde metálico para a obtenção da amostra para tração. A amostra em forma de haltere com uma porção paralela (2 x 2 x 2 mm) foi usada. O cimento fotoativado foi polimerizado pela luz visível emitida durante 60 segundos pelo aparelho Optilux. As amostras polimerizadas foram armazenadas em água destilada a 37°C por 1 hora, 24 horas e 1 semana e em seguida submetidas ao ensaio de tração em uma máquina universal Instron sob velocidade transversal de 0,1 mm/min. A análise de variância indicou que a resistência à tração do cimento fotoativado foi superior àquela do cimento convencional. Assim, a resistência à tração melhorada dos cimentos de ionômero de vidro fotoativados demonstrou potencial para uso como material restaurador.

SIDHU⁴², em 1994, relatou o desenvolvimento dos cimentos de ionômero de vidro por Wilson & Kent em 1972 que anunciaram uma nova era da estética na Odontologia Restauradora. As vantagens comumente citadas a esses materiais são a capacidade de aderir ao esmalte e à dentina e a liberação de flúor. Recentemente os cimentos de ionômero de vidro introduzidos resolveram o problema da reação de presa dos cimentos de ionômero de vidro convencionais. Dessa forma, o autor avaliou o selamento dos preparos cavitários em dentina restaurados com

2 novos produtos comerciais. A mensuração das fendas marginais entre os materiais restauradores e a estrutura dental foi designada como um indicador do selamento marginal nos preparos cavitários em dentina. Trinta dentes humanos extraídos foram selecionados para este experimento. Foram feitos dois preparos cavitários para cada dente. Sessenta preparos cavitários foram designados aleatoriamente em 3 grupos de 20 amostras. Amostras do grupo controle foram restauradas com um cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado encapsulado Fuji Cap II. Os preparos cavitários foram limpos usando uma solução de ácido poliacrílico a 10% por 20 segundos. As amostras experimentais nos grupos 2 e 3 foram restauradas com cimentos de ionômero de vidro fotopolimerizáveis, Fuji II LC e Variglass VLC respectivamente. Os preparos cavitários dos grupos 2 e 3 foram sujeitos a um pré-tratamento com ácido poliacrílico idêntico ao grupo controle. A fotopolimerização foi efetuada por 40 segundos. Após os procedimentos de acabamento, as amostras controle e experimental foram sujeitas a 1500 ciclos entre as temperaturas de $5^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ e $55^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$. Em seguida, as amostras foram imersas em uma solução de fucsina básica (0,5%) por 24 horas a 37°C antes de realizar a medida das fendas marginais. Todas amostras foram avaliadas na interface dente/restauração. A adaptação das restaurações às paredes cavitárias em cada amostra foi inspecionada em 4 pontos aproximadamente equidistantes ao longo da circunferência de cada cavidade. Essas fendas marginais foram registradas usando um microscópio óptico conectado a um micrômetro com balcão digital. Quatro fendas marginais foram registradas por amostra, e uma fenda média para cada amostra foi determinada pela média das medidas dos 4 pontos. A fenda marginal média para cada grupo foi derivada da soma da média aritmética dos valores. O grupo controle registrou médias de fendas de 26 μm (Fuji Cap II) enquanto os grupos experimentais registraram médias de fendas de 8 μm (Fuji II LC) e 10 μm (Variglass VLC).

WHITE⁵¹, em 1994, revisou a posição atual dos cimentos de ionômero de vidro fotoativados e comentou seus benefícios e desvantagens. A adição de produtos modificados do BIS-GMA à composição dos cimentos ionoméricos proporcionaram melhor dureza e resistência. Normalmente, pequena quantidade de monômeros hidrofílicos e oligômeros como HEMA também estão presentes na composição. Cimentos de ionômero de vidro fotoativados provavelmente contêm menor quantidade de carga do que as resinas compostas. Eles têm reação química dupla, sendo uma iniciada fisicamente e a outra por uma reação ácido-base convencional. A presa do componente resinoso é rápida, mas a presa do componente ionomérico vítreo continua por no mínimo 24 horas. Os cimentos de ionômero de vidro fotoativados têm resistência compressiva, adesão à dentina e liberação de flúor comparáveis àquelas do cimento de ionômero de vidro convencional. Entretanto, eles têm uma maior resistência à tração, maior módulo de elasticidade, maior dureza, maior translucidez, menor solubilidade e menor rugosidade superficial do que os cimentos de ionômero de vidro convencionais. A deformação plástica sob carga é uma propriedade indesejável dos cimentos fotoativados. Quando comparados com a resina composta, apresentam menor dureza, menor resistência à abrasão e ao desgaste, em função do menor conteúdo de carga. Também em função do baixo conteúdo de carga e alto de resina hidrofílica, os cimentos de ionômero de vidro fotoativados absorvem quantidade substancial de água que causa uma expansão do material após armazenagem em água, e pode compensar a contração de polimerização. Uma subsequente desidratação após a expansão pode causar contração e rachadura. Apesar de sensíveis à umidade durante a presa e armazenagem, são menos susceptíveis à água e à desidratação do que o cimento de ionômero de vidro convencional. Devem ser usados como bases, forradores e restauradores onde houver mínimo desgaste oclusal e em áreas não sujeitas à tensão mastigatória;

como agente cimentante de coroas, pontes, "brackets" ou bandas ortodônticas; como selantes e em restaurações pediátricas. Os procedimentos de polimento e acabamento poderiam ser realizados imediatamente após a fotoiniciação, mas como a reação de presa continua lentamente por no mínimo 24 horas, assim os autores recomendam que estes procedimentos sejam adiados. Os materiais fotopolimerizáveis exibiram melhor adaptação aos preparos cavitários do que os materiais convencionais, no entanto não apresentaram diferença significativa entre si.

DAVIS et al.¹⁶, em 1994, compararam a resistência de união ao reparo de duas restaurações feitas com cimentos de ionômero de vidro fotoativados tipo II e um cimento de ionômero de vidro convencional. Os materiais Fuji II LC, Vitremer e Fuji II foram submetidos ao ensaio de tração uniaxial após reparo imediato (10 minutos), reparo atrasado (7 dias após a confecção das amostras), e intactos (condição não-reparada). Quinze amostras de cada grupo foram confeccionadas pela inserção dos materiais manipulados dentro de moldes cilíndricos transparentes e fotopolimerizados por 240 segundos. As amostras não ativadas fisicamente geleificaram após 10 minutos em um umidificador. No procedimento de reparo, uma nova mistura do material foi adicionada no material previamente geleificado. As amostras foram armazenadas e submetidas ao ensaio de tração em uma máquina universal Instron. De acordo com os resultados, o material Fuji II LC foi mais resistente do que o material Vitremer sob todas as condições ensaiadas, mas na condição de reparado, a resistência foi menor. No entanto, a resistência do Fuji II LC após o reparo foi semelhante àquela do material Vitremer na condição sem reparo. Com isso, o autor concluiu que a resistência dos cimentos de ionômero de vidro fotoativados excederam àquelas dos cimentos de ionômero de vidro convencional, indiferentemente do reparo realizado.

MOMOI et al.³⁴, em 1994, avaliaram a resistência dos cimentos de ionômero de vidro fotoativados, Fuji II LC e Fuji Lining LC, pelo ensaio à flexão de acordo com ISO 4049 e compararam com o cimento de ionômero de vidro convencional Fuji II e Fuji Lining Cement após três meses de armazenamento em água. A integridade marginal da região cervical das cavidades de dentes bovinos restauradas com Fuji II LC e Fuji II Cement foi também avaliada pela observação em microscopia eletrônica de varredura após aplicação da carga cíclica. Os autores concluíram que o cimento de ionômero de vidro fotoativado foi mais resistente, mais flexível e mais resiliente do que o cimento de ionômero de vidro convencional.

WOODY et al.⁵⁶, em 1994, compararam a resistência à tração do cimento de ionômero de vidro convencional tipo II com àquelas apresentadas por dois cimentos de ionômero de vidro (“dual”) polimerizados com ou sem ativação por luz visível. Foram preparadas 15 amostras por grupo usando moldes cilíndricos. Cada amostra foi ativada quimicamente ou exposta à polimerização por luz por 240 segundos. Todas amostras foram armazenadas a 100% de umidade por 10 dias e então submetidas ao ensaio de tração em uma máquina Instron. Os resultados mostraram que a resistência à tração dos cimentos de ionômero de vidro (“dual”) tipo II foi maior quando foram ativados por luz visível em relação as amostras de cimentos que foram polimerizadas apenas pela reação química. Indiferentemente do tipo de ativação, cimentos de ionômero de vidro fotoativados exibiram as mais altas resistências à tração do que àquelas do cimento de ionômero de vidro convencional tipo II.

KNOBLOCH et al.²⁵, em 1994, compararam a resistência compressiva e à tração diametral, em 1 hora, 24 horas e 7 dias, de quatro cimentos de ionômero de vidro fotoativados (Vitremmer, Fuji II LC, Variglass e Photac-Fil) com as do cimento de ionômero de vidro convencional (Fuji II) e resina composta para núcleo (Prosthodont). Cinco amostras cilíndricas (3 mm x 6 mm) dos materiais fotoativados, cinco do cimento de ionômero de vidro convencional (6 mm x 12 mm) foram confeccionadas e mantidas em água destilada a $37 \pm 2^{\circ}\text{C}$ até o momento do teste. Os resultados sugeriram que a resina composta foi significativamente mais resistente do que os cimentos de ionômero de vidro fotoativados 7 dias após a confecção das amostras, exceto para o cimento Vitremmer de ativação tripla.

BURGESS et al.⁹, em 1994, estudaram as propriedades básicas dos cimentos convencionais e dos modificados por resina. Relataram que os cimentos de ionômero de vidro unem-se à dentina e ao esmalte, proporcionam liberação de flúor por longo tempo, são biocompatíveis e permitem pouca microinfiltração na interface material restaurador/dente. Em relação aos cimentos de ionômero de vidro convencionais, os autores relataram a sensibilidade à embebição pela umidade durante o início da reação de presa e à dessecação quando o material começa a geleificar. Um ambiente úmido deve ser mantido por no mínimo cinco minutos, pois o contato prematuro com a água produz uma restauração com solubilidade aumentada e piores características ópticas. Dessa forma, esta desidratação causa rachadura na superfície da restauração e a torna mais opaca. Então os autores recomendam a proteção da superfície da restauração contra a dessecação pela aplicação de verniz ou resina fluida, após o acabamento. Os autores relatam que os materiais cuja composição se aproxima da resina composta possuem expansão térmica aumentada e liberação de flúor reduzida, enquanto que materiais cuja composição se

aproxima daquela do ionômero de vidro possuem baixa expansão térmica e alta liberação de flúor. Por exemplo, materiais com composição semelhante à resina composta exibem baixa adesão à dentina e necessitam de adesivos dentinários para a obtenção de uma adesão significativa, enquanto que os materiais de composição semelhante à do ionômero de vidro requerem apenas agentes condicionadores de dentina antes da inserção do material manipulado. Os cimentos de ionômero modificados por resina exibem maiores valores de resistência à compressão e à tração diametral. Ainda, são mais resistentes à umidade e a dessecação, e mais fáceis de acabamento. Embora as restaurações de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina sejam mais estáveis à água do que os cimentos de ionômero de vidro convencionais, a proteção dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina preenche pequenos defeitos, embora este procedimento diminuía liberação de flúor e possa inibir a absorção de flúor do meio. Relataram ainda que o coeficiente de expansão térmica tem sido citado como uma razão significativa para a efetividade das restaurações de cimento de ionômero de vidro convencionais. Assim realizaram um estudo utilizando os materiais: Fuji II, Ketac-Fil, Photac-Fil, Vitremer, Fuji II LC, Variglass, Geristore e FluoroCore. Corpos-de-prova cilíndricos foram fabricados, armazenados por 2 meses em água deionizada, e levados a um dilatômetro e a expansão linear foi medida em temperatura que variou de 0 a 60° C. Os resultados apresentados pelos materiais foi o seguinte, em ordem decrescente: FluoroCore (44,2) > Geristore (42,9) > Variglass (36,7) > Fuji II LC (16,4) > Vitremer (13,4) > Photac-Fil (5,6) > Ketac-Fil (4,9) > Fuji II (1,8). Dessa forma, os autores concluíram que embora os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina tenham coeficientes de expansão térmica maiores do que ao da estrutura dental, sua expansão térmica compara-se favoravelmente a estrutura dental. Dessa maneira, a expansão térmica é aumentada de acordo com a adição de componentes

monoméricos na composição do ionômero de vidro que se aproxima da composição básica da resina composta.

HUGET et al.²², em 1994, estudaram a propriedade de resistência à compressão de quatro cimentos de ionômero de vidro restauradores. Foram incluídos no estudo um cimento de ionômero de vidro convencional (Fuji II); dois cimentos de ionômero de vidro “dual” contendo resina (Variglass e Fuji II LC) e uma resina composta “dual” (Geristore). Seis amostras de cada material foram confeccionadas em moldes de 0,6 cm x 1,2 cm. Após 24 horas as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à compressão sob velocidade de 0,05 cm/min. Os valores médios de resistência à compressão em MPa na ordem decrescente foram: Variglass = Fuji II LC = Fuji II > Geristore. De forma geral, o material Fuji II mostrou os maiores valores de resistência, rigidez e habilidade em resistir à deformação permanente. Os materiais Variglass e Fuji II LC exibiram a maior tenacidade.

MC LEAN et al.³⁰, em 1994, propuseram uma nomenclatura para os cimentos de ionômero de vidro, devido à polêmica questão de como classificar os novos materiais ionoméricos híbridos. Alguns conceitos básicos devem ser conhecidos para proposição de uma nomenclatura. A palavra ionômero foi inventada pela companhia Dupont para descrever a taxa de polímeros que contêm uma pequena proporção de grupos ionizados ou ionizáveis, geralmente na ordem de 5 a 10%. Embora esta definição tenha sido reconhecida por autoridades, não pode ser apropriadamente aplicada aos componentes do cimento odontológico ionômero de vidro. Por esta razão, o termo cimento polialcenoato de vidro foi inventado, mas é menos agradável do que o nome original e falhou em tornar-se popular entre os clínicos. O termo cimento de ionômero não deve ser aplicado aos cimentos experimentais desenvolvidos

recentemente polivinil ácido fosfônico, pois esses últimos cimentos são apropriadamente chamados de polifosfonatos de vidro. O termo cimento de ionômero de vidro é portanto um nome genérico para todos os cimentos vítreos de poliácidos, tais como: policarboxílicos, polifosfonatos, etc. Então, O cimento de ionômero de vidro verdadeiro deve ter um vidro ionizável em ácido, geralmente um fino pó que no tratamento com ácido aquoso libera os íons formadores do cimento: cálcio, alumínio, e possivelmente também estrôncio, lantânio ou zinco, dependendo da composição. O polímero ácido é tipicamente o ácido poliacrílico, mas pode também compreender polímeros e copolímeros dos ácidos acrílico, itacônico, maléico e vinil fosfônicos. Assim sendo, a nomenclatura sugerida para o ionômero de vidro deveria consistir de um cimento contendo partículas vítreas e um polímero ácido que geleifica por uma reação ácido-base entre estes componentes. Nos cimentos de ionômero de vidro híbridos a presa do material ocorre parcialmente por uma reação ácido-base, e parcialmente por polimerização fotoquímica. Por isso, foi adotado o termo usado originalmente por Antonucci et al.: cimento de ionômero de vidro modificado por resina como um nome trivial, e polialcenoato de vidro modificado por resina como um nome sistemático para o uso onde uma nomenclatura química mais precisa fosse exigida. O termo fotoativado implica que a reação de presa pode ser fotoiniciada. Em alguns casos a nomenclatura de tripla ativação é determinada. No entanto, estes materiais utilizam dois mecanismos de polimerização por processos químicos e podem ser chamados de "cimentos dual". Esta nomenclatura proposta deveria ser usada para todos os novos cimentos nos quais a reação do tipo ácido-base dos cimentos de ionômero de vidro verdadeiros é suplementada por uma reação de polimerização física através de radicais livres provenientes de monômeros como BIS-GMA e HEMA. Uma outra classe de material onde a composição é formada por um vidro solúvel em ácido (poliácidos), mas em concentrações

insuficientes para iniciar uma reação ácido-básica, recebeu a sugestão para ser chamada de resinas modificadas por poliácidos.

