

*ROBERTA TARKANY BASTING*

*AVALIAÇÃO 'IN SITU' DA MICRODUREZA DE  
MATERIAIS HÍBRIDOS DE IONÔMERO DE  
VIDRO/RESINA COMPOSTA EM FUNÇÃO DO  
TEMPO APÓS A FOTOPOLIMERIZAÇÃO*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para a obtenção do grau de Mestre em Clínica Odontológica, Área de Concentração em Dentística.

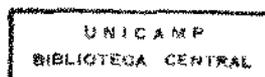
Orientadora Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Mônica Campos  
Serra - FOP - UNICAMP

Piracicaba  
1999

Este exemplar foi devidamente corrigido,  
de acordo com a Resolução CCPG-036/83

CCPG, 07 / 04 / 1999

Assinatura do Orientador



*ROBERTA TARKANY BASTING*

*AVALIAÇÃO 'IN SITU' DA MICRODUREZA DE  
MATERIAIS HÍBRIDOS DE IONÔMERO DE  
VIDRO/RESINA COMPOSTA EM FUNÇÃO DO  
TEMPO APÓS A FOTOPOLIMERIZAÇÃO*

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas,  
para a obtenção do grau de Mestre em  
Clínica Odontológica, Área de  
Concentração em Dentística

Piracicaba  
1999

1999

UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	
V.	Ex
TOMBO BC/	37641
PROC.	229/99
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	06/05/99
N.º FPD	

CM-00123004-0

### Ficha Catalográfica

B296a	<p>Basting, Roberta Tarkany.</p> <p>Avaliação 'in situ' da microdureza de materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta em função do tempo após fotolimerização. / Roberta Tarkany Basting. – Piracicaba, SP : [s.n.], 1999.</p> <p>112f. : il.</p> <p>Orientadora : Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Mônica Campos Serra.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Materiais dentários. 2. Resinas dentárias. 3. Polimerização. 4. Cimentos dentários. I. Serra, Mônica Campos. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p>
-------	---

Ficha Catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB / 8 – 6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP.

## BANCA EXAMINADORA

Mônica Campos Serra – Professora Doutora Assistente do Departamento de Odontologia Restauradora, área de Dentística, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP

Maria Salete Machado Cândido - Professora Doutora do Departamento de Dentística, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP

Luiz André Freire Pimenta - Professor Doutor Assistente do Departamento de Odontologia Restauradora, área de Dentística, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 03 de Fevereiro de 1999, considerou a candidata ROBERTA TARKANY BASTING aprovada.

1. Profa. Dra. MONICA CAMPOS SERRA

2. Profa. Dra. MARIA SALETE MACHADO CÂNDIDO

3. Prof. Dr. LUIZ ANDRE FREIRE PIMENTA

“A nossa vida é feita da mesma substância dos sonhos e,

entre um sonho e outro,

decorre toda nossa curta existência”

---

DEDICATÓRIA



*“Tu estás hoje, onde os teus pensamentos te  
trouxeram;*

*Tu estarás amanhã, lá onde os teus pensamentos  
te levarem.*

*Seja qual for o teu ambiente atual,  
cairás, permanecerás ou te erguerás,  
com teu pensamento, com tua visão,  
com teu ideal,  
e te tornarás, então,  
tão grande quanto a aspiração que te domina.”*

**Aos meus pais, ROBERTO e ELISABETA, pela alegria de  
sua presença, compreensão, estímulo e  
confiança no meu trabalho.**

**Aos meus irmãos, ROBERTO E ROSANNA, pela felicidade  
que trazem à minha vida.**

“Assim como o Sol, o coração há de ser luz e calor.

Aí está a sua força e a sua vida”

---

**AGRADECIMENTOS**



A DEUS, QUE TEM  
PROPORCIONADO UMA VIDA  
TÃO MARAVILHOSA

*É maravilhoso, Senhor, ter braços perfeitos,*

*Quando há tantos mutilados!*

*Meus olhos perfeitos, quando há tantos sem luz!*

*Minha voz que canta, quando tantas emudeceram!*

*Minhas mãos que trabalham, quando tantas mendigam!*

*É maravilhoso voltar para casa, quando tantos não têm para onde ir!*

*É maravilhoso amar, viver, sorrir, sonhar!*

*quando há tantos que choram, odeiam, revoltam-se em pesadelos,*

*morrem antes de nascer.*

*É maravilhoso ter um Deus para crer,*

*quando há tantos que não têm o consolo de uma crença.*

*É maravilhoso Senhor, sobretudo, ter tão pouco a pedir*

*tanto a agradecer.*

*“Muitas vezes trilhamos caminhos escuros mas,*

*se sua humildade persistir,*

*haverá sempre uma luz no final do túnel”*

À Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Mônica Campos Serra, pela contribuição a minha vida pessoal e profissional como amiga e orientadora. Agradeço, ainda, pelo incentivo e estímulo indispensáveis para a minha formação.

À Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Altair Antoninha Del Bel Cury, pelo exemplo de empenho, luta e força em conduzir a coordenadoria geral da Pós-Graduação e à Prof<sup>ª</sup> Dr<sup>ª</sup> Mônica Campos Serra, coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica (não bastava ser apenas orientadora), pela primorosa dedicação às atividades que o cargo exige.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, por ter sediado todos esses anos de estudo, tanto na graduação, quanto na pós-graduação. Sempre levantarei, com orgulho, a bandeira dessa faculdade em qualquer lugar que estiver.

À Fapesp, pela concessão de bolsa de estudo e auxílio de reserva técnica para a execução desta pesquisa.

*“Um amigo ensina-te a gostar de coisas novas  
Não terias imaginado essas coisas se estivesses sozinha.”*

Ao Prof. Antonio Luiz Rodrigues Jr., do Departamento de Bioestatística da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, pela amizade e orientação na análise estatística.

Ao Prof. Dr. Luiz André Freire Pimenta, por sua amizade, estímulo e participação em minha formação científica e acadêmica. À Prof<sup>ª</sup>. Giselle Maria Marchi, pelo companheirismo durante o estágio na clínica de Graduação.

Aos meus amigos e professores Antonio Carlos Pereira e Marcelo de Castro Meneghim, com os quais conheci essa vida absurda e louca de pesquisas, trabalhos, apresentações, congressos, etc., etc., etc..... Agradeço a ambos toda a atenção, o apoio, a força e a amizade.

Às “meninas de casa”, por todos os ótimos momentos que passamos juntas. À Renata, pelo companheirismo e força. À Raquel - obra de Deus que a colocou em meu caminho -, pelo exemplo de esperança e alegria em todas as horas. À Fernanda, que em todo o meu curso de mestrado sempre me deu muita força e sei que torcia (e torce) muito por mim. Minha total estima a vocês.

*Um amigo é alguém que tem sempre tempo para ti  
quando apareces.*

*Um amigo é alguém que é para ti uma festa”*

Às grandes amigas e companheiras da primeira turma da Pós-Graduação, Paula, Ana Paula, Priscila e Cláudia, pelos bons e alegres momentos.

Aos meus amigos da pós-graduação pela convivência na árdua batalha que é “Ter um lugar ao Sol”. Ao Bruno, minha “dupla de clínica”, agradeço toda a paciência e companheirismo nos momentos que estivemos juntos. À Inger, pela valiosa amizade, força e consideração. Aos meus amigos André Briso, André Dorini, Helinho, Carlota, Camila, Solange, Vicente, Nara, e Gisele, e aos estagiários Anderson, Guto e Cíça, pela saudade dos bons tempos que ficarão na lembrança.

Às minhas grandes amigas, Lucila, Luciana, Quele e Andréia, pela nossa longa e verdadeira amizade. Sempre estaremos juntas, em qualquer lugar que estejamos.

A todos os voluntários (não apenas pelo sentido próprio da palavra, mas voluntário pelo espírito da amizade e solidariedade em ver uma mestrandia “aflita” para a realização da sua tese), sem os quais este trabalho não poderia ser realizado, agradeço a consideração e a fidelidade no cumprimento dos horários estabelecidos.

Ao Paulinho, do Centro de Recursos Audio-visuais (CRA), pela gravação das leituras de microdureza e ao Michel pela digitalização dessas imagens.

À Renata e à Rosélis, pela confecção “super caprichada” dos aparelhos acrílicos.

Aos pacientes que contribuíram, e muito, para o meu aprendizado no curso de Clínica Odontológica Integrada.

---

## SUMÁRIO

# SUMÁRIO

	página
Listas .....	3
Lista de tabelas	
Lista de gráficos	
Lista de ilustrações	
Lista de abreviaturas, siglas e palavras em outro idioma	
Lista de notações	
Resumo/ Abstract .....	7
Introdução .....	10
Revista da Literatura .....	14
Considerações gerais sobre os materiais ionoméricos .....	15
Dureza superficial .....	23
Metodologias de estudo <i>in situ</i> .....	44
Proposição .....	50
Materiais e Métodos .....	52
Resultados .....	64
Discussão .....	72
Conclusões .....	87
Anexos .....	89
Apêndice .....	96
Referências Bibliográficas .....	101
Obras consultadas .....	111



LISTAS

## *Lista de Ilustrações*

	página
Figura 1: Fluxograma do experimento	54
Figura 2: Dispositivo acrílico intra-bucal utilizado pelos voluntários durante o experimento.	59
Figura 3: Microdurômetro utilizado para a avaliação da dureza superficial dos materiais.	60
Figura 4: Corpo-de-prova colocado em um suporte em acrílico incolor e posicionado no microdurômetro para estabelecer um plano perpendicular entre o longo eixo do indentador e a superfície do material.	61
Figura 5: Indentação de microdureza realizada no material Freedom no tempo 8 horas.	77
Figura 6: Indentação de microdureza realizada no material Dyract no tempo 21 dias.	84
Figura 7: Indentação de microdureza realizada no material Fuji II LC no tempo 21 dias.	85

## *Lista de Tabelas*

	página
Tabela 1: Composição, forma de apresentação, cor utilizada, número do lote e fabricante de cada material.	57
Tabela 2: Valores médios de dureza superficial, número de corpos-de-prova e variância para cada material em cada tempo estudado. O resultado do teste de Tukey (representado pelas letras) compara os níveis do fator “Materiais” em cada um dos níveis do fator “Tempo”.	66

## *Lista de Gráficos*

Gráfico 1: Representação gráfica da curva comportamental dos valores de dureza Knoop dos materiais estudados em função do tempo.	página 70
Gráfico 2: Representação gráfica das funções matemáticas do comportamento de dureza dos materiais estudados em função do tempo.	71

## *Lista de Abreviaturas, Siglas e Palavras em Outros Idiomas*

$\alpha$ : nível de significância

*Apud*: em

Bis-GMA: bisfenol-A-diglicidil-metacrilato

d: dia ou dias

*et al.* : e outros (abreviatura de *et alli*)

g: gramas

° C : graus centígrados

h: hora ou horas

HEMA: 2-hidroxi-etil-metacrilato

*In situ* : em sítio, em posição, no local, em situação

*In vitro* : em tubos de ensaios; conjunto de reações que se realizam nos tubos de ensaios ou em condições laboratoriais

*In vivo*: no ser humano

ISO : International Standard Organization (Organização Internacional de Padronização)

MPa: Mega Pascal

$\mu\text{m}$ : micron

min: minutos

ml: mililitros

mm : milímetros

$\text{mW}/\text{cm}^2$ : mili Watts por centímetro quadrado

pH : potencial hidrogeniônico

*Split-plot* : parcelas subdivididas

TEGDMA : trietileno-glicol-dimetacrilato

TMPT: trimetilol-propano-trimetacrilato

UDMA: uretano-dimetacrilato

### *Lista de Notações*

> : maior que

< : menor que

= : igual

% = por cento

“Todo guerreiro da luz

já ficou com medo de entrar em combate...”

