

DANIELA PRÓCIDA RAGGIO

**DUREZA KNOOP DE CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO  
INDICADOS PARA O TRATAMENTO RESTAURADOR  
ATRAUMÁTICO (TRA)**

São Paulo

2004

Daniela Prócida Raggio

**Dureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o  
Tratamento Restaurador Atraumático (TRA)**

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

Área de Concentração: Odontopediatria

Orientador: Prof. Dr. Antonio Carlos Guedes-Pinto

São Paulo

2004

Ficha Catológica elaborada pelo Serviço de Tratamento da Informação – STI, do SDO.

Material complementar para a elaboração da ficha:

1. Página de Rosto
2. Resumo em português
3. Número total de páginas
4. Informação se o trabalho contém figuras, tabelas ou gráficos

Prazo para a elaboração da ficha: 07 dias

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Assinatura:

E-mail: danielaraggio@uol.com.br

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Raggio DP. Dureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

São Paulo,     /12/2004

### Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

2) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

3) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

4) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

5) Prof(a). Dr(a). \_\_\_\_\_  
Titulação: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Noêmia e Celso** (*in memoriam*), incentivadores desta caminhada, cada qual a seu modo... Vocês são muito importantes na minha vida. Obrigada por cada gesto, exemplo e palavras.

Ao **Filipe**, marido, companheiro, amigo, amor, incentivador. Nada seria possível sem a sua presença e apoio. Você é fundamental na minha vida. Obrigada pelo maior presente que já pensei em ter...

*"All you need is love, love is all you need"*

The Beatles

*"Fundamental mesmo é o amor. É impossível ser feliz sozinho"*

Tom Jobim

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao Prof. Dr. **José Carlos Pettorossi Imparato**, pelo incentivo, oportunidades, confiança, alegrias, conquistas.

Não posso deixar de citar o primeiro curso que assisti, em Campinas, no qual acabei conhecendo-o, e nunca poderia imaginar que estaria ao seu lado, ao lado de um ídolo, em várias oportunidades a mim oferecidas, ministrando cursos.

Não é possível expressar em palavras a minha eterna gratidão.

Espero poder continuar com essa parceria por muito tempo!

## AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por tudo, principalmente por ter me presenteado com pessoas maravilhosas pra conviver!

Ao Prof. Dr. **Antonio Carlos Guedes-Pinto**, pelo convívio maravilhoso, pelas oportunidades dadas à minha carreira acadêmica, pelos momentos de alegria e ensinamentos durante todo o período de pós-graduação. É muito enriquecedor estar ao seu lado.

Ao Prof. Dr. **Adolpho Chelotti**, por despertar em mim a vocação para Odontopediatria e pela confiança em mim depositada ao longo desses anos. Obrigada por tudo.

À Profª Drª **Sucena Matuk Long**, por seus ensinamentos e apoio constantes, por ser sempre uma boa amiga, “ouvinte”, ombro amigo.

Ao Prof. Dr. **Marcelo Bönecker**, pelas oportunidades oferecidas e ensinamentos brilhantes. A convivência com você é uma grande lição de vida.

À Profª Drª **Célia Regina M. D. Rodrigues**, pela doçura e competência. A senhora é exemplo para todos, no mais amplo sentido da palavra.

À Profª Drª **Márcia Turolla Wanderley**, pela amizade, companheirismo, apoio, confiança e oportunidades.

Aos professores da Disciplina de Odontopediatria da FOU SP: **Ana Lúcia Ciamponi, Maria Salete N. P. Corrêa, Ana Estela Haddad e Claudia Perez Trindade**, pelo convívio tão importante e enriquecedor, o qual se tornou amizade muito boa.

A **Lucila Basto de Camargo e Flavia Kiertsman**, grandes amigas acima de tudo, quando estive longe; vocês são fundamentais na minha vida.

A **Roberta Chinchilla Pimenta, Gabriela Bonini e Ana Maria Martins**, companheiras em Campinas, que tanto me entenderam nessa ausência, sem cobranças e com muita amizade! Obrigada!

Às **colegas da disciplina de Odontopediatria da UNIP, Ana Maria Araújo, Giselle Naspitz e Cristiane Cardoso**, que me apoiaram nessa jornada.

A **Rachel de Oliveira Rocha**, amiga de longa data, aprendi muito convivendo com você. Seria impossível realizar a pós-graduação sem você! Espero que possamos continuar amigas pelo resto da vida!!!

Ao amigo **Fabio Soares**, pelos trabalhos realizados e alegrias compartilhadas.

Ao querido amigo e “chefe” **Gabriel Tilli Politano**, por sua ajuda, amizade e alegria.

A todos os alunos de Graduação, Especialização e Mestrado, por serem uma das razões desta jornada!

Aos colegas de Mestrado, **Luciana F. Sanglard-Peixoto, Isa Gontijo, Alessandra Nassif, Ruben Bayardo, Luciana Butini Oliveira, Thiago Machado Ardenghi**, queridos companheiros, muito presentes nesse período. Foi muito bom conviver com vocês todo esse tempo.

Aos colegas de Doutorado, **Henrique Ruschel, Symonne Parizotto, Eliana Amarante, Cristina Zardetto, Renata Guaré, Claudia Peres Trindade, Rachel Rocha**, pela amizade durante nosso curso.

Aos amigos **Sergio Pinheiro, Fausto Mendes**, pela convivência, amizade e ensinamentos.

Aos novos colegas de **Mestrado e Doutorado (2004/2005)**, pelo convívio alegre e amigável.

Ao amigo **Ricardo S. Navarro**, querido e amável como sempre!

À bibliotecária **Vânia Martins Bueno de O. Funaro** pela normalização da tese.



Ao **José Pacoal dos Santos** pelo auxílio na formatação da tese.

À **Marilda Ivanov**, pelo carinho e atenção na correção gramatical.

Aos amigos **Thiago Machado Ardenghi e Luciana Butini Oliveira**, pela amizade e carinho.

Aos amigos do departamento **Marize, Julio, Clemência, Conceição e Fátima**, pelo convívio e amizade.

Às queridas **Clarissa Calil Bonifácio e Daiane Meneguzzo**, obrigada por tudo!

Aos **amigos e companheiros da clínica ART da FOUSP**, por compartilharem do ideal e torná-lo realidade.

A **3M ESPE e Vigodent**, pela doação dos materiais utilizados.

A todos que direta ou indiretamente me ajudaram na realização deste trabalho.

Aos meus **amigos e familiares**, que entenderam a minha ausência em tantos momentos importantes!

A **Babi**, minha querida “filhinha”!!!!!! Você é essencial na minha vida!

À **CAPES** pela bolsa de Doutorado no programa Demanda Social.

## **ACKNOWLEDGMENTS**

**Dr. W. E. van Amerongen**, I was so happy to be at ACTA, you made a dream come true. Thank you for everything.

**Dr. A. Ton De Gee**, for using use the laboratory of Dental Materials Science Department, ACTA, and being so kind with me.

A **Arie Werner**, who helped me a lot doing my work, always kind and gentle, and always offering me coffee!

**Anneke Hanema**, so kind and sweet with me, everyday! Thank you so much!

**Wouter van Veenendal** and **Derk Kösters**, I will always remember those days in Amsterdam...Thank you very much!

**Geer** and **Lonneke**, for showing me around Holland!

**ACTA Pedodontics Department**, and the **graduate students**, for making me feel comfortable and so nice!

Raggio DP. Dureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

## RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar a dureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) – G1: Ketac™ Molar; G2: Ketac™ Molar Easy Mix (3M ESPE) e G3: Magic Glass® (Vigodent), assim como três diferentes técnicas de inserção, apenas com o Ketac™ Molar Easy Mix (3M ESPE), configurando os grupos: G4: inserção com espátula; G5: seringa comercial (Centrix®) e G6: seringa de baixo custo (Injex® insulina – 1ml, acoplada a agulha BD 1,60 X 40). Os materiais foram dosados e manipulados de acordo com as instruções dos fabricantes, sendo realizados dez corpos de prova para cada grupo, em moldes de PVC, e após 10 minutos imersos em solução oleosa (Parafina líquida, Merck), a 37°C, por 24 horas. As superfícies foram polidas com lixa de granulação 1200 (Buheler), em máquina politriz. O teste de dureza foi realizado em durômetro HM-124 (Mitutoyo, Japan), com 25 g de carga e 30 s, com penetrador tipo Knoop. Em cada amostra foram realizadas 5 indentações e repetidas após 1 e 2 semanas, mantidas nas mesmas condições. As médias da dureza Knoop (e desvio-padrão) foram: G1 – 93,8 (28,9); G2 – 92,0 (22,3); G3 – 55,2 (21,4); G4 – 92,0 (22,2); G5 – 96,0 (33,9) e G6 – 81,92 (34,3). Houve diferença estatística em relação ao G3 (Análise de Variância e teste de Tukey, com  $p < 0,01$ ), sem diferença entre G1 e G2. Não houve diferença estatística entre os diferentes meios de inserção (Análise de Variância,  $p > 0,05$ ). A média de dureza após 1 e 2 semanas foi maior em todos os grupos quando comparada às 24 horas (Análise de Variância, teste de Tukey,  $p < 0,01$ ), e não houve diferença estatística entre 1 e 2 semanas. O material Magic

Glass<sup>®</sup> apresentou menor média de dureza em relação aos demais, e as diferentes técnicas de inserção não influenciaram na dureza do cimento de ionômero de vidro testado.

Palavras-Chave: Cimentos de ionômero de vidro – Dureza Knoop – Inserção – Tratamento Restaurador Atraumático

Raggio DP. Knoop hardness of glass ionomer cement used for Atraumatic Restorative Treatment (ART) [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

## ABSTRACT

The aim of this study was to assess the Knoop hardness of glass-ionomer cements used for Atraumatic Restorative Treatment (ART) – G1: Ketac™ Molar; G2: Ketac™ Molar Easy Mix (3M ESPE) e G3: Magic Glass® (Vigodent), and three different ways of insertion of Ketac™ Molar Easy Mix (3M ESPE), then: G4: conventional applicator; G5: commercial syringe (Centrix®) and G6: low cost syringe (Injex® insulin – 1ml, with BD needle 1,60 X 40). The materials were dosed and mixed according to the manufacturer's instructions and 10 specimens of each group were prepared in PVC molds, and after 10 minutes, the specimens were stored in lubricant (Paraffin highly liquid, Merck) at 37°C, for 24 hours. The surfaces were wet polished with 1200 grit paper (Buheler), till the excess was removed. The Knoop hardness was determined a HM-124 hardness tester (Mitutoyo, Japan), with 25 g load and 30 s dwell time, with Knoop indentator. On each specimen five indentations were made and repeated after 1 and 2 weeks while stored under the same conditions. The mean Knoop hardness (and SD) of each group were: G1 – 93,8 (28,9); G2 – 92,0 (22,3); G3 – 55,2 (21,4); G4 – 92,0 (22,2); G5 – 96,0 (33,9) and G6 – 81,92 (34,3). There was significant difference between G3 (ANOVA and Tukey test,  $p < 0,01$ ), without difference between G1 and G2. There was no difference between the ways of insertion (ANOVA,  $p > 0,05$ ). The hardness after one and two weeks was higher in all groups when compared to 24 hours (ANOVA, Tukey test,  $p < 0,01$ ), and was no difference between one and two weeks. The glass-ionomer cement Magic Glass® showed the

lower hardness compared to the others, and the different insertion techniques had no influence on the glass-ionomer cement hardness.

Key-words: Glass-ionomer cement – Knoop hardness – Insertion – Atraumatic Restorative Treatment

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Molde de PVC.....	38
Figura 4.2 – Durômetro HM 124 - Mitutoyo .....	38
Figura 4.3 – Detalhe do durômetro e dos corpos de prova inseridos na matriz (seta)	38
Figura 4.4 – Seringa de baixo custo (à esquerda) e seringa Centrix® (à direita) .....	38
Figura 4.5 – Adaptação da agulha 1,60 X 40 .....	38
Figura 5.1 – Médias da dureza Knoop em relação ao tempo. Letras diferentes indicam diferença estatística (Teste de Tukey, $p < 0,01$ ).....	41
Figura 5.2 – Médias da dureza Knoop em relação aos materiais. Letras diferentes indicam diferença estatística (Teste de Tukey, $p < 0,01$ ).....	41
Figura 5.3 – Médias da dureza Knoop em relação ao tempo. Letras diferentes indicam diferença estatística (Teste de Tukey, $p < 0,01$ ).....	43
Figura 5.4 – Médias da dureza Knoop em relação ao tipo de inserção. Não há diferença estatística entre os grupos ( $p > 0,05$ ).....	43
Figura 5.5 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar Easy Mix (aumento de 15 X).....	44
Figura 5.6 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar (aumento de 15 X).....	44

Figura 5.7 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Magic Glass <sup>®</sup> (aumento de 20 X).....	45
Figura 5.8 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac <sup>™</sup> Molar Easy Mix (aumento de 2000 X).....	45
Figura 5.9 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac <sup>™</sup> Molar (aumento de 2000 X).....	46
Figura 5.10 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Magic Glass <sup>®</sup> (aumento de 2000 X). Observar a falta de carga em parte do material (setas).....	46
Figura 5.11 – Aspecto em microscopia de varredura do material Ketac <sup>™</sup> Molar Easy Mix aplicado com espátula (aumento de 15 X).....	47
Figura 5.12 – Aspecto em microscopia de varredura do material Ketac <sup>™</sup> Molar Easy Mix aplicado com seringa Centrix <sup>®</sup> (aumento de 15 X).....	47
Figura 5.13 – Aspecto em microscopia de varredura do material Ketac <sup>™</sup> Molar Easy Mix aplicado com seringa de baixo custo (aumento de 15 X).....	47



## LISTA DE TABELAS

Quadro 4.1 – Materiais utilizados, fabricantes e lotes .....	35
Tabela 5.1 – Médias e desvios-padrão da dureza Knoop dos materiais, de acordo com o tempo decorrido.....	40
Tabela 5.2 – Análise de Variância para comparação dos materiais ionoméricos .....	40
Tabela 5.3 – Médias e desvios-padrão da dureza Knoop de cada tipo de inserção, de acordo com o tempo decorrido.....	42
Tabela 5.4 – Análise de Variância para comparação dos tipos de inserção .....	42

## SUMÁRIO

p.