MOUNT³⁶, em 1994, propôs uma nomenclatura às novas classes de cimentos de ionômero de vidro, devido a confusão na terminologia adotada para nominar estes materiais. Baseado em alguns fundamentos básicos, o autor determinou que um cimento de ionômero de vidro é formado por uma reação entre um íon lixiviável de um pó vítreo de flúor-alumino-silicato de cálcio e um ácido polialcenóico. De acordo com a Organização de Padrões Internacionais a terminologia oficial é cimento de polialcenoato de vidro, que tem sido ignorada pelos profissionais em favor da nomenclatura cimento de ionômero de vidro. Existem três características peculiares a esta classe de material que os diferenciam dos demais materiais restauradores. A primeira é que existe uma reação ácido-base entre o pó vítreo e o ácido polialcenóico que libera íons cálcio, alumínio e flúor do vidro e possibilita formação de polissais provenientes da difusão entre o vidro e a matriz. A segunda característica é a possibilidade de adesão química baseada no fenômeno de quelação entre a superfície dental e o cimento como resultado de uma reação entre a superfície do dente e o ácido polialcenóico. Íons de cálcio e fosfato são deslocados da superfície do dente e desenvolvem uma zona enriquecida de íons dentro do cimento. A terceira característica é a liberação de íons flúor do vidro como resultado dos prótons provenientes do ácido polialcenóico. Estes íons permanecem livres dentro da matriz e podem ser liberados para o meio oral durante toda a vida da restauração. Assim o material que contém vidro ionomérico mas não tem o ácido polialcenóico não pode ser considerado ionômero de vidro. Da mesma forma o material que não geleifica dentro de poucos minutos através de uma reação ácido-base também não pode ser considerado ionômero de vidro. Seria um insulto confundir os ionômeros de vidro com resinas compostas, apenas

devido a introdução de alguns monômeros ao líquido do cimento, e daí haver combinação de nomes, produzindo assim, compômeros ou ionopósitos. O verdadeiro cimento de ionômero de vidro ("dual") apesar de possuir dois tipos de componentes em sua composição, após a mistura, deve reagir quimicamente e adquirir presa entre 7 e 10 minutos. Portanto, é importante para o profissional estar consciente da presença ou ausência da reação ácido-base, adesão baseada nos íons carboxílicos e a continuidade da liberação de flúor.

Em 1994, a **COMPANHIA 3M**⁴⁰ lançou no mercado o cimento de ionômero de vidro Vitremer de ativação tripla. De acordo com o perfil técnico do produto, este material é formado por partículas vítreas de flúor-alumino-silicato, pigmentos, persulfato de potássio e ácido ascórbico microencapsulados (pó). O persulfato de potássio e ácido ascórbico compõem o sistema catalisador de oxi-redução, cuja reação ocorre após a mistura entre o pó e o líquido. O líquido do cimento é formado por uma solução aquosa de ácido policarboxílico modificado, HEMA, água, fotoiniciadores e grupos metacrilatos suspensos. Neste cimento a reação de presa ocorre por uma reação ácido-base entre o vidro de flúor-alumino-silicato e o ácido policarboxílico. A reação também ocorre através do processo de fotopolimerização dos radicais livres dos grupos metacrilatos e do HEMA, e pela reação de oxi-redução entre o persulfato de potássio e o ácido ascórbico. Devido a reação de oxi-redução, a velocidade de reação de presa é mais rápida, reduzindo assim, o tempo de trabalho, independente da ativação por luz visível. Normalmente, nos sistemas fotopolimerizáveis a penetração da luz é limitada e o grau de polimerização é dependente da espessura do material inserido na cavidade. Em função disso, esses materiais requerem a utilização da técnica incremental para a confecção das restaurações. Para solucionar este problema foi incorporado na composição o persulfato de potássio e o

ácido ascórbico que por uma reação por oxi-redução aumenta o grau de polimerização do cimento. Dessa forma, a reação deveria produzir altas propriedades físicas do material independente do uso da luz visível ou da região onde o acesso da luz não fosse possível para assegurar uma reação de presa uniforme.

MOUNT³⁵, em 1994, fez um histórico evolutivo dos cimentos de ionômero de vidro desde a sua introdução em 1972 até os dias atuais. De acordo com o autor os cimentos de ionômero de vidro proporcionam adesão ao esmalte e a dentina através de uma troca iônica e apresentam como benefício adicional a contínua liberação de flúor durante toda a vida da restauração. Ainda, apresentam baixa solubilidade, alta resistência à abrasão e excelente biocompatibilidade. No entanto os cimentos de ionômero de vidro convencionais apresentavam alguns problemas como a sinérese e embebição, estabilidade de cor e falta de translucidez. Atualmente, os cimentos de ionômero de vidro estão disponíveis na forma convencional e foto-polimerizável. Neste último caso a estabilidade de cor e a translucidez são excelentes. Outras vantagens associadas aos novos cimentos são a estética, a durabilidade, a resistência à microinfiltração e às cáries recorrentes. A sua maior limitação reside no fato de não possuírem resistência à fratura necessária para a reconstrução de bordas marginais e dos ângulos incisais. A cavidade oral representa um ambiente hostil para qualquer troca química, e a água é considerada como a inimiga da adesão. No entanto, os cimentos de ionômero de vidro são definidos como cimentos baseados em água, cujo processo de mistura entre o pó vítreo e o ácido polialcenóico ocorre por uma reação do tipo ácido-base. O ácido ataca a superfície das partículas de pó, liberando íons cálcio e alumínio, e propiciando formas de adesão. Além disso, uma restauração de cimento de ionômero de vidro também pode se comportar como um reservatório de flúor e manter uma taxa constante destes íons ao redor da

estrutura dental e dessa maneira ser resistente ao processo de cárie. Devido à solubilidade desses cimentos é necessário manter o cimento isolado do meio úmido por no mínimo uma hora para permitir o desenvolvimento da reação para prevenir sua dissolução. A efetiva proteção foi obtida com resina de baixa viscosidade e fotoativada. Recentemente foram introduzidos cimentos onde resinas como HEMA foram adicionadas ao líquido, bem como fotoiniciadores. Nestes tipos de cimentos a reação ácido-básica convencional é suplementada pela reação de fotopolimerização. A ativação da parte monomérica pela luz visível protege a reação ácido-base dos problemas do balanço hídrico e estabiliza a reação de presa do cimento. O cimento também absorverá água em função da característica hidrofílica do monômero HEMA. As fórmulas atuais disponíveis incorporam um mecanismo de presa química adicional, para assegurar completa reação. Esta reação foi denominada de ativação tripla, mas o termo "dual" é preferido, pois identifica a presença de dois mecanismos por reação química e outro por ativação física. Como eles são adequadamente suportados pela estrutura dental remanescente, a adesão, a liberação de flúor, a baixa solubilidade e a alta resistência à abrasão fazem deles materiais restauradores úteis para uma pequena lesão.

Em 1994, **ERICKSON & GLASSPOOLE**¹⁷ estudaram algumas propriedades dos cimentos de ionômero de vidro. Em relação à contração e aos esforços adesivos relataram que os cimentos de ionômero de vidro contraem durante a reação de presa e que a quantidade de contração volumétrica livre medida em um dilatômetro de mercúrio foi similar à resina composta em aproximadamente 3% por volume. Existe também a possibilidade de alteração dimensional de perda de água dos cimentos de ionômero de vidro. A habilidade dos cimentos de ionômero de vidro perderem água diminuem a medida que os cimentos geleificam e a água

firmemente perdida torna-se firmemente unida. Aproximadamente 0,6% de alteração dimensional ocorre em um ambiente de 50% de umidade relativa após 20 minutos de presa e 0,5% de alteração dimensional após 1 a 5 horas de presa. Dessa maneira, após 72 horas, a perda de água e a contração linear de 0,2% a 0,3% ocorre neste mesmo ambiente. Nos ambientes de 100% de umidade relativa nenhuma alteração dimensional foi observada. Em outro estudo a alteração dimensional linear foi medida, 8 minutos após a presa, para uma cimento de ionômero de vidro convencional. Quando o material foi envolvido no Parafilm para prevenir a perda de água, a alteração linear dimensional estabilizou-se a 1,0% após aproximadamente 3 horas, não importando se as amostras estavam armazenadas na água ou no ar. A maioria destas mudanças ocorreram dentro dos primeiros 30 minutos e foi provavelmente o resultado da contração de presa do material e estes resultados estão de acordo com os resultados das medidas realizadas em um dilatômetro. Além disso, 1,0% de alteração foi encontrada quando o material foi exposto às condições de ambiente seco devido à perda de água do cimento. Materiais fotopolimerizáveis, se resinas compostas ou ionômero de vidro contraem-se aproximadamente da mesma magnitude dos seus contrapares quimicamente ativados, mas eles contraem muito mais rápido. Aproximadamente 70% da contração ocorre no primeiro minuto nas resinas compostas totalmente polimerizadas, enquanto para os materiais quimicamente ativados este tempo está estimado em aproximadamente 10 minutos. A quantidade de contração em qualquer período de tempo está relacionada ao grau de polimerização e à formação de ligação cruzada no material; e as propriedades físicas do material desenvolvem-se durante este mesmo intervalo de tempo.

MITCHELL et al.³¹, em 1995, investigaram o papel desempenhado pela umidade, material do substrato e desenho do pino de cimentação no processo de iniciar a falha coesiva do cimento durante a presa. Foram determinados 9 grupos contendo 5 amostras cada um. Os grupos de 1 a 3 foram determinados para avaliar a influência do desenho do pino e do processo de secção na falha do cimento, enquanto os grupos de 4 a 9 foram usados para a avaliação da interação entre cimento, substratos e umidade. Nos grupos 1 e 2 os pinos foram cimentados com o cimento Aqua-Cem (Dentsply) em raízes de dentes incisivos bovinos. O pino foi fixado com o cimento recém-manipulado e durante este período a amostra foi envolvida com gaze saturada com água para manter uma alta umidade. Após a geleificação do cimento as amostras foram armazenadas a 20 °C e a 100% de umidade e seccionadas 24 horas mais tarde. Foi usado um material de impressão de baixa viscosidade a base de polivinil siloxano (Express, 3M Dental Products) para obtenção dos moldes das superfícies cortadas. Resina epóxica foi vazada nos moldes obtidos para a confecção das réplicas. Estas réplicas receberam uma cobertura de 4 µm de Au-Pd para que pudessem ser observadas em um microscópio eletrônico de varredura. O grupo 3 serviu como controle e nele as raízes foram cobertas com uma lamínula para microscopia e armazenadas por 24 horas a 100% de umidade e a 20°C antes da moldagem. Já para os grupos 4, 6 e 8, as raízes também foram cobertas por uma lamínula, logo após a inserção do cimento e armazenadas a 20°C e 100% de umidade por 30 minutos antes da moldagem. Para os grupos 5, 7 e 9 após a armazenagem por 30 minutos a 20°C e 100% de umidade, as amostras foram deixadas desprotegidas em um ambiente de 50% de umidade por 60 segundos antes da moldagem. Os resultados sugerem que o fenômeno da rachadura do cimento de ionômero de vidro, secundário a sua contração volumétrica, é causado mais pela desidratação do cimento do que pela contração inerente a reação de presa. As rachaduras foram eliminadas quando o

cimento foi mantido totalmente hidratado durante a presa (grupos 4, 6 e 8). Pode ser que o cimento sofra uma pequena quantidade de contração, inerente a reação de presa, mas as tensões induzidas pela contração em 100% de umidade foram insuficientes para iniciar a falha do material. Quando o cimento de ionômero de vidro contrai, tensões são induzidas dentro de sua estrutura, então se elas excederem a resistência do material falhas coesivas ocorrerão dentro do cimento ou, se excederem a resistência de união do cimento ao substrato, a falha será adesiva. Já sob condições de ambiente com umidade reduzida por 60 segundos (grupos 5, 7 e 9) a perda de água produziu um aumento de contração do cimento gerando mais tensões e por conseqüência rachaduras no corpo do material. Os autores explicaram que a rachadura ocorreu porque a água do cimento foi retirada pela dentina, levando a uma maior contração e à tensões. É possível que exista troca de água entre dentina e restauração e que o equilíbrio seja alcançado, dependendo das condições locais. Os grupos 5, 7 e 9 indicaram que a resistência da união adesiva entre o cimento e o substrato pode gerar tensões dentro do cimento e por conseqüência sua falha.

CHO et al.¹³, em 1995, relataram que os cimentos de ionômero de vidro convencionais são sensíveis à umidade durante a presa. Esses materiais geleificam por uma série de reações complexas entre o ácido poliacrílico e as partículas vítreas de alumino-silicato. A presa inicial ocorre em poucos minutos, mas a precipitação, a geleificação e a hidratação ocorrem por no mínimo 24 horas e a presa continua vagarosamente por períodos mais longos. Um meio úmido é necessário para todos os passos da reação de presa dos cimentos de ionômero de vidro, mas a presença de muita água pode dissolver os reagentes e prevenir a formação da matriz na presa. Portanto, a sensibilidade dos materiais de cimento de ionômero de vidro convencionais à contaminação salivar ou à dessecação

é considerada um problema clínico importante. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina são conhecidos por absorver água, mas sua sensibilidade à umidade não tem ainda sido comparada àquela dos cimentos de ionômero de vidro convencionais. A precoce polimerização de uma matriz resinosa poderia tornar esses materiais menos sensíveis à umidade do que os cimentos de ionômero de vidro convencionais. Então os autores se propuseram a comparar a susceptibilidade à umidade dos cimentos de ionômero de vidro convencionais e dos modificados por resina, investigar os efeitos de proteções e estudar os efeitos dos diferentes ambientes durante a presa do material. Foram utilizados para a realização deste estudo quatro cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e um cimento de ionômero de vidro convencional. Amostras de 6 mm de diâmetro e 3 mm de espessura foram feitas em moldes de Teflon em uma atmosfera de 60% de U.R. e a 24 °C. Os moldes foram preenchidos com uma única porção do material, cobertos com tiras de poliéster, prensados sob lamínulas de vidro e fotopolimerizados. Entre o nono e o décimo minuto a tira de poliéster foi removida e as amostras foram ou não protegidas com algumas das seguintes barreiras de proteção: vaselina e/ou selante fotopolimerizável sem carga. Dez minutos após o início da mistura as amostras foram transferidas a diferentes meios de armazenagem por 24 horas e a 37 °C. Os meios estudados foram: imersão em água destilada, 100% de U.R. e ambiente com umidade menor que 0,001%. Interações entre o meio de armazenamento e o agente de proteção foram estudadas. Após o período de armazenagem, as amostras foram levadas à uma máquina universal Instron para determinação da resistência à tração diametral. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram menos sensíveis à umidade do que o cimento de ionômero de vidro convencional. O meio de armazenamento seco melhorou a resistência à tração diametral de todos os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Já o cimento de ionômero de

vidro convencional foi prejudicialmente afetado pela água e pela dessecação. O uso do selante como agente protetor aumentou a resistência à tração. Concluindo, os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina têm algumas propriedades indesejáveis, tais como: absorção de água, perda dos íons metálicos formadores da matriz ionomérica e deformação plástica.

SIDHU & WATSON⁴³, em 1995, estudaram os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e suas propriedades. Os cimentos de ionômero de vidro são derivados de ácidos poliméricos e de um componente vítreo (flúor-alumino-silicato). Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram introduzidos para ajudar a superar os problemas de sensibilidade à umidade e as baixas resistências mecânicas associadas aos cimentos de ionômero de vidro convencionais e ao mesmo tempo manter suas vantagens clínicas. Nesta nova classe de material a reação ácido-base é suplementada por um segundo processo de presa que é iniciado pela luz. Estes ionômeros de vidro são formados pela adição de pequena quantidade de componentes resinosos tais como o HEMA ou o BIS-GMA (45 a 60%) e também pela presença de fotoiniciadores. Parte da água do cimento de ionômero de vidro convencional é substituída por uma mistura de água/HEMA. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina melhoraram as características de presa, deram um maior tempo de trabalho com a facilidade de se controlar a presa pela fotopolimerização e um rápido desenvolvimento de resistência ao ataque aquoso. Uma desvantagem está relacionada a diminuição da translucidez. Em geral as propriedades físicas dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina superaram àquelas dos cimentos de ionômero de vidro convencionais tais como: maior resistência à compressão, à tração diametral, à flexão, ao desgaste, de adesão ao esmalte, de união ao cisalhamento à resina composta; maior dureza,

menor fragilidade e solubilidade. Já o módulo de resiliência e o módulo de elasticidade são menores do que aqueles dos cimentos de ionômero de vidro convencionais. Enquanto que para os cimentos de ionômero de vidro convencionais a geleificação é lenta permitindo o alívio dos esforços gerados dentro da restauração. Para os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, a contração de presa é mais rápida por causa da polimerização do componente resinoso. Apesar disso, os materiais modificados por resina parecem exibir melhor adaptação à dentina do que os materiais convencionais. O aumento na relação pó/líquido parece diminuir a contração de polimerização de um cimento de ionômero de vidro forrador modificado por resina, mas também diminui a resistência do material. Por outro lado, a redução da relação pó/líquido aumenta a proporção de resina (HEMA) que é fortemente hidrofílica, resultando em uma maior absorção de água com o desenvolvimento dos efeitos deletérios. O coeficiente de expansão térmica é relatado ser significativamente mais alto nos cimentos modificados do que o dos convencionais, embora seja menor do que o das resinas compostas. Acredita-se que a ocorrência da reação fotoquímica reduz a precoce sensibilidade à umidade. Estudos realizados em cimentos de ionômero de vidro modificados por resina no que diz respeito ao efeito de armazenagem em água em suas propriedades indicaram que estas foram marcadamente alteradas quando os materiais estavam expostos à umidade. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina são resistentes à contaminação precoce pela água, devido à formação de uma matriz orgânica e portanto não requerem proteção pelo verniz. Neste estágio, não está claro a susceptibilidade destes materiais à hidratação ou à desidratação imediatamente após a fotopolimerização. Então, a exposição do cimento maturo à desidratação talvez seja prejudicial, especialmente na interface dentina/restauração, e a subsequente rehidratação não restaura completamente o sistema à situação original. Os pesquisadores

concluíram que a sorpção de água tem um efeito aliviador nos esforços da presa, tanto nos cimento de ionômero de vidro convencionais quanto nos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e isto produz um efeito de manutenção de adaptação da restauração. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina são indicados em muitas situações, tais como restauração de dentes primários, de áreas não sujeitas à cargas oclusais, como material para forramento, para base, para núcleos, para reparo de núcleos de amálgama, para restaurações temporárias, para obturações retrógradas e para cimentação de 'brackets' ortodônticos. Do ponto de vista clínico os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina também são vantajosos em relação aos convencionais, pois têm a habilidade de sofrer acabamento e polimento logo após a fotopolimerização.