---

RESUMO  
ABSTRACT

Propriedades dos materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta têm sido extensamente analisadas, podendo-se observar que os testes laboratoriais são os mais utilizados como metodologia de pesquisa. O objetivo deste trabalho foi avaliar a dureza superficial *in situ* de materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta em função do tempo após a fotopolimerização, através de uma metodologia que possa prever o desempenho clínico dos materiais. Foram analisados cinco materiais: Fuji II LC / GC Corporation (Fu), Vitremer / 3M (Vi), Freedom / SDI (Fr), Dyract / Dentsply (Dy) e Z 100 / 3M (Z1). Um dispositivo acrílico intra-bucal palatal foi confeccionado para cada um dos 24 voluntários participantes do experimento, no qual foi fixado um corpo de prova de cada material. Os tempos estudados foram: 30 min, 1 h, 2 h, 4 h, 8 h, 24 h, 48 h, 7 dias, 10 dias, 14 dias, 17 dias e 21 dias após a fotopolimerização. A Análise de Variância, seguida do teste de Tukey ao nível de 1%, mostrou diferenças significativas de dureza entre todos os materiais (Fu < Vi < Fr < Dy < Z1) até 48 horas. A partir do sétimo até o décimo quarto dia, não se verificaram diferenças estatísticas entre os materiais Fr e Dy (Fu < Vi < Fr = Dy < Z1). No décimo sétimo e vigésimo primeiro dias, os materiais Vi, Fr e Dy apresentaram igualdade estatística, diferindo dos demais (Fu < Vi = Fr = Dy < Z1). A regressão polinomial mostrou um aumento de dureza em função do tempo para cada um dos materiais híbridos, exceto para o material Z1. A metodologia *in situ* utilizada permitiu concluir que houve um aumento da dureza superficial de todos os híbridos de ionômero de vidro/resina composta testados em função do tempo após fotopolimerização, embora houvesse diferenças de dureza entre esses materiais.

The properties of glass-ionomer / hybrid composite resin materials have been widely analyzed and laboratory tests are used more as a research methodology. The purpose of this paper was to evaluate the superficial hardness of glass-ionomer / composite resin hybrid materials *in situ* at different post-irradiation times, by means of a methodology that can predict the clinical performance of the materials. Four hybrid materials were analyzed: Fuji II LC / GC Corporation (Fu), Vitremer / 3M (Vi), Freedom / SDI (Fr) and Dyract / Dentsply (Dy). One composite was used as a control group: Z 100 / 3M (Z1). Palatal intra-oral acrylic appliances were made for each one of the 24 volunteers in the experiment. In each appliance, a specimen of each material was fixed. Microhardness testing was performed at 30 min, 1 h, 2 h, 4 h, 8 h, 24 h, 48 h, 7 days, 10 days, 14 days, 17 days and 21 days after initial light-curing. The Analysis of Variance, followed by the Tukey test, showed significant differences of hardness among all materials ( $Fu < Vi < Fr < Dy < Z1$ ) up to 48 hours. From the seventh to the fourteenth day, statistical differences were not found between Freedom and Dyract ( $Fu < Vi < Fr = Dy < Z1$ ). On the seventeenth and twenty-first days, Vitremer, Freedom and Dyract presented statistical equality, but differed from the others ( $Fu < Vi = Fr = Dy < Z1$ ). The polynomial regression showed an increase of hardness over time for the hybrid materials, but not for the composite. The *in situ* methodology used allowed the conclusion to be reached that there was an increase in the superficial hardness of all the glass-ionomer / composite resin hybrid materials tested at each post-irradiation time, although there were differences of hardness among these materials.

“...Todo guerreiro da luz

já traiu e mentiu no passado...”

---

INTRODUÇÃO

O surgimento dos cimentos de ionômero de vidro possibilitou a obtenção de um material restaurador que reunisse as propriedades dos cimentos de poliacrilato e de silicato<sup>(49, 65)</sup>. Características como a liberação de flúor<sup>(22)</sup>, biocompatibilidade, estética e adesividade à estrutura dentária<sup>(47, 49, 61, 65, 67, 68)</sup>, tornaram o uso desse material difuso nas diversas aplicações clínicas odontológicas, fazendo com que seja indicado como material restaurador para pacientes de alto risco de cárie<sup>(5, 55)</sup>.

Desenvolvido na década de sessenta e descritos por WILSON & KENT<sup>(67)</sup>, em 1972, o cimento de ionômero de vidro apresenta um mecanismo de reação de presa complexo<sup>(49, 56, 65, 68)</sup>. É composto por uma solução aquosa de um polímero ácido e por um componente vítreo<sup>(61)</sup>. O tipo de polímero e dos aditivos presentes na composição desse cimento pode variar, sendo mais frequentes as soluções aquosas de ácido poliacrílico, itacônico e ácido tartárico. Fluoraluminossilicato é o vidro mais empregado, embora os aluminossilicatos e aluminoboratos – que não apresentam flúor – possam ser utilizados<sup>(61, 65)</sup>. Devido a esses componentes, apresentam uma reação de presa ácido/base<sup>(49, 61)</sup> refletida, clinicamente, em um curto tempo de trabalho e em um prolongado tempo de presa. Essa propriedade aumenta a susceptibilidade do material a desequilíbrios hídricos, dificultando sua aplicação clínica<sup>(61, 65, 67, 68)</sup>.

Modificações na composição desses cimentos foram realizadas com o objetivo de minimizar suas limitações e melhorar seu desempenho clínico<sup>(47, 61, 65, 68)</sup>. Desse modo, os

materiais híbridos de ionômero de vidro e resina composta foram introduzidos<sup>(37)</sup>, reduzindo os problemas da susceptibilidade à umidade e da baixa resistência mecânica dos ionômeros convencionais, mantendo, entretanto, suas propriedades biológicas<sup>(39, 66)</sup>. A introdução de um componente resinoso levou a um aumento do tempo de trabalho e a uma redução do tempo de presa devido à reação ácido/base inicial ser suplementada por um mecanismo de presa iniciada por luz<sup>(37)</sup>.

Os materiais híbridos, no entanto, apresentam diferenças entre si pela quantidade de componente resinoso e de água presente no sistema<sup>(39, 42)</sup>. O componente resinoso, em alguns materiais, é elevado em virtude da substituição de grande quantidade de água por uma mistura de água e HEMA. Devido às diferenças de composição e do tipo de reação de presa, uma classificação<sup>(41)</sup> foi proposta. Assim, caracterizam-se as resinas compostas modificadas por poliácido - que apresentam os componentes essenciais dos ionômeros de vidro, mas uma quantidade insuficiente de água para que a reação ácido/base se processe de maneira semelhante à dos ionômeros convencionais - e os ionômeros de vidro modificados por resina - nos quais a reação ácido/base típica é complementada pela polimerização dos componentes resinosos, mesmo na ausência de ativação por luz visível.

A reação de presa desses materiais pode ser avaliada por ensaios de dureza superficial, refletindo o estágio ou o grau de maturidade dessa reação<sup>(10, 27, 53, 63)</sup>. A dureza é também considerada uma propriedade importante para se avaliar o desempenho do material por estar relacionada à resistência ao desgaste e abrasão, maleabilidade, ductibilidade e limite de proporcionalidade<sup>(2, 52)</sup>.

Para os materiais híbridos, a dureza superficial tem sido verificada em estudos *in vitro*<sup>(1, 3, 11, 12, 21, 24, 25, 27, 28, 29, 45, 51, 58, 69, 70)</sup>, apresentando um comportamento semelhante aos

ionômeros de vidro convencionais e aos compósitos odontológicos<sup>(25)</sup>. Entretanto, por mais que os testes laboratoriais possam simular as condições intra-buciais, ainda não são capazes de prever o desempenho clínico do material em virtude do ambiente multifatorial em que as restaurações são inseridas. Isso demonstra a necessidade de utilização de metodologias de estudo *in situ*, onde os novos produtos possam ser previamente avaliados antes de sua indicação clínica.

Desse modo, é importante que se verifique o comportamento de dureza superficial de materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta em função do tempo após a fotopolimerização, utilizando-se uma metodologia *in situ* que possa simular algumas condições clínicas do meio bucal.

“...Todo guerreiro da luz

já perdeu a fé no futuro...”

---

REVISTA DA LITERATURA

“...Todo guerreiro da luz

já trilhou um caminho que não era o dele...”

== CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE OS MATERIAIS IONOMÉRICOS

Em 1986, WALLS<sup>(61)</sup>, em uma revisão sobre os cimentos de ionômero de vidro, relatou o desenvolvimento e as propriedades físicas desses materiais. A reação de presa e os processos de embebição e sinérese que sofrem durante os estágios iniciais são discutidos. A reação ácido/base é caracterizada por duas fases distintas: a) fase de dissolução: quando a camada superficial das partículas de vidro é atacada pelo poliácido, resultando numa limitada degradação do vidro com a liberação de íons de cálcio, alumínio e flúor, sendo a concentração de íons de cálcio, nessa fase, maior que a concentração de íons de alumínio ; b) fase de geleificação: é uma fase de maturação em que os íons de alumínio se unem dentro da matriz do cimento, permitindo uma ligação mais rígida entre as cadeias de poliácidos, associada com uma progressiva hidratação. Essa fase de maturação é responsável pelo aumento inicial das propriedades físicas do material. A estrutura do cimento também é detalhada nesse trabalho. É descrita como uma estrutura que consiste em partículas de vidro que não sofreram reação circundadas por um hidrogel de silício (resíduo de partículas de vidro após a lixiviação de íons mediada pelo ácido), contendo poucos íons de alumínio e fluoretos. Essas partículas estão embebidas em uma matriz de poliácidos ligados, rica em íons de cálcio e alumínio.

O desenvolvimento dos cimentos de ionômero de vidro, a reação de presa, propriedades físicas e mecânicas e a longevidade são descritos em um livro publicado por WILSON & McLEAN<sup>(68)</sup>, em 1988. A diversidade na composição dos componentes vítreos e

das soluções poliméricas ácidas, o papel dos aditivos e da água para o desencadeamento da reação de neutralização, a estrutura da matriz do cimento e as indicações clínicas são abordadas com ênfase. Esses autores relatam a necessidade da obtenção de um material mais resistente e estético, mantendo-se as propriedades de liberação de flúor dos ionômeros convencionais.

MATHIS & FERRACANE<sup>(37)</sup>, em 1989, realizaram um estudo com o objetivo de produzir um material híbrido de ionômero de vidro e resina composta que mantivesse as características de liberação de flúor e adesão à estrutura dentária, mas com propriedades mecânicas semelhantes às das resinas compostas. Uma pequena quantidade de material resinoso foi adicionada ao líquido de um ionômero de vidro convencional. Ensaios de resistência à compressão, módulo de elasticidade, resistência à tensão diametral, solubilidade em água, adesão à dentina e rugosidade superficial foram realizados. Um cimento de ionômero de vidro convencional foi utilizado como controle. Uma significativa melhora das propriedades mecânicas iniciais e a evidência de uma menor sinérese foram obtidas com o novo material. A solubilidade foi menor, enquanto a adesão à dentina apresentou resultados similares aos convencionais. A formação de uma rede hidrófoba resinosa durante o mecanismo de presa foi a responsável pela diminuição da difusão de água no interior do material.

Uma revisão da literatura sobre os cimentos de ionômero de vidro convencionais foi realizada, em 1989, por WILSON<sup>(65)</sup>. Suas características, aplicações, interdependência de propriedades e o seu aprimoramento são relatados, além de uma detalhada análise sobre o

mecanismo de presa e sobre os fatores que o influenciam. O autor enfatiza a necessidade de desenvolvimentos para esse material, destacando a necessidade em se reduzir o tempo de presa, melhorar a biocompatibilidade e extinguir o uso de protetores superficiais.