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>	<b>19</b>
2.1 Cimentos de ionômero de vidro.....	19
2.2 Cimentos de ionômero de vidro indicados para o Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) .....	24
2.3 Dureza superficial .....	30
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>34</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>35</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>40</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>48</b>
<b>7 CONCLUSÕES .....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>56</b>

# 1 INTRODUÇÃO

Os cimentos de ionômero de vidro (CIV) foram primeiramente introduzidos na Odontologia há mais de 30 anos, por Wilson e Kent (1972), e desde então muitos pesquisadores têm estudado e sugerido modificações na fórmula pioneira, com o intuito de aprimorar as propriedades mecânicas e alcançar melhores resultados clínicos.

Esse material tem sido o de escolha para ser utilizado no Tratamento Restaurador Atraumático (TRA), pois se adere ao esmalte e à dentina, libera fluoreto, é biocompatível (KENT; LEWIS; WILSON, 1973; WILSON; KENT, 1972) e apresenta reação de presa do tipo ácido-base (química), podendo ser utilizado em locais sem infra-estrutura convencional (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999).

O tipo de ionômero utilizado no TRA também é conhecido como de alta viscosidade ou grande proporção pó-líquido (BERG, 2002; MOUNT, 1999). A grande diferença desse tipo para os convencionais é poder ser empregado em locais com cargas mastigatórias, havendo redução do desgaste superficial, assim como do tempo de presa (BERG, 2002; FRANKENBERGER; SINDEL; KRÄMER, 1997). Porém, a manipulação adequada torna-se difícil de ser realizada, pois há maior quantidade de pó para ser acrescida ao líquido, sendo que a consistência correta depende da exata dosagem e posterior manipulação para que se alcancem as melhores propriedades mecânicas do material (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999).

Com base nos problemas de dosagem e manipulação, foi introduzida no comércio uma nova categoria de material ionomérico, que tem o intuito de padronizar a dosagem e facilitar a manipulação. A principal diferença está nas

partículas do pó, que se apresentam em grânulos. De acordo com o fabricante, essa nova característica confere maior padronização na quantidade de pó em cada colher medida, fazendo com que a mistura fique mais homogênea. Além disso, o tipo de partícula poderia facilitar a penetração do ácido poliacrílico por capilaridade, facilitando a manipulação por aumento da molhabilidade (3M ESPE).

A durabilidade de restaurações dentro do TRA em cavidades oclusais está estabelecida, porém em cavidades ocluso-proximais, a longevidade é sempre reduzida (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999). Pode-se imaginar que a inserção do material possa influenciar nessa longevidade, e o uso de seringas injetoras possa facilitar a colocação do material ionomérico na cavidade, reduzindo as fendas na porção cervical e a inclusão de bolhas. Porém, o custo dessas seringas é alto para serem utilizadas como rotina em programas de saúde coletiva no Brasil, e alternativas devem ser propostas no intuito de facilitar a inserção, sem perder os benefícios da primeira.

Além do alto custo da seringa injetora, os próprios materiais indicados para o TRA apresentam também custo elevado, e nos últimos anos houve aumento de lançamentos nacionais de cimentos de ionômero de vidro para o TRA, alguns com custo mais acessível que os produtos mais conhecidos internacionalmente. Torna-se importante a realização de trabalhos *in vitro* e *in vivo* com esses materiais para se observar seu comportamento mecânico.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Cimentos de ionômero de vidro

O cimento de ionômero de vidro (CIV) foi desenvolvido a partir da união de dois cimentos utilizados na Odontologia: o cimento de policarboxilato de zinco e o de silicato (WILSON; KENT, 1972). Os autores relatavam que o material apresentava módulo de elasticidade semelhante ao da estrutura dental, o que provavelmente aumentaria a resistência aos ciclos termomecânicos que ocorrem na cavidade bucal, em comparação com as resinas compostas.

O material apresenta como característica principal a reação de presa de partículas de vidro do pó com solução aquosa de ácido, principalmente o ácido poliacrílico (DAVIDSON; MJÖR, 1999; KENT; LEWIS; WILSON, 1973). Portanto, para ser considerado um cimento de ionômero de vidro, este deve apresentar reação de presa do tipo ácido-base (química), sendo imperativo que sofra presa sem a presença de fonte de luz (MOUNT, 1999).

Por ser proveniente da união de dois materiais já utilizados na prática clínica, era de esperar que apresentasse a boa adesão do cimento de policarboxilato, proporcionado bom vedamento marginal, assim como a liberação de fluoreto do cimento de silicato. Foi observado, já neste período, anterior às demais modificações, que o material já exibia bom vedamento marginal, assim como propriedades de diminuição da progressão das lesões de cárie (MALDONADO; SWARTZ; PHILLIPS, 1978).

Os cimentos de ionômero de vidro são constituídos basicamente de um pó que contém alumínio, fluoreto, cálcio, sódio e sílica, e um líquido, composto de ácido polialquênico, ácido maléico, ácido itacônico e água (BUSSADORI et al., 2003; DAVIDSON; MJÖR, 1999).

As principais desvantagens dos cimentos ionoméricos são: pouco tempo de trabalho, alta suscetibilidade à perda e ao ganho de água nas primeiras 24 horas, assim como período de presa prolongado (PEREIRA, 1998).

Geralmente, o ácido poliacrílico necessário para a reação química está presente no líquido do material. Quando este se encontra liofilizado ao pó, recebe a denominação anidro, porém Navarro e Pascotto (1998) sugeriram que essa denominação não devesse ser utilizada, pois os cimentos de ionômero de vidro são essencialmente hídricos, sendo a água fundamental na reação de presa e estrutura do cimento.

A reação de presa ocorre nas primeiras 24 horas, período no qual o material ainda não apresenta propriedades mecânicas de maneira integral. Por essa razão, o material precisa ser recoberto por algum agente protetor, podendo ser empregado verniz do próprio *kit* do material, esmalte de unha, verniz copal ou adesivos fotopolimerizáveis (NAGEM FILHO; DOMINGUES, 2000). De acordo com o verniz protetor utilizado, alguns autores encontraram a quase eliminação da microinfiltração, sendo que o material que impediria melhor essa penetração seria o adesivo dentinário fotopolimerizável (DOERR; HILTON; HERMESCH, 1996; VIRMANI; TANDON; RAO, 1997). Porém, Serra et al. (1994) encontraram boa proteção com o uso do esmalte de unha.

Na década de 80, surgiu no comércio uma sugestão para a modificação do CIV, sendo misturado a partículas de limalha de amálgama, chamado mistura

milagrosa (NAVARRO; PASCOTTO, 1998). Posteriormente, o material foi fabricado em escala industrial, sendo as partículas metálicas aderidas ao pó pelo processo de sinterização. Acreditou-se que esses materiais pudessem apresentar maior resistência à abrasão (NAVARRO; PASCOTTO, 1998), porém a estética não era satisfatória, assim como algumas propriedades do material eram diminuídas, como no caso da liberação de fluoreto (RAGGIO, 2001) e a resistência ao desgaste (FORSS; SEPPÄ; LAPPALAINEM, 1991; YAP; TEO; TEOH, 2001).

Posteriormente, introduziram-se no comércio materiais ionoméricos modificados por resina (NAVARRO; PASCOTTO, 1998). Esses materiais apresentam a reação de presa química, inerente aos ionômeros de vidro, porém com fotoiniciadores que auxiliam no controle do tempo de presa pelo profissional.

Há alguns tipos de classificação dos materiais ionoméricos, podendo ser classificados quanto ao tipo de material ou em relação ao seu uso clínico (MOUNT, 1994; NAVARRO; PASCOTTO, 1998; TAY; LINCH, 1989).

Em relação ao tipo de material, podem ser divididos em três grandes grupos (NAVARRO; PASCOTTO, 1998): convencionais (pó de partículas vítreas e líquido contendo ácido poliacrílico), reforçado por metais (pó com acréscimo de liga de amálgama ou metal sinterizado) e modificados por resina (substituição de parte do ácido poliacrílico por hidroxietilmetacrilato).

Em relação ao tipo de uso clínico, pode-se utilizar a escala proposta por Tay e Lynch (1989):

Tipo I – Cimentação de coroas, próteses, bandas ortodônticas.

Tipo II – Restauração, sendo ainda subdivididos em A e B, no qual A compreende materiais que não são submetidos a esforços mastigatórios, e B para área de esforços mastigatórios intensos.

Tipo III – Forramento, base, e selante de fossas e fissuras.

Tipo IV – Modificados por resina, que abrangem todas as indicações.

Os materiais para o TRA podem ser conceituados como tipo II B (MOUNT, 1994), pois são utilizados em áreas de esforços mastigatórios, sendo que algumas de suas características mecânicas serão discutidas adiante.

Os cimentos ionoméricos estão sendo cada vez mais utilizados na prática clínica, sendo, muitas vezes, citados como substitutos do amálgama ou das resinas compostas (BERG, 1998; CROLL, 1998; FORSTEN; MOUNT; KNIGHT, 1994; FRANKENBERGER; SINDEL; KRÄMER, 1997). Porém, alguns profissionais não conseguem adequar-se ao seu uso, aparentemente devido a problemas de padronização de dosagem e manipulação.

A conservação, dosagem, manipulação e inserção no tempo correto dos cimentos ionoméricos têm implicação direta nas propriedades do material e, conseqüentemente, na longevidade da restauração.

O líquido do cimento ionomérico não deve ser conservado em geladeira, pois apresentando ácido poliacrílico, ficaria muito viscoso, ocorrendo, em alguns casos, a geleificação (NAVARRO; PASCOTTO, 1998).

A dosagem e manipulação no tempo correto também devem ser seguidas criteriosamente, pois elas influenciam na performance dos materiais (FLEMING; FAROOQ; BARRALET, 2003), indicando-se a observação correta das recomendações dos fabricantes.

Cuidados como homogeneização do pó e posicionamento vertical do frasco do líquido (DAVIDSON; MJÖR, 1999; NAVARRO; PASCOTTO, 1998), embora sejam simples fatores a serem observados, fazem diferença no momento da manipulação.



Preocupados com os problemas de padronização na dosagem, uma nova modalidade de material foi lançada recentemente no comércio, e, segundo o fabricante (3M ESPE), o material é do tipo anidro, ou seja, parte do ácido encontra-se liofilizada ao pó, e realizaram-se modificações importantes na estrutura deste. As partículas de vidro que compõem o pó, em geral dispersas, são agregadas umas às outras com um agente de união, fazendo com que, em permanecendo unidas, formem uma esfera. Esta esfera auxilia a penetração do líquido em seu interior, por capilaridade, facilitando a mistura dos componentes do CIV para que ocorra com mais rapidez (3M ESPE). Aliada a este fato, a diminuição da quantidade de ácido no líquido faz com que o ângulo de contato seja reduzido, aumentando a capacidade de molhamento, facilitando ainda mais a manipulação. Este material é chamado Ketac™ Molar Easy Mix.

A inserção do material deve ser feita quando ele ainda apresenta brilho (BUSSADORI; IMPARATO; GUEDES-PINTO, 2000; NAVARRO; PASCOTTO, 1998), indicando ainda a disponibilidade de ácido poliacrílico para efetuar a união química com a estrutura dental. Um outro fator a ser analisado é a inserção com seringa injetora (Centrix®), a qual facilita a aplicação dos materiais no local correto, minimizando problemas, como a introdução de bolhas de ar (NAVARRO; PASCOTTO, 1998), sendo que Barata (2003) encontrou influência da inserção com seringa na resistência dos cimentos de ionômero de vidro à fratura.

Porém, o custo desta seringa é alto, assim como o das pontas para reposição, inviabilizando seu uso por grande parte dos cirurgiões-dentistas, especialmente aqueles que trabalham em serviço público. Alternativas devem ser criadas para que o material possa ser inserido na cavidade com as vantagens de uma seringa injetora, porém com custo acessível a todos os profissionais.