BARNES et al.⁵, em 1995, estudaram os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e seu desempenho clínico. Relataram que os cimentos de ionômero de vidro são muito sensíveis à umidade e à dessecação durante o estágio inicial de presa e após geleificação. Por isso, a técnica de manipulação é extremamente sensível. Cimentos de ionômero de vidro modificados por resina consistem da mistura de monômeros foto-sensíveis hidratados combinados com partículas vítreas reativas. São polimerizados pela ativação da luz e também é iniciada uma reação ácido-base entre o ácido poliacrílico e o pó vítreo, da mesma forma como ocorre no cimento de ionômero de vidro convencional. A reação de geleificação continua por aproximadamente 24 horas como é o padrão para as transformações de sol para gel. O estudo clínico foi dividido em duas partes. A primeira parte envolveu a avaliação do cimento de ionômero de vidro modificado por resina forrador sob restaurações de amálgama e de resina composta. Na segunda parte o cimento de ionômero de vidro modificado por resina serviu como material restaurador

em lesões de erosão cervical não retentivas e em cavidades preparadas mecanicamente (classe V retentivas). Trinta e duas lesões de erosão cervical não retentivas serviram como controle e foram restauradas com resina composta. As avaliações foram feitas no sexto e décimo segundo mês após a inserção da restauração. Foram avaliadas a vitalidade e a sensibilidade dos dentes estudados. Este estudo clínico indicou que esta nova geração de cimentos de ionômero de vidro fotoativados restauradores proporcionaram resultados clínicos comparáveis com aqueles alcançados com a resina composta em 12 meses.

ATTIN et al.³, em 1995, relataram que as propriedades físicas dos cimentos de ionômero de vidro convencionais são deterioradas por contaminação pela umidade e pela desidratação durante a presa. Em função disso, avaliaram a contração de presa, as alterações volumétricas e o conteúdo de água após armazenagem em água de vários materiais restauradores de ionômero de vidro modificados por resina disponíveis comercialmente. Seis cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Dyract-De Trey Dentsply, Photac-Fil-ESPE, Ionosit Fil-DMG, Vitremer-3M Dental Products, Variglass VLC-De Trey Dentsply, Fuji II LC-GC Dental Int), um cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado (Chem Fil Superior-De Trey Dentsply), e uma resina composta híbrida (blend-a-lux-Blendax) foram investigados. Os produtos estudados foram recomendados para restauração de cavidades classe III e V. As mudanças volumétricas foram determinadas de acordo com o princípio hidrostático, supondo-se que a alteração da flutuância de um material na água depende da alteração volumétrica desse material. Foram utilizadas 48 bolsas de polietileno comprimidas a ar e a água e seladas a vácuo, que serviram para conter hermeticamente os materiais restauradores. Quarenta e oito fios de poliamida foram fixados no material restaurador e no fecho das bolsas. Imediatamente após o selamento, as bolsas foram pesadas no ar e

na água. As bolsas de polietileno foram usadas para prevenirem a contaminação e a desidratação do material durante a reação de presa, da mesma forma que são indicados os vernizes. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e a resina composta híbrida foram fotoativados por 90 segundos. A contração de presa foi determinada 5 minutos e 24 horas após o início da mistura e da polimerização. As alterações volumétricas foram examinadas em 14 dias e 28 dias após armazenagem em água e o conteúdo total de água foi avaliado somente no vigésimo oitavo dia de armazenagem. A contração de presa da maioria dos ionômeros de vidro modificados por resina foi maior do que na resina composta híbrida e do que no cimento de ionômero de vidro convencional. Após 28 dias de armazenagem em água, os ionômeros de vidro modificados por resina mostraram expansão volumétrica e o cimento de ionômero de vidro quimicamente ativado mostrou perda volumétrica. Essa expansão proveniente da absorção de água não contribuiu com expansão suficiente para selar as margens da restauração. Todos os cimentos de ionômero de vidro examinados tiveram um maior conteúdo de água do que o compósito. De acordo com estes resultados a contração de presa dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina pode afetar a integridade marginal das restaurações. Além disso, os resultados mostraram que o cimento de ionômero de vidro convencional pode perder água em certos meios mesmo depois de geleificado, enquanto que os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina absorvem água devido aos monômeros hidrofílicos presentes.

GARCIA et al.¹⁹, em 1995, verificaram a influência de dois agentes protetores na solubilidade precoce em água de cimentos de ionômero de vidro. Para realização deste trabalho dois cimentos de ionômero de vidro foram avaliados: Chelon Fil e Vidrion R, e dois agentes protetores: adesivo dentinário Scotchbond e o verniz Vidrion V. Quinze amostras foram

confeccionadas com o auxílio de uma matriz plástica. Após o tempo inicial de geleificação, as amostras foram aleatoriamente divididas em três grupos experimentais e receberam um dos seguintes tratamentos: grupo 1 - nenhum material protetor foi aplicado sobre as amostras; grupo 2 - duas camadas de verniz foram aplicadas com pincel sobre toda a extensão das amostras; grupo 3 - o adesivo dentinário foi aplicado com um pincel sobre toda a amostra e polimerizado com uma fonte de luz visível por 20 segundos, sendo 10 segundos em cada lado da amostra. Posteriormente cada amostra foi imersa em 50 ml de água destilada por 1 e 24 horas. Após estes dois períodos experimentais, as amostras foram avaliadas em relação ao teste de solubilidade usando a especificação nº 9 da A.D.A. Os resultados mostraram que Vidrion R protegido com verniz reduziu significativamente a solubilidade precoce das amostras em relação às aquelas protegidas com adesivo dentinário e às aquelas não protegidas. As análises estatísticas mostraram diferença significativa entre os grupos verniz Vidrion-V, Scotchbond e os não protegidos. Em relação ao tempo de imersão, a análise estatística mostrou diferença significativa entre o grupo não protegido e o grupo que utilizou o Scotchbond resinoso. Os outros tratamentos não mostraram diferenças significantes. Dessa forma, os autores concluíram que os dois cimentos de ionômero de vidro avaliados requereram proteção superficial para evitar a solubilidade precoce e que entre os materiais avaliados, o verniz V, a base de nitrocelulose foi o agente protetor mais efetivo.

Em 1996, **ATTIN et al.**⁴, avaliaram a profundidade de polimerização, a microdureza superficial, a resistência à compressão e à flexão, o módulo de elasticidade e a abrasão por escovação de quatro cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e de duas resinas compostas modificadas por poliácidos. Todos os materiais foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes. Os materiais fotoativados

foram fotopolimerizados por sessenta segundos e removidos dos moldes. As amostras preparadas para os testes de resistência à compressão e à flexão foram adicionalmente transferidas a um forno fotopolimerizador para proporcionar sua completa polimerização. Após a fotopolimerização, as amostras foram armazenadas em água destilada por 24 horas a 37°C. Nas amostras quimicamente ativadas foi aplicado verniz e elas foram armazenadas em 100% de U.R. por 24 horas antes de serem avaliadas. Elas foram então avaliadas em um testador de dureza Vickers para determinação de sua microdureza, em uma máquina universal para a resistência compressiva e flexural e numa máquina de escovação para a resistência à abrasão. A microdureza foi testada em relação a profundidade de polimerização das amostras. A resistência à compressão e à flexão, o módulo de elasticidade e a microdureza superficial dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e das resinas modificadas por poliácidos foram inferiores àquelas das resinas compostas híbridas e similares àquelas dos cimentos de ionômero de vidro convencionais. A resina composta híbrida exibiu a mais baixa resistência ao desgaste causada pela escovação. Alguns dos materiais mostraram uma marcada diminuição na dureza em profundidade que excedia 2,0 mm. De maneira geral, as propriedades de resistência dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e das resinas modificadas por poliácidos foram inferiores àquelas da resina composta híbrida.

Em 1996, **MATIS et al.**²⁷ compararam o desempenho clínico a longo tempo (10 anos) de dois diferentes cimentos de ionômero de vidro restauradores com o de uma resina composta. Trinta pacientes adultos, cada um com no mínimo 4 lesões cervicais com erosão/abrasão, participaram voluntariamente deste estudo. Cada paciente recebeu 4 diferentes restaurações classe V. Três materiais restauradores foram usados. Duas das restaurações foram confeccionadas com o cimento de

ionômero de vidro convencional Ketac-Fil, acabado 15 minutos e 24 horas após a inserção. Os outros dois materiais utilizados foram Chelon-Fil e uma resina composta Cervident. Não houve remoção da estrutura dental para proporcionar retenção mecânica em quaisquer um dos materiais. Foi realizada profilaxia dental com pedra-pomes e água com o auxílio de uma taça de borracha. Todas lesões restauradas com cimento de ionômero de vidro foram condicionadas com ácido poliacrílico a 15% por 15 segundos. Os materiais restauradores foram misturados e posicionados de acordo com as instruções dos fabricantes. O esmalte circundante às lesões restauradas com a resina composta Cervident foi condicionado com 50% de ácido fosfórico por 1 minuto e lavado. Após a secagem da lesão, um adesivo foi aplicado. Dessa forma, os autores concluíram que os cimentos de ionômero de vidro apresentaram excelente capacidade de retenção quando comparados com a resina composta estudada. Entretanto, as fraturas marginais e rachaduras superficiais reduziram a expectativa da longevidade da restauração.

Em 1996, **MJÖR**³³ estudou a relação de restaurações feitas com ionômero de vidro e a incidência de cáries secundárias. Para a realização deste estudo, dados foram coletados, durante 1993 e 1994, de quatro grupos de dentistas particulares que promoviam um programa de educação continuada de 3 anos, que incluía Odontologia Restauradora. A inspeção das restaurações de amálgama, de resina composta e de ionômero de vidro incluiu registros de um número de restaurações usadas para o tratamento de cáries primárias e as razões para substituição de restaurações. As razões para substituição das restaurações de ionômero de vidro foram as seguintes: cáries secundárias, descoloração marginal, descoloração do corpo da restauração, perda da forma anatômica, fratura marginal, dor ou sensibilidade e outras razões. A inspeção envolveu 790 restaurações de cimento de ionômero de vidro, 2.609 restaurações de

resina composta e 898 restaurações de amálgama. Todas as restaurações confeccionadas durante o período de 2 semanas foram registradas. Quase metade de todas as restaurações de ionômero de vidro que falharam, foram substituídas pelo diagnóstico clínico de cáries secundárias. Esta incidência de cárie secundária foi similar para aquela do amálgama. A média de vida útil das restaurações substituídas de ionômero de vidro foi de 5 anos, enquanto que para as restaurações de resina composta foi de 8 anos e 10 anos para restaurações de amálgama. Dessa forma, os autores concluíram que o diagnóstico clínico de cáries secundárias foi a razão mais comum para falha de restaurações de ionômero de vidro.

MC LEAN²⁸, em 1996, estudou o poder de adesão dos cimentos de ionômeros de vidro convencionais, modificados por resina e das resinas modificadas por poliácidos. Relatou que devido ao fato que os cimentos de ionômero de vidro unirem-se ao substrato dental por ligações iônicas e polares, permitem que elas sejam restabelecidas. Dessa forma, este fator junto com a multiplicidade das características de ligações adesivas e com os esforços de presa podem permitir a estes materiais uma propriedade única de longevidade da adesão sob as condições orais. Além disso, possuem propriedades de selamento cavitário e resistência à microinfiltração por longos períodos por causa de sua capacidade cariostática evidenciada pela liberação de íons flúor. Relatou também que a habilidade dos cimentos de ionômero de vidro resistirem aos esforços pode ser explicada por um mecanismo de fratura interna pelo qual o material pode facilmente remodelar-se para novas formas reforçadas. Como os cimentos de ionômero de vidro usam a água como base de reação, não são afetados pelos fluidos dentinários, e embora, exibam menores resistências de união à tração do que os agentes de união à resina, a área de união geralmente mostra uma fratura coesiva que reflete

uma baixa resistência à tração do cimento e não a resistência atual da união. Até que cimentos mais resistentes sejam produzidos, não será possível medir a verdadeira resistência desta união. Por esta razão, os cimentos de ionômero de vidro deveriam ser confinados à áreas de pouca incidência de esforços e possuir alta união à dentina. Desde que estes cimentos sejam inseridos em superfícies dentinárias limpas, a resistência à microinfiltração tem sido mostrada por períodos de mais de 15 anos. O autor relatou um recente estudo no qual não encontrou perda de selamento em restaurações realizadas em dentes "in vivo". No entanto relata que a microinfiltração está mais relacionada à atmosfera na qual a restauração foi inserida. Neste teste "in vivo", o ambiente parcialmente úmido favoreceu o processo de aplicação e, como previamente discutido, o alívio dos esforços exibidos pelos cimentos de ionômero de vidro podem contribuir para este resultado. Como não é possível fotopolimerizar ionômeros de vidro convencionais, foi necessário modificar o poliácido pela incorporação de grupos metacrilatos dentro da cadeia de ácido poliacrílico. Dessa forma, incorporou-se ácido poliacrílico que é menos solúvel em água do que seus precursores e o HEMA foi adicionado como co-solvente. Quando estes monômeros hidrofílicos foram incluídos, o cimento geleificado atuou como um hidrogel, expandindo-se em água e tornando-se mais fraco. Em geral, quanto maior for a quantidade de HEMA incorporado, maior será a expansão e a redução na resistência. As resinas modificadas por poliácidos também requerem testes clínicos de longa duração. Isto porque, embora sejam mais resistentes do que os cimentos de ionômero de vidro convencionais e do que aqueles modificados por resina, ainda são significativamente menos resistentes do que as resinas compostas híbridas ou de micropartículas. Já a retenção dos cimentos de ionômero de vidro nas lesões de erosão e de abrasão envolvendo unicamente à dentina mostra melhor desempenho em relação àquela das restaurações de resina composta unidas à dentina.

Em 1996, **BURGESS et al.**¹⁰ estudaram o cimento de ionômero de vidro em relação às suas propriedades e o seu desempenho clínico. Relataram vários trabalhos clínicos com relação a incidência de cáries secundárias e conseqüentemente a retenção dos cimentos de ionômero de vidro aos preparos cavitários. Relataram então, que em duas avaliações de quase 7000 restaurações, mais que 50% das restaurações foram refeitas. Em preparos de dentes permanentes restaurados com amálgama de prata, as cáries recorrentes apareceram após 10 anos. Nas restaurações de resina composta após 8 anos e 5 anos para restaurações de cimentos de ionômero de vidro. Surpreendentemente quase metade das restaurações de ionômero de vidro foram refeitas devido às cáries secundárias. Tyas & Beech inseriram 30 restaurações em lesões com abrasão cervical usando um cimento de ionômero de vidro, e reportaram 92% de retenção em 2 anos. Outro relato de exame clínico de um ano avaliou cáries recorrentes ao redor de restaurações classe V de ionômero de vidro e da resina composta que comportaram-se de maneira similar. Ao final de um ano, 3% das restaurações de cimento de ionômero de vidro e 6% das restaurações de resina composta tiveram cáries recorrentes. Wilder et al. reportaram retenção de 76% e 0% de taxas de cáries recorrentes com restaurações de Fuji II LC em preparos cavitários classe V em dois anos. Robbins et al. relataram 100% de retenção de restaurações classe V com o material Vitremer em 2 anos, ao passo que 23% tiveram algumas discrepâncias na forma anatômica. Um estudo clínico de 1 ano de retenção de 3 cimentos de ionômero de vidro modificados por resina estabeleceu que nenhuma das 60 restaurações de Fuji II LC, Vitremer ou Photac-Fil perderam-se e que nenhuma cárie recorrente foi encontrada ao redor de qualquer restauração, mas houve descoloração marginal. Em relação à composição, Z 100 tem 50% a 70% do volume de carga inorgânica com um tamanho médio de partícula ao redor de 0,6 µm a 1,0 µm. Já em relação aos materiais restauradores compoméricos ou

modificados por poliácidos, tais como o Dyract e Compoglass, relataram que no Dyract o monômero tem sido modificado com a adição de monômeros hidrofílicos, o produto da reação de ácido butano tetracaboxílico e HEMA, para formar uma resina TCB com dois grupos metacrilatos e dois grupos carboxílicos, e que 50% dos grupos reativos de cada molécula consistem de grupamentos ácidos carboxílicos. A carga deste compômero é uma partícula vítrea de estrôncio-alumínio-flúor-silicato contendo 13% peso por peso de flúor. Compoglass é uma resina modificada por poliácido fotopolimerizada e de composição única composto de vidro de flúor-alumino-silicato de bário silanizado e cargas de trifluoreto de itérbio. Com um tamanho médio de partícula de 1,6 µm, Compoglass tem 55,9% de carga por peso e 79% de carga por volume. O monômero deste material tem sido modificado pela adição de um monômero de DCMA cicloalifático. Estudando as propriedades básicas dos cimentos de ionômero de vidro, os autores relataram que a falta de aceitação destes materiais pode ser o resultado de sua sensibilidade à técnica. A dificuldade em manipular os cimentos de ionômero de vidro convencionais está relacionada a sua embebição devido à umidade durante o estágio mais precoce da reação de presa e posteriormente durante a dessecação quando o material geleifica. A contaminação precoce por água libera íons solúveis em água necessários para a ligação cruzada que ocorre na presa do material produzindo um material opaco e fraco. Contrariamente, os cimentos de ionômero de vidro desidratam-se causando rachaduras e opacidade à restauração. Dessa forma, se a restauração é isolada e se desidratação prolongada ocorrer, então meses após a inserção inicial da restauração levarão à rachadura e à contração desta restauração.