A comparação da profundidade de presa em função do tempo de três ionômeros de vidro modificados por resina – até então utilizados para base ou forramento – foi realizada em 1990, por BURKE *et al.*<sup>(12)</sup>. O tempo de fotopolimerização dos materiais também foi um dos fatores em estudo. Cada material foi manipulado e inserido em moldes com 5 mm de profundidade e fotopolimerizado por 30 ou 60 segundos. A avaliação foi feita imediatamente após a fotopolimerização. Outro grupo foi fotopolimerizado por 30 segundos e avaliado após 12 horas – armazenando-se o material em ambiente sem iluminação. Porções de material que não tomaram presa foram removidas do molde e o material remanescente foi avaliado através de um microscópio reflexo que proporciona imagens em três dimensões. A fotopolimerização do material por 60 segundos aumentou significativamente a profundidade de presa dos materiais testados. Após 12 horas, todos os materiais apresentaram uma profundidade de presa estatisticamente superior que o grupo avaliado imediatamente após a fotopolimerização, indicando o possível mecanismo de presa dual.

Em 1990, WILSON<sup>(66)</sup> publicou uma revisão da literatura sobre os ionômeros de vidro modificados por resina. O mecanismo de reação de presa desses materiais é analisado, bem como são apresentadas suas propriedades químicas, físicas e mecânicas. De acordo com o autor, os ionômeros resinosos apresentam características vantajosas em relação aos convencionais e ao tempo de trabalho e resistência inicial.

A formação de uma matriz de sílica paralela à reação ácido/base dos cimentos de ionômero de vidro convencionais foi verificada por WASSON & NICHOLSON<sup>(62)</sup>, em 1993. Corpos-de-prova foram preparados utilizando-se componentes vítreos experimentais e soluções de ácido acético em diferentes concentrações, ao invés de ácido poliacrílico, uma vez que o objetivo era o de eliminar a formação de polímeros na matriz do material. Esses foram armazenados por um período de 6 meses em água. Testes de resistência à compressão foram realizados após 1 dia, 1 semana, 1, 3 e 6 meses, verificando-se um aumento dessa propriedade em função do tempo. Esses materiais também não apresentaram solubilidade em água. Os autores concluem que, por não haver polímero na matriz do cimento, o aumento da resistência do cimento é proporcionado pela sílica que se forma lentamente.

McLEAN *et al.*<sup>(41)</sup> propuseram uma nomenclatura adequada para os novos materiais híbridos, além de definições exatas dos termos a serem empregados, baseada na composição química e no tipo de reação de presa de cada material. Assim, desde 1994, caracterizaram-se as seguintes classes de materiais: a) cimentos de ionômero de vidro, os quais tomam presa através de uma reação ácido/base de neutralização; b) os ionômeros de vidro modificados por resina, os quais apresentam uma reação ácido/base significativa dentro de todo o mecanismo de presa do material e c) as resinas compostas modificadas por poliácido, as quais apresentam quantidades insuficientes dos componentes essenciais dos ionômeros de vidro para promoverem uma reação ácido/base e de polimerização dos componentes resinosos na ausência de luz .

MOUNT<sup>(47)</sup> descreveu a reação de presa dos ionômeros de vidro convencionais e o mecanismo de adesão em 1994. A liberação de fluoretos, biocompatibilidade e a necessidade de melhorias nas propriedades desses materiais também foram abordados nesse trabalho.

Uma revisão de literatura sobre os materiais híbridos de ionômero de vidro e resina composta foi publicada em 1995, por SIDHU & WATSON<sup>(56)</sup>. A composição e reação de presa foram descritas, caracterizando-os segundo a nomenclatura proposta por McLEAN *et al.*<sup>(41)</sup>, em 1994. Ainda em 1995, outra revisão de literatura sobre as propriedades físicas e biológicas dos ionômeros de vidro modificados por resina foi apresentada por SIDHU & WATSON<sup>(57)</sup>. Uma discussão sobre as vantagens e desvantagens desses materiais em relação aos ionômeros convencionais e às resinas compostas é abordada, além de uma análise sobre a reação de presa. Informações a respeito da contração de polimerização, biocompatibilidade, estabilidade de cor, mecanismo e longevidade de adesão, desgaste, resistência e sensibilidade à água não são precisas, devendo ser acompanhadas clinicamente a longo prazo.

A avaliação da resistência à compressão em função do tempo de dois cimentos de ionômero de vidro convencional e de um ionômero experimental foi realizada por MATSUYA *et al.*<sup>(38)</sup>, em 1996. Um cimento de policarboxilato de zinco foi utilizado como controle. Os ensaios de resistência à compressão foram realizados após 1 hora, 2 horas, 4 horas, 8 horas, 1 dia, 7 dias e 30 dias da imersão dos corpos-de-prova em água a 37° C. Análises de espectroscopia de ressonância magnética nuclear e infra-vermelha foram realizadas após os testes de resistência à compressão para verificar as ligações cruzadas dos ácidos poliméricos e a formação de uma estrutura de silicato no cimento, utilizando-se isótopos marcados. Todos os

materiais, exceto o cimento de policarboxilato de zinco, apresentaram um aumento significativo de resistência à compressão em função do tempo. As ligações cruzadas das cadeias ácidas poliméricas foram mais acentuadas até 24 horas, embora a resistência à compressão dos ionômeros convencionais aumentasse no restante do período. A reação ácido/base e a formação de uma estrutura de silicato devem ser responsáveis pelo aumento da resistência à compressão dos materiais estudados.

NICHOLSON<sup>(49)</sup>, em 1998, em uma revisão sobre os cimentos de ionômero de vidro, relatou vários estudos que contribuíram para o entendimento do mecanismo de reação de presa. A formação de uma rede inorgânica de silicato que minimiza a insolubilidade desses materiais e que aumenta a resistência à compressão em função do tempo se revela como uma das características mais importantes da reação que levam a uma melhoria das propriedades físicas em função do tempo. A função do ácido tartárico em melhorar as propriedades de manipulação devido ao aumento do tempo de presa, sem afetar o tempo de trabalho, está bem documentada, embora seu mecanismo de ação ainda não seja totalmente compreendido. A introdução e desenvolvimento dos ionômeros de vidro modificados por resina tem se apresentado vantajoso, atentando apenas para o fato dos componentes resinosos poderem afetar a biocompatibilidade pulpar.

O mecanismo de reação de presa dos ionômeros de vidro modificados por resina, as propriedades mecânicas, adesividade e indicações clínicas são relatadas por McCABE<sup>(39)</sup>, em 1998. Imediatamente após a aglutinação, uma reação ácido/base e uma reação de polimerização dos componentes resinosos ocorrem simultaneamente, fazendo com que o

tempo de trabalho não seja tão prolongado. As propriedades mecânicas encontram-se aquém das apresentadas pelos compósitos, embora a liberação de flúor e a capacidade de inibição de cáries sejam semelhantes as dos ionômeros convencionais.

Ainda em 1998, MEYER *et al.*<sup>(42)</sup> avaliaram a resistência à compressão diametral e à flexão, o módulo de elasticidade, a sorção de água e a liberação de flúor de três resinas compostas modificadas por poliácidos. Um compósito, um ionômero de vidro modificado por resina e um ionômero de vidro convencionais foram utilizados como grupos controles. A pouca quantidade de água absorvida pelo material, altos valores para as propriedades mecânicas estudadas e uma reduzida liberação de flúor indicam que resinas compostas modificadas por poliácidos apresentam-se com características semelhantes aos compósitos. A reduzida quantidade de água no sistema impede que a reação ácido/base se processe de maneira similar à dos ionômeros convencionais. A reação de neutralização ocorre somente após a incorporação de água advinda do meio bucal que penetra através da rede polimérica.

“...Todo guerreiro da luz

já sofreu por bobagens...”

---

**DUREZA SUPERFICIAL**

O conceito clássico de dureza, segundo PHILLIPS<sup>(52)</sup>, em 1986, LEINFELDER & LEMONS<sup>(35)</sup>, em 1989 e ANUSAVICE<sup>(2)</sup>, em 1996, fundamenta-se na resistência do material à penetração por uma ponta, sob carga específica, produzindo uma deformação permanente no mesmo. A ponta cortante, geralmente fabricada em metal ou diamante, é colocada em contato perpendicular com a superfície do material a ser estudado. Uma força é aplicada àquela ponta por um tempo determinado (entre 5 a 60 segundos). A deformação no material é feita e a mensuração da sua profundidade ou da projeção da área demarcada é realizada.

Os testes mais freqüentemente utilizados para a determinação da dureza de materiais dentários são os de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop. A seleção do teste é determinada pela característica do material a ser analisado<sup>(2, 52)</sup>.

O teste Brinell tem sido extensivamente utilizado na determinação da dureza de materiais metálicos. É um dos testes mais antigos, consistindo numa esfera de aço que é comprimida à superfície do material sob uma carga definida. Mede-se o diâmetro da penetração. Entretanto, não é satisfatório para determinar a dureza de materiais frágeis (como o esmalte dental e os cimentos dentários) ou resilientes, tendendo, respectivamente, a fraturá-los ou a levar a uma recuperação elástica<sup>(2, 52)</sup>.

A dureza Rockwell consiste, geralmente, na utilização de uma ponta de diamante cônica sob carga determinada, medindo-se a profundidade de penetração dessa ponta no

material. Entretanto, assim como a dureza Brinell, não é satisfatório para a determinação de dureza de materiais que apresentam friabilidade<sup>(2, 52)</sup>.

Um diamante com a forma de pirâmide de base quadrada constitui a ponta utilizada para a determinação da dureza Vickers. Uma indentação quadrada sobre a superfície do material é realizada sob carga, em que os comprimentos das diagonais de penetração são medidos e calculada a sua média. Pode ser utilizada para a determinação da dureza de materiais frágeis, mas é limitado o seu uso para materiais que apresentem recuperação elástica<sup>(2, 52)</sup>.

A avaliação da dureza de materiais extremamente duros ou frágeis é conseguida através dos ensaios de dureza Knoop. Nesse teste, uma ponta de diamante lapidada com a configuração geométrica rombóide é utilizada, produzindo uma ação de corte ao longo do eixo maior da impressão. As tensões são distribuídas de tal forma que apenas as dimensões do eixo menor são sujeitas a alterações por libertações de tensão. Como o número de dureza é computado com base no comprimento da penetração, o valor de dureza é independente da ductilidade do material. Desse modo, a dureza de um material pode ser comparada com a de outros ou até mesmo com o esmalte dentário<sup>(2, 35, 52)</sup>.

## **1) IONÔMEROS DE VIDRO CONVENCIONAIS**

A avaliação da microdureza, sorção de água e solubilidade de materiais utilizados como selantes de fissuras foi realizada por WILLIAMS *et al.*<sup>(64)</sup>, em 1975. Três selantes

resinosos, um cimento de silicato e um ionômero de vidro convencional foram utilizados. Para os testes de microdureza, cinco corpos-de-prova de cada material foram confeccionados e submetidos aos ensaios após 1 hora, 1, 3 e 6 meses, permanecendo imersos em água a 37° C. Para a avaliação da sorção de água e solubilidade, outros espécimens foram confeccionados e pesados antes e após a sua introdução no meio de armazenagem, sendo este trocado semanalmente. Os materiais apresentaram diferentes comportamentos de dureza em função do tempo. O ionômero de vidro e um selante resinoso testado obtiveram uma diminuição da dureza no período estudado. O ionômero de vidro também apresentou os maiores valores de sorção de água e de solubilidade. Os autores sugerem que, clinicamente, perdas de porções do material possam ocorrer, levando a uma microinfiltração, além de uma provável incorporação de carboidratos fermentáveis na matriz do material que podem facilitar o desenvolvimento de cáries.