## **2.2 Cimentos de ionômero de vidro indicados para o Tratamento Restaurador Atraumático (TRA)**

O Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) constitui-se em proposta alternativa de tratamento e controle da doença cárie, principalmente em situações inviáveis para a realização do tratamento dentário convencional. Esta técnica foi preconizada no início da década de 80 e introduzida em situações clínicas nos anos 90 (MALLOW; DURWARD; KLAIPO, 1998). Tem como características principais a remoção de tecido cariado com o auxílio de instrumentos manuais, posterior selamento das cavidades com material restaurador quimicamente ativado, realizado sem a necessidade de aplicação de anestesia local e sob isolamento relativo do campo operatório.

O TRA pode ser utilizado em campos de refugiados, países em desenvolvimento e em áreas onde não exista energia elétrica (FRENCKEN et al., 1998). Além dessas situações, pode-se empregá-lo com relação a pacientes com necessidades especiais, crianças de baixa idade e, ainda, crianças impossibilitadas de se submeterem ao tratamento convencional (WAMBIER, 1998).

Pilot (1999) considerou interessante salientar que, apesar de o TRA ter sido desenvolvido para ser utilizado em populações carentes, ele tem várias aplicações em países desenvolvidos, tais como: introdução de tratamento dentário precoce em bebês, pacientes extremamente ansiosos e medrosos, pacientes com necessidades especiais (problemas físicos ou mentais) e pacientes que vivem em clínicas de repouso.

O TRA tem sido bem recebido pelos pacientes, pela tranqüilidade demonstrada por esses durante o tratamento (RAHIMTOOLA et al., 2000; SCHIRKS;

VAN AMERONGEN, 2003), assim como pela aceitação em se realizar o tratamento em nova sessão, se necessário (FRENCKEN; MAKONI; SITHOLE, 1996).

Esse tratamento tem demonstrado índices de sucesso de durabilidade clínica comparáveis com restaurações de amálgama, quando realizadas em condições semelhantes (KALF-SCHOLTE et al., 2003; MANDARI; FRENCKEN; VAN'T HOF, 2003). Em cavidades do tipo Classe I (apenas oclusais), o TRA tem maior índice de sucesso, em dentes permanentes (FRENCKEN et al., 2004).

Nas cavidades do tipo Classe II, o índice de sucesso é menor (YU et al., 2004), sendo que a média de longevidade em dentes decíduos varia de 50 a 75% em um ano (SMALES; YIP, 2002). Essa menor taxa de sucesso poderia estar relacionada à falta de remoção de tecido cariado na parede cervical, inserção incorreta, contaminação do campo durante a restauração e má colocação da cunha de madeira e matriz (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999).

Algumas das razões de insucesso em alguns casos estão relacionadas ao chamado “efeito operador”, devido a erros na dosagem, manipulação e inserção do material nas cavidades. Foi relatado que cirurgiões-dentistas com mais experiência realizam restaurações mais duradouras que os inexperientes ou técnicos em higiene bucal (FRENCKEN et al., 1998). A dosagem e manipulação são mais difíceis de se obterem nos materiais indicados para o TRA que nos convencionais, devido à alta proporção pó-líquido.

Os cimentos de ionômero de vidro (CIV) são os materiais de eleição para esta técnica, devido às propriedades físicas inerentes a estes, tais como adesividade química à estrutura dental, compatibilidade biológica e liberação de íons flúor (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999).

Mount (1999) afirmou que o material, bem manipulado, pode demonstrar excelente longevidade, portanto, é essencial que o material seja bem dosado e, posteriormente, que seja realizada a manipulação correta.

No início dos anos 80, nos primeiros trabalhos em campo, os CIV convencionais foram utilizados, porém a resistência ao desgaste era desfavorável, e o tempo de presa inicial, muito elevado. Os fabricantes desenvolveram, então, os chamados CIV de alta viscosidade, ou com grande proporção pó-líquido, para serem utilizados no TRA (RUTAR; MCALLAN; TYAS, 2000). Deste modo, as características físicas dos materiais foram melhoradas e o tempo de presa foi reduzido para sua utilização em locais onde não houvesse infra-estrutura tradicional. São exemplos desses materiais: o Fuji IX<sup>®</sup> (G.C. Corp.); Ketac<sup>™</sup> Molar (3M ESPE) e Chem Flex<sup>®</sup> (Dentsply).

Os materiais desenvolvidos com a finalidade de serem utilizados no TRA apresentam mudanças em relação ao tempo de presa (BUSSADORI et al., 2003) e desgaste superficial (GUGGENBERGER; MAY; STEFAN, 1998). Com o aumento da proporção pó-líquido, os materiais apresentam menor desgaste superficial em comparação com os materiais modificados por resina (PEUTZFELDT; GARCIA-GODOY; ASMUSSEN, 1997) e podem ser aplicados em locais com carga mastigatória. O tempo de presa foi diminuído (BUSSADORI et al., 2003) pelo aumento na quantidade de ácido tartárico, o qual é um acelerador de presa do material (MONDELLI; PEREIRA; MALASPINA, 2002).

Não há consenso na literatura em relação ao grau de microinfiltração dos materiais indicados para o TRA. Raggio (2001) encontrou maior microinfiltração na parede cervical para o Ketac Molar (3M ESPE), enquanto Myaki et al. (2000) não encontraram diferenças estatísticas comparando o Fuji IX (G.C. Corp.) e o Ketac

Molar (3M ESPE). Já Souza (2000) encontrou menores escores de microinfiltração para o Ketac Molar (3M ESPE). Nenhum desses trabalhos, entretanto, sugere que o material que obteve piores resultados *in vitro* seja contra-indicado para uso no TRA. Castro e Feigal (2002) relataram menor microinfiltração do material desenvolvido para o TRA (Fuji IX – G.C. Corp.) em relação a um CIV convencional (Fuji II).

Há alguns cimentos de ionômero de vidro indicados para o TRA, com presa química, porém sob a forma encapsulada. A dosagem e manipulação são melhores, como abordado anteriormente, uma vez que o material vem em cápsulas, e sua manipulação é realizada de forma mecânica, em amalgamador ou aparelho similar. São exemplos destes materiais: Ketac Molar Aplicap (3M ESPE); Fuji IX GP Fast (G. C. Corp.) e Vidrion Caps (S.S. White). Reduzem-se, portanto, a interferência da dosagem e da manipulação do material, que são críticas nos ionômeros. Porém, esses materiais não podem ser utilizados em campo, pois a energia elétrica faz-se necessária para a manipulação, além de apresentarem alto custo para serem utilizados em larga escala. Outro possível inconveniente foi demonstrado pela sua maior rugosidade superficial em comparação com seus similares sob a forma pó-líquido (RAGGIO; ROCHA; IMPARATO, 2003).

A liberação de fluoreto dos CIV segue determinado padrão, já descrito na literatura como sendo maior nas primeiras 24 horas, decrescendo na primeira semana, e nas semanas subseqüentes essa liberação é estabilizada (BERTACHINI et al., 1999; FORSTEN, 1990; FORSTEN, 1998; RAGGIO, 2001; TENUTA et al., 1997; UEMATSU et al., 1999). Em meios ácidos, a liberação de fluoreto dos ionômeros tende a ser maior (CARVALHO; CURY, 1999), o que seria benéfico quando se pensa na atividade de cárie do paciente, uma vez que se este apresenta muitas lesões de cárie, inicialmente, seu meio bucal estará mais ácido, favorecendo

a maior liberação de fluoreto do ionômero, e este auxiliará na fase de remineralização do meio bucal.

Porém, os CIV desenvolvidos para o TRA liberam quantidades menores de fluoreto ao longo do tempo (YIP; LAM; SMALES, 1999; UEMATSU et al., 1999; RAGGIO, 2001), pois essa liberação é dada às expensas da solubilidade do cimento (BERTACCHINI et al. 1999; KHOUW-LIU; ANSTICE; PEARSON, 1999; ROTHWELL; ANSTICE; PEARSON, 1998; YIP; LAM; SMALES, 1999). Acredita-se que essa propriedade esteja relacionada à maior proporção entre pó e líquido ou, ainda, a mudanças na composição desses materiais. Outras características importantes do CIV são seu recarregamento e posterior liberação para o meio bucal por meio dos produtos fluoretados que o paciente faz uso no cotidiano, tais como dentifrícios, bochechos, aplicações tópicas, entre outros, sendo que os ionômeros para o TRA também apresentam essa capacidade (ROTHWELL; ANSTICE; PEARSON, 1998; UEMATSU et al., 1999; RAGGIO, 2001).

Apesar dessa diminuição na liberação de fluoreto em relação aos materiais convencionais, os CIV indicados para o TRA inibiram a formação de lesão de cárie artificial *in vitro*, de maneira semelhante a um CIV modificado por resina (SMALES; GAO, 2000; TAKEUTI, 2002).

A adesão dos CIV é dada por meio de ligações químicas, e não de maneira mecânica como os materiais resinosos. Os valores de adesão, porém, são bem menores quando comparados com os adesivos dentinários e, em muitos testes de adesão, seja de tração ou cisalhamento, encontram-se valores baixos quando se avaliam os ionômeros (MATHIAS, 1998). Porém, quando os corpos de prova são avaliados em lupa estereoscópica (MATHIAS, 1998; PEREIRA et al., 2002; RAGGIO, 2001; THEAN; MOK; CHEW, 2000), em microscopia eletrônica de

varredura (NASSIF, 2003) ou microscopia de transmissão (TANUMIHARJA et al., 2001), observa-se a permanência do CIV na superfície dentária (esmalte ou dentina), sugerindo que o baixo valor de adesão não é o valor real, pois, na realidade, o cimento fraturou, sendo medido o valor de resistência do material, e não a resistência adesiva (HOSOYA; GARCIA-GODOY, 1998; MATHIAS, 1998; PEUTZFELDT, 1996).

Yip et al. (2001) estudaram o mecanismo de adesão dos materiais ionoméricos Fuji IX<sup>®</sup> GP (G.C. Corp.); Chem Flex<sup>®</sup> (Dentsply) e Ketac<sup>™</sup> Molar Aplicap (ESPE) utilizando o teste de microtração, onde são realizados vários corpos de prova para cada dente, com área de adesão diminuta, reduzindo-se a fragilidade do material. As médias foram maiores que aquelas observadas em testes de tração convencional ou cisalhamento e os autores acreditaram que a força adesiva do CIV à dentina pode ser bem maior que a demonstrada, suportando a hipótese de que os testes adesivos não reproduzem a verdadeira força de adesão dos ionômeros à dentina. Vários corpos de prova demonstraram resíduos de material sobre a superfície, caracterizando a fratura coesiva do material, mesmo com área de adesão reduzida.

A maioria dos cimentos ionoméricos indicados para o TRA é importada, apresentando, desse modo, custo alto para serem utilizados em grande escala. Percebendo que esse mercado estaria em amplo crescimento, algumas empresas brasileiras lançaram no comércio cimentos de ionômero de vidro indicados para o TRA. São exemplos comerciais desses: Vitro Molar<sup>®</sup> (DFL) e Magic Glass<sup>®</sup> (Vigodent). Porém, não existem muitos trabalhos na literatura que estudem as características mecânicas e o comportamento clínico desses, sendo de grande valia o estudo desses materiais *in vitro* e *in vivo*.

### 2.3 Dureza superficial

O termo dureza, em Odontologia, segue o mesmo conceito que em mineralogia, ou seja, estaria relacionado à “resistência à indentação” (ANUSAVICE, 1998). No teste de dureza Knoop, utiliza-se um diamante, no qual apenas a maior diagonal é medida, apresentando a indentação a forma de losango. Após a aplicação da carga, mede-se essa diagonal e obtém-se a dureza Knoop, em grandeza conhecida como número de dureza Knoop, ou *Knoop Hardness Number (KHN)* (ANUSAVICE, 1998).

A *American Dental Association (ADA)* recomenda o número mínimo de dureza para que os materiais possam ser comercializados. O valor mínimo de dureza Knoop para os cimentos de ionômero de vidro tipo II (restauração) é 48 (ANUSAVICE, 1998).

A dureza superficial pode ter correlação negativa com o desgaste dos materiais (PEUTZFELDT; GARCIA-GODOY; ASMUSSEN, 1997), ou seja, quanto maior a dureza superficial, menor o desgaste em condições de cargas mastigatórias.

A dureza dos cimentos de ionômero de vidro indicados para o TRA tem se mostrado maior quando comparada com materiais modificados por resina, assim como quando comparados com cimentos modificados por partículas metálicas (ELLAKURIA et al., 2003).

Alguns fatores influenciam na dureza dos materiais, principalmente dos cimentos de ionômero de vidro convencionais. São fatores influenciadores: tempo de armazenagem (ANDRADE et al., 1996; ELLAKURIA et al., 2003; GARCIA et al., 1997), meio de conservação das amostras (McKINNEY; ANTONUCCI; RUPP, 1988),



aplicação de flúor (ANDRADE et al., 1996; GARCIA-GODOY; GARCIA-GODOY; GARCIA-GODOY, 2003), aumento da velocidade de presa com instrumentos ultrassônicos (TOWLER et al., 2001), exposição à umidade ou dessecamento precoces (BASTING; SERRA; RODRIGUES JR, 2002; CERQUEIRA-LEITE; GIRO; CRUZ, 1999; MOJON et al., 1996), tipo de material ionomérico estudado (ANDRADE et al., 1994; YAP; CHEANG; CHAY, 2002; YAP; PEK; CHEANG, 2003).