Em 1997, **CHAIN et al.**¹¹ quantificaram a microinfiltração de corantes em cavidades classe V, com margem em dentina, restauradas com compômeros (Compoglass e Dyract), com um cimento de ionômero de vidro de tripla ativação (Vitremmer) ou com uma resina composta combinada com adesivo dentinário (Z 100/Scotchbond Multi-Purpose). Preparos classe V com ângulo cavosuperficial em 90° foram feitos nas superfícies vestibulares das raízes de 48 pré-molares permanentes superiores hígidos. Doze dentes foram restaurados com cada material seguindo as instruções dos fabricantes. As restaurações foram acabadas com brocas de carboneto de silício de 12 lâminas 15 minutos após a inserção dos materiais. Os dentes foram armazenados em solução salina a 37° C durante 24 horas, polidos com discos Sof-Lex e então submetidos a 500 ciclos térmicos em solução de azul de metileno a 2%, em temperaturas de 8°C e 50°C com intervalos de 15 segundos em cada banho. A microinfiltração do corante foi determinada quantitativamente por espectrometria e expressa em µm de corante/restauração. Os dados foram avaliados pela análise de variância e pelo teste de comparação múltipla Student-Newman-Keuls. Os resultados foram os seguintes em ordem decrescente de penetração do corante: Vitremmer (1,09) > Compoglass (0,79) > Scotchbond Mult Purpose-Z100 (0,70) > Dyract (0,38). A análise de variância mostrou que a quantidade de microinfiltração foi significativamente diferente (p=0,0062). Dyract demonstrou significativamente menos microinfiltração do que o material Vitremmer.

Em 1997, **ABDALLA et al.**¹, avaliaram o desempenho clínico de duas resinas modificadas por poliácidos (Dyract e Compoglass) e de dois cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Fuji II LC Improved e Vitremmer) em classes V com lesões cariosas. Cento e vinte classes V com lesões cariosas foram preparadas em dentes anteriores e posteriores. Vinte e dois pacientes participaram deste estudo. Os dentes a serem

restaurados foram limpos com um pasta para polimento com uma taça de borracha e lavados com água. Em seguida procedeu-se ao preparo cavitário das cavidades. Os materiais avaliados foram manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes. Trinta cavidades foram restauradas com um dois materiais de cimento de ionômero de vidro modificados por resina (Fuji II LC Improved e Vitremer) e duas resinas modificadas por poliácidos (Dyract e Compoglass). Os materiais restauradores foram polimerizados com uma fonte de luz Visilux II. As restaurações foram clinicamente avaliadas por dois avaliadores independentes usando o critério USPHS após uma semana, e após 1 e 2 anos. Em dois anos, 114 restaurações (95% da taxa de retorno) estavam disponíveis para avaliações e nenhuma perda de restauração foi notada. Nenhuma cárie foi encontrada em qualquer tempo de avaliação. De acordo com os autores nenhuma evidência de cáries secundárias foi notada. No entanto, todos os materiais exibiram descoloração marginal que foi atribuída à absorção de água no período avaliado, à contração de polimerização dos materiais e à microinfiltração.

5 - PROPOSIÇÃO

5 - PROPOSIÇÃO

A sensibilidade ao equilíbrio hídrico durante a reação de geleificação produz alteração dimensional nos ionômeros de vidro convencionais. Por outro lado, a adição de monômeros nas novas classes de materiais restauradores produziram contração de polimerização e alteração do coeficiente de expansão térmico. A somatória destes fatores pode produzir o rompimento da união na interface dente/restauração com conseqüente infiltração marginal.

Assim sendo, a proposição deste estudo foi avaliar "in vitro" a estabilidade dimensional dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, cimento de ionômero de vidro modificado por resina, resinas modificadas por poliácidos e resina composta, sob a influência de ambientes com umidade relativa diferentes.

**6 - MATERIAIS E
MÉTODO**

6 - MATERIAIS E MÉTODO

6.1 - Materiais

Para a realização deste estudo foram utilizados seis (06) materiais odontológicos indicados pelos respectivos fabricantes para uso em restaurações diretas (Tabela 1). Dois desses produtos (Vidrion R e Chelon Fil) são cimentos de ionômero de vidro cujo processo de geleificação está baseado na reação do tipo ácido-base. O Vidrion R é formado pelo flúor-silicato de cálcio e alumínio e ácido poliacrílico liofilizado que misturados compõem o pó do cimento, enquanto a parte líquida é formada por uma solução aquosa de ácido tartárico. No Chelon Fil o pó vítreo é formado basicamente pelo flúor-alumino-silicato de cálcio e o líquido por uma solução aquosa de ácido polimaléico.

Outros três materiais são diferenciados pela porcentagem de resina na composição. O Vitremer é considerado um cimento de ionômero de vidro modificado por resina com três diferentes formas de ativação para completar a reação de presa. O pó vítreo é formado pelo flúor-alumino-silicato e microcápsulas de persulfato de potássio e ácido ascórbico. O líquido é composto por uma solução aquosa de copolímeros do ácido policarboxílico modificado (50-55%), HEMA (18-20%), água, fotoiniciadores e grupos metacrilatos suspensos. A reação do tipo ácido-base é iniciada assim que o pó e o líquido são misturados. Ao mesmo tempo, uma reação do tipo oxi-redução ocorre entre o persulfato de potássio e o ácido ascórbico. Finalmente, os fotoiniciadores devem ser ativados pela luz visível para completar a formação do polímero⁴⁰. O material Compoglass é uma resina modificada por poliácido. As partículas

vítreas de dióxido de silício, óxido de zircônio, trifluoreto de itérbio e vidro de bário silanizadas estão dispersas numa matriz orgânica de dimetacrilatos (10-30%) contidas em cápsulas prontas para uso direto em cavidades. Da mesma forma, o Dyract também é um sistema restaurador formado por uma resina modificada por poliácidos. As cápsulas contêm partículas vítreas de flúor-silicato dispersas numa matriz orgânica de monômeros ácidos e fotoiniciadores¹⁰.

O sistema restaurador Z 100 é a resina composta que completa a lista dos produtos discriminados na Tabela 1. A matriz orgânica é composta pelo BIS-GMA, TEGDMA e fotoiniciadores, enquanto que, as partículas inorgânicas são formadas por zircônio/sílica com tamanho variável entre 0,01-3,5 μm . A polimerização é iniciada pela exposição à luz visível no comprimento de onda entre 400-500 nm.

Tabela 1 - Materiais usados no estudo

Nome Comercial	Fabricante	Classificação*
Vidrión R	S.S. White Artigos Dentários Ltda. Rio de Janeiro, R.J., Brasil	ionômero de vidro
Chelon Fil	Espe-Fab. Pharmazeutischer. Praparate GMBH & Co., N., Seefeld, Germany.	ionômero de vidro
Vitremer	3M Dental Products St. Paul, MN, USA	ionômero modificado por resina
Compoglass	Vivadent, Schaan, Liechtenstein	resina modificada por poliácido
Dyract	De Trey Dentsply, Konstanz, Germany	resina modificada por poliácido
Z 100	3M Dental Products St. Paul, MN, USA	resina composta

* Proposta por MC LEAN, J.W., NICHOLSON, J.W., WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. Quintessence int., Berlin, v. 25, n.9, p. 587-589, 1994.

6.2 - Método

6.2.1 - Obtenção dos corpos-de-prova

Para obtenção dos corpos-de-prova foi necessário a confecção de 60 matrizes metálicas de forma circular, medindo 6 mm de diâmetro interno por 2 mm de espessura.

No caso dos cimentos ionoméricos Vidrion R e Chelon Fil, a relação pó-líquido e o procedimento de manipulação seguiram a recomendação do fabricante de cada produto. Assim, o pó era dispensado sobre uma placa de vidro e com o auxílio de uma espátula de aço inoxidável número 70 (Duflex, SS White Artigos Dentários, Ltda.) aglutinado ao líquido em duas porções: metade nos primeiros 30 segundos e um período igual para a outra metade, completando 60 segundos. O mesmo procedimento foi realizado com o material Vitremer, exceto que o tempo de aglutinação foi de 45 segundos.

Nesse momento, a matriz metálica já estava posicionada sobre uma lamínula de vidro e ambas apoiadas em uma placa de vidro de 10 mm de espessura. Então, os materiais Vidrion R, Chelon Fil e Vitremer foram inseridos no interior da matriz com auxílio de uma seringa Centrix (DFL-Produtos Odontológicos Ltda). Em seguida, uma segunda lamínula de vidro foi colocada sobre a base superior da matriz que continha o material que foi previamente recoberta por uma tira de poliéster (Odahcam). Após isso, uma carga de 5 kg foi aplicado sobre o conjunto através de uma haste metálica fixada na base de uma prensa hidráulica para testes de espessura de película e cimentação de coroas, desenvolvida pela Área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-

UNICAMP. Dessa forma, o material foi comprimido e o excesso eliminado¹³.

Os materiais Vidrion R e Chelon Fil permaneceram sob compressão na prensa hidráulica durante 17 minutos para que o tempo de geleificação se completasse (Figura 1). No entanto, para o Vitremer, após a remoção da carga de compressão e da lamínula de vidro, cada lado do material no interior da matriz foi exposto, durante 40 segundos, à luz visível emitida através da ponta ativa do aparelho Visilux 2 (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA), cuja intensidade de luz alcançou 600 mW/cm^2 , conforme leitura obtida no radiômetro¹³.

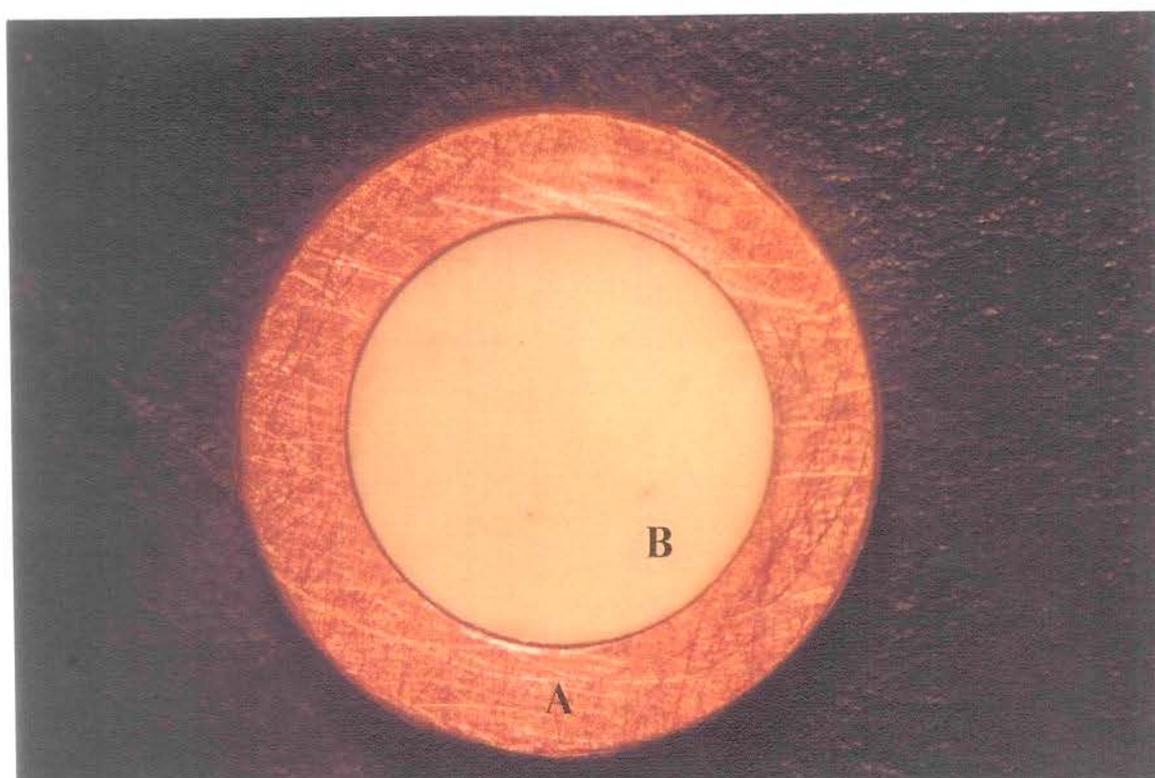


Figura 1 - Matriz metálica circular (A) utilizada para conter o material restaurador Vidrion R (B).

Os produtos Dyract e Compoglass são fornecidos pelos fabricantes dentro de ponteiros aplicadoras que se adaptam em seringas próprias e, à semelhança da Centrix, foram usadas com a finalidade de inserir o material no interior da matriz metálica. A resina composta Z 100 foi inserida e compactada no interior da matriz metálica com auxílio de uma espátula plástica. Da mesma forma que os outros materiais descritos anteriormente, a matriz contendo cada um dos produtos também era submetida a uma carga de compressão de 5 kg na prensa hidráulica e, logo após, eram expostos à radiação eletromagnética no comprimento de onda de 470 nm (luz visível) emitida através da ponta ativa do aparelho Visilux 2, durante 40 segundos em cada um dos lados do corpo-de-prova.

De acordo com esses procedimentos, foram confeccionados 10 corpos-de-prova para cada material, em ambiente laboratorial controlado, monitorado com um psicrômetro^{39,46}, sendo que 05 deles foram confeccionados à temperatura de $23^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ e U.R. de $50 \pm 10\%$ ^{10,31,55}. Os outros 05 corpos-de-prova foram confeccionados à temperatura de $23^{\circ} \pm 1^{\circ} \text{C}$ e U.R. de $80 \pm 10\%$ ^{8,13,21,22,53,55}, perfazendo assim, um total de 60 corpos-de-prova.

Logo após os procedimentos de confecção, os corpos-de-prova foram armazenados em estufa (Heraeus) a 37°C e a 100% de U.R., durante 1 hora^{20,22}.

6.2.2 - Mensuração da interface material restaurador-matriz metálica em Microscopia Óptica⁸

Decorrido o tempo de armazenagem, os corpos-de-prova foram analisados em um Fotomicroscópio (Carl Zeiss Ernest Leitz Wetzlar, Germany), com aumento de 100 vezes na objetiva. Para mensuração da interface matriz metálica-material restaurador (figura 2), foi acoplada na objetiva do microscópio uma ocular micrométrica com tambor graduado e escala móvel (Ernest Leitz GMBH Wetzlar)^{38,42}.