Um estudo sobre a dureza e resistência à compressão de três ionômeros de vidro foi realizado em 1976. Nesse trabalho, CRISP *et al.*<sup>(16)</sup> armazenaram os corpos-de-prova em um umidificador a 37° C, realizando os ensaios de dureza após 15 minutos, 24 horas, 28 dias e 1 ano da aglutinação do material. Um cimento de silicato e um cimento de policarboxilato de zinco foram utilizados como controle para os testes de dureza superficial. Para os ensaios de resistência à compressão, outros espécimens foram confeccionados e armazenados em dois meios: água e parafina líquida. Todos os ionômeros estudados apresentaram valores de dureza superiores ao cimento de policarboxilato de zinco e inferiores ao cimento de silicato. A dureza superficial e a resistência à compressão dos ionômeros estudados aumentaram em função do

tempo. Corpos-de-prova armazenados em parafina líquida apresentaram os melhores resultados para o teste de resistência à compressão.

MOUNT e MAKINSON<sup>(48)</sup> investigaram as alterações causadas pela contaminação de água precoce nos cimentos de ionômero de vidro convencionais em função do tempo, em 1982. Quatro materiais foram avaliados e submetidos aos testes de dureza superficial, manchamento e translucidez após 48 horas do início da aglutinação. Para os ensaios de dureza, espécimens foram confeccionados e expostos à água após 10, 20 e 40 minutos do início da aglutinação dos materiais. Os testes foram realizados nos tempos 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40 minutos e 48 horas após a exposição à água. Todos os materiais apresentaram um aumento da dureza com o tempo. Verificou-se a necessidade em se proteger o material com uma matriz durante os 4 minutos iniciais da reação de presa. Nos próximos 60 minutos, o material torna-se menos sensível à embebição e à sinérese, embora um verniz impermeável deva ser utilizado para garantir uma proteção superficial. Somente após 24 horas, o acabamento e polimento poderão ser realizados, permitindo, nesse período, um aumento das propriedades mecânicas do cimento.

Em 1987, McKINNEY *et al.*<sup>(40)</sup> avaliaram o potencial da utilização de três ionômeros de vidro convencionais em dentes posteriores através da realização de ensaios de microdureza superficial e de resistência ao desgaste. Corpos-de-prova foram confeccionados, submetidos ao polimento e armazenados a 37°C em diferentes meios: a) ambiente seco; b) água; c) heptano (utilizado como controle) e d) 0,02mM/L de ácido lático, com pH = 2,67. Os ensaios de desgaste foram realizados após 3 semanas de armazenagem, e a dureza superficial foi

monitorada durante todo esse período. A análise da superfície dos corpos-de-prova com microscopia eletrônica de varredura também foi realizada. Quando os espécimens eram mantidos em ambiente seco, um aumento da dureza superficial foi observada devido à sinérese que os materiais sofreram. Verificou-se uma diminuição da dureza para os corpos-de-prova armazenados em ácido láctico devido à sorção ou a uma dissolução da estrutura do cimento. Um leve aumento foi observado para os espécimens mantidos em água e heptano devido a uma contínua e prolongada reação de presa. Nos testes de desgaste, os materiais apresentaram-se com aspecto quebradiço, não sendo indicados para a utilização em dentes posteriores.

A microdureza de ionômeros de vidro convencionais foi avaliada como um indicador do adequado período para o polimento desses materiais. A dureza de seis materiais foi verificada em intervalos de tempo diferentes até o período de 1 hora após a aglutinação do material. Para avaliar o adequado período para polimento desses materiais, os autores utilizaram como referência uma marca comercial de ionômero em que os fabricantes indicam a realização de polimento aos 15 minutos da sua aglutinação, quando esses apresentam, nesse período, apenas 29% de sua dureza total após 24 horas. A seguir, novos corpos-de-prova dos materiais anteriormente avaliados foram confeccionados e polidos ao atingir a microdureza relativa de 29%. A análise da característica da superfície, aparência e rugosidade foi comparada com os espécimens polidos no tempo recomendado pelo fabricante, não apresentando diferenças significativas. Esse estudo foi realizado em 1989, por BRACKETT & JOHNSTON<sup>(7)</sup>.

A resistência à abrasão e a dureza superficial de três ionômeros de vidro convencionais e um ionômero do tipo cermet foram verificadas em um estudo em 1991, por FORSS *et al*<sup>(22)</sup>. Utilizaram-se fragmentos de esmalte e dentina e uma resina composta de micropartículas como grupos controles. Para o teste de resistência à abrasão, três corpos-de-prova permaneceram em 100% de umidade, outros permaneceram expostos ao ambiente e três foram imersos em água, pelo período de 14 dias. Utilizaram-se discos abrasivos em presença de água. Para os ensaios de dureza, três corpos-de-prova de cada material foram preparados, protegendo-se o material com um verniz superficial e estocado em ambiente a 100% de umidade, durante 1 semana. A superfície foi polida previamente à mensuração de dureza superficial. Todos os ionômeros apresentaram maior desgaste que o esmalte e que a resina composta e menor desgaste que a dentina, sendo que o ionômero do tipo cermet apresentou a menor resistência dentre os materiais. Os efeitos dos desequilíbrios hídricos levou a significativas diferenças nos resultados para o ionômero cermet, havendo um aumento da resistência ao desgaste quando houve sinérese. Esse material também apresentou menores valores de dureza que os outros materiais. Os autores concluem que os ionômeros do tipo cermet não apresentam maior resistência ao desgaste e dureza que os ionômeros convencionais.

Em 1994, KILPATRICK *et al*.<sup>(31)</sup> investigaram a relação entre o aumento do tempo de aglutinação dos ionômeros de vidro convencionais e a duração da reação de presa. A armazenagem dos materiais a 4<sup>o</sup> C também foi um fator de estudo sobre a velocidade da reação de presa. Como metodologia para essa pesquisa, uma unidade de análise de diferencial térmico foi utilizada para monitorar o tempo de trabalho e a termodinâmica da reação de presa.

Uma avaliação entre esses resultados e os obtidos com o uso de um penetrômetro de superfície – método para mensurar a reação de presa de cimentos à base de água preconizado pela ISO 4049: 1988E - foram comparados. Quatro ionômeros de vidro convencionais e um ionômero do tipo cermet - todos apresentados na forma de cápsulas - foram submetidos a ambos os testes. A armazenagem das cápsulas dos materiais a 4<sup>o</sup> C aumentou significativamente o tempo de presa, dificultando a aplicação clínica. O aumento do tempo de aglutinação não apresentou um efeito significativo na diminuição do tempo de presa. A mensuração da reação de presa obtida através do uso de penetrômetro apresentou uma subestimação dos resultados em 32% comparados aos obtidos através da análise de diferencial térmico. Como a reação de presa ocorre em toda a extensão do corpo-de-prova e não apenas em sua superfície, a utilização do penetrômetro torna-se incapaz de refletir com precisão as alterações das propriedades mecânicas ocorridas em todo o volume do material. A vantagem da utilização de uma unidade de análise de diferencial térmico é o monitoramento direto da termodinâmica da reação, sendo o método mais exato para a determinação do tempo de trabalho e de presa dos materiais. Os autores finalizam que, embora haja uma subestimação de valores, o penetrômetro é um método simples, reproduzível e apropriado para a determinação da reação de presa de materiais.

O efeito de diferentes condições de armazenagem sobre a superfície e em diferentes profundidades de um ionômero de vidro convencional utilizado para cimentação foi verificado por DUPUIS *et al.*<sup>(19)</sup>, em 1996. Ensaio de dureza foram realizados após a armazenagem dos corpos-de-prova a 37°C em diferentes condições: a) em ambiente com 80% de umidade relativa; b) em água destilada; c) em umidade relativa por 1 hora e, a seguir, imersos em água

destilada. A dureza foi avaliada na superfície do corpo-de-prova e em diferentes profundidades, pelo período de 1 até 1000 horas após a aglutinação do material. O material apresentou um aumento de dureza na superfície e nas diferentes camadas em função do tempo para todas as condições de armazenagem. A imersão em água destilada permitiu menores valores de dureza superficial do material comparados às outras condições, sugerindo que a absorção de água pelo cimento é um processo superficial e que não afeta a profundidade do cimento.

## **2) HÍBRIDOS DE IONÔMERO DE VIDRO/RESINA COMPOSTA**

A reação de presa de um ionômero de vidro modificado por resina e de uma resina composta modificada por poliácido foi avaliada por BOURKE *et al.*<sup>(6)</sup>, em 1992. A dureza superficial foi realizada nas superfícies superior e inferior dos corpos-de-provas nos tempos 3, 10, 15 e 30 minutos, 1 e 4 horas, 1 e 7 dias após o início da aglutinação. O método da análise de diferencial térmico também foi utilizado como metodologia para esse experimento. Dez corpos-de-prova de cada material foram confeccionados, mas apenas cinco foram submetidos à fotopolimerização. Esses foram armazenados em parafina líquida. Para o ionômero de vidro modificado por resina, a fotopolimerização levou a uma reação de presa inicial rápida e exotérmica. Uma reação de presa lenta foi verificada quando o cimento não foi submetido à ativação por luz. A dureza superficial aumentou em função do tempo após a

fotopolimerização, indicando uma reação ácido-base prolongada e dos grupos metacrilatos. Para a resina composta modificada por poliácido, a fotopolimerização acelerou a reação de presa. Quando não houve a ativação por luz, esse material se apresentou flexível até 1 hora após a aglutinação, evidenciando a ausência de uma reação de presa química.

A avaliação do efeito da distância da fonte de luz fotopolimerizadora sobre a microdureza de dois ionômeros de vidro modificados por resina, duas resinas compostas modificadas por poliácido e de um compósito microhíbrido foi realizada por FASBINDER & WEEDEN<sup>(21)</sup>, em 1994. Corpos-de-prova foram confeccionados de acordo com as instruções do fabricante. A fonte de luz fotopolimerizadora foi mantida nas seguintes distâncias: 0, 1, 3 e 5 mm. A dureza superficial foi avaliada após a fotopolimerização, tanto na superfície superior quanto na inferior. Houve diferenças significativas de dureza entre as superfícies analisadas para cada material estudado e em cada distância testada. O aumento da distância da fonte de luz somente reduziu significativamente a dureza para um ionômero de vidro modificado por resina. Diferenças significativas de dureza foram apresentadas entre os materiais, sendo maior para a resina composta e menor para os ionômeros de vidro modificados por resina.

Em 1994, KAO *et al.*<sup>(29)</sup> avaliaram a dureza superficial de materiais durante a reação de presa e a característica da superfície em relação ao polimento realizado em diferentes tempos. Dois ionômeros de vidro modificados por resina, uma resina composta modificada por poliácido, dois ionômeros de vidro convencionais e uma resina composta microparticulada foram estudados. Sete corpos-de-prova de cada material foram confeccionados, sendo que três seriam submetidos ao polimento e quatro seriam submetidos aos ensaios de dureza 10, 15, 20,

25, 30, 45 e 60 minutos, 24 horas, 7, 14 e 28 dias após a mistura e armazenagem em umidificador a 37°C. Houve diferenças estatísticas de microdureza entre os materiais. Após 24 horas, a dureza dos ionômeros híbridos e da resina composta apresentou-se significativamente menor que a dos convencionais. Os valores de dureza continuaram a aumentar para os ionômeros convencionais e para os ionômeros de vidro modificados por resina até o tempo 28 dias, enquanto a resina composta modificada por poliácido e o composto apresentaram um aumento não significativo durante o estudo. A característica da superfície não foi diferente para os corpos-de-prova polidos após 15 minutos, 24 horas e 28 dias. Os autores sugerem que o polimento pode ser realizado imediatamente para os materiais híbridos e após 15 minutos para os convencionais.