Em relação ao tipo de material, aparentemente, a dureza é maior nos materiais indicados para o TRA, quando comparados com os materiais convencionais para restauração (ANDRADE et al., 1994; XIE et al., 2000; YAP; CHEANG; CHAY, 2002), assim como é maior do que a dos materiais modificados por partículas metálicas (CHUNG, 1993; McKINNEY; ANTONUCCI; RUPP, 1988).

O meio de conservação da amostra parece também ter ligação direta com a dureza (McKINNEY; ANTONUCCI; RUPP, 1988), principalmente se o material for exposto precocemente em meio líquido, antes de sua presa final, em 24 horas, assim como se ele ficar exposto ao meio externo sem proteção, deixando claro que os fenômenos de sinérise e embebição influenciam na dureza superficial dos ionômeros de vidro, reduzindo-a (CERQUEIRA-LEITE; GIRO; CRUZ, 1999; MOJON et al., 1996). Porém, essa influência não alterou os materiais Ketac™ Molar e Ketac™ Fil (ambos da 3M ESPE) (KHOW-LIU; ANSTICE; PEARSON, 1999).

A aplicação de flúor também influencia na dureza, aparentemente reduzindo-a após aplicação tópica de flúor acidulado, segundo Diaz-Arnold, Wistrom e Swift (1995) e Andrade et al. (1996). Porém, essa influência é maior nos cimentos modificados por resina que nos ionômeros indicados para o TRA (GARCIA-GODOY; GARCIA-GODOY; GARCIA-GODOY, 2003).

A classificação do material ionomérico também influencia no seu comportamento em relação à dureza. Em geral, os materiais modificados por partículas metálicas apresentam dureza inferior à dos materiais indicados para restauração (CHUNG, 1993; FORSS; SEPPÄ; LAPPALAINEM, 1991).

Os materiais indicados para o TRA apresentam dureza superficial maior do que a dos convencionais, assim como maior que a dos modificados por resina (ELLAKURIA et al., 2003; PEUTZFELDT; GARCIA-GODOY; ASMUSSEN, 1997; XIE et al., 2000).

Ellakuria et al. (2003) conduziram um estudo de dureza após 1 ano de armazenagem das amostras. Encontraram valores de dureza Knoop (KHN) para o Ketac™ Molar (3M ESPE) após 24 horas, de 83, após 7 dias 100, após 15 dias, 118, e após 1 ano, 146. Aparentemente, durante todos os tempos de avaliação, a dureza deste material aumentou significativamente, em comparação com os demais (Fuji II LC®, Vitremer™, Photac Fil™, Ketac™ Silver). O único material que não demonstrou diferenças estatísticas na dureza em relação a qualquer um dos tempos foi o Ketac™ Fil, material utilizado em locais que não recebam cargas mastigatórias.

Segundo Xie et al. (2000), os materiais da “família Ketac” (no trabalho utilizaram Ketac™ Bond, Ketac™ Fil e Ketac™ Molar) tiveram comportamentos semelhantes. Com base nessa afirmação, é de se esperar que o novo material Ketac™ Molar Easy Mix tenha comportamento semelhante ao de seu antecessor, Ketac™ Molar, no que se refere à dureza superficial.

### 3 PROPOSIÇÃO

3.1 Avaliar a dureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o TRA (Ketac™ Molar e Ketac™ Molar Easy Mix – 3M ESPE e Magic Glass® – Vigodent).

3.2 Avaliar a dureza Knoop do cimento de ionômero de vidro Ketac™ Molar Easy Mix (3M ESPE) após três diferentes técnicas de inserção: espátula convencional, seringa Centrix® e seringa de baixo custo (Injex® 1ml, acoplada a agulha BD 1,60 x 40).

3.3 Avaliar as amostras em microscopia eletrônica de varredura.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Os materiais utilizados na parte experimental, seus respectivos fabricantes e lotes comerciais estão descritos no quadro 4.1.

Todos os testes foram realizados no Departamento de Materiais Dentários da ACTA (Academic Centre for Dentistry Amsterdam), após seguir corretamente as instruções de dosagem e manipulação dos fabricantes, sob temperatura controlada de 25 ( $\pm 2$ )°C .

<b>Material</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Lote</b>
Ketac™ Molar	3M ESPE	GES TA 002
Ketac™ Molar Easy Mix	3M ESPE	165737
Magic Glass®	Vigodent	007-03

*Quadro 4.1 – Materiais utilizados, fabricantes e lotes*

### 4.1 Dureza Knoop dos materiais

Dez amostras de cada material foram realizadas utilizando-se moldes de PVC (ACTA), os quais apresentavam cinco orifícios (Figura 4.1), preenchidos com espátula de inserção nº 1 (S.S. White Duflex), após a manipulação manual do cimento ionomérico, apresentando ligeiro excesso, recobertos com tira de matriz de poliéster e lâmina de vidro, exercendo-se ligeira pressão manual para se removerem

os excessos. Na parte inferior da matriz, adaptou-se outra tira de matriz, sobre uma placa de vidro. Após 10 minutos, foram depositados em meio líquido oleoso (Parafina líquida, Merck), por 24 horas, a 37°C (KLEVERLAAN; VAN DUINEN; FEILZER, 2004).

A superfície foi então polida em politriz, na presença de água, com o auxílio de lixa de silicone e *carbide* de granulação 1200 (Buehler) para a obtenção de superfície lisa.

Posteriormente, as amostras foram levadas ao microdurômetro (HM 124 – Mitutoyo – Figuras 4.2 e 4.3), com 25 g de carga e 30 segundos de tempo de indentação (XIE et al., 2000), e realizava-se a medição do longo eixo da marca da indentação deixada na superfície do material, sendo os valores expressos em dureza Knoop. Em cada amostra, foram realizadas cinco leituras, sendo utilizada a média dessas para a análise estatística.

O teste de dureza foi repetido após 1 e 2 semanas, sendo que, durante o período do ensaio, as amostras foram armazenadas a 37°C, no mesmo meio líquido.

Os dados foram submetidos à análise estatística (Análise de Variância e teste complementar de Tukey), com o auxílio do *software* estatístico GMC, versão 7.7.

#### **4.2 Dureza Knoop do Ketac™ Molar Easy Mix após três diferentes tipos de inserção**

Dez amostras para cada grupo foram realizadas, modificando-se o tipo de inserção, sendo, assim, divididas em três grupos: inserção com espátula, inserção

com seringa injetora (Centrix<sup>®</sup>) e seringa alternativa de baixo custo (seringa Injex<sup>®</sup> de insulina – 1ml, acoplada a agulha BD 1,60 X 40) (Figura 4.4).

Para adapta a agulha 1,60 X 40 na seringa de insulina Injex<sup>®</sup>, realizou-se corte na região central da ponta, com broca diamantada cilíndrica n<sup>o</sup> 1090 ((K.G./Sorensen), em alta rotação (Roll Air, Kavo, Ind. Bras.), removendo-se o bisel da agulha (Figura 4.5).

A manipulação do material seguiu a recomendação do fabricante, e cada grupo seguiu a inserção designada nos mesmos moldes de PVC, colocando-se tira de matriz de poliéster sobre o material, e, sobre esta, lâmina de vidro com pressão manual. Após 10 minutos, foram também depositados em meio líquido (Parafina líquida, Merck), por 24 horas, a 37°C, seguido de desgaste em politriz na presença de água, com o auxílio de lixa de silicone e *carbide* de granulação 1200 (Buehler), para a obtenção de superfície polida.

As amostras foram levadas ao microdurômetro (HM 124 – Mitutoyo), com 25 g de carga e 30 segundos de tempo de indentação (XIE et al., 2000), sendo os valores expressos em dureza Knoop. Em cada amostra, foram realizadas cinco leituras, sendo a média utilizada para posterior análise estatística.

O teste de dureza foi repetido após 1 e 2 semanas, sendo que, durante o período do ensaio, as amostras foram armazenadas a 37°C, no mesmo meio líquido.

Os dados foram submetidos à análise estatística (Análise de Variância e teste complementar de Tukey), com o auxílio do *software* estatístico GMC, versão 7.7.



Figura 4.1 – Molde de PVC



Figura 4.2 – Durômetro HM 124 – Mitutoyo

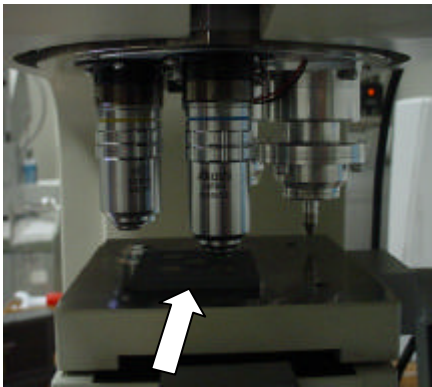


Figura 4.3 – Detalhe do durômetro e dos corpos de prova inseridos na matriz (seta)



Figura 4.4 – Seringa de baixo custo (à esquerda) e seringa Centrix® (à direita)



Figura 4.5 – Adaptação da agulha 1,60 X 40

### **4.3 Análise em Microscopia Eletrônica de Varredura**

Para a análise em microscopia eletrônica de varredura, uma amostra de cada grupo foi quebrada ao centro com o auxílio de alicates para uso em Ortodontia, em movimento único. Após a colagem dos fragmentos em *stubs* metálicos, foram, então, desidratados e sofreram cobertura com ouro.

As amostras foram avaliadas com aumentos de 15, 250, 1000 e 2000 vezes, em microscópio eletrônico de varredura Jeol XL Series, com 10 Kv.



## 5 RESULTADOS

### 5.1 Dureza Knoop dos materiais

Tabela 5.1 – Médias e desvios-padrão da dureza Knoop dos materiais, de acordo com o tempo decorrido

Material	24 horas	1 semana	2 semanas
Ketac™ Molar	67,96 (14,19)	107,66 (30,79)	105,69 (20,47)
Ketac™ Molar Easy Mix	67,88 (9,05)	113,58 (8,30)	93,53 (15,47)
Magic Glass®	35,10 (4,44)	58,98 (16,98)	71,48 (20,07)

A análise dos dados demonstrou que esses assumiram distribuição normal, para a comparação entre os materiais. Dessa maneira, utilizou-se a Análise de Variância, e como se verificou diferença estatística, o teste de Tukey foi utilizado como complementar.

Tabela 5.2 – Análise de Variância para comparação dos materiais ionoméricos

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrados médios	Estatística	Nível descritivo
Tempo	24719,4199	2	12359,7100	58,63	0,0%
Resíduo I	5691,7676	27	210,8062		
Materiais	28492,1543	2	14246,0771	42,11	0,0%
Interação	3109,4133	4	777,3533	2,30	6,99%
Resíduo II	18269,7441	54	338,3286		
Varição total	80282,5000	89			

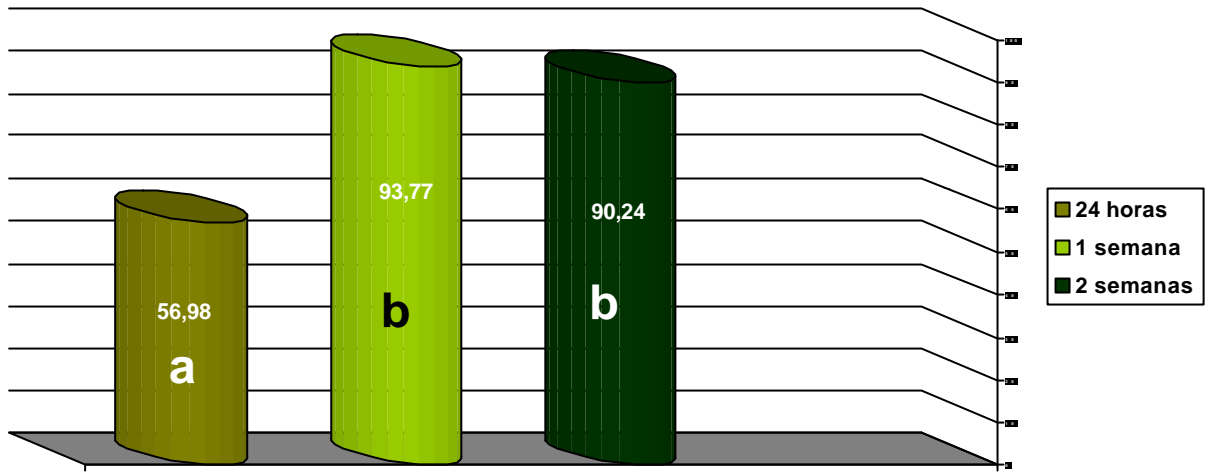


Figura 5.1 – Médias da dureza Knoop em relação ao tempo. Letras diferentes indicam diferença estatística (Teste de Tukey,  $p < 0,01$ )

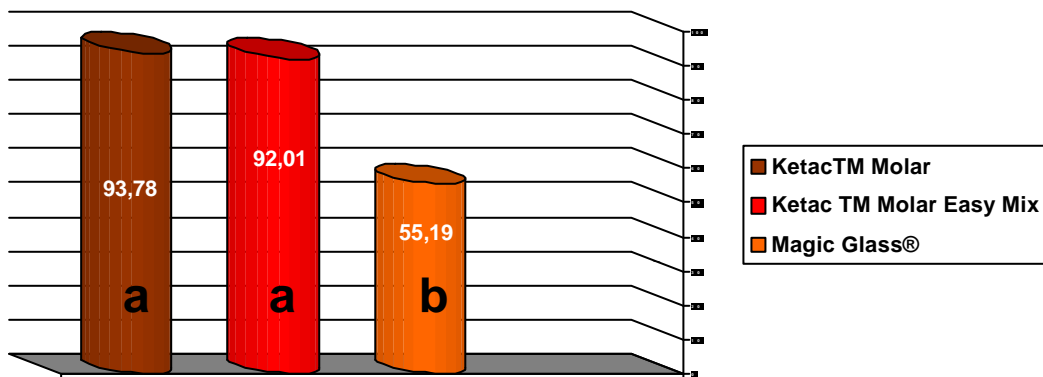


Figura 5.2 – Médias da dureza Knoop em relação aos materiais. Letras diferentes indicam diferença estatística (Teste de Tukey,  $p < 0,01$ )

## 5.2 Dureza Knoop do Ketac™ Molar Easy Mix após três diferentes tipos de inserção

Tabela 5.3 – Médias e desvios-padrão da dureza Knoop de cada tipo de inserção, de acordo com o tempo decorrido

Inserção	24 horas	1 semana	2 semanas
Espátula	67,88 (9,05)	113,58 (8,30)	93,53 (15,47)
Seringa Centrix®	63,41 (11,57)	89,53 (22,63)	135,13 (11,84)
Seringa de baixo custo	50,25 (15,26)	78,9 (8,47)	116,63 (32,02)

A análise dos dados demonstrou que estes assumiram distribuição normal quanto ao modo de inserção. Dessa maneira, utilizou-se a Análise de Variância, e como esta demonstrou diferença estatística, o teste de Tukey foi utilizado como complementar.