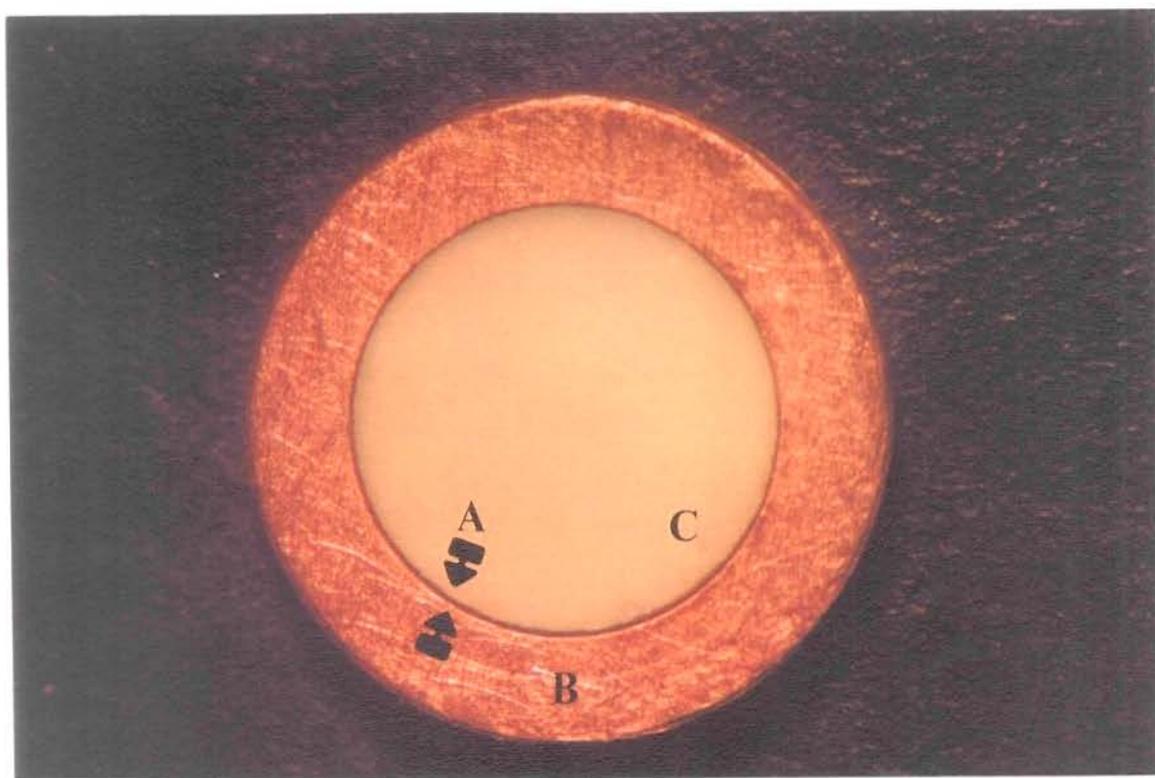


Figura 2 - Interface (A) formada entre a matriz metálica circular (B) e o material restaurador Vidrion R (C).

As medidas foram realizadas em quatro posições⁴², correspondentes à 12, 3, 6 e 9 horas, usando como referência a interface formada entre a parede interna da matriz e o material restaurador⁵⁰. Em cada uma das posições citadas foram feitas três medidas⁵⁵ e, em seguida, obtida a média aritmética^{42,55} para cada posição do corpo-de-prova. As medidas foram obtidas em unidades referenciadas pela ocular micrométrica e posteriormente transformadas em micrometros.

Uma régua aferidora (Zeiss West, Germany) foi usada no microscópio para determinar a relação entre unidades medidas e micrometros. De acordo com o dispositivo usado, cada 100 unidades da ocular micrométrica correspondiam a 40 μm . Dessa forma, cada 1 μm correspondia a 2,5 unidades. Assim, os valores coletados em unidades foram divididos por 2,5 e transformados em micrometros.

6.2.3 - Análise da interface material restaurador-matriz metálica em Microscopia Eletrônica de Varredura

Para esta fase do experimento foi confeccionada uma moldeira metálica com forma de anel, medindo 20 mm de diâmetro por 13 mm de altura. Em seguida, o material elastomérico polimerizado por adição Express^{12,31} (3M Dental Products, St. Paul, MN, USA) foi proporcionado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante e inserido na moldeira metálica para moldagem individual dos corpos-de-prova.

Após ter decorrido o tempo de polimerização, recomendado pelo fabricante, da silicona polimerizada por adição, o molde foi separado do corpo-de-prova e vazado com gesso pedra tipo IV Herostone (Vigodent, S.A., Rio de Janeiro, RJ. Brasil), para obtenção do modelo^{47,49}. Dentre os cinco corpos-de-prova duplicados em gesso foram selecionados dois modelos representativos de cada material para cada ambiente estudado. Os modelos em gesso foram revestidos com liga de ouro-paládio³¹ sob alto vácuo em um metalizador (Balzers-SCD sputter coater, Germany) para que a interface formada entre o material restaurador e a parede interna da matriz pudesse ser observada e fotografada no Microscópio Eletrônico de Varredura (DSM 940 A, Zeiss Germany)¹². Para documentação fotográfica da interface matriz-material restaurador, foi utilizado o filme Neopan SS, 120 mm (Fuji) e as fotos foram obtidas em aumento de 500 vezes no negativo.

7 - RESULTADOS

7 - RESULTADOS

7.1 - Análise da dimensão das fendas em Microscopia Óptica

Os valores originais obtidos na mensuração das fendas formadas na interface material restaurador/superfície interna da matriz, com os dois grupos, estão dispostos nas Tabelas 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12 e 13 (apêndice).

Esses valores foram submetidos à análise de variância com esquema fatorial, cujos fatores foram: Material, que avalia o tipo de material usado; Ambiente, que avalia o tipo de umidade utilizada (50 ou 80% de U.R.) no ato da confecção das amostras. De acordo com a tabela 14, os fatores Material e Ambiente, e a interação Material x Ambiente apresentaram diferença estatisticamente significativa ao nível de 5% de significância, pelo teste F.

Os valores médios foram submetidos ao teste de Tukey ao nível de 5% de significância e estão apresentados nas tabelas 15, 16, 17 e 18 e ilustrados nas figuras 3, 4, 5 e 6.

Tabela 14 - Análise de variância para os valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos dois ambientes estudados (50 e 80% de U.R.).

Causas da Variação	G.L	S.Q.	Q.M.	Valor F	Prob. > F
Material (Mat)	5	2147,1556470	429,4311294	3649,7559	0,00001
Ambiente (Amb)	1	206,0907553	206,0907553	1751,5762	0,00001
Mat. x Amb.	5	471,8931786	94,3786357	802,1290	0,00001
Resíduo	48	5,6476881	0,1176602		
Total	59	2830,7872690			

Média geral = 11,823334

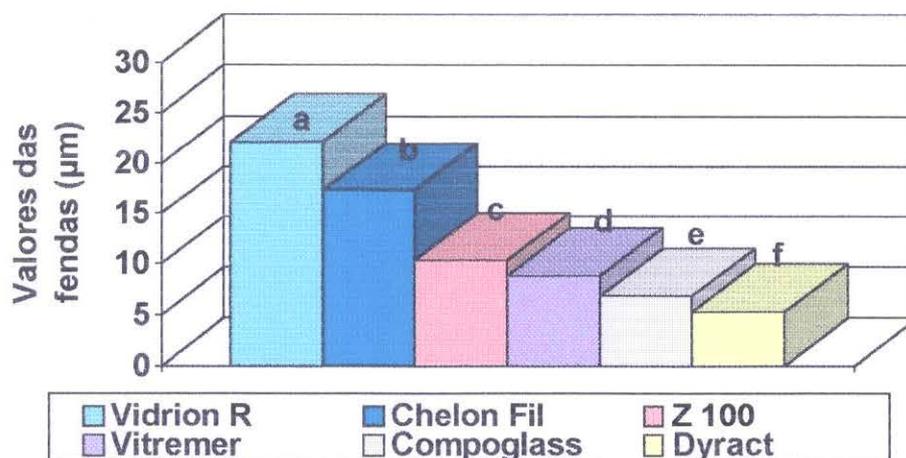
Coefficiente de variação = 2,901 %

TABELA 15 - Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais (μm).

MATERIAL	MÉDIA
Vidrion R	22,16 a (0.23)
Chelon Fil	17,33 b (0.32)
Z 100	10,37 c (0.22)
Vitremer	8,89 d (0.10)
Compoglass	6,80 e (0.09)
Dyract	5,32 f (0.07)

() Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.



Barras seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.

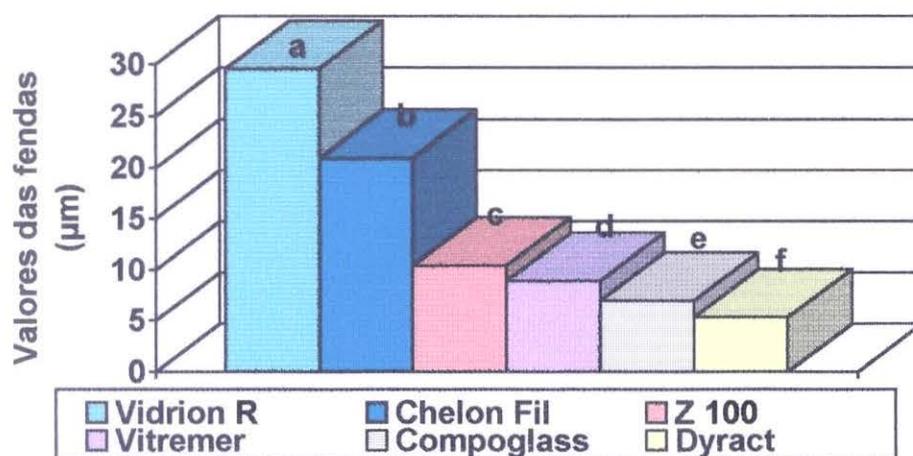
Figura 3 - Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais.

TABELA 16 - Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 50% de U.R. (μm).

MATERIAL	MÉDIA
Vidrion R	29,56 a (0.23)
Chelon Fil	20,94 b (0.32)
Z 100	10,40 c (0.22)
Vitremer	8,88 d (0.10)
Compoglass	6,94 e (0.09)
Dyract	5,34 f (0.07)

() Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.



Barras seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.

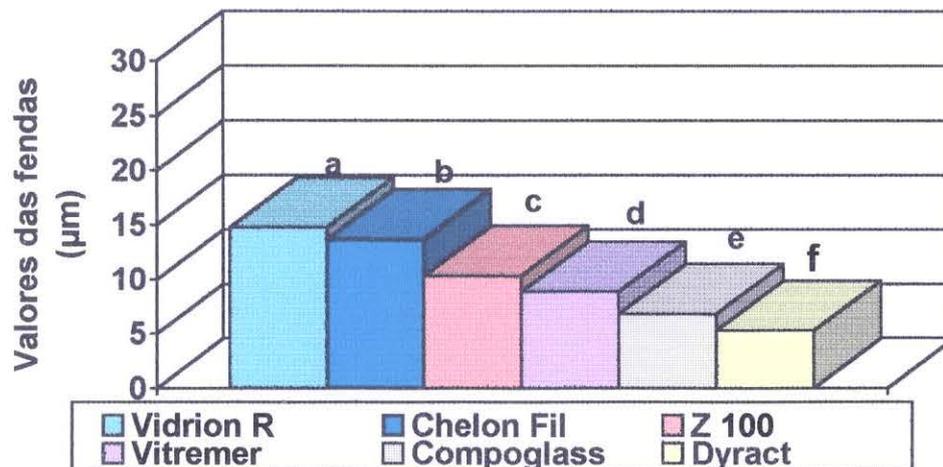
Figura 4 - Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 50% de U.R.

TABELA 17 - Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 80% de U.R. (μm).

NOME	MÉDIA
Vidrion R	14,76 a (0,16)
Chelon Fil	13,72 b (0,09)
Z 100	10,34 c (0,10)
Vitremer	8,90 d (0,05)
Compoglass	6,80 e (0,03)
Dyract	5,30 f (0,08)

() Desvio Padrão da Média

Médias seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.



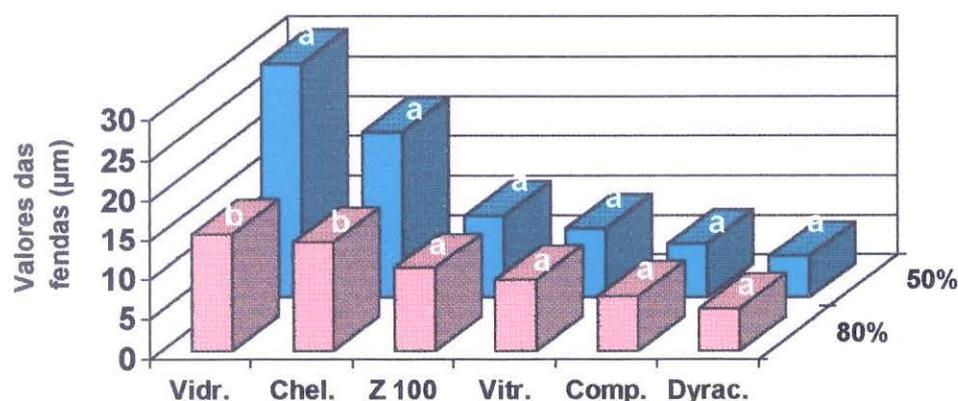
Barras seguidas por letras distintas diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.

Figura 5 - Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais em ambiente de 80% de U.R.

TABELA 18 - Valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais nos ambientes de 50% e 80% de U.R. (μm).

Mat \ Amb.	50%	80%
Vidrion R	29,56 a	14,76 b
Chelon Fil	20,94 a	13,72 b
Z 100	10,40 a	10,34 a
Vitremer	8,90 a	8,88 a
Compoglass	6,94 a	6,80 a
Dyract	5,34 a	5,30 a

Médias seguidas por letras distintas, em linha, diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey.



Barras seguidas por letras distintas para o mesmo material diferem ao nível de 5% de significância, pelo teste de Tukey

Figura 6 - Ilustração gráfica dos valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador nos diferentes grupos experimentais nos ambientes de 50% e 80% de U.R.

7.2 - Análise das réplicas dos corpos-de-prova em Microscopia Eletrônica de Varredura

Nesta parte do estudo foram obtidas fotomicrografias da fenda formada entre o material estudado e a parede interna da matriz nos troquéis representativos de cada material nos dois tipos de ambiente estudados (50 e 80% de U.R.). Estas fotomicrografias estão ilustradas nas figuras de 7 a 12.

Nas fotomicrografias ilustradas pelas figuras 7 a 10 foi observado que as fendas formadas na interface entre os materiais restauradores convencionais (Vidrion R e Chelon Fil) e a matriz em ambiente de 50% de U.R. foram maiores do que àquelas formadas quando os corpos-de-prova foram confeccionados em ambiente de 80% de U.R.. Notou-se ainda que a fenda produzida pelo material Vidrion R foi maior do que àquela apresentada pelo material Chelon Fil e que ambas apresentaram-se maiores em relação aos materiais modificados por resina e por poliácidos e pela resina composta.

Por outro lado, os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Vitremmer), por poliácidos (Dyract e Compoglass) e a resina composta (Z 100) apresentaram fendas semelhantes na interface matriz-material restaurador quando os corpos-de-prova foram confeccionados nos ambientes de 50 e 80% de U.R.. As figuras 11 e 12 ilustram estas condições com o material Dyract.

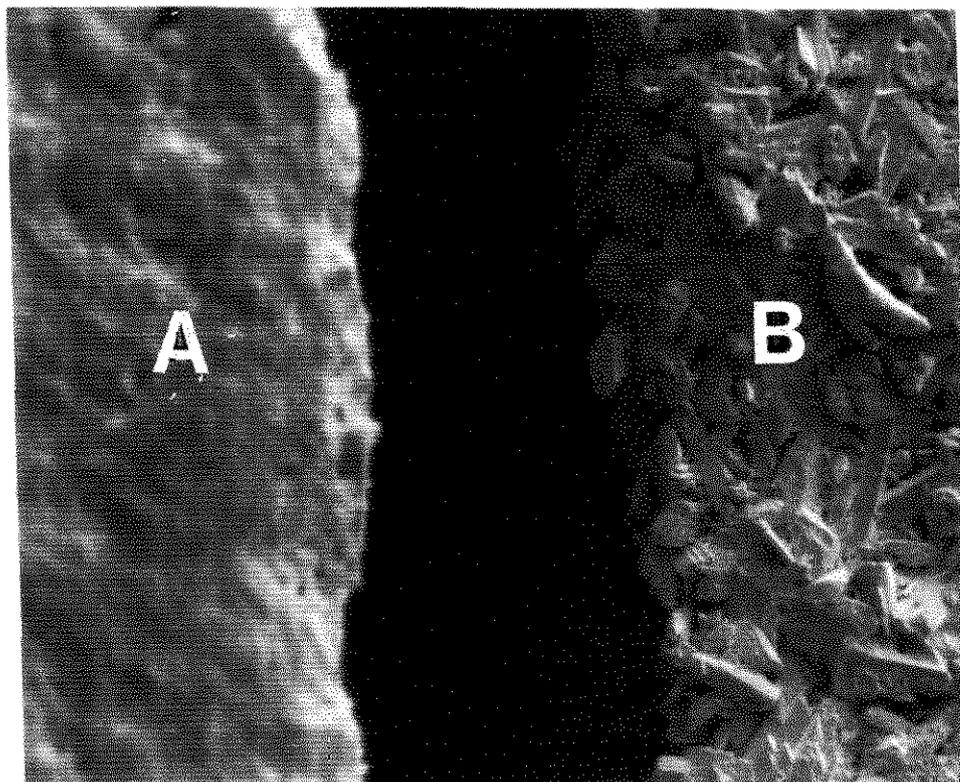


Figura 7 - Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A) - Vidrion R (B) em ambiente de 50% de U.R. (500X).