A necessidade de isolamento adequado do campo operatório para a realização de restaurações de ionômeros de vidro convencionais e de ionômeros de vidro modificados por resina foi verificada no trabalho de BURGESS *et al.*<sup>(11)</sup>, em 1995. A alteração de cor e a microdureza foram avaliados após a adição de 1ml imediata e tardiamente de água nos materiais estudados. A adição imediata - após 1 minuto do início do tempo de trabalho - não produziu alterações significativas de cor no ionômero convencional quando comparado aos espécimens não contaminados (controle). Entretanto, a contaminação tardia - após 3,5 minutos do início do tempo de trabalho - acarretou alterações significativas em relação ao grupo controle. Para o material híbrido, ambos os tipos de contaminações apresentaram significativas alterações de cor do material. Ensaios de microdureza foram realizados após a confecção dos espécimens e depois de 4 semanas. Embora a microdureza aumentasse com o tempo para todos os materiais estudados, o híbrido apresentou valores de dureza significativamente

maiores que o convencional. A contaminação com água não levou a alterações significativas de microdureza para ambos os materiais. Os autores sugerem a realização de um adequado isolamento absoluto para prevenir a alteração de cor dos ionômeros convencionais e dos híbridos.

Em 1995, SWIFT *et al.*<sup>(58)</sup> avaliaram a profundidade de presa de três ionômeros de vidro modificados por resina e de duas resinas compostas modificadas por poliácido. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova de cada material com dimensões de 5 mm x 5 mm x 9 mm. Os testes de microdureza foram realizados na superfície dos corpos de prova e a cada 1mm de sua espessura. Os espécimens foram armazenados em água destilada em temperatura ambiente até que se procedessem os ensaios de microdureza após 10 minutos, 1 dia e 7 dias da fotopolimerização do material. As camadas mais superficiais (0 - 1mm) apresentaram-se mais resistentes do que as camadas mais profundas (5mm) aos 10 minutos após a fotopolimerização. Após o primeiro dia, os ionômeros de vidro modificados por resina composta continuaram a manter uma dureza uniforme em todo o corpo-de-prova, enquanto uma das resinas compostas modificadas por poliácido apresentou uma significativa diminuição da dureza. As resinas compostas modificadas por poliácido apresentaram maiores valores de dureza superficial que os ionômeros de vidro modificados por resina. Verificou-se que a dureza superficial de todos os materiais estudados decaiu até o fim do experimento, devido ao processo de embebição quando armazenados em solução aquosa.

Com o objetivo de avaliar algumas propriedades mecânicas dos materiais híbridos, ATTIN *et al.*<sup>(3)</sup>, em 1996, investigaram a profundidade de presa, a dureza superficial, a

resistência à compressão e à tensão flexural, o módulo de elasticidade e a abrasão à escovação de quatro ionômeros de vidro modificados por resina e de duas resinas compostas modificadas por poliácido. Um compósito híbrido e um ionômero convencional foram utilizados como controle. Para os testes de dureza, cinco corpos-de-prova de cada material foram preparados, polidos e armazenados em água destilada por 24 horas a 37°C. Para os testes de abrasão, uma máquina de ensaios que simulava a escovação com um agente abrasivo foi utilizada. A dureza superficial, a resistência à compressão e à tensão flexural e o módulo de elasticidade dos materiais híbridos apresentaram valores inferiores ao do compósito e similares ao do ionômero convencional. O compósito exibiu a maior resistência à abrasão por escovação dentre os materiais estudados.

ABATE *et al.* <sup>(1)</sup> também avaliaram a dureza superficial de materiais híbridos de ionômero de vidro e resina composta, em 1997. Dois grupos com três corpos-de-prova cilíndricos de cada material foram preparados. Apenas um dos grupos foi submetido à fotopolimerização. A dureza das superfícies superior e inferior foi verificada após 10 minutos da confecção dos corpos-de-prova e após 48 horas, permanecendo durante esse período em água a 37° C. Houve diferenças significativas entre os resultados dos grupos submetidos e os não à fotopolimerização. No grupo que foi submetido à ativação física, a resina ionomérica e um ionômero de vidro modificado por resina apresentaram maiores valores de dureza. Nas superfícies inferiores dos ionômeros de vidro modificados por resina, valores mais baixos de dureza foram verificados do que nas superfícies superiores. No grupo não submetido à fotopolimerização, melhores resultados foram observados para dois dos ionômeros resinosos

avaliados. Nota-se que, para os materiais híbridos, a ativação por luz é um procedimento importante para a obtenção de adequados valores de dureza.

A dureza superficial e a resistência à compressão de um ionômero de vidro convencional e um ionômero modificado por resina foram avaliadas ainda em 1997. Nesse ano, GARCIA *et al.*<sup>(24)</sup> armazenaram os corpos-de-prova em umidificador a 37°C, avaliando-se a dureza nos tempos 15 minutos, 1 hora e 24 horas após a armazenagem. Os valores de dureza e de resistência à compressão aumentaram significativamente em função do tempo de armazenagem para os dois produtos, embora não houve diferenças significativas entre eles.

A determinação de diversas propriedades físicas e mecânicas dos materiais híbridos de ionômero de vidro e resina composta foi realizada por GLADYS *et al.*<sup>(25)</sup>, em 1997. Foram avaliadas a rugosidade superficial, a distribuição e tamanho das partículas de cada material, a microdureza após um mês do início do tempo de presa, a determinação do módulo de elasticidade e a resistência à fadiga. Oito materiais híbridos foram testados e comparados com dois cimentos ionoméricos convencionais e com dois compósitos. Após o polimento com discos de lixa, os compósitos e as resinas modificadas por poliácidos obtiveram as superfícies mais polidas. No ensaio de rugosidade, após a abrasão de uma escova dental por 3 horas, todos os materiais apresentaram uma superfície mais rugosa, com um compósito e uma resina composta modificada por poliácido apresentando-se com uma maior lisura superficial. Os ionômeros convencionais e os ionômeros modificados por resina apresentaram uma superfície mais rugosa devido à projeção das partículas – sendo estas grandes para os cimentos convencionais e menores para os híbridos – e de porosidades, ao contrário do que ocorre com

as resinas compostas. A microdureza e o módulo de elasticidade variaram entre as classes de materiais testados. Os ionômeros convencionais apresentaram um aumento do módulo de elasticidade em função do tempo até 6 meses, enquanto o compósito de micropartícula e os modificados por poliácidos decresceram ligeiramente. Em função desse estudo, os autores concluem que as propriedades físico-químicas dos materiais híbridos variam bastante. Apesar de excederem as propriedades dos ionômeros convencionais, ainda necessitam melhorias por não apresentarem todas as vantagens das resinas compostas.

Ainda em 1997, uma comparação do efeito de soluções para bochechos com e sem álcool em suas formulações sobre a microdureza de três diferentes tipos de materiais restauradores foi realizada. Nesse estudo, GÜRGAN *et al.*<sup>(26)</sup> confeccionaram dezoito corpos-de-prova dos materiais: a) resina composta; b) ionômero de vidro modificado por resina e c) selante de fissura resinoso. Esses foram armazenados em água destilada por 24 horas e, a seguir, permaneceram imersos por 12 horas nos seguintes meios: a) controle: imerso em água destilada; b) solução alcoólica para bochecho; c) solução para bochecho sem conteúdo de álcool. O tempo de permanência por 12 horas simulava o equivalente a 1 ano de uso diário de bochecho durante 2 minutos. Ensaio de microdureza foram realizados, observando-se uma diminuição significativa dessa propriedade para todos os materiais em relação aos tratamentos experimentais realizados. A resina composta apresentou maiores valores de dureza superficial que o ionômero de vidro modificado por resina e este último maior que o selante resinoso. Os autores concluem que ambos os tipos de soluções para bochechos utilizados no estudo afetam a dureza dos materiais, além da necessidade de realização desse tipo de estudo utilizando uma metodologia *in vivo*.

MOMOI *et al.*<sup>(45)</sup>, em 1997, compararam a resistência ao desgaste e a rugosidade superficial de dois ionômeros de vidro modificados por resina, dois ionômeros convencionais, um amálgama com alto conteúdo de cobre e de uma resina composta microhíbrida. Três corpos-de-prova de cada material foram confeccionados e submetidos a uma máquina de ensaio que simulava um desgaste por dois anos efetuado por uma escova dental e um dentífrico. A perfilometria e a análise em microscopia eletrônica de varredura das réplicas dos corpos-de-prova foram realizadas para verificar a rugosidade superficial. Testes de microdureza em outros espécimens confeccionados com os mesmos materiais foram efetuados após armazenagem durante 7 dias em água, seguida de polimento superficial. A resistência à abrasão dos ionômeros de vidro modificados por resina apresentou-se menor, com diferenças significativas, comparada ao amálgama e à resina composta. Além disso, quando verificado o desgaste entre um ionômero convencional e um híbrido de um mesmo fabricante, o ionômero modificado por resina apresentou menor resistência. A análise em microscopia eletrônica de varredura e a perfilometria mostraram uma superfície mais rugosa para todos os ionômeros de vidro estudados. Maiores valores de dureza foram apresentados pelo amálgama, seguido pela resina composta, ionômeros de vidro convencionais e híbridos. Os autores concluem que a menor resistência à abrasão dos ionômeros de vidro modificados por resina parece estar relacionada a sua baixa dureza superficial.

A dureza superficial e a resistência ao desgaste de cimentos de ionômeros de vidro convencionais, materiais híbridos e de uma resina composta microhíbrida foram estudados por PEUTZFELDT *et al.*<sup>(51)</sup>, em 1997. Dez corpos-de-prova cilíndricos de cada material foram

confeccionados com dimensões de 3mm x 12 mm e armazenados em água deionizada por 48 horas a 37<sup>o</sup> C até a realização dos ensaios de microdureza. Para a realização do teste de resistência ao desgaste, três corpos-de-prova foram confeccionados e armazenados igualmente, sendo posteriormente submetidos a uma máquina de ensaio que simula clinicamente os esforços oclusais mastigatórios. Diferenças estatísticas foram observadas quanto à dureza e resistência ao desgaste dos materiais entre si. A dureza superficial comportou-se da seguinte maneira: ionômeros de vidro modificados por resina composta < ionômeros de vidro convencionais = resinas compostas modificadas por poliácido < resinas compostas. A resistência ao desgaste apresentou o seguinte comportamento: ionômeros de vidro modificados por resina > resinas compostas modificadas por poliácido > ionômeros de vidro convencionais > resinas compostas. Uma correlação negativa entre dureza superficial e resistência ao desgaste foi verificada.

A comparação do desgaste de 7 materiais restauradores utilizando dois tipos diferentes de testes de desgaste superficial foi realizada ainda em 1997, por YAP *et al.*<sup>(69)</sup>. A dureza e sua relação com o desgaste também foi avaliada. Um amálgama, dois ionômeros de vidro modificados por resina, um ionômero convencional tipo cermet, dois compósitos microhíbridos e uma resina composta modificada por poliácido foram avaliados. Cinco corpos-de-prova de cada material foram confeccionados para cada tipo de desgaste sendo um deles através de um aparelho que simulava os movimentos mastigatórios – forças de impacto – e outro através de um aparato com um pino que descrevia movimentos rotatórios sobre o material – forças sem impacto. Para os testes de dureza, corpos-de-prova foram confeccionados e armazenados em água destilada a 37°C por uma semana e polidos. Os

resultados mostram que não há relação entre dureza e resistência ao desgaste, além de não haver correlação entre o desgaste dos materiais produzidos pelos dois sistemas de testes utilizados. O amálgama apresentou a maior dureza entre os materiais, seguida pelos compósitos, cermet, por um dos ionômeros modificados por resina, pela resina composta modificada por poliácido e pelo outro ionômero modificado.