Tabela 5.4 – Análise de Variância para comparação dos tipos de inserção

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrados médios	Estatística	Nível descritivo
Tempo	45544,1797	2	22772,0898	92,85	0,0%
Resíduo I	6622,0493	27	245,2611		
Inserção	3168,3792	2	1584,1896	5,39	7,15%
Interação	13951,2041	4	3487,8010	11,86	10%
Resíduo II	15877,7500	54	294,0324		
Varição total	85163,5625	89			

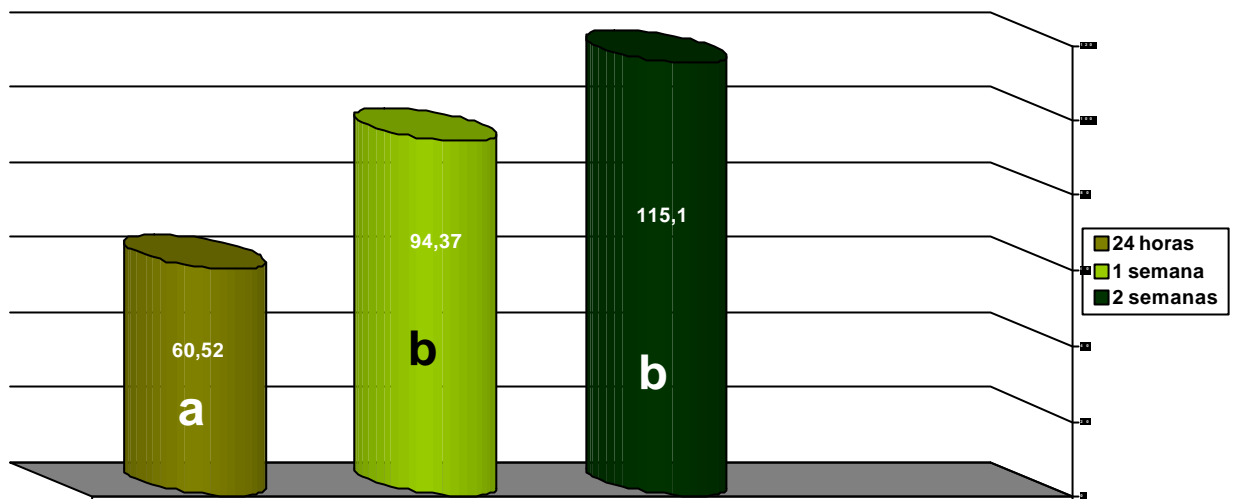


Figura 5.3 – Médias da dureza Knoop em relação ao tempo. Letras diferentes indicam diferença estatística (Teste de Tukey,  $p < 0,01$ )

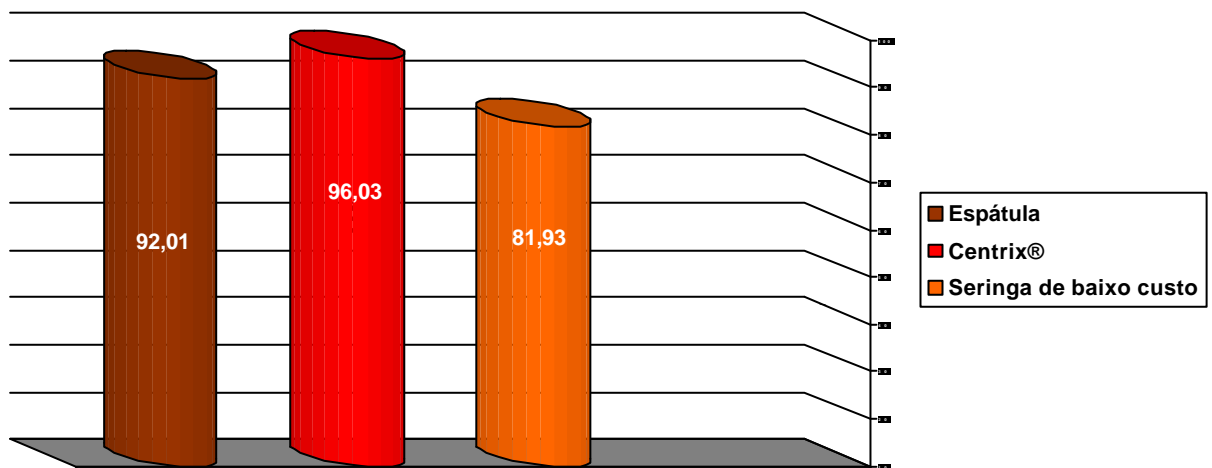


Figura 5.4 – Médias da dureza Knoop em relação ao tipo de inserção. Não há diferença estatística entre os grupos ( $p > 0,05$ )

### 5.3 Análise em microscopia eletrônica de varredura

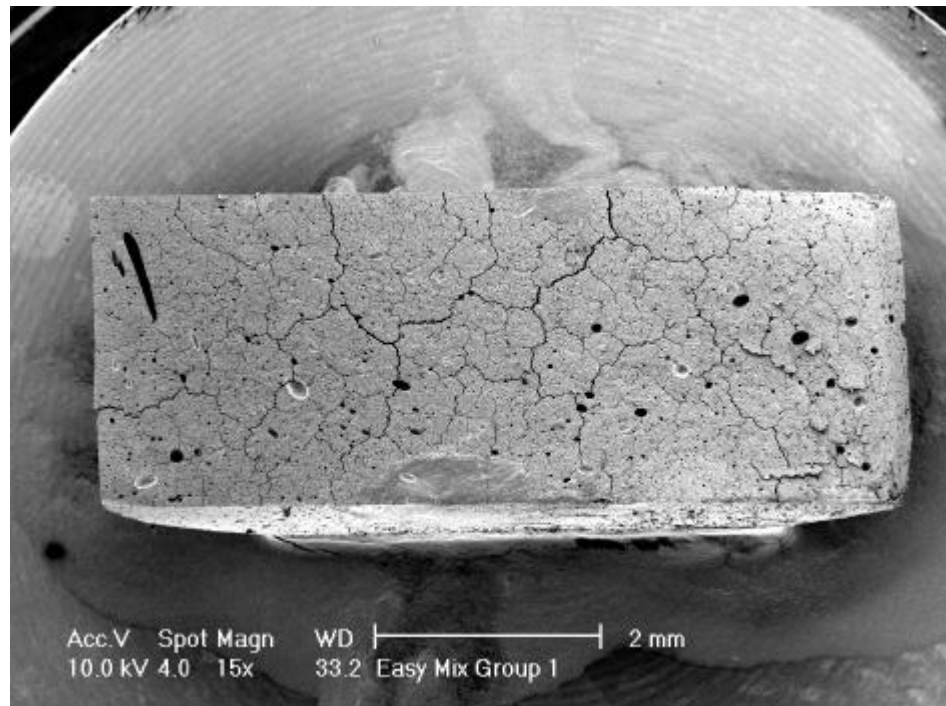


Figura 5.5 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar Easy Mix (aumento de 15 X).

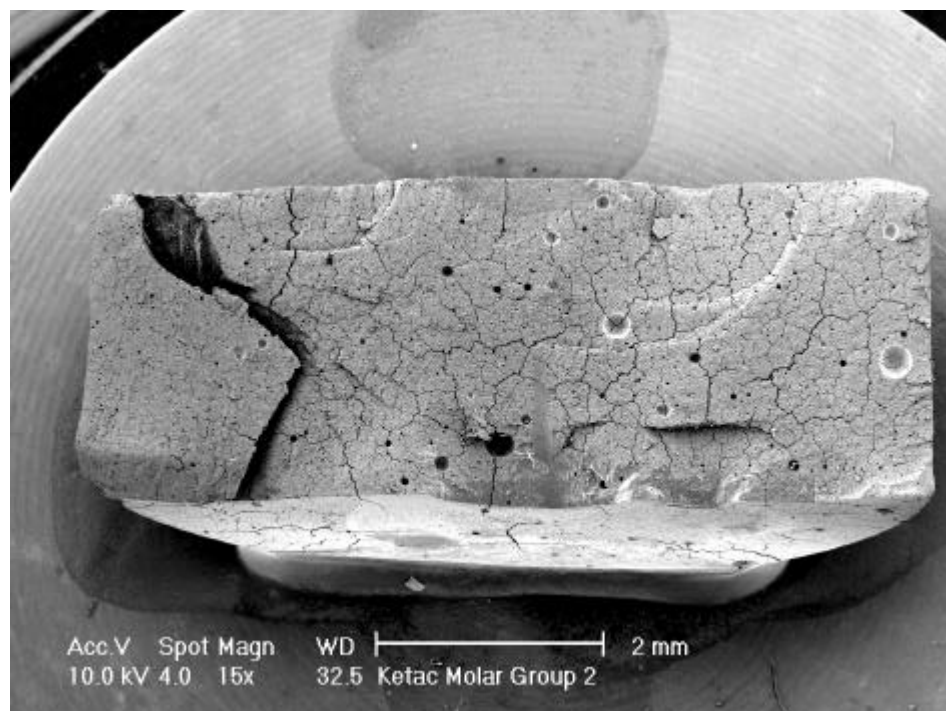


Figura 5.6 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar (aumento de 15 X)

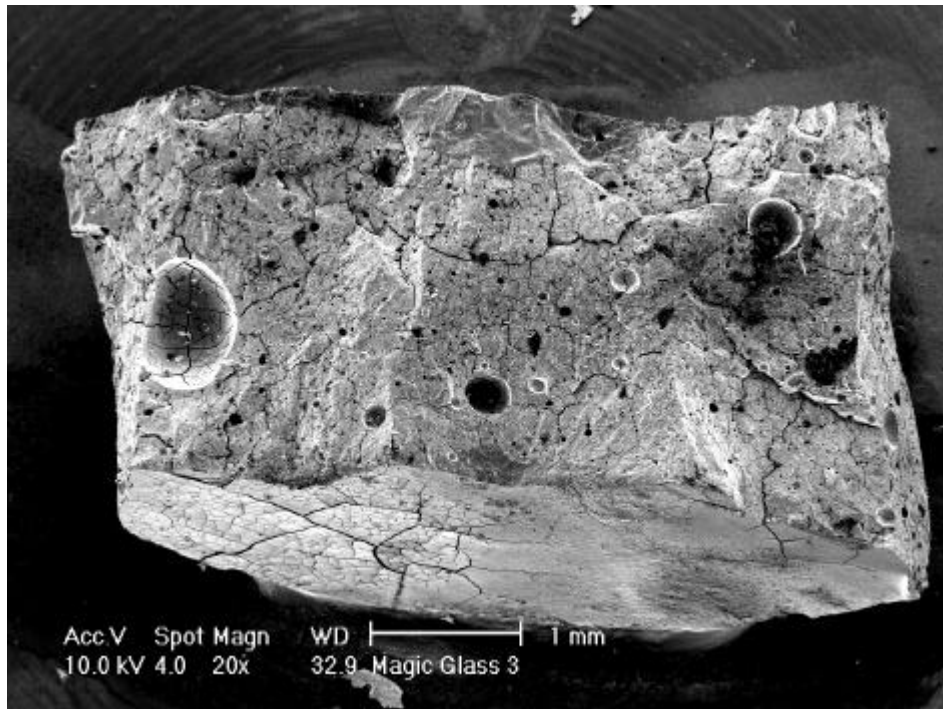


Figura 5.7 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Magic Glass<sup>®</sup> (aumento de 20 X).