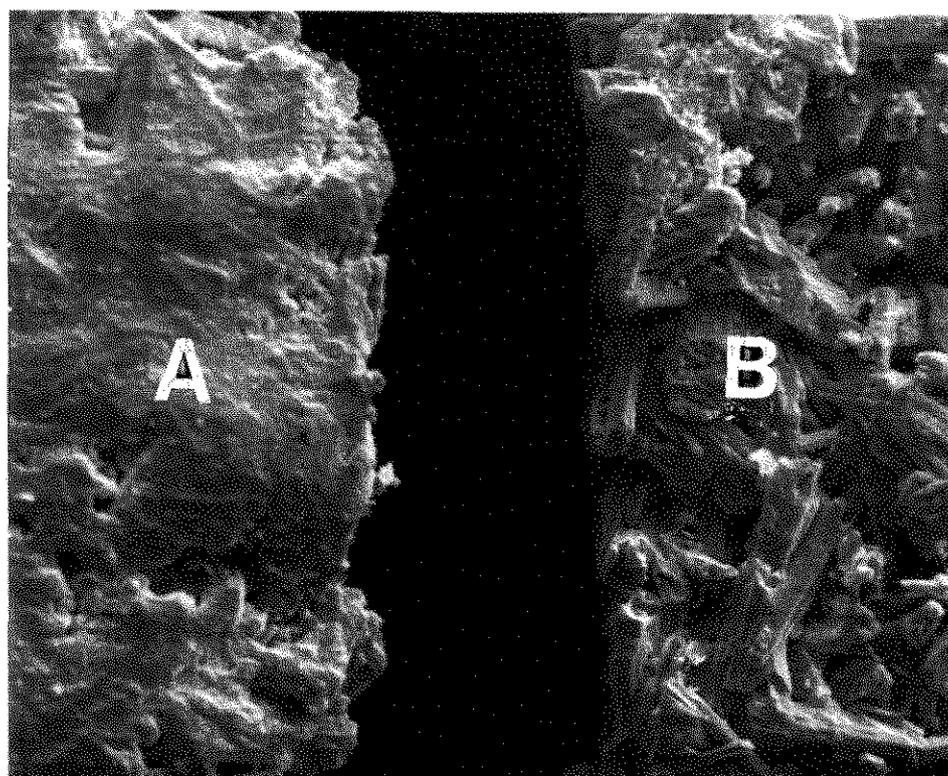


Figura 8 - Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A) - Vidrion R (B) em ambiente de 80% de U.R. (500 X).

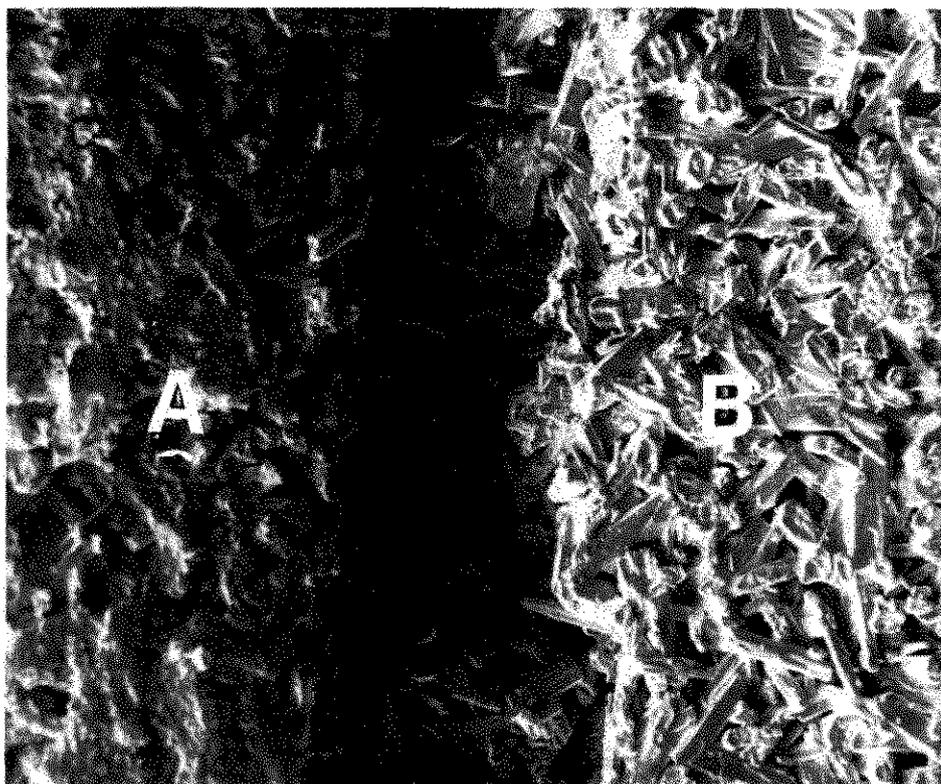


Figura 09 - Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A) - Chelon Fil (B) em ambiente de 50% de U.R. (500 X).

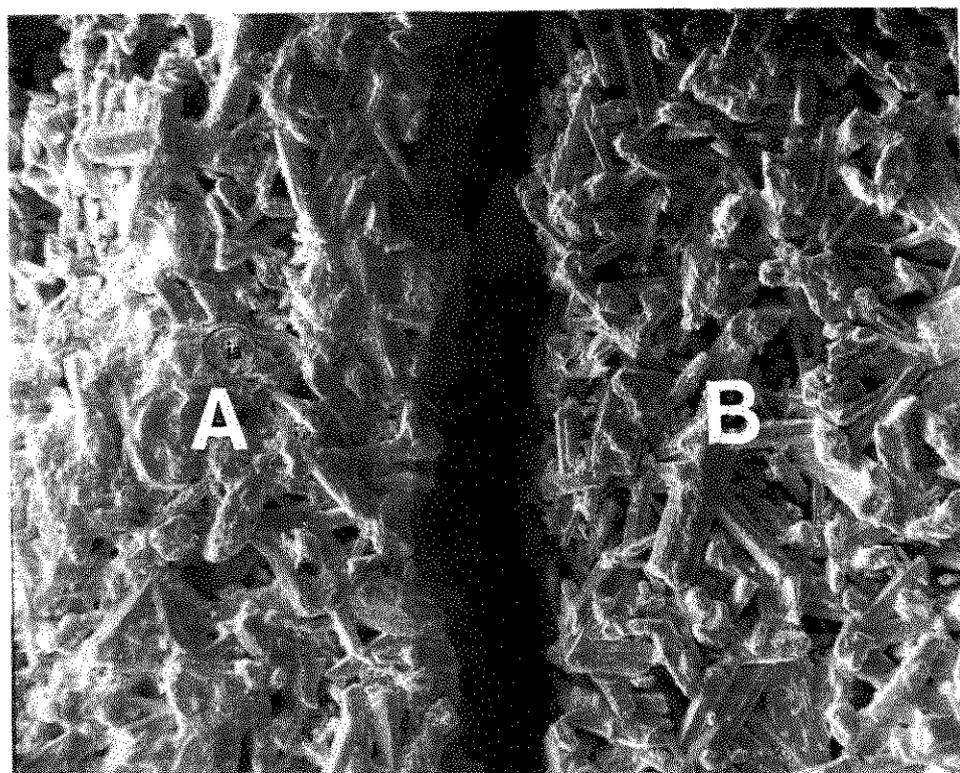


Figura 10 - Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A) - Chelon Fil (B) em ambiente de 80% de U.R. (500 X).

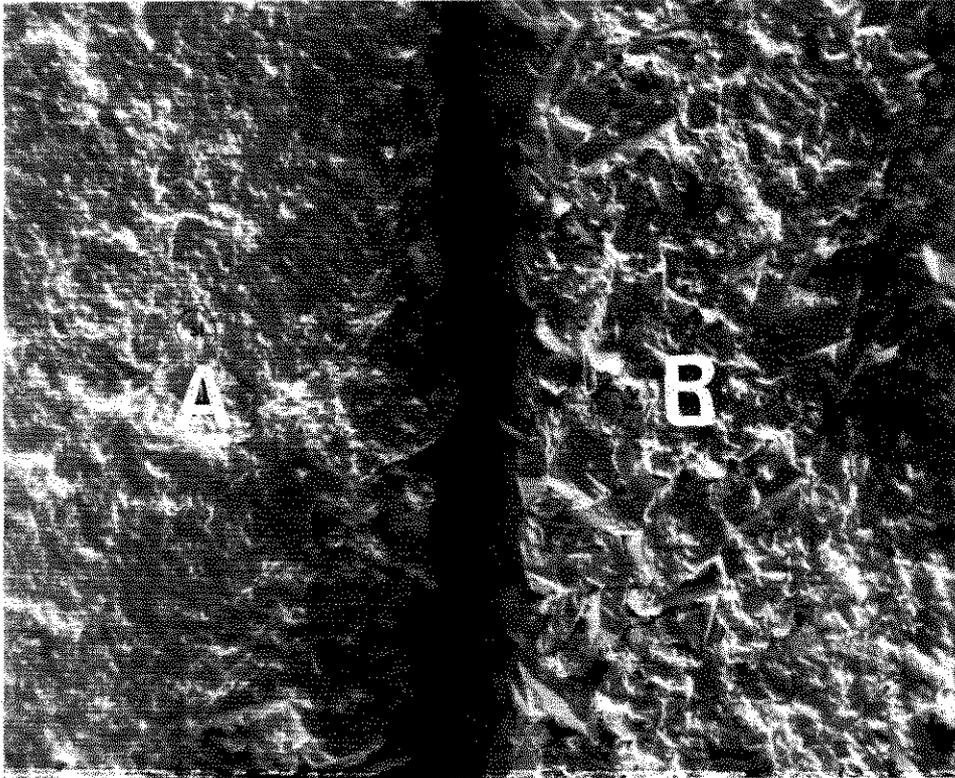


Figura 11 - Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A) - Dyract (B) em ambiente de 50% de U.R. (500 X).

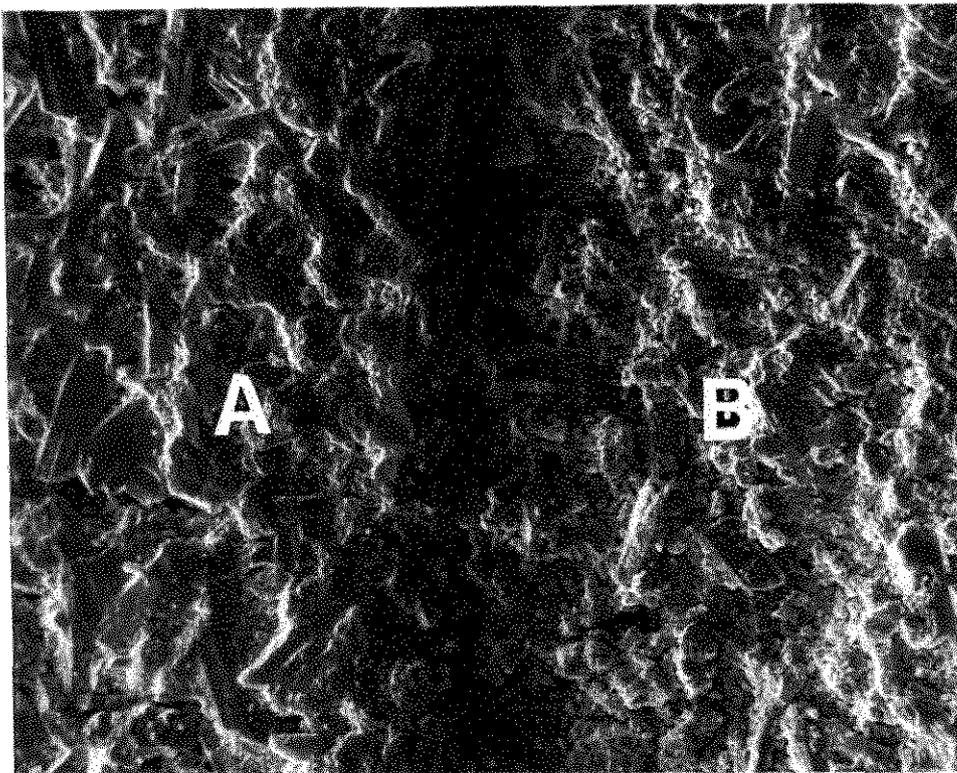


Figura 12 - Aspecto fotomicrográfico da interface matriz metálica (A) - Dyract (B) em ambiente de 80% de U.R. (500 X).

8 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

8 - DISCUSSÃO

A presença da água é essencial em todos os estágios de desenvolvimento da reação de geleificação^{20,35,54}, a manutenção do equilíbrio hídrico durante a geleificação é importante para a formação do cimento e umedecimento do substrato⁵⁴. Assim, a presença de água em excesso ou a sua falta⁵⁴, que está na dependência das condições ambientais do meio²⁰, pode alterar a matriz geleificada e comprometer a resistência dos materiais à desintegração, a adesão das restaurações à estrutura dental e propiciar a formação de fendas na superfície da restauração. Além disso, o cimento de ionômero de vidro pode se alterar dimensionalmente^{20,33,53,54,55} e produzir fendas⁴ na interface dente/material restaurador, resultando em descoloração^{26,41} e microinfiltração marginal^{1,4,11}.

Wilson & Paddon⁵⁵ afirmaram que aproximadamente 0,56% da alteração dimensional ocorre nos primeiros 20 minutos após a reação de geleificação, como resultado da perda ou ganho de água, quando o cimento de ionômero de vidro é manipulado em ambiente de 50% de U.R. e, embora, seja reduzida quando o tempo de geleificação é aumentado para 72 horas, a alteração dimensional não é eliminada porque o cimento de ionômero de vidro ainda é capaz de absorver ou perder água. Os resultados deste estudo comprovaram as afirmações de Wilson & Paddon⁵⁵ ao demonstrarem que os cimentos de ionômero de vidro convencionais Vidrion R e Chelon Fil, independentes do ambiente estudado, apresentaram fendas na interface matriz-material restaurador com valores médios de 22,16 e 17,33 μm , respectivamente (tabela 15), em decorrência da perda prematura de água durante a reação de geleificação³. Sidhu⁴² verificou resultados similares quando estudou o cimento de ionômero de vidro Fuji Cap II, que apresentou valores médios

de fendas de 26 μm , enquanto que o nosso estudo apresentou valores médios das fendas de 22,16 μm para o material Vidrion R, independente do ambiente estudado. Além disso, deve-se considerar que a água presente na composição do líquido é fundamental^{20,35,54} para iniciar a reação ácido/base dos produtos ionoméricos convencionais e a ocorrência do fenômeno da desidratação^{48,49}, também pode causar fraturas superficiais e o material tornar-se opaco, reforçando assim, a recomendação de que os cimentos de ionômero de vidro requerem proteção superficial^{35,48,49,55} com vernizes a base de nitrocelulose¹⁹ ou resinas fluidas fotoativadas³⁵ nas primeiras 24 horas após o início da geleificação.

Nos cimentos ionoméricos restauradores utilizados neste estudo, segundo as informações do fabricante, o produto Chelon Fil é fornecido na forma convencional onde o pó contém partículas vítreas e o líquido é composto pelo ácido maléico. O produto Vidrion R é um cimento cuja reação é iniciada pela água, pois o ácido poliacrílico está incorporado ao pó, e o líquido é composto por uma solução aquosa de ácido tartárico. De acordo com Mc Lean²⁹, a diferença entre as duas formas de apresentação está na viscosidade do ácido maléico em relação ao ácido tartárico. Além disso, o ácido maléico contém o dobro de grupos carboxílicos por unidade molecular, constituindo-se em um ácido mais reativo e, por isso, promove menor tempo de geleificação. Assim, a diferença no potencial de volatilização da solução aquosa do ácido tartárico do produto Vidrion R, em relação ao ácido maléico, e o reduzido tempo para geleificação do produto Chelon Fil relacionado ao maior número de grupamentos carboxílicos, são características que podem explicar o fato do Chelon Fil apresentar menor valor médio na fenda formada na interface matriz-material restaurador, sendo ainda, estatisticamente diferente ($p < 0,05$) quando comparado com o valor médio apresentado pelo material Vidrion R (Tabela 15), independente do ambiente estudado.

Pode-se observar também que quando os corpos-de-prova foram confeccionados em ambiente de 50% ou 80% de U.R., a diferença estatística entre os materiais Chelon Fil e Vidrion R se manteve. Entretanto, no ambiente com umidade relativa de 80%, a magnitude das fendas foi reduzida em aproximadamente 50% para o Vidrion R e 44% para o Chelon Fil. As tabelas 16 e 17 estão mostrando os valores médios das fendas formadas na interface matriz-material restaurador Vidrion R e Chelon Fil em ambiente de 50% e 80% de U.R respectivamente. A tabela 18 mostra que os valores apresentados no ambiente de 80% foram menores e estatisticamente diferentes em relação aqueles obtidos para o ambiente de 50% de U.R.. As fotomicrografias apresentadas nas figuras 7, 8, 9 e 10 ilustram o fenômeno da contração de presa dos dois produtos nos ambientes de 50 e 80% de U.R., mostrando a redução da fenda formada na interface matriz-material restaurador. A explicação para os resultados observados parece estar relacionada com o conteúdo de água no ambiente no momento da confecção dos corpos-de-prova. Segundo Tubelis & Nascimento⁴⁶ e Ometto³⁹, existe uma relação percentual entre a quantidade absoluta de vapor d' água existente no ar e aquela máxima encontrada para uma determinada temperatura. Assim, o ambiente com 80% de U.R. contém maior quantidade de água em g/m^3 de ar, o que permite uma estabilidade no equilíbrio hídrico do material que está sendo trabalhado, que pode desenvolver a hidratação e formação da matriz de polissais sem perder ou ganhar água para o meio. Isso, no entanto, não elimina a contração inicial de presa mas impede a contração do material em função de uma possível desidratação³¹. Este fato reafirma os resultados de Hornsby²¹ ao demonstrar que a condição ambiental de equilíbrio para não haver alteração dimensional só é alcançada com 80% de U.R.. Grajower & Guelmann²⁰ também relataram resultados semelhantes ao medirem a contração linear do cimento convencional Ketac-Fil em ambientes seco e úmido (100% de U.R.). De acordo com

estes autores^{20,21,31}, o ambiente úmido contribuiu para uma menor contração linear e considerou a contração inerente ao processo de presa, não sendo afetada pela evaporação do componente líquido do cimento ou pela absorção de água.