O efeito da armazenagem de quatro ionômeros de vidro modificados por resina – dois utilizados para restauração e dois utilizados para forramento - em diferentes soluções aquosas em função do tempo foi avaliado por KANCHANAVASITA *et al.*<sup>(28)</sup>, em 1998. Ensaios de dureza superficial foram realizados em intervalos regulares de tempo pelo período de 360 dias. Os materiais foram imersos em soluções de água destilada ou em saliva artificial após a fotopolimerização. Quando os materiais foram mantidos em água destilada, houve um aumento de dureza durante todo o período, sendo este mais acentuado até o primeiro dia após a fotopolimerização. Todos os materiais, exceto um utilizado para forramento, atingiram os maiores valores de dureza até o sétimo dia, mantendo valores semelhantes até o período de 1 ano. Os materiais armazenados em saliva artificial apresentaram menor dureza e uma diminuição em função do tempo.

YAP *et al.*<sup>(70)</sup>, em 1998, compararam os efeitos dos procedimentos de acabamento e polimento imediato e tardio na rugosidade superficial e dureza de alguns materiais. Duas resinas compostas (uma de micropartículas e uma microhíbrida), um ionômero de vidro modificado por resina e uma resina composta modificada por poliácido foram estudados. Os sistemas de acabamento avaliados foram: a) Enhance / L.D. Caulk, b) pedras brancas com

vaselina e c) discos Super Snap / Shofu. Corpos-de-prova foram confeccionados e divididos em dois grupos experimentais: 1) acabamento e polimento imediato após fotopolimerização e armazenagem em água destilada a 37° C por 7 dias e 2) acabamento e polimento após 7 dias de armazenagem em água destilada a 37° C. O grupo controle foi armazenado nas mesmas condições, sem ter recebido qualquer tipo de acabamento superficial. No ionômero de vidro modificado por resina e na resina composta modificada por poliácido, os procedimentos de acabamento e polimento tardios com os três sistemas estudados levaram a uma maior lisura superficial e com dureza similar ou maior que quando polidos imediatamente. A rugosidade superficial dos compósitos não apresentou diferenças quando os procedimentos de acabamento e polimento foram realizados imediata ou tardiamente.

### **3) RESINAS COMPOSTAS**

A dureza superficial de quatro resinas compostas foi avaliada em função do tempo por HANSEN<sup>(27)</sup>, em 1983. Tipos diferentes de aparelhos fotopolimerizadores também foram avaliados. Os tempos avaliados foram: 2, 3 ½, 5, 6 ½, 8, 11, 14, 17, 20 e 60 minutos após a fotopolimerização do material. Uma curva comportamental de dureza foi obtida para cada material em função do tempo, podendo-se observar que houve um maior aumento nos primeiros minutos (até aproximadamente 8 minutos) após a fotopolimerização para todos os materiais, independente do tipo de aparelho fotopolimerizador.

A dureza superficial de quatro resinas compostas fotopolimerizáveis foi avaliada por WATTS *et al.*<sup>(63)</sup>, em 1986. Cinco corpos-de-prova de cada material foram confeccionados e armazenados por 15, 30, 45 e 60 minutos, 3 horas, 24 horas, 1 semana e 1 mês em : a) ambiente seco a 20° C; b) ambiente seco a 37° C e c) água destilada a 37° C. A dureza superficial aumentou em função do tempo. Os autores sugerem que esse aumento resultou devido à polimerização química dos grupos metacrilatos residuais existentes na matriz do material. Para todos os materiais, o aumento da dureza foi substancial durante a primeira hora e quando ficaram armazenados em temperatura a 37° C. Um menor aumento de dureza superficial foi verificado para os corpos-de-prova mantidos em água destilada devido à embebição sofrida pelos materiais.

A avaliação da dureza em função do tempo e em função de diferentes tempos de exposição à irradiação de seis resinas compostas foi realizada por PILO & CARDASH<sup>(53)</sup>, em 1992. Especimens foram confeccionados e fotopolimerizados por 20, 40 e 60 segundos. A dureza foi mensurada nas superfícies superior e inferior dos corpos-de-prova nos tempos imediatamente após a fotopolimerização, 30, 60 e 120 minutos e 1, 2 e 3 dias. O aumento do tempo de exposição à luz visível resultou em maiores valores de dureza em ambas as superfícies. A dureza em função do tempo apresentou-se com um rápido aumento até 60 minutos após a fotopolimerização, sendo esse aumento menor até o tempo 24 horas. Até o terceiro dia de estudo, a dureza apresentou valores constantes. O aumento da dureza em função do tempo pode ser explicado pela cinética do processo de polimerização, em que a conversão de radicais livres de moléculas não polimerizadas das camadas mais profundas se dá em um período de até 24 horas após a ativação por luz do material.

A resistência à abrasão de sete resinas experimentais sem carga inorgânica e a relação com a dureza superficial foram avaliadas por KAWAI *et al.*<sup>(30)</sup>, em 1998. As resinas experimentais foram preparadas com a mistura de quatro tipos diferentes de monômeros resinosos (Bis-GMA, UDMA, TMPT e TEGDMA) proporcionados em concentrações diferentes. Os espécimens foram confeccionados e armazenados em ambiente seco por 2 semanas. Os ensaios de resistência à abrasão foram realizados em uma máquina que simulava a abrasão de um escova dental e dentifrício. Uma relação inversa entre dureza e resistência à abrasão foi verificada. A resina experimental com proporções equivalentes de TMPT e TEGDMA obteve os melhores resultados. Resinas com maior concentração de TEGDMA do que de Bis-GMA ou UDMA apresentaram maior resistência à abrasão e maior dureza.

“...Todo guerreiro da luz

já achou que não era guerreiro da luz...”

---

---

**METODOLOGIAS DE ESTUDO *IN SITU***

Em Cariologia – área em que as metodologias *in situ* foram desenvolvidas –, pesquisas são realizadas com o objetivo de analisar a dinâmica dos processos de desmineralização e remineralização de lesões cáries, caracterizando-se os componentes multifatoriais envolvidos. Considerando-se a complexidade do meio bucal, verifica-se que as condições para o desenvolvimento do processo cárie resultam das múltiplas interações existentes entre o dente e o meio bucal. O conhecimento da etiologia e patogenicidade da doença cárie, composição da saliva e da placa, além das propriedades da estrutura do esmalte e dentina passaram a ser de fundamental importância para a realização desses estudos<sup>(59)</sup>.

O Teste Intra-oral de Cariogenicidade (Intra-oral Cariogenicity Test – ICT), idealizado por KOULOURIDES e VOLKER<sup>(33)</sup>, em 1964, foi o primeiro estudo a utilizar a metodologia *in situ*. O modelo proposto apresentou um grande potencial em refletir as condições clínicas e, conseqüentemente, tornou-se o mais significativo modelo de estudo pré-clínico em prever a eficácia de um procedimento clínico<sup>(59)</sup>.

Devido à eficácia dessa metodologia, em 1985, a Associação Dentária Americana<sup>(15)</sup> elaborou um protocolo de pesquisa definindo uma série de testes laboratoriais e em animais para se estabelecer o potencial dos dentífricos fluoretados. Esse protocolo passou a incluir a possibilidade de utilização de metodologias *in situ* como um método predictivo das condições clínicas<sup>(59)</sup>, além de poder ser utilizado como uma etapa intermediária entre os testes realizados em animais e em investigações *in vitro*<sup>(36)</sup>.

Ao se realizar qualquer tipo de verificação clínica, a amostra deve conter um número representativo de participantes da população. BAUME<sup>(4)</sup>, em 1966, afirma que a estimação do número de voluntários deve ser baseada em estudos pilotos para indicar a magnitude da variância. Pequenos grupos homogêneos apresentam resultados mais significativos que grupos heterogêneos, embora os últimos sejam os mais representativos da população.

BRUNETTE<sup>(10)</sup>, em 1996, também descreve as dificuldades para a realização de uma pesquisa clínica. A manutenção de um grupo motivado durante todo o período do experimento é apontada como uma das maiores dificuldades.

Para a realização de pesquisas envolvendo seres humanos, a Resolução nº 196<sup>(8)</sup> de 10 de outubro de 1996, aprovou algumas diretrizes e normas. Os participantes de qualquer experimento devem ser esclarecidos sobre os possíveis riscos e benefícios aos quais estarão se submetendo, possuindo livre arbítrio para desistirem da pesquisa sem prejuízo físico, moral ou financeiro. Essa regulamentação apresenta um caráter de adequação dos princípios científicos à dignidade humana. Um termo de consentimento livre e esclarecido manifesta a participação dos voluntários no experimento, cuja responsabilidade por possíveis danos previsíveis e imprevisíveis e forma de acompanhamento é do pesquisador.

## SISTEMAS E DISPOSITIVOS UTILIZADOS

### NAS METODOLOGIAS *IN SITU*

Uma variedade de tipos de sistemas e dispositivos de estudo *in situ* foi desenvolvida, de acordo com a finalidade de cada pesquisa, facilidade para o manuseio dos corpos-de-prova e maior conforto para os voluntários. A maioria das metodologias na área de Cariologia

descritas a seguir utiliza fragmentos de esmalte dental humano ou bovino como unidade experimental, uma vez que o conhecimento sobre os mecanismos de desmineralização e remineralização envolvidos na iniciação e/ou paralisação da cárie dentária eram os objetivos propostos.

KOULOURIDES & VOLKER<sup>(33)</sup>, em 1964, introduziram a metodologia *in situ*, através do Teste Intra-oral de Cariogenicidade. O aparelho intra-oral consistia na utilização de um dispositivo bilateral mandibular posterior, na qual se adaptavam os fragmentos dentais na face vestibular do rebordo. De acordo com sua localização no dispositivo, alguns espécimens eram recobertos com uma gaze para o acúmulo de placa e aceleração dos processos de desmineralização<sup>(32, 33, 34)</sup>, enquanto outros espécimens recebiam tratamentos anticariogênicos diferentes. A resposta dos espécimens em relação ao tipo de tratamento recebido foi avaliada através de ensaios de microdureza, associando-se, em alguns estudos, microrradiografias das seções de esmalte. DAMATO & STEPHEN<sup>(17)</sup>, em 1994, também utilizaram esse tipo de dispositivo para avaliar o efeito de diferentes concentrações de dentifícios de fluoreto de sódio em esmalte humano desmineralizado. Através dessa metodologia, a efetividade dos fluoretos pôde ser verificada. Os autores também afirmam que o uso de um modelo intra-oral foi eficaz em simular as condições clínicas da cavidade bucal.

A utilização de dispositivos intra-bucais palatais foi introduzido por BRUDEVOLD<sup>(9)</sup>, em 1984. Nesse sistema, meios de cultura de bactérias eram colocados sobre cada fragmento de esmalte dental bovino adaptado ao aparelho acrílico e, a seguir, inserido ao meio bucal. Esse tipo de metodologia foi utilizado posteriormente para a avaliação de alguns aspectos da

cárie dental, tais como as diferentes concentrações de sacarose e tipos de açúcar sobre a desmineralização do esmalte.