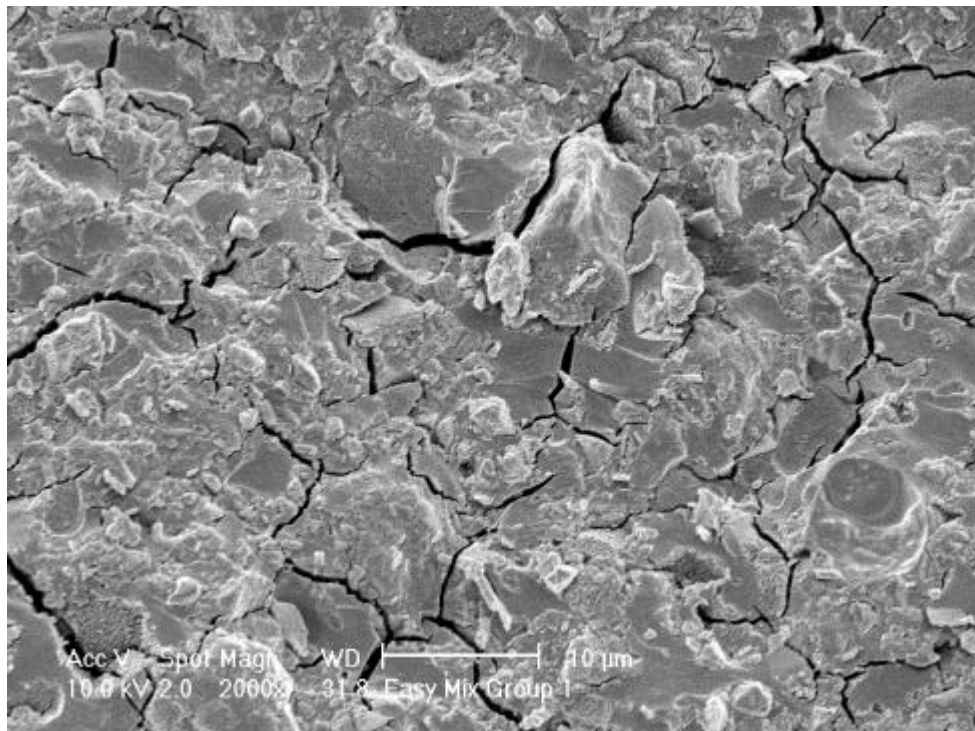


Figura 5.8 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac<sup>™</sup> Molar Easy Mix (aumento de 2000 X)

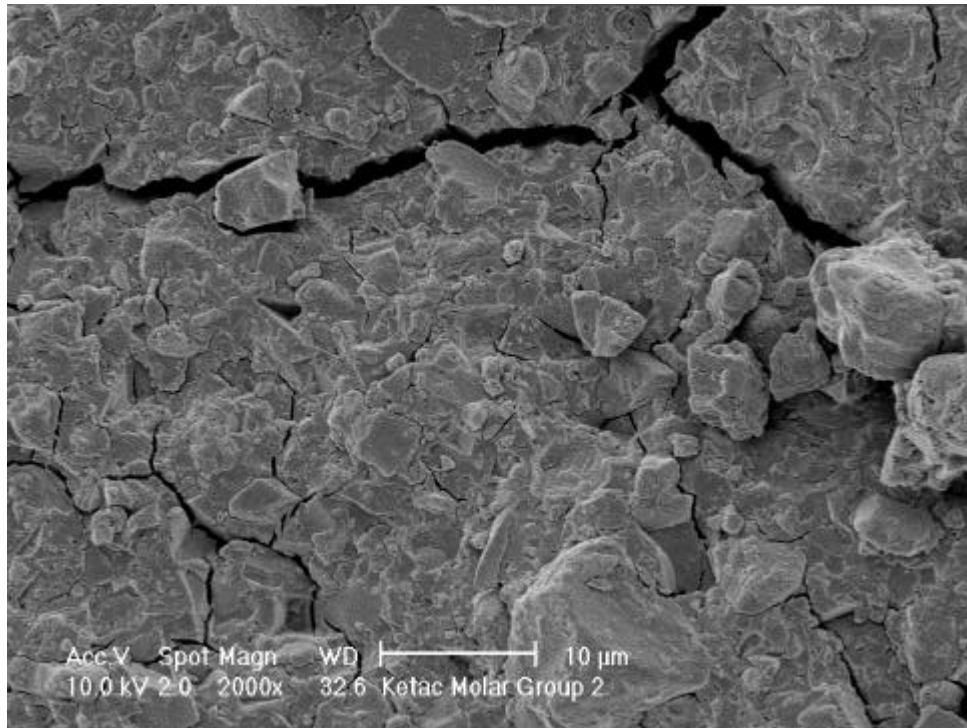


Figura 5.9 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar (aumento de 2000 X)

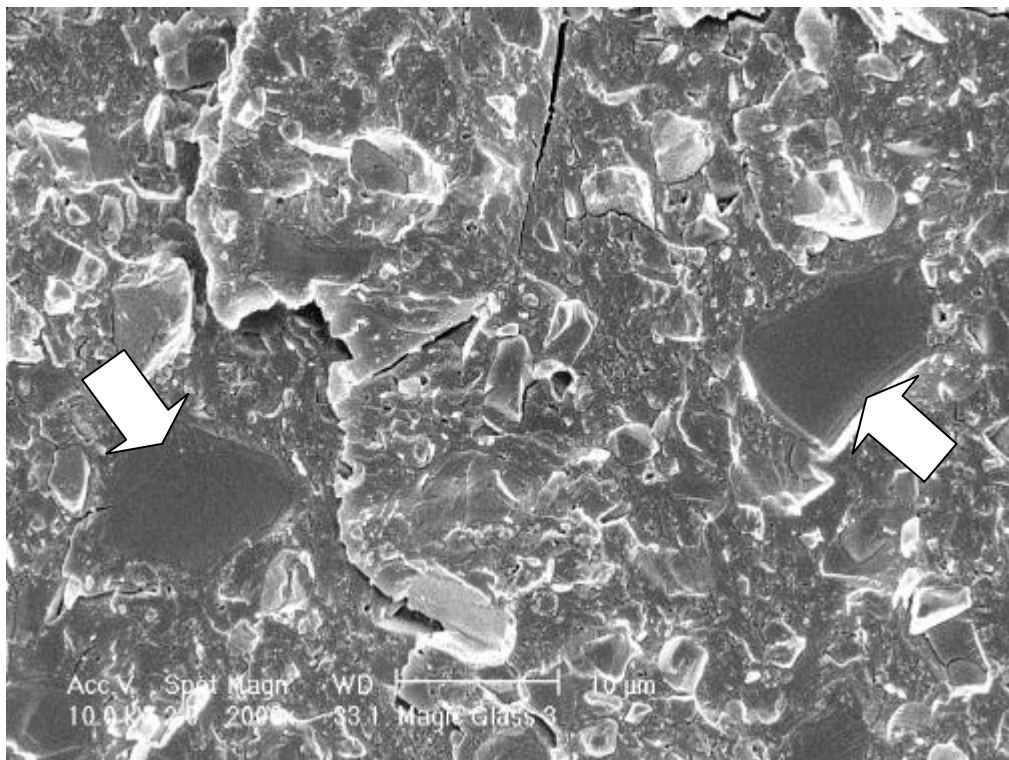


Figura 5.10 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Magic Glass® (aumento de 2000 X). Observar a falta de carga em parte do material (setas)

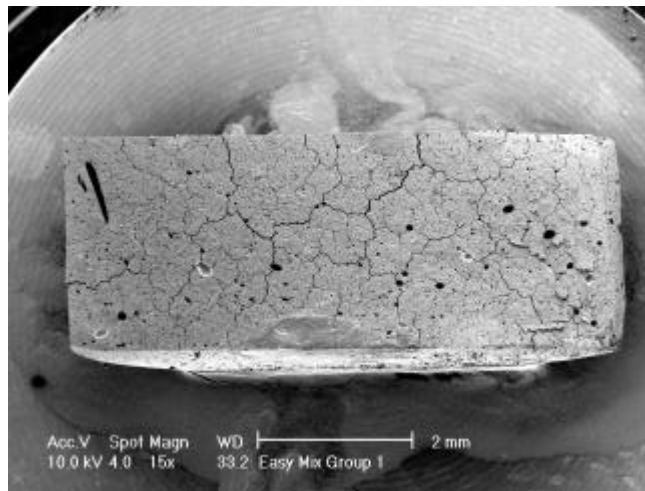


Figura 5.11 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar Easy Mix aplicado com espátula (aumento de 15 X)

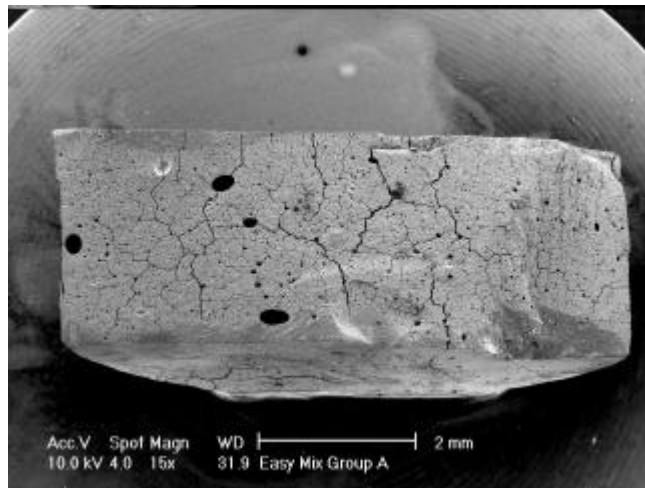


Figura 5.12 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar Easy Mix aplicado com seringa Centrix® (aumento de 15 X)

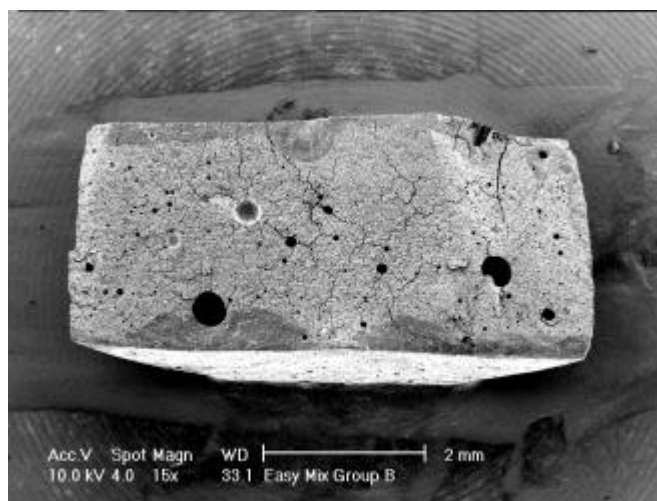


Figura 5.13 – Aspecto em microscopia eletrônica de varredura do material Ketac™ Molar Easy Mix aplicado com seringa de baixo custo (aumento de 15 X)



## 6 DISCUSSÃO

A frase de Frencken e Holmgren (1999) “A necessidade é a mãe da invenção” não poderia ser mais oportuna para explicar a constante busca por materiais e técnicas odontológicas eficientes e disponíveis, abrangentes para populações menos favorecidas.

Dessa maneira, o Tratamento Restaurador Atraumático foi idealizado, tentando alterar a situação vivida por vários pacientes na Tanzânia na década de 80 (MANDARI et al., 2001).

Uma característica observada nas restaurações realizadas nos primeiros trabalhos de Tratamento Restaurador Atraumático, o grande desgaste superficial, levantou hipóteses sobre reduzir este desgaste com materiais que apresentassem maior resistência. Nos primeiros trabalhos de pesquisa em campo, foi utilizado o cimento de policarboxilato de zinco, material posteriormente substituído pelo cimento de ionômero de vidro convencional (FRENCKEN et al., 1994). Mais tarde, os fabricantes iniciaram pesquisas para modificar os cimentos ionoméricos convencionais, até que fossem lançados os materiais indicados para o TRA, nos quais se reduziu o desgaste pela inclusão de maior proporção pó-líquido (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999; GUGGENBERGER; MAY; STEFAN, 1998).

Pela dificuldade em se realizar o tratamento em campo, os fabricantes também reduziram o tempo de presa do material, facilitando o seu uso em locais onde não há energia elétrica disponível para o uso de sugadores de saliva (BUSSADORI et al., 2003; FRENCKEN; HOLMGREN, 1999).

Nesta linha de pensamento, a evolução dos trabalhos mostrou um grande efeito do operador na longevidade das restaurações (FRENCKEN et al., 1998), sendo que esse poderia ter influência na remoção insatisfatória de tecido cariado, principalmente nas margens (limite amelodentinário), dosagem e manipulação do material, inserção, contaminação do campo operatório e na proteção superficial imprópria (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999).

Uma maneira que um dos fabricantes (3M ESPE) encontrou para padronizar a dosagem e manipulação do cimento ionomérico foi realizar alterações na estrutura do pó, fazendo com que ele permanecesse na forma de grânulos, por meio de agente de granulação. Desse modo, o pó não ficaria agregado facilmente, sendo improvável que fosse possível adicionar mais pó colocando-se a colher dosadora contra o frasco, fato facilmente observado com o pó clássico.