A possibilidade de formular cimentos de ionômero de vidro com a incorporação de polímeros solúveis em água^{2,7} ganhou importância na comunidade odontológica em função de vantagens como a facilidade na aplicação, controle no tempo de presa e, principalmente, pela resistência à umidade em função da formação precoce de uma matriz orgânica^{13,43}. No caso destes materiais a reação química ácido-base foi suplementada pela adição de monômeros hidrofílicos (HEMA)^{3,7,28,35,38,51} para modificar as cadeias de poliácidos⁷. Em geral nesses materiais o pó é um vidro de flúor-alumino-silicato e o líquido é formado de HEMA e uma solução aquosa de ácido poliacrílico com ou sem a adição de grupos metacrilatos pendentes^{44,51}. No caso do Vitremer, além das partículas de flúor-alumino-silicato, o persulfato de potássio e o ácido ascórbico na forma microencapsulada são adicionados ao pó, enquanto que, o líquido é formado por uma solução aquosa de ácido policarboxílico modificado, HEMA, água, fotoiniciadores e grupos metacrilatos suspensos. Durante a mistura dois tipos de reações químicas separadas ocorrem: inicialmente, a reação ácido-base convencional dos ionômeros de vidro e, ao mesmo tempo ocorre a reação de oxi-redução entre o persulfato de potássio e o ácido ascórbico. Em seguida, a reação-química por foto-ativação, dos monômeros, completa a reação de presa do material⁴⁰.

Os produtos Dyract e Compoglass contêm os componentes essenciais para a formação do cimento de ionômero de vidro, mas em concentrações insuficientes para promoverem a reação de presa e por isso têm como principal mecanismo para iniciação da reação de presa a ativação dos radicais livres pela luz visível. O Dyract é formado por cápsula que contém partículas vítreas de flúor silicato dispersas em

monômeros ácidos. A reação do ácido butano tetracarboxílico com o HEMA vai formar a resina TCB (tetracarboxílico butano) que contém dois grupamentos metacrilatos e dois grupamentos carboxílicos. Aproximadamente 50% dos grupos reativos de cada molécula são formados por grupamentos carboxílicos. Com composição semelhante, o produto Compoglass é formado por partículas vítreas de flúor-silicato de bário silanizadas e por partículas de carga de trifluoreto de itérbio dissolvidas em monômeros dimetacrilatos modificados por monômeros cicloalifáticos¹⁰.

Neste estudo foi observado que os produtos modificados por resina ou resinas modificadas por poliácidos contraíram durante o processo de polimerização. O resultado em si apenas comprova que os materiais restauradores polimerizáveis normalmente estão sujeitos à alteração dimensional durante a presa, mas no entanto, são dependentes do tipo de material e de fatores como a quantidade de partículas inorgânicas²³. A tabela 15 mostrou que o ionômero de vidro modificado por resina (Vitremmer) apresentou valores médios de fenda na interface matriz-material restaurador superiores e estatisticamente diferentes em relação as resinas modificadas por poliácidos (Compoglass e Dyract). Pode ser observado ainda que o material Compoglass foi estatisticamente diferente do Dyract, com valores médios de fendas na interface matriz-material restaurador de 6,80 e 5,32 μm , respectivamente. No geral, os três produtos (Vitremmer, Compoglass e Dyract) apresentaram valores inferiores e estatisticamente diferentes aos da resina composta Z 100. Estes resultados obtidos através da mensuração da fenda formada na interface matriz metálica-material restaurador e apresentados em valores numéricos na tabela 15 praticamente comprovam o fenômeno da alteração dimensional também relatado por Feilzer et al¹⁸ através da similaridade na contração volumétrica apresentada tanto para as resinas compostas como para os materiais restauradores ionoméricos, apesar da avaliação ter sido

realizada por metodologias diferentes. Watts & Cash⁵⁰ também mostraram resultados semelhantes aos apresentados neste estudo, onde um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (XR Ionomer) apresentou valor inferior de contração de presa (0,36%) quando comparado aos valores apresentados pelas três resinas estudadas: 0,70% para Visiomolar, 0,47% para Opalux e 1,05% para Ful-Fil. Já Chain et al.¹¹, estudando microinfiltração, que é um fenômeno secundário à formação de fendas, em cavidades classe V mostraram valores de microinfiltração na seguinte ordem decrescente: Vitremer (1,09 µg) > Compoglass (0,79 µg) > Scotchbond Multi Purpose/Z 100 (0,70 µg) > Dyract (0,38 µg). Erickson & Glasspole¹⁷ também acrescentaram que os materiais polimerizados pela ativação da luz visível, quer seja resina composta ou ionômero de vidro modificado por resina, contraem aproximadamente na mesma proporção dos ionômeros convencionais. No entanto, para os materiais polimerizados por luz 70% da polimerização ocorre nos primeiros minutos, enquanto que para os materiais sem a ativação física, a auto-reação ocorre em aproximadamente 10 minutos¹⁸. Embora os resultados deste estudo tenham demonstrado valores médios estatisticamente diferentes entre os materiais ionoméricos convencionais e aqueles modificados por monômeros tanto para o ambiente com umidade relativa de 50% como 80%, a diferença numérica em micrometro é muito pequena e difícil de ser identificada nos produtos ionoméricos modificados por resina e resinas modificadas por poliácidos conforme ilustração fotomicrográfica da resina modificada por poliácido Dyract (Figuras 11 e 12). A exceção é feita a maior magnitude da fenda observada para os cimentos de ionômero de vidro convencionais cuja reação de presa é fundamentada na presença de água e na sensibilidade do cimento ao fenômeno de sinérese na condição ambiental com 50% de U.R. (Figura 7). Prova disso, está registrada na tabela 18 e figura 6, onde pode ser observado a redução em aproximadamente 50%, para o material Vidrion R e Chelon Fil, nos valores

médios da magnitude da fenda quando a umidade relativa do ar foi aumentada para 80%.. Nesta condição, 80% de U.R., os valores médios relacionados às fendas dos ionômeros convencionais, embora diferentes estatisticamente ($p < 0,05$), também se aproximaram numericamente dos valores obtidos para os materiais de composição polimérica, confirmando em parte as afirmações de Erickson & Glasspole¹⁷.

Se por um lado, os cimentos de ionômero de vidro convencionais são sensíveis ao fenômeno de sinérese e embebição^{5,9,37,43,44,48,49}, os materiais modificados por polímeros são mais resistentes à influência da umidade do meio^{13,43,51} e, principalmente, à desidratação precoce. Os resultados registrados na tabela 18 e ilustrados na figura 6, demonstram claramente essa característica nessa nova classe de materiais. A dimensão da fenda entre a matriz e os materiais Vitremer, Dyract, Compoglass e a resina Z 100 praticamente não variou e não foi diferente estatisticamente ($p > 0,05$) quando o mesmo material foi comparado nos ambientes com 50% e 80% de umidade relativa. Entretanto, quando a comparação é feita entre materiais, a dimensão da fenda mensurada para o material Vitremer apresentou-se maior do que para os materiais Compoglass e Dyract. Da mesma forma, a dimensão da fenda apresentada pelo material Compoglass foi maior em relação ao Dyract e todos foram estatisticamente diferentes entre si ($p < 0,05$). No entanto, os valores dimensionais relacionados a contração de presa dos materiais Vitremer, Compoglass e Dyract foram inferiores e estatisticamente diferentes quando comparados com a resina composta Z 100.

A contração volumétrica de materiais restauradores poliméricos semelhante a resina Z 100 tem sido de aproximadamente 3%, conforme relatada por Feilzer et al.¹⁸ e é inerente ao processo de polimerização dos grupos monoméricos reativos que compõem a resina. Por outro lado, a adição de monômeros hidrofílicos^{3,7,28,35,38,51} apenas modificando os grupos pendentes carboxílicos propiciou a possibilidade de polimerização do

Vitremer através de radicais acrílicos livres ativados pela luz visível e a permanência da reação ácido-base característica dos ionômeros convencionais. Como o sistema possui radicais livres para polimerização, é possível incorporar mais uma forma de iniciação da polimerização. O mecanismo de oxi-redução ocorre após a mistura do persulfato de potássio e ácido ascórbico que fazem parte dos componentes do pó do material na forma microencapsulada⁴⁰. Dessa forma, os três mecanismos de reação promovem uma reação de presa extremamente rápida e, provavelmente, a reação de oxi-redução somada a ativação pela luz visível determine maior grau de polimerização ao sistema que ainda é complementado pela reação ácido-base. Essa forma híbrida provavelmente explica os menores valores dimensionais obtidos na interface entre o Vitremer e a matriz metálica quando comparado com a resina composta Z 100. Também explica o porquê que o material Vitremer apresentou valores dimensionais estatisticamente diferentes em relação aos valores obtidos para o Compoglass e Dyract. Na realidade nestes dois sistemas os poliácidos de alto peso molecular são modificados por monômeros de baixo peso molecular com radicais livres que somente são ativados pela luz visível. A natureza dos co-monômeros que compõem o material Dyract, basicamente é responsável pela diferença dimensional estatisticamente significativa demonstrada em relação ao material Compoglass, após a reação de presa.

De maneira geral, todos os sistemas estudados apresentaram alteração dimensional em função da contração durante a reação de presa. Entretanto, apenas os cimentos ionoméricos convencionais foram sensíveis à umidade relativa do meio. Essa alta sensibilidade ao equilíbrio hídrico traz implicações clínicas importantes como a formação de fendas^{4,42} entre o material e a estrutura dental, desintegração e rachaduras superficiais^{4,14,15,27,33,47,49} e redução das propriedades mecânicas³. Dentro da questão do balanço hídrico, o uso do lençol de borracha para

isolamento absoluto tem por objetivo proteger o cimento não geleificado da umidade. No entanto, pode também produzir desidratação⁵⁵ do material que retardará a reação de presa, podendo causar contração^{3,20,47,48} e rachaduras na superfície^{4,14,15,27,33,47,49} do material no momento em que estiver geleificado. Em razão disso, o clínico deveria produzir um meio com alta umidade relativa através do posicionamento de bolinhas de algodão umedecidas ao redor do dente a ser restaurado e ao mesmo tempo tomar cuidado com a possibilidade de contaminação da superfície do cimento⁵⁴. Uma outra recomendação seria a proteção do cimento com vernizes a base de nitrocelulose^{19,55} ou resina fluida^{35,55} para assegurar o completo desenvolvimento da reação de geleificação.

Apesar das dificuldades no procedimento de manipulação e aplicação, os cimentos de ionômero de vidro convencionais têm mostrado eficiência no selamento de cavidades e resistência à microinfiltração. De acordo com Mc Lean²⁸ isso se deve à propriedade cariostática evidenciada pela liberação de íons flúor, a capacidade de união química e a habilidade em renovar as ligações químicas eventualmente rompidas pelos esforços térmicos ou mecânicos impostos pelo meio oral. Estudos de avaliação clínica como o de Tyas⁴⁵, demonstrou 1% de cáries recorrentes ao redor de restaurações de ionômero de vidro convencional em cavidades classe V e 6% ao redor das restaurações em resina composta, após 5 anos. O estudo mostrou diferença estatística entre os dois materiais. Matis et al.²⁷ demonstraram após 10 anos de avaliação clínica que o cimento de ionômero de vidro convencional apresentou excelente capacidade de retenção quando comparado com a aplicação da resina composta Cervident em erosões cervicais sem nenhum tipo de preparo. Entretanto, as fraturas marginais e rachaduras superficiais reduziram a expectativa de longevidade da restauração.

Entretanto, Mjör³³ avaliou 790 restaurações de ionômero de vidro e verificou que quase 50% das restaurações foram refeitas após três anos por causa de cáries secundárias. O autor considerou que as restaurações com os cimentos de ionômero de vidro não possuem longevidade maior que as restaurações em resina composta ou amálgama de prata.

Com relação aos materiais ionoméricos modificados por resina, Maneenut & Martin²⁶ avaliaram clinicamente o Fuji II LC, Vitremer e Photac-Fil e verificaram ao final de 1 ano que nenhuma restauração havia sido perdida e não houve a ocorrência de cáries secundárias ao redor das restaurações. No entanto, constataram descoloração marginal em todos os materiais avaliados. Abdalla et al.¹ avaliaram o desempenho clínico do Vitremer, Dyract e Compoglass após dois anos. De acordo com os autores nenhuma evidência de cáries secundárias foi notada. No entanto, todos os materiais exibiram descoloração marginal que foi atribuída à absorção de água no período avaliado, à contração de polimerização dos materiais e à microinfiltração.

Todos os resultados clínicos relatados trazem em comum algum tipo de problema relacionado a interface material/estrutura dental, diagnosticada como uma simples descoloração marginal ou então como cárie secundária, de acordo com a interpretação dos avaliadores ou das metodologias aplicadas nos estudos. Entretanto, de qualquer forma, reenfazem os resultados relacionados a estabilidade dimensional referentes aos cimentos de ionômero de vidro convencional, modificados por resina e resinas modificadas por poliácidos relatados neste estudo.

9 - CONCLUSÃO

9 - CONCLUSÃO

Mediante os resultados obtidos, pode-se concluir que:

1- Todos os materiais estudados alteraram-se dimensionalmente durante a presa e apresentaram fendas na interface matriz-material restaurador, independente da composição do produto e do ambiente estudado.

2- No ambiente com 50% ou 80% de U.R., os valores dimensionais das fendas formadas na interface entre matriz e material restaurador diferiram estatisticamente entre si ($p < 0,05$) na seguinte ordem decrescente: Vidrion R > Chelon Fil > Z 100 > Vitremer > Compoglass > Dyract.

3- O ambiente com U.R. de 80% propiciou redução estatisticamente significativa na dimensão da fenda formada pelo material Vidrion R e Chelon Fil quando comparado ao ambiente de 50% de U.R.. Para os demais materiais os valores dimensionais não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre os ambientes.

10 - SUMMARY

10 - SUMMARY

EFFECT OF RELATIVE HUMIDITY ON THE DIMENSIONAL STABILITY OF DIFFERENTS RESTORATIVE MATERIALS.

The purpose of this study was evaluate the effect of relative humidity (RH) on the dimensional stability of glass ionomer cements, Vidrion R (S.S.White) and Chelon Fil (ESPE), and one resin modified glass ionomer (Vitremer-3M), two polyacid modified resins (Compoglass/Vivadent and Dyract/Dentsply), and the composite resin Z 100 (3M). The specimens were obtained from metallic rounded molds (6mm diameter x 2mm thick). Ten specimens of each material were made, five of them on enviroment at $23^{\circ} \pm 1^{\circ}$ C and $50 \pm 5\%$ RH and the remaining at $23^{\circ} \pm 1^{\circ}$ C and RH of 80%. The materials were manipulated according to the manufacturer's instructions. The specimens were stored at 37° C and 100 % RH for one hour. After the storage period, the gaps that were formed in material-metallic mold interface were measured through a graduated lens adapted to a microscope. The values were submitted to variance analysis and Tukey's test ($p \leq 0,05$). At 50% RH, gaps values for Vidrion R and Chelon Fil were significatly higher than at 80% RH. The values of other materials were similar at both RH, and gaps values were lower than Vidrion R and Chelon Fil. All the materials showed different gaps values ($p < 0,05$) at both relatives humidities according to the following decreasing range: Vidrion R > Chelon Fil > Z 100 > Vitremer > Compoglass > Dyract. All materials showed gaps, despite of composition and relative humidity.

**11 - REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS**

11 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

01. ABDALLA, A.I., ALHADAINY, H.A., GARGIA-GODOY, F. Clinical evaluation of glass ionomers and compomers in class V carious lesions. Am. J. Dent., San Antonio, v. 10, n. 1, p. 18-20, Feb. 1997.
02. ANTONUCCI, J.M., STANSBURY, J.W. Polymer-modified glass ionomer cements. J. dent. Res., Washington, v. 68, p. 251, 1989. [Abstract., 555]
03. ATTIN, T. et al. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. Dent. Mater., Washington, v.11, p. 359-362, Nov. 1995.
04. ATTIN, T., VATASCHKI, M., HELLWIG, E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. Quintessence int., Berlin, v. 27, n.3, p. 203-209, 1996.
05. BARNERS, D.M. et al. A clinical evaluation of a resin modified glass ionomer restorative material. J. Am. dent. Ass., Chicago, v. 126, n.9, p. 1245-1253, Sept. 1995.

* De acordo com a NBR 6023 de Agosto/1989, da Associação Brasileira de Normas Técnicas. Abreviaturas de Periódicos "Word Medicas Periodicals".