Um modelo de estudo *in situ*, utilizando-se próteses fixas, foi adotado por ROULET & WÄLTI<sup>(54)</sup>, em 1984, para o estudo da rugosidade superficial de duas resinas compostas e um ionômero de vidro convencional. Avaliou-se, também, a perda ou ganho em volume que os materiais poderiam apresentar em função do tempo. Foram selecionados 10 pacientes portadores de prótese parciais fixas em que os corpos-de-prova, submetidos a diferentes tipos de polimento, foram adaptados aos pânticos na região inferior dos mesmos (em contato próximo à gengiva). Os corpos-de-prova não sofriam forças oclusais diretas, nem ação do bolo alimentar ou a abrasão à escovação. Os períodos testados foram: 2, 9, 16 e 28 meses. Os materiais testados apresentaram um ganho de volume inicial, seguido de uma perda de substância – esta devido à dissolução química do material. Apresentaram um aumento da rugosidade superficial após 2 meses, permanecendo, a partir desse período, constante para os compósitos e aumentando suavemente para os ionômeros.

Próteses totais, parciais removíveis e unitárias também foram empregadas nas metodologias de estudo *in situ*. Em 1986, teri CATE & REMPT<sup>(60)</sup> e DIKMAN *et al.*<sup>(18)</sup> passaram a adaptar os fragmentos dentais em espaços disponíveis das arcadas de voluntários total ou parcialmente desdentados. A prótese poderia variar desde uma simples coroa unitária, abranger um quadrante de uma arcada dentária como numa prótese parcial removível, como também poderia ser utilizada uma prótese total. Desse modo, os fragmentos poderiam ser posicionados nas regiões vestibular, lingual ou interproximal da prótese, de acordo com a

finalidade da pesquisa. Ten CATE & REMPT<sup>(60)</sup> avaliaram o potencial remineralizante de dentífricos fluoretados enquanto DIJKMAN *et al.*<sup>(18)</sup> verificaram os fenômenos de desmineralização e remineralização em fragmentos dentais posicionados em próteses totais durante um período de 3 meses. Em 1997, esse tipo de dispositivo também foi utilizado por NYVAD *et al.*<sup>(50)</sup>, para a efetividade de fluoretos tópicos e do controle de placa no processo de remineralização de lesões de cárie radicular pelo período de 3 meses.

Um sistema de cimentação de fragmentos dentais adaptados a dispositivos metálicos na superfície vestibular dos dentes dos voluntários foi introduzido por MEYEROWITZ<sup>(43, 44)</sup>, em 1986 e descrito em 1991. Esse estudo verificou a efetividade do bochecho de fluoreto de sódio a 0,05% em fragmentos dentais hígidos e com cáries artificiais em pacientes com hipossalivação devido à radioterapia. EARL & IBETSON<sup>(20)</sup>, em 1986, também utilizaram esse tipo de sistema para avaliar a dissolução de cimentos de ionômero de vidro por um período de 6 meses. Uma modificação da técnica, realizada por MANNING & EDGAR<sup>(36)</sup>, em 1992, passou a utilizar blocos de resina como suporte para os espécimens.

Algumas pequenas modificações foram realizadas ao longo do tempo na utilização desses dispositivos e sistemas quando submetidos às condições intra-orais. Essas modificações passaram a diferir quanto ao tipo e quantidade de espécimens usados, necessidade ou não e quantidade de placa acumulada, tempo de duração do experimento e avaliações dos corpos-de-prova no transcorrer da pesquisa<sup>(59)</sup>.

---

PROPOSIÇÃO

Através da revisão de literatura, verifica-se que a dureza superficial dos materiais híbridos de ionômero e vidro e resina composta apresentam um comportamento variável em virtude da metodologia empregada em cada estudo. Desse modo, este trabalho de tese foi realizado com o objetivo de:

avaliar a dureza superficial de materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta, em função do tempo após a fotopolimerização, através de uma metodologia *in situ* para o estudo de materiais restauradores.

“... Todo guerreiro da luz

já falhou em suas obrigações espirituais...”

---

## MATERIAIS E MÉTODOS

## ***1) DELINEAMENTO EXPERIMENTAL***

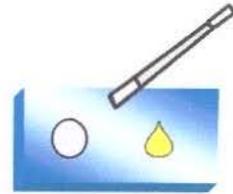
Os fatores em estudo neste trabalho foram materiais restauradores em quatro níveis experimentais (Fuji II LC / GC Corporation; Vitremer / 3M; Freedom / SDI; Dyract / Dentsply) e um nível controle (Z 100 / 3M) e tempo em doze níveis (30 minutos, 1 hora, 2 horas, 4 horas, 8 horas, 24 horas, 48 horas, 7 dias, 10 dias, 14 dias, 17 dias e 21 dias). As unidades experimentais foram constituídas por 24 corpos-de-prova de cada material, distribuídos aleatoriamente em blocos completos entre 24 voluntários, considerando cada voluntário como um bloco. Os três princípios básicos de delineamento experimental – repetição, aleatorização e blocagem – foram respeitados, segundo MONTGOMERY<sup>(46)</sup>.

A variável de resposta, microdureza, foi avaliada quantitativamente. A variável explanatória *tempo*, por também ser quantitativa, permitiu a obtenção de curvas de superfície de resposta. O delineamento proposto está ilustrado na Figura 1.

Os materiais



- Fuji II LC
- Vitremer
- Freedom
- Dyract
- Z 100...



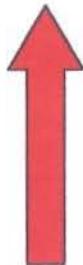
*...foram manuseados em temperatura controlada...*



*...passando para o teste de microdureza.*



*... inseridos nas matrizes acrílicas e fotopolimerizados...*



*... adaptados em dispositivos intra-buciais a serem utilizados por voluntários, até o momento da leitura...*

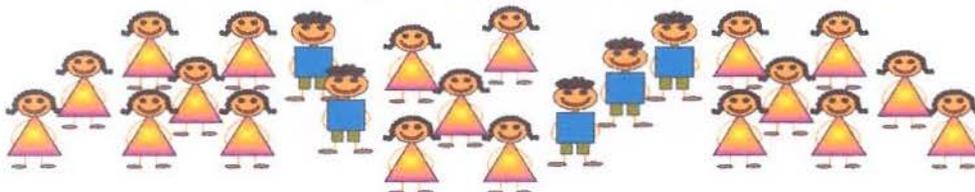


Figura 1: Fluxograma do experimento

## 2) *SELEÇÃO DOS VOLUNTÁRIOS*

Os voluntários participantes deste experimento foram constituídos por 24 indivíduos adultos, de ambos os sexos (19 do sexo feminino e 5 do sexo masculino). Cada voluntário recebeu um documento informativo sobre os objetivos da pesquisa e respectiva orientação. Um termo de consentimento livre e esclarecido pós-informação foi assinado pelos voluntários (Anexo 1), autorizando a realização do experimento após a explanação sobre os riscos e benefícios por um profissional não envolvido diretamente na pesquisa, de acordo com a Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde<sup>(8)</sup>.

Um exame clínico e anamnésico foi realizado, excluindo-se os portadores de aparelhos ortodônticos fixos e removíveis. Somente alunos do terceiro e quarto anos da graduação e de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba foram selecionados.

Moldagens com alginato e modelos em gesso pedra das arcadas superior e inferior foram realizados para a confecção dos aparelhos acrílicos intra-bucais palatais em resina acrílica de presa rápida incolor.

Instruções foram dadas para a higienização do aparelho com a realização de dez movimentos de vai e vem sobre os corpos-de-prova, três vezes ao dia. Para isso, escovas dentais (Advantage - P 40 / Oral B, Brasil) e dentifrícios (Colgate Menta MFP com cálcio / Colgate – Palmolive Ltda., Brasil) foram cedidos. Os voluntários foram orientados para permanecerem com o dispositivo na cavidade bucal pelo maior tempo possível. Quando o mesmo se encontrasse fora da boca, deveria ser mantido em um recipiente com tampa fornecido aos voluntários, envolto em algodão úmido (Anexo 2).

### **3) ESPECIFICAÇÃO DOS MATERIAIS EM ESTUDO**

Neste trabalho, foram avaliadas quatro marcas comerciais de materiais híbridos de ionômero de vidro e resina composta: Fuji II LC (GC Corporation) e Vitremer (3M) – ionômeros de vidro modificados por resina - e Freedom (SDI) e Dyract (Dentsply) – resinas compostas modificadas por poliácidos. O grupo controle foi constituído por uma resina composta microhíbrida – Z 100(3M).

A Tabela 1 apresenta a composição básica, a forma de apresentação, a cor utilizada, o número do lote e o fabricante de cada material.

### **4) PREPARO DOS CORPOS-DE-PROVA**

O proporcionamento do material Vitremer fornecido na forma de pó e líquido foi realizado em acordo com a proporção em peso de 2,5/1 fornecida pelo fabricante. Para isso, uma balança analítica eletrônica (HR 200 A & Co. Ltda.) com precisão de 0,0001g foi utilizada. A aglutinação foi feita manualmente com espátula de metal sobre um papel impermeável pelo período de 30 segundos e, a seguir, levada para a ponta de uma seringa para inserção (Centrix).

Para o material Fuji II LC, comercializado na forma de cápsula pré-dosada, um aglutinador de materiais (Capmix – ESPE GmbH) foi utilizado durante 10 segundos, seguindo as recomendações do fabricante.

**Tabela 1** - Composição, forma de apresentação, cor utilizada, número do lote e fabricante de cada material.

<i>MATERIAL</i>	<i>COMPOSIÇÃO (em volume)</i>	<i>APRESENTAÇÃO</i>	<i>COR</i>	<i>NÚMERO DO LOTE</i>	<i>FABRICANTE</i>
<i>FUJI II LC*</i>	vidro de fluoraluminossilicato; ácido poliacrílico; HEMA; água	Cápsula pré-dosada unidose	A 3,5	071295 B	<i>GC Corporation</i> Tokio, Japan
<i>VITREMER*</i>	vidro de fluoraluminossilicato; persulfato de potássio; ácido ascórbico; ácido policarboxílico modificado; copolímeros; HEMA; água; fotoiniciadores	Pó e líquido	A 3	19961223	<i>3M Dental</i> St. Paul, MN, USA
<i>FREEDOM</i>	éster metacrílico multifuncional (38%); carga inorgânica (62%)	Compules	A 3	2256	<i>Southern Dental Industries</i> Victoria, Australia
<i>DYRACT</i>	vidro de fluossilicato; monômeros ácidos polimerizáveis e polímeros fotopolimerizáveis (28%)	Compules	A 3	9704000857	<i>Dentsply</i> Petrópolis, RJ, Brazil
<i>Z 100</i>	Parte orgânica de Bis-GMA e TEGDMA (29%); Carga mineral sintética de zircônia/ sílica (71%)	Seringa dispensável	A 3	6HL	<i>3M Dental</i> St. Paul, MN, USA

\* Os fabricantes não divulgam a quantidade de cada componente nos respectivos materiais

A resina composta Z 100 e as resinas compostas modificadas por poliácidos Freedom e Dyract foram dispensadas diretamente da seringa ou da ponta aplicadora com o auxílio de uma espátula para inserção.

Foram confeccionados 120 corpos-de-prova, sendo 1 espécimen de cada material para cada voluntário. Utilizaram-se matrizes unitárias cilíndricas pré-fabricadas em acrílico, com dimensões internas de 2 mm de altura por 4 mm de diâmetro e dimensões externas de 3 mm de altura por 6 mm de diâmetro.