Além dessa alteração no pó, o líquido também sofreu alterações, reduzindo-se uma parte do ácido do líquido, liofilizando-o no pó, e, dessa maneira, esse se mostrou menos viscoso, pois o ácido poliacrílico tem essa característica marcante, e assim sendo, o ângulo de contato foi reduzido, aumentando a capacidade de molhamento do mesmo.

Portanto, aliando-se as características do pó e do líquido, pode-se concluir que a dosagem fica padronizada, sem que o operador possa ter influência de agregar maior quantidade de pó. A manipulação fica facilitada pelo aumento de molhabilidade do líquido e da absorção dos grânulos do pó por capilaridade, é rápida e eficiente.

Como esse material (Ketac<sup>TM</sup> Molar Easy Mix – 3M ESPE) ainda não havia sido testado em situações de laboratório, assim como em situações

clínicas, foi muito relevante verificar se ele apresentava características mecânicas e de microestruturas semelhantes, em microscopia eletrônica de varredura, comparado com seu antecessor, o Ketac™ Molar.

Em relação à dureza superficial, observou-se que o material Ketac™ Molar Easy Mix apresentou dureza semelhante à do Ketac™ Molar, conforme descrito na tabela 5.1 e figura 5.2.

Pode-se imaginar que o material apresentando as características de facilidade de manipulação e dosagem mais padronizadas, aliando às características favoráveis apresentadas pelo seu antecessor, será de grande valia na utilização clínica, minimizando o efeito do material no sucesso/insucesso do TRA.

Também é interessante observar nas figuras 5.8 e 5.9 a microestrutura dos materiais previamente citados, em microscopia eletrônica de varredura, ambos apresentando o mesmo padrão de massa coesa, densa e partículas com tamanho semelhantes.

Esses achados estão de acordo com os citados por Xie et al. (2000), sendo que os autores levantam a hipótese de que a “família Ketac”, no caso o Ketac™ Fil, Ketac™ Molar e Ketac™ Bond, apresentou os maiores valores de dureza Knoop quando comparada com os outros materiais, porém sem diferença entre eles. A correlação positiva entre estrutura coesa e dureza superficial foi comprovada pelos mesmos autores e sugere poder ser uma das explicações para a baixa dureza superficial demonstrada pelo Magic Glass® (Figura 5.2). Nas figuras 5.7 e 5.10, observa-se o Magic Glass® apresentando padrão menos coeso que o Ketac™ Molar Easy Mix e o Ketac™ Molar, representados nas figuras 5.5, 5.6, 5.8, 5.9. Até mesmo para obter a amostra de Magic Glass® para

avaliação pela microscopia de varredura foi difícil, pois a amostra era presa por 2 alicates para uso em Ortodontia, realizava-se movimento único no sentido de fraturá-lo ao centro, sendo que o material apresentava-se muito friável, e várias vezes, pela simples força de apreensão dos alicates nas bordas, ele se rompia com facilidade e ficava em minúsculas partes, inutilizando a amostra, por não se conseguir obter quantidade comparável com os outros materiais.

O Magic Glass<sup>®</sup> foi lançado recentemente no comércio brasileiro como um material indicado para o Tratamento Restaurador Atraumático, apresentando custo inferior aos dos seus concorrentes importados. O custo do material gira em torno de US\$ 20.00, enquanto o Ketac<sup>™</sup> Molar, por exemplo, tem seu custo aproximado de US\$ 50.00. Em relação ao custo, sabe-se que a dureza superficial apresenta correlação negativa com o desgaste, ou seja, quanto menor a dureza superficial demonstrada pelo material, maior o desgaste (PEUTZFELDT; GARCIA-GODOY; ASMUSSEN, 1997). Partindo-se desse pressuposto, o material Magic Glass<sup>®</sup> que apresentou dureza superficial média de 55,19 (KHN), nos três períodos de teste, desgastar-se-ia mais rapidamente que os outros testados, em situações clínicas. Frente ao desgaste acentuado, necessita-se, em alguns casos, realizar o reparo da restauração dentro do TRA (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999), fato que poderá ocorrer mesmo com os materiais indicados para o TRA e que demonstram longevidade clínica, aumentando o custo real da restauração, pois será necessária outra consulta, outra porção do material, material para proteção superficial, entre outros fatores. Infelizmente, não há na literatura acompanhamentos clínicos de longo prazo, assim como não há trabalhos *in vitro* tentando simular o comportamento do

Magic Glass<sup>®</sup> em utilização clínica, para serem utilizados em comparação com os resultados obtidos no presente estudo.

Porém, salienta-se que o material está dentro das especificações da ADA (*American Dental Association*), que regulamenta o número de dureza Knoop de material ionomérico indicado para restauração (ou tipo II, segundo Tay e Lynch, 1989) em 48 (ANUSAVICE, 1998).

Towler et al. (2001) e Ellakuria et al. (2003) demonstraram aumento da dureza superficial após alguns períodos. No presente estudo, obteve-se nas avaliações de dureza Knoop aumento das 24 horas para os 7 e 14 dias, com diferença estatística (Figuras 5.1 e 5.3). Porém, não houve diferença comparando-se 7 dias e 14 dias, discordantes com os achados de Ellakuria et al. (2003), que observaram aumento da dureza superficial para o Ketac<sup>™</sup> Molar após 7 e 15 dias, mantendo-se estável na leitura seguinte, de 30 dias, aumentando novamente após 60 dias.

Uma possível explicação seria que as amostras no estudo de Towler et al. (2001) e Ellakuria et al. (2003) ficaram imersos em água, que determina modificações na superfície dos materiais ionoméricos, pois pode aumentar a cadeia de polissais formada (XIE et al., 2000). Já, no presente estudo, optou-se por deixar o material em solução oleosa (KLEEVERLAN; VAN DUINEN; FEILZER, 2004), para evitar que a água penetrasse no interior do material ou saísse dele durante todo o estudo.

Já Khouw-Liu, Anstice e Pearson (1999) não encontraram alterações na dureza do Ketac<sup>™</sup> Molar após imersão em água, sugerindo que esse material não sofreria decréscimo em sua dureza com a exposição precoce à água, sendo o provável responsável a maior proporção pó-líquido que o material apresentava

em comparação aos outros utilizados (Hi Fi<sup>®</sup>, Vivaglass Fil<sup>®</sup>, Ketac<sup>™</sup> Fil, Diamond Carve<sup>®</sup>). De Moor e Verbeeck (1998) também encontraram pouco efeito da água após 1 semana, sugerindo que, após esse período, o material já estaria totalmente maduro, não havendo alterações significantes na dureza superficial, fato observado no presente estudo.

O uso de material de proteção superficial não foi realizado, pois o corpo de prova ficaria imerso na solução oleosa (parafina líquida) e não haveria a possibilidade de interação de água proveniente de fontes externas. A água poderia ser perdida durante a fase de presa inicial, nos primeiros minutos, porém, como descrito anteriormente, o material ficou envolto por tiras de matrizes de poliéster, durante 10 minutos, sem contato com o meio ambiente, sendo colocado imediatamente após no meio oleoso, permanecendo por 14 dias a 37°C.

O polimento superficial realizado com lixa de granulação 1200 em politriz é necessário para permitir lisura superficial o bastante para que se possa observar a indentação de maneira precisa, realizando a medição de forma mais fiel possível. Essa lisura pode ser obtida com as lixas em politriz ou com o auxílio de pastas diamantadas, obtendo-se superfície bem polida (ELLAKURIA et al., 2003).

O tipo de inserção do material também não demonstrou ser relevante para a dureza superficial (Figura 5.4). Não há muitos trabalhos na literatura em relação à inserção do material ionomérico. Navarro e Pascotto (1998) sugerem que a inserção deva ser realizada com seringa injetora, e Barata (2003) chegou à conclusão de que a seringa poderia influenciar na resistência à fratura de restaurações do tipo Classe II em pré-molares.

A seringa utilizada por Barata (2003) foi a Centrix<sup>®</sup>, também utilizada no presente estudo. Porém, essa seringa tem custo elevado, primeiro pela compra do seu corpo, e, posteriormente, pela compra das pontas descartáveis. O conjunto completo tem o custo aproximado de US\$ 60.00. As pontas para reposição custam, as mais simples, US\$ 20.00 - um conjunto com 30 pontas. Já a seringa desenvolvida para este estudo tem custo aproximado de R\$ 0,50 (ou US\$ 0,16), sendo que a seringa (R\$ 0,35) pode ser esterilizada por meio químico e reaproveitada, reduzindo-se o custo de maneira consistente, facilitando o manuseio da inserção. A agulha 1,60 X 40 (R\$ 0,15) não pode ser reaproveitada.

O uso da seringa de baixo custo não influenciou na dureza superficial dos cimentos ionoméricos (Figura 5.4), assim como não demonstrou diferenças marcantes na microscopia eletrônica de varredura (Figuras 5.11, 5.12, 5.13).

Embora essa pesquisa tenha sido realizada *in vitro*, deve-se salientar que, em campo, em condições desfavoráveis de atendimento clínico, a seringa injetora auxilia indiscutivelmente a inserção do material, e que outras pesquisas estão sendo realizadas *in vivo* para testar a hipótese de que a inserção pode influenciar no resultado e na longevidade de restaurações dentro do TRA.

Como um dos fatores relacionados ao operador também reside na inserção inadequada (FRENCKEN; HOLMGREN, 1999), o uso de seringas injetoras pode ser uma maneira para tentar solucionar esse problema e, utilizando-se a seringa de baixo custo, pode-se realizar a inserção dessa maneira, em todos os casos, tentando melhorar o desempenho clínico de restaurações, reduzindo consideravelmente o custo.

Um achado comum nas imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura foi a presença marcante de bolhas e rachaduras, concordante com os achados de Xie et al. (2000). Por ser um material que apresenta água em sua composição, essa é eliminada na manobra de desidratação para, posteriormente, realizar-se o recobrimento com ouro, passos obrigatórios para a observação das amostras em microscopia eletrônica de varredura. Portanto, salienta-se que a presença de pequenos traços de fraturas e rachaduras são observados devido a esse fator, inerente ao uso da microscopia de varredura. Uma maneira de eliminar esse inconveniente seria utilizar-se de réplicas da amostra (moldagem do corpo de prova e, posteriormente, vaza-se essa moldagem com material à base de resina, por exemplo) para a obtenção fiel da presença de bolhas e fraturas. Como não foi intuito primário a observação de fraturas, e sim observar o padrão de carga e matriz de cada material e cada situação de inserção, a réplica não foi utilizada neste estudo.

É extremamente importante para os profissionais da área Odontológica que mais trabalhos sejam realizados, *in vitro* e *in vivo*, com os novos materiais, assim como novas técnicas de inserção, com a finalidade de facilitar a manipulação e o uso dos cimentos de ionômero de vidro.



## 7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia utilizada e com base nos resultados obtidos, pôde-se concluir que:

7.1 O cimento de ionômero de vidro Magic Glass<sup>®</sup> apresenta dureza superficial inferior à dos materiais Ketac<sup>™</sup> Molar e Ketac<sup>™</sup> Molar Easy Mix (3M ESPE).

7.2 A técnica de inserção não influencia na dureza superficial do Ketac<sup>™</sup> Molar Easy Mix (3M ESPE).

7.3 Não são encontradas diferenças na análise em microscopia de varredura entre os materiais Ketac<sup>™</sup> Molar e Ketac<sup>™</sup> Molar Easy Mix, sendo bastante diferentes do Magic Glass<sup>®</sup>. Aparentemente, não há diferenças na análise em microscopia eletrônica de varredura, variando-se a inserção do cimento ionomérico.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

Andrade MF, Moroni JR, Candido MSM, Loffredo LCM. Efeito da aplicação de flúor sobre a dureza superficial dos cimentos de ionômero de vidro. Rev Assoc Paul Cir Dent 1996;50(2):193-6.

Andrade MF, Porto CLA, Cicilini S, Porto Neto ST. Estudo da dureza superficial dos cimentos de ionômero de vidro. ROBRAC 1994;4(12):10-3.

Anusavice KJ. Phillips materiais dentários. 10<sup>a</sup> ed. Trad. de Edson J. L. Moreira. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.

Barata TJE. Avaliação *in vitro* da resistência à fratura de restaurações classe II realizadas pela técnica do tratamento restaurador atraumático (ART) [Dissertação de Mestrado]. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Basting RT, Serra MC, Rodrigues Jr AL. *In situ* microhardness evaluation of glass-ionomer/composite hybrid materials at different post-irradiation times. J Oral Rehabil 2002;29(12):1187-95.

Berg JH. The continuum of restorative materials in pediatric dentistry – a review for the clinician. Pediatr Dent 1998;20(2):93-100.

Berg JH. Glass-ionomer cements. Pediatr Dent 2002;24(5):423-38.

Bertacchini SM, Abate PF, Blank A, Baglieto MF, Macchi RL. Solubility and fluoride release in ionomers and compomers. Quintessence Int 1999;30(3):193-7.

Bussadori SK, Imperato JCP, Guedes-Pinto AC. Dentística odontopediátrica: técnicas de trabalho e uso de materiais dentários. São Paulo: Santos; 2000.

Bussadori SK, Ribeiro PC, Santos EM dos, Raggio DP, Guedes-Pinto AC. Avaliação da reação de presa dos cimentos de ionômero de vidro. J Bras Odontopediatr Odontol Bebê 2003;6(33):405-9.