06. BAUSH, J.R. et al. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J. prosth. Dent., Saint. Louis, v. 48, n.1, p. 59-67, July 1982.
07. BOWEN, R.L., MARJENHOFF, W.A. Dental composites/Glass ionomers: the materials. Adv. dent. Res., Washington, v. 6, p. 44-49, Sept. 1992.
08. BURGESS, J.O. et al. A comparative study of three glass ionomer base materials. Am. J. Dent., San Antonio, v. 6, n.3, p. 137-141, June 1993.
09. _____, NORLING, B., SUMMITT J. Resin ionomer restorative materials: the new generation. J. esthet. Dent., Ontario, v. 6, n. 5, p. 207-215, 1994
10. _____, et al. Directly placed esthetic restorative materials - the continuum. Compendium, Newtown, v. 17, n.8, p.731-748, Aug. 1996.
11. CHAIN, J.B. et al. Quantitative microleakage of compomers and a tri-cure glass ionomer cement. J. dent. Res., Washington, v.76, p.398, 1997. [Abstract, 3078]
12. COOLEY, R.L., BARKMEIER, W.W. Dentinal shear bond strength, microleakage and contraction gap of visible light-polymerized liners/bases. Quintessence int., Berlin, v. 22, n.6, p. 467-474, 1991.

13. CHO, E., KOPEL, H., WHITE, S.N. Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. Quintessence int., Berlin, v. 26, n.5, p. 351-358,1995.
14. DAVIDSON, C.L., DE GEE, A.J. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. J. dent. Res., Washington, v. 63, n.2, p. 146-148, Feb. 1984.
15. _____, ZEGHBROECK, L.V., FEILZER, A. J. Destructive stresses in adhesive luting cements. J. dent. Res., Washington, v. 70, n.5, p. 880-882, May 1991.
16. DAVIS, R.D., WOODY, T. L., MOORE, B. K. Repair bond strenght of type II light-cured glass ionomer cements. J. dent. Res., Washington, v. 73, p. 134, 1994. [Abstract, 263]
17. ERICKSON, R.L., GLASSPOOLE E.A. Bonding to tooth structure: a comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. J. esthet. Dent., Ontario, v.6, p. 227-244, 1994.
18. FEILZER, A., DE GEE, A., DAVIDSON C.L. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. J. prosth. Dent., Saint Louis, v.39, n.3, p. 297-300, 1988.
19. GARCIA, R.C.M., DE GOES, M.F., CURY, A.A.D.B. Influence of protecting agents on the solubility of glass ionomers. Am. J. Dent., San Antonio, v. 8, p.294-296, Dec. 1995.

20. GRAJOWER, R., GUELMANN, M. Dimensional changes during setting of a glass ionomer filling material. Quintessence int., Berlin, v. 20, n.7, p. 505-511, 1989.
21. HORSNBY, P.R. Dimensional stability of glass-ionomer cements. J. chem. Technol. Biotechnol., Oxford, v. 30, p. 595-601, June 1980.
22. HUGET, E.F., MURRAY, G.A. Strength, stiffness, resilience, and toughness of restorative cements. J. dent. Res., Washington, v. 73, p. 219, 1994. [Abstract, 940]
23. JENSEN, M.E., CHAN, D.C.N. Polymerization shrinkage and microleakage. In: Vanherle, G, Smith, D.C., editors. Posterior composite resin dental restorative materials. Utrecht: Peter Szulc, Iowa, 1985. cap.4, p. 243-262.
24. KITAMURA, M., AOYAMA, M., MIYAZAKI, T. Direct tensile strength of a light cured glass-ionomer. J. dent. Res., Washington, v. 72, p. 309, 1993. [Abstract, 1649]
25. KNOBLOCH, L., KERLEY, R. B. Physical properties of light-cured conventional glass ionomer cements. J. dent Res., Washington, v. 73, p. 219, 1994. [Abstract, 938]

26. MANEENUT, C., MARTIN, T.J. Clinical evaluation of resin-modified glass ionomer restorative cements in cervical "abrasion lesions": one-year results. Quintessence int., Berlin, v. 26, p. 739-743, 1995. *Apud* BURGESS, J.O. et al. Directly Placed Esthetic Restorative Materials-The Continuum. Compendium, Newtown, v.17, n.8, p. 731-748, 1996.

27. MATIS, B.A., COCHRAN, M., CARLSON T. Longevity of glass-ionomer restorative materials: results of a 10-year evaluation. Quintessence int., Berlin, v. 27, n. 6, p. 373-382, 1996.

28. MC LEAN, J.W. Dentinal bonding agents versus glass-ionomers cements. Quintessence int., Berlin, v.27, n.10, p. 659-667, 1996.

29. _____, Glass ionomer cements. Br. dent. J., London, v.164, n.9, p. 293-300, May 1988.

30. _____, NICHOLSON, J.W., WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. Quintessence int., Berlin, v. 25, n. 9, p. 587-589, 1994.

31. MITCHELL, C.A., ORR, J.F., KENNEDY, J.G. Factors influencing the failure of dental glass ionomer luting cement due to contraction. Biomaterials., Stoneham, v. 16, n. 1, p. 11-16, 1995.

32. MITRA, S.B. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. J. dent. Res., Washington, v. 70, n.1, p. 72-74, Jan. 1991.
33. MJÖR, I.A. Glass-ionomer cement restorations and secondary caries: a preliminary report. Quintessence int., Berlin, v. 27, n. 3, p. 171-174, 1996.
34. MOMOI, Y. et al. Flexural properties of light cured glass ionomer cements. J. dent. Res., Washington, v. 73, p. 219, 1994. [Abstract, 941]
35. MOUNT, G. J. Glass ionomer cements: past, present and future. Operative Dent., Seattle, v.19, p. 82-90, 1994.
36. _____, Letter to the editor. Quintessence int., Berlin, v. 25, n.4, p. 225-226, 1994.
37. _____, Restoration with glass-ionomer cement : requirements for clinical success. Operative Dent., Seattle, v. 6, p. 59-65, 1981.
38. NICHOLSON, J. W., ANSTICE, H. M., MC LEAN, J. W. A preliminary report on the effect of storage in water on the properties of commercial light-cured glass-ionomer cements. Br. dent. J., London, v. 173, p. 98-101, Aug. 1992.
39. OMETTO, J. C. Umidade do ar. In: _____, Bioclimatologia vegetal. São Paulo: Agronômica Ceres, 1981. cap.8, p.157-179.

40. 3M VITREMER^{MR}. Ionômero de Vidro de ativação tripla: perfil técnico do produto. Campinas: 3M, 1994. p. 5-9.
41. PHILLIPS, S., BISHOP, B. M. An in vitro study of the effect of moisture on glass-ionomer cement : Quintessence int., Berlin, v. 16, n. 2, p. 175-177, 1985.
42. SIDHU, S. K. Marginal contraction gap formation of light-cured glass ionomers. Am. J. Dent., San Antonio, v.7, n.2, p. 115-118, Apr. 1994.
43. _____, WATSON, T. F. Resin-modified glass ionomer material. Am. J. Dent., San Antonio, v. 8, n.1, p. 59-67, Feb. 1995.
44. SMITH, D. C. Composition and characteristics of glass ionomer cements. J. Am. dent. Ass., Chicago, v. 120, p. 20-22, Jan. 1990.
45. TYAS, M.J. Caiostatic effect of glass ionomer cement: a five-year clinical study. Aust. dent. J., Saint Leonards, v.36, n. 3, p. 236-239, 1991.
46. TUBELIS, A., NASCIMENTO, F. J. L. Umidade do ar. In: _____, Meteorologia descritiva: Fundamentos e aplicações brasileiras. São Paulo: Nobel, 1980. cap.5, p. 93-103.

47. VAN ZEGHBROECK, L. M., DAVIDSON, C. L., DE CLERQ, C. M. Coesive failure due to contraction stress in glass ionomer luting cement. J. dent. Res., Washington, p. 1014, 1989. [Abstract, 1180]
48. WATSON, T. F. A confocal microscopic study of some factors affecting the adaption of a light cured glass ionomer to tooth tissue. J. dent. Res., Washington, v. 69, n. 8, p. 1531-1538, Aug. 1990.
49. _____, BILLINGTON, R. W., WILLIAMS, J. A. The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: a confocal optical microscope study. Am. J. Dent., San Antonio, v. 4, n. 6, p. 303-310, Dec. 1991.
50. WATTS, D. C., CASH, A. J. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light cured materials: methods development. Dent. Mater., Washington, v. 7, p. 281-287, Oct. 1991.
51. WHITE, S. N. Light-cured glass ionomers. J. Can. dent. Ass., Ottawa, v. 22, n. 8, p. 39-43, Aug. 1994.
52. WILSON, A. D., KENT, B. E. A new translucent cement for dentistry. Brit. dent. J., London, v. 132, p. 133-135, Feb. 1972.

53. WILSON, A. D., MC LEAN, J. W. Physical Properties In: _____, Glass-Ionomer Cement, Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., 1988_a cap.4, p. 63.
54. _____, _____, The setting reaction and its clinical consequences In: _____, Glass-Ionomer Cement. Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., 1988_b cap.3, p. 43-56.
55. _____, PADDON, J. M. Dimensional changes occurring in a glass-ionomer cement Am. J. Dent., San Antonio, v. 6, n. 6, p. 280-282, Dec. 1993.
56. WOODY, T.L., DAVIS, R. D. Tensile strength of light cured glass ionomer cements with and without light activation. J. dent. Res., Washington, v. 73, p. 219 1994. [Abstract, 943]

12 - APÊNDICE

12 - APÊNDICE

Tabela 2 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vidrion R em ambiente de 50% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	31,2	29,6	30,4	30,4	30,4
2	29,2	28,8	29,2	28,8	29,0
3	29,6	28,8	29,6	30,4	29,6
4	29,2	29,2	28,8	30,0	29,3
5	29,6	30,0	28,8	29,6	29,5

Tabela 3 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vidrion R em ambiente de 80% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	14,8	15,2	14,0	14,4	14,6
2	16,0	15,2	15,2	14,4	15,2
3	15,2	14,4	16,0	14,8	15,1
4	15,2	14,4	14,0	14,4	14,5
5	14,0	15,2	14,0	14,4	14,4

Tabela 4 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-material restaurador em ambiente de 50% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	-	22,8	20,0	21,2	21,3
2	20,4	20,0	19,2	22,0	20,4
3	22,0	22,0	20,0	23,6	21,9
4	19,2	22,0	20,0	22,8	21,0
5	19,2	22,0	19,2	20,0	20,1

Tabela 5 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Chelon Fil em ambiente de 80% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	14,0	14,8	13,2	14,0	14,0
2	13,2	14,4	13,2	14,0	13,7
3	14,0	13,2	12,8	14,0	13,5
4	13,2	13,6	13,2	14,4	13,6
5	14,0	14,0	14,0	13,2	13,8

Tabela 6 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vitremer em ambiente de 50% de U.R. (μm).

Posições de Medida						
nº	de					
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média	
1		8,0	8,4	10,0	8,0	8,6
2		9,2	10,0	8,0	9,2	9,1
3		9,2	10,0	8,0	8,0	8,8
4		8,0	8,4	10,0	10,0	9,1
5		8,0	9,2	10,0	8,0	8,8

Tabela 7 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Vitremer em ambiente de 80% de U.R. (μm).

Posições de Medida						
nº	de					
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média	
1		10,0	8,0	8,4	8,8	8,8
2		8,4	8,4	9,2	9,2	8,8
3		10,0	8,0	8,0	9,6	8,9
4		8,4	10,0	8,0	10,0	9,1
5		10,0	9,2	8,0	8,4	8,9

Tabela 8 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Compoglass em ambiente de 50% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	6,8	7,2	7,2	6,4	6,9
2	7,2	6,4	6,8	6,4	6,7
3	7,2	6,4	7,2	6,4	6,8
4	7,2	7,2	7,2	7,2	7,2
5	7,2	7,2	6,8	7,2	7,1

Tabela 9 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Compoglass em ambiente de 80% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	6,4	7,2	6,4	7,2	6,8
2	6,4	6,8	7,2	6,4	6,7
3	7,2	6,4	6,4	7,2	6,8
4	6,8	6,4	7,2	7,2	6,9
5	6,8	7,2	6,8	6,4	6,8

Tabela 10 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Dyract em ambiente de 50% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	6,0	5,2	5,2	5,2	5,4
2	6,0	4,0	5,6	6,0	5,4
3	6,0	6,0	5,2	4,8	5,5
4	5,2	4,0	6,0	6,0	5,3
5	5,6	6,0	4,8	4,0	5,1

Tabela 11 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Dyract em ambiente de 80% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
nº	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	5,2	4,8	5,2	6,0	5,3
2	5,6	6,0	5,6	4,0	5,3
3	6,0	5,2	5,2	6,0	5,6
4	5,2	4,0	6,0	5,2	5,1
5	5,6	6,0	4,0	5,2	5,2

Tabela 12 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Z 100 em ambiente de 50% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
n^o	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	11,2	11,2	10,8	11,2	11,1
2	9,2	10,0	10,0	10,0	9,8
3	10,0	10,0	10,8	10,0	10,2
4	11,2	10,0	10,0	10,0	10,3
5	10,0	11,2	11,2	10,0	10,6

Tabela 13 - Valores individuais e médias das fendas formadas na interface matriz-Z 100 em ambiente de 80% de U.R. (μm).

Posições de Medida					
n^o.	de				
repetições	3 horas	6 horas	9 horas	12 horas	Média
1	10,0	11,2	10,0	10,0	10,3
2	10,4	10,0	11,2	10,0	10,4
3	11,2	11,2	10,0	10,4	10,7
4	10,0	10,0	10,0	10,4	10,1
5	9,2	11,2	10,4	10,0	10,2

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Vidrion R	10	22.160001	22.160001	a	A
2	2	Chelon Fil	10	17.330000	17.330000	b	B
3	6	Z 100	10	10.370000	10.370000	c	C
4	3	Vitremer	10	8.890000	8.890000	d	D
5	5	Compoglass	10	6.870000	6.870000	e	E
6	4	Dyract	10	5.320000	5.320000	f	F

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
 .M.S.5%= 0.45580 - D.M.S.1%= 0.54908

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE 50 U.R. DO FATOR AMBIENTE

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Vidrion R	5	29.560001	29.560001	a	A
2	2	Chelon Fil	5	20.939999	20.939999	b	B
3	6	Z 100	5	10.400000	10.400000	c	C
4	3	Vitremer	5	8.880000	8.880000	d	D
5	5	Compoglass	5	6.870000	6.940000	e	E
6	4	Dyract	5	5.320000	5.340000	f	F

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE MATERIAL DENTRO DE 80 U.R.
DO FATOR AMBIENTE**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	Vidrion R	5	14.760001	14.760001	a	A
2	2	Chelon Fil	5	13.720001	13.720001	b	B
3	6	Z 100	5	10.340000	10.340000	c	C
4	3	Vitremer	5	8.900000	8.900000	d	D
5	5	Compoglass	5	6.800000	6.800000	e	E
6	4	Dytract	5	5.300000	5.300000	f	F

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
M.S. 5% = 0.64459 - D.M.S. 1% = 0.77652

TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE AMBIENTE

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	50% U.R.	30	13.676667	13.676667	a	A
2	2	80% U.R.	30	9.970000	9.970000	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO
D.M.S. 5% = 0.17836 - D.M.S. 1% = 0.23773

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE AMBIENTE DENTRO DE VIDRION
R DO FATOR MATERIAL**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	50% U.R.	5	29.560001	29.560001	a	A
2	2	80% U.R.	5	14.760001	14.760001	b	B

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE AMBIENTE DENTRO DE
CHELON FIL DO FATOR MATERIAL**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	50% U.R.	5	20.939999	20.939999	a	A
2	2	80% U.R.	5	13.720001	13.720001	b	B

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE AMBIENTE DENTRO DE
VITREMER DO FATOR MATERIAL**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	2	50% U.R.	5	8.900000	8.900000	a	A
2	1	80% U.R.	5	8.880000	8.880000	b	B

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE AMBIENTE DENTRO DE
DYRACT DO FATOR MATERIAL**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	50% U.R.	5	5.340000	5.340000	a	A
2	2	80% U.R.	5	5.300000	5.300000	b	B

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE AMBIENTE DENTRO DE
COMPOGLASS DO FATOR MATERIAL**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%	1%
1	1	50% U.R.	5	6.940000	6.940000	a	A
2	2	80% U.R.	5	6.800000	6.800000	b	B

**TESTE DE TUKEY PARA MÉDIAS DE AMBIENTE DENTRO DE Z 100
DO FATOR MATERIAL**

NUM. ORDEM	NUM. TRAT.	NOME	NUM. REPET.	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5 %	1 %
1	1	50% U.R.	5	10.40000 0	10.400000	a	A
2	2	80% U.R.	5	10.34000 0	10.340000	b	B

MÉDIAS SEGUIDAS POR LETRAS DISTINTAS DIFEREM ENTRE SI AO NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA INDICADO

D.M.S. 5% = 0.43689 - D.M.S. 1% = 0.58231