---

<sup>1</sup> De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Carvalho AS, Cury JA. Fluoride release from some dental materials in different solutions. *Oper Dent* 1999;24(1):14-9.

Castro A, Feigal RF. Microleakage of a new improved glass-ionomer restorative material in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent* 2002;24(1):23-8.

Cerqueira-Leite JBB, Giro EMA, Cruz CAS. Estudo comparativo da dureza superficial de cimentos ionoméricos restauradores submetidos a condições de umidade e dessecação. *Rev Odontol UNESP* 1999;28(1):119-35.

Chung KH. The properties of metal-reinforced glass-ionomer materials. *J Oral Rehabil* 1993;20(1):79-87.

Croll TP. Alternatives to silver amalgam and resin composite in pediatric dentistry. *Quintessence Int* 1998;29(11):697-703.

Davidson CL, Mjör IA. *Advances in glass-ionomer cements*. Carol Stream: Quintessence; 1999.

De Moor RJ, Verbeeck RM. Changes in surface hardness of conventional restorative glass-ionomer cements. *Biomaterials* 1998;9(24):2269-75.

Diaz-Arnold AM, Wistrom DW, Swift EJ Jr. Topical fluoride and glass-ionomer microhardness. *Am J Dent*. 1995;8(3):134-6.

Doerr CL, Hilton TJ, Hermes CB. Effect of thermocycling on the microleakage of conventional and resin-modified glass-ionomers. *Am J Dent* 1996;9(1):19-21.

Ellakuria J, Triana R, Mínguez N, Soler I, Ibaseta G, Maza J, et al. Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2003;19(4):286-90.

Fleming GJP, Farooq AA, Barralet JE. Influence of powder/liquid ratio on the performance of a restorative glass-ionomer dental cement. *Biomaterials* 2003;24(23):4173-9.

Forss H, Seppä L, Lappalainen R. *In vitro* abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 1991;7(1):36-9.

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

Forsten L, Mount GJ, Knight G. Observations in Australia of the use of glass-ionomer cement restorative material. *Aust Dent J* 1994;39(6):339-43.

Forsten L. Short and long term fluoride release from glass-ionomers and other fluoride containing filling materials in vitro. *Scand J Dent Res* 1990;98(2):179-85.

Frankenberger R, Sindel J, Krämer N. Viscous glass-ionomer cements: a new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence Int* 1997;28(10):667-76.

Frencken JE, Holmgren CJ. *Atraumatic Restorative Treatment (ART) for dental Caries*. Nijmegen: STI Book; 1999.

Frencken JE, Makoni F, Sithole WD. Atraumatic restorative treatment and glass-ionomer sealants in a school oral health programme in Zimbabwe: evaluation after 1 year. *Caries Res* 1996;30(6):428-33.

Frencken JE, Makoni F, Sithole WD, Hackenitz E. Three-year survival of one-surface art restorations and glass-ionomer sealants in a school oral health programme in Zimbabwe. *Caries Res* 1998;32(2):119-26.

Frencken JE, Songpaisan Y, Phantumvanit P, Pilot T. An atraumatic restorative treatment (ART) technique: evaluation after one year. *Int Dent J* 1994;44(5):460-4.

Frencken JE, van't Hof MA, van Amerongen WE, Holmgren CJ. Effectiveness of single surface ART restorations in the permanent dentition: a meta-analysis. *J Dent Res* 2004;83(2):120-3.

Garcia KC, Consani S, Goes MF, Sinhoreti MAC, Correr Sobrinho L. Influência do tempo de armazenagem sobre a dureza superficial e a resistência à compressão de cimentos de ionoméricos restauradores. *Rev Paul Odontol* 1997;19(2):30-4.

Garcia-Godoy F, Garcia-Godoy A, Garcia-Godoy F. Effect of APF Minute-Foam on the surface roughness, hardness, and micromorphology of high-viscosity glass-ionomers. *ASDC J Dent Child* 2003;70(1):19-23.

Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials* 1998;19(6):479-83.

Hosoya Y, Garcia-Godoy F. Bonding mechanism of Ketac-Molar Aplicap and Fuji IX GP to enamel and dentin. *Am J Dent* 1998;11(5):235-9.

Kalf-Scholte SM, van Amerongen WE, Smith AJ, van Haastrecht HJ. Atraumatic restorative treatment (ART): a three-year clinical study in Malawi-comparison of conventional amalgam and ART restorations. *J Public Health Dent* 2003;63(2):99-103.

Kent BE, Lewis BG, Wilson AD. The properties of a glass-ionomer cement. *Br Dent J* 1973;135(7):322-6.

Ketac Molar Easy Mix presentation. [CD Rom]. Amsterdam: 3M ESPE; 2004.

Khouw-Liu VHW, Anstice HM, Pearson GJ. An in vitro investigation of a poly (vinyl phosphonic acid) based cement with four conventional glass-ionomer cements. Part 1: flexural strength and fluoride release. *J Dent* 1999;27(5):351-7.

Kleverlaan CJ, van Duinen RNB, Feilzer AJ. Mechanical properties of glass-ionomer cements affected by curing methods. *Dental Mater* 2004; 20:45-50.

Maldonado A, Swartz ML, Phillips RW. An in vitro study of certain properties of a glass-ionomer cement. *J Am Dent Assoc* 1978;96(5):785-91.

Mallow PK, Durward CS, Klaipo, M. Restoration of permanent teeth in young rural children in Cambodia using the atraumatic restorative treatment (ART) technique and Fuji II glass-ionomer cement. *Int J Paediatr Dent* 1998;8(1):35-40.

Mandari GJ, Truin GJ, van't Hof MA, Frencken JE. Effectiveness of three minimal intervention approaches for managing dental caries: survival of restorations after 2 years. *Caries Res* 2001;35(2):90-4.

Mandari GJ, Frencken JE, van't Hof MA. Six-year success rates of occlusal amalgam and glass-ionomer restorations placed using three minimal intervention approaches. *Caries Res* 2003;37(4):246-53.

Mathias RS. Estudo comparativo sobre a resistência adesiva à dentina de molares decíduos, entre quatro materiais restauradores, por ensaio de tração *in vitro* [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

McKinney JE, Antonucci JM, Rupp NW. Wear and microhardness of a silver-sintered glass-ionomer cement. J Dent Res 1988;67(5):831-5.

Mojon P, Kaltio R, Feduik D, Hawbolt EB, MacEntee MI. Short-term contamination of luting cements by water and saliva. Dent Mater 1996;12(2):83-7.

Mondelli J, Pereira MA, Malaspina OA. Sistemas restauradores de uso direto. *In*: Cardoso RJA, Gonçalves EAN. Dentística/Laser. São Paulo: Artes Médicas; 2002. cap. 1, p. 1-26.

Mount GJ. Glass-ionomer cements and future research. Am J Dent 1994;7(5):286-92.

Mount GJ. Glass-ionomers: a review of their current status. Oper Dent 1999;14(2):115-24.

Myaki SI, Fava M, Hayashi PM, Vieira MC, Balducci I. Infiltração marginal em restaurações com cimento de ionômero de vidro para a técnica do tratamento restaurador atraumático. Rev Odontol UNESP 2000;29(1/2):105-12.

Nagem Filho H, Domingues LA. Ionômero de vidro – agentes protetores de superfície. Bauru: Edusc; 2000. 69 p.

Nassif, ACS. Estudo *in vitro* da interferência da clorexidina na resistência e morfologia de união de dois cimentos ionoméricos, indicados para restauração atraumática, à dentina de dentes decíduos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Navarro MFL, Pascotto, RC. Cimentos de ionômero de vidro - aplicações clínicas em Odontologia. São Paulo: Artes Médicas; 1998.

Pereira PNR. Glass ionomeric restoratives: concepts on secondary caries inhibition and adhesion [Doctor in Dental Sciences] Tokyo: Faculty of Dentistry; 1998.

Pereira LCG, Nunes MCP, Dibb RGP, Powers JM, Roulet JF, Navarro MFL. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. *J Adhes Dent* 2002;4(1):78-80.

Peutzfeldt A. Compomers and glass-ionomers: Bond strength to dentin and mechanical properties. *Am J Dent* 1996;9(6):259-63.

Peutzfeldt A, Garcia-Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass-ionomer and compomers. *Am J Dent* 1997;10(1):15-7.

Pilot T. Introduction-ART from a global perspective. *Community Dent Oral Epidemiol* 1999;27(6):421-2.

Raggio DP. Avaliação “*in vitro*” da midroinfiltração, liberação de fluoreto e resistência adesiva de cinco cimentos de ionômero de vidro utilizados no Tratamento Restaurador Atraumático (TRA) [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Raggio DP, Rocha RO, Imparato JCP. Rugosidade superficial de cimentos de ionômero de vidro. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17(supl 2):127.

Rahimtoola S, Van Amerongen E, Maher R, Groen H. Pain related to different ways of minimal intervention in the treatment of small caries lesions. *ASDC J Dent Child* 2000;67(2):123-7.

Rothwell M, Anstice HM, Pearson GJ. The uptake and release of fluoride by ion-leaching cements after exposure to toothpaste. *J Dent* 1998;26(7):591-7.

Rutar J, Mcallan L, Tyas MJ. Clinical evaluation of a glass-ionomer cement in primary molars. *Pediatr Dent* 2000;22(6):486-8.

Serra MC, Navarro MF, Freitas SF, Carvalho RM, Cury JA, Retief DH. Glass-ionomer cement surface protection. *Am J Dent* 1994;7(4):203-6.

Schirks MCM, Van Amerongen WE. Atraumatic perspectives of ART: psychological and physiological aspects of treatment with and without rotary instruments. *Community Dent Oral Epidemiol* 2003;31(15):15-20.

Smales RJ, Gao W. In vitro caries inhibition at the enamel margins of glass-ionomer restoratives developed for the ART approach. *J Dent* 2000;28(4):249-56.

Smales RJ, Yip HK. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for the management of dental caries. *Quintessence Int* 2002;33(6):427-32.

Souza MIC. Avaliação *in vitro*, *in situ* e *in vivo* de cimentos ionoméricos utilizados no Tratamento Restaurador Atraumático [Tese de Doutorado] Rio de Janeiro: Faculdade de Odontologia da UFRJ; 2000.

Takeuti ML. Avaliação do desenvolvimento de lesões de cárie adjacentes a diversos materiais restauradores em dentes decíduos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Tanumiharja M, Burrow MF, Cimmino A, Tyas MJ. The evaluation of four conditioners for glass-ionomer cements using field-emission scanning electron microscopy. *J Dent* 2001;29(2):131-8.

Tay WM, Lynch E. Glass-ionomer (polyalkenoate) cements. Part 1. Development, setting reaction, structure and types). *J Ir Dent Assoc* 1989;35(2):53-7.

Tenuta LMA, Pascotto RC, Navarro MFL, Francischone CE. Liberação de flúor de quatro cimentos de ionômero de vidro restauradores. *Rev Odontol Univ São Paulo* 1997;11(4):249-53.

Thean HPY, Mok BYY, Chew CL. Bond strengths of glass-ionomer restoratives to primary vs permanent dentin. *ASDC J Dent Child* 2000;62(2):112-6.

Towler MR, Bushby AJ, Billington RW, Hill RG. A preliminary comparison of the mechanical properties of chemically cured and ultrasonically cured glass-ionomer cements, using nano-indentation techniques. *Biomaterials* 2001;22(11):1401-6.

Uematsu NM, Myaki SI, Rodrigues CRMD, Rodrigues Filho LE, Ando T. Avaliação *in vitro* da liberação de flúor de cimentos de ionômero de vidro utilizados na técnica da restauração atraumática, antes e após a aplicação tópica de NaF a 2%. *J Bras Odontopediatr Odontol Bebê* 1999;2(8):269-73.

Virmani S, Tandon S, Rao N. Cuspal fracture resistance and microleakage of glass-ionomer cements in primary molars. *J Clin Pediatr Dent* 1997;22(1):55-8.

Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000;16(2):129-38.



Yap AUJ, Cheang PHN, Chay PL. Mechanical properties of two reinforced glass-ionomer cements. *J Oral Rehabil* 2002;29(7):682-8.

Yap AUJ, Pek YS, Cheang P. Physico-mechanical properties of a fast-set highly viscous GIC restorative. *J Oral Rehabil* 2003;30(1):1-8.

Yap AUJ, Teo JCM, Teoh SH. Comparative wear resistance of reinforced glass-ionomer restorative materials. *Oper Dent* 2001;26(4):343-8.

Yip HK, Lam WTC, Smales RJ. Surface roughness and weight loss of esthetic restorative materials related to fluoride release and uptake. *J Clin Pediatr Dent* 1999;23(4):321-6.

Yip HK, Tay FR, Ngo HC, Smales RJ, Pashley DH. Bonding of contemporary glass-ionomer cements to dentin. *Dent Mater* 2001;17(5):456-70.

Yu C, Gao XJ, Deng DM, Yip HK, Smales RJ. Survival of glass-ionomer restorations placed in primary molars using atraumatic restorative treatment (ART) and conventional cavity preparations: 2-year results. *Int Dent J* 2004;54(1):42-6.

Wambier DS. Estudo microbiológico e em microscopia eletrônica de varredura da cárie de dentina, após selamento com ionômero de vidro resinoso [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

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