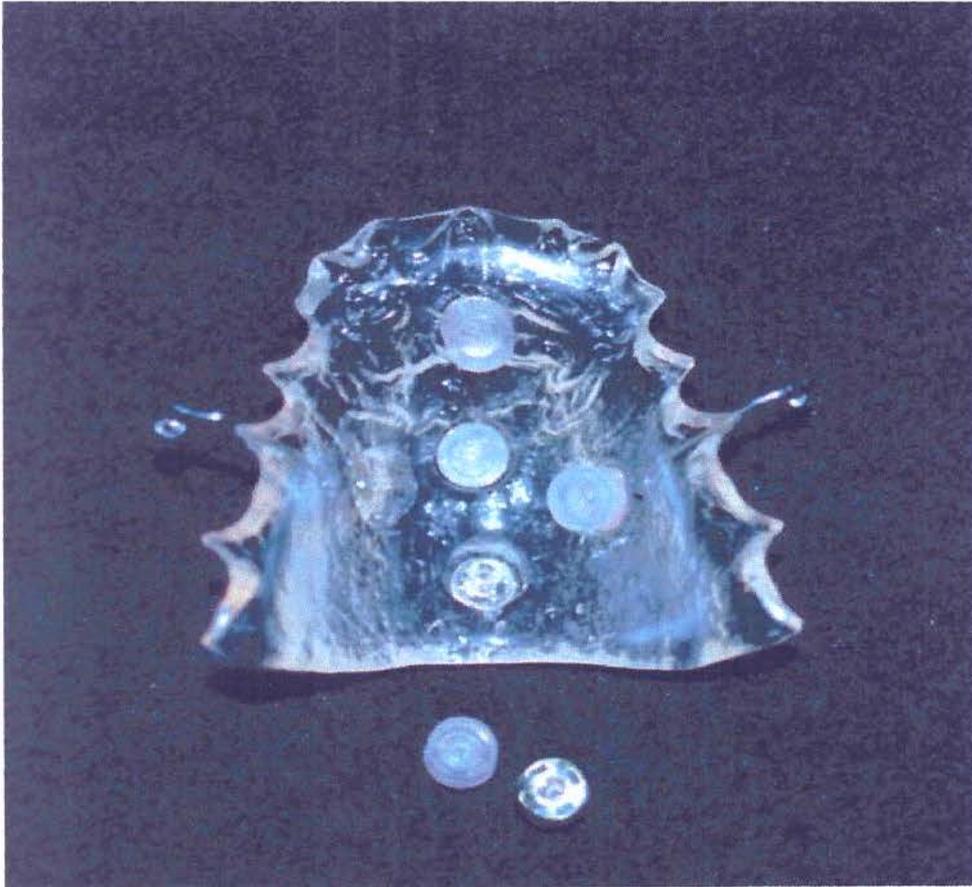
As matrizes acrílicas unitárias foram preenchidas com os materiais respeitando-se um sorteio aleatório prévio para cada voluntário.

Uma tira de poliéster e uma lamínula de microscopia foram colocadas, nessa ordem, sobre os corpos-de-prova e um peso correspondente a 500 gramas foi deixado sobre esse conjunto por 30 segundos para a obtenção de uma superfície lisa para as leituras de microdureza. Em seguida, o peso e a lamínula foram removidos para que se procedesse a fotopolimerização do material pelo período de 40 segundos.

Após a fotopolimerização, os materiais não foram protegidos superficialmente, devido à interferência do protetor superficial nos testes de microdureza, verificada em estudos preliminares. A intensidade de luz (em torno de  $700 \text{ mW/cm}^2$ ) do aparelho fotopolimerizador (Optilux 500 – Demetron) foi monitorada através de um radiômetro acoplado ao fotopolimerizador a cada cinco corpos-de-prova confeccionados.

As matrizes foram fixadas nos dispositivos intra-buciais através de um sistema macho-fêmea para permitir a remoção dos corpos-de-prova em cada tempo de leitura de microdureza e recolocação dos mesmos em posição após os testes.

Cada dispositivo acrílico incluiu um corpo-de-prova de cada material disposto aleatoriamente, como ilustrado na figura 2.

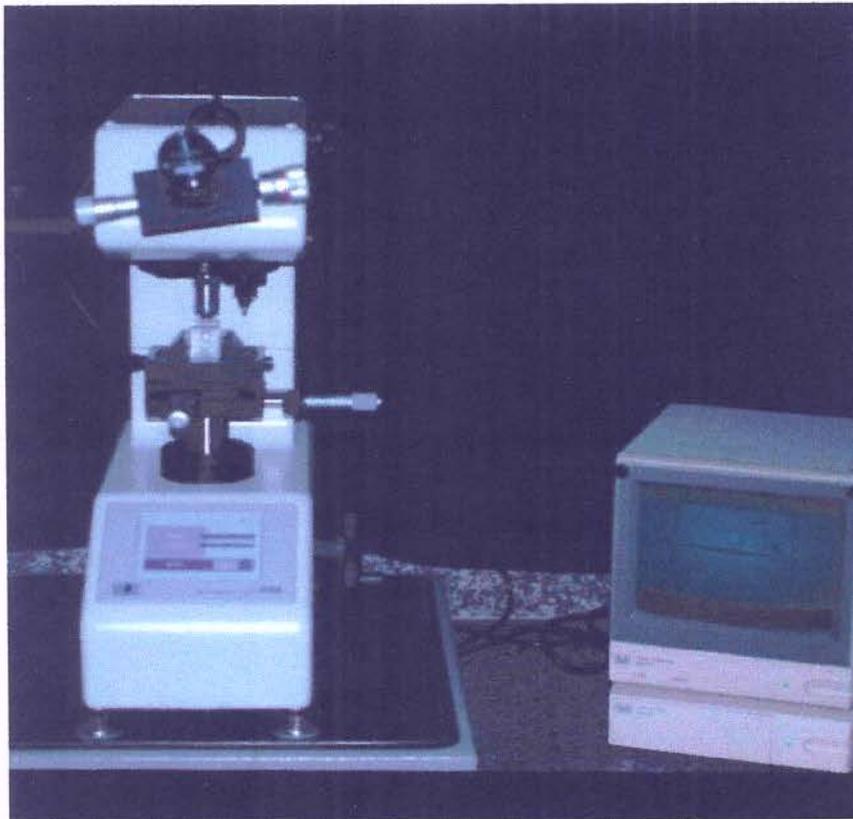


*Figura 2: Dispositivo acrílico intra-bucal utilizado pelos voluntários durante o experimento.*

A seguir, o conjunto dispositivo intra-bucal e matrizes foi levado à cavidade bucal até que se procedessem aos ensaios de microdureza.

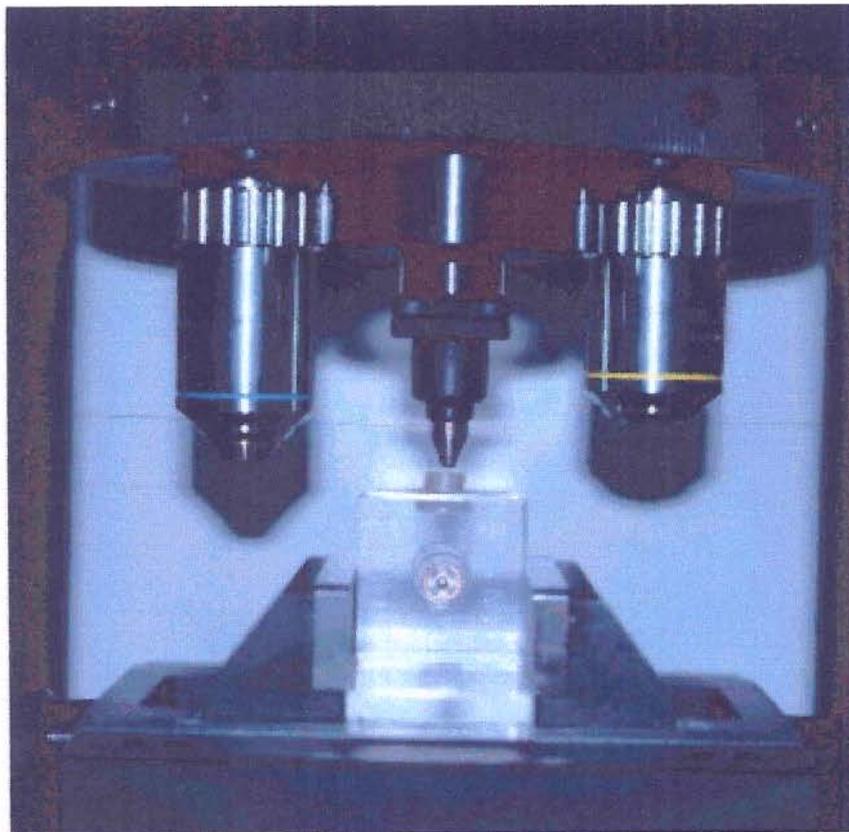
## 5) ENSAIOS DE MICRODUREZA

As mensurações de microdureza foram realizadas aos 30 minutos, 1 hora, 2 horas, 4 horas, 8 horas, 24 horas, 48 horas, 7 dias, 10 dias, 14 dias, 17 dias e 21 dias após a fotopolimerização do material. As medições de dureza foram realizadas na superfície dos corpos-de-prova com um microdurômetro (Future Tech - FM-1e) e penetrador Knoop (Figura 3). Utilizou-se uma carga de 25 gramas durante 5 segundos, definida após os testes preliminares.



*Figura 3: Microdurômetro utilizado para a avaliação da dureza superficial dos materiais.*

Foram realizadas três leituras em cada tempo estabelecido, sempre no mesmo corpo-de-prova, estando o longo eixo do indentador perpendicular à superfície (Figura 4). A primeira medida de microdureza a ser realizada no material distanciava-se a 500  $\mu\text{m}$  da matriz. A partir da indentação realizada, a distância utilizada entre as outras medidas foi de 200  $\mu\text{m}$ . Essas distâncias foram utilizadas para que não coincidisse as indentações de microdureza na mesma área de leitura do corpo-de-prova.



*Figura 4: Corpo-de-prova colocado em um suporte em acrílico incolor e posicionado no microdurômetro para estabelecer um plano perpendicular entre o longo eixo do indentador e a superfície do material.*

Para a leitura de microdureza em cada tempo, o corpo-de-prova foi demarcado imaginariamente em sua superfície superior em 12 seções diferentes (12 tempos estabelecidos de leitura). Em cada tempo a ser realizada a medição, sorteava-se a seção do corpo-de-prova.

## 6) ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística, foram consideradas as médias, em micrômetros, das 3 medidas da indentação do microdurômetro obtidas em cada tempo estudado. Essa média foi utilizada para o cálculo do valor de dureza Knoop, através da seguinte fórmula:

$$KHN = \frac{14,23 \times 10^3 \times F}{d^2}$$

$$d^2$$

KHN = Knoop Hardness Number (número de dureza Knoop)

F = carga utilizada em gramas

d = distância da diagonal maior da indentação em  $\mu\text{m}$

A verificação da homocedasticidade e da adequação do modelo matemático foram feitas pelo diagrama de dispersão dos erros do modelo após a análise exploratória dos dados.

A análise estatística dos dados foi feita pela técnica paramétrica de Análise de Variância (ANOVA), com delineamento “split-plot” ou de parcelas subdivididas (medidas repetidas no mesmo voluntário em vários tempos). Os fatores materiais, blocos (voluntário), tempo e a interação Material x Tempo foram considerados. Os resultados da Análise de Variância com delineamento “split-plot” podem ser verificados no Anexo 3.

O teste de Tukey foi empregado nas comparações dos níveis dos fatores que resultaram em valor significativo. A decomposição da soma de quadrados foi realizada para estudar a interação dupla. As razões e descrições do uso dessas técnicas foram publicados por COCHRAN & COX<sup>(13)</sup> e MONTGOMERY<sup>(46)</sup>.

Os dados foram analisados com auxílio do pacote estatístico STATA®<sup>(14)</sup>.

“...Todo guerreiro da luz

já disse ‘sim’ quando queria dizer ‘não’...”

---

RESULTADOS

Os fatores “Material” e “Tempo” estudados pelo modelo foram altamente significativos. A medida de adequação do modelo matemático utilizado em relação ao conjunto de dados obtido foi de 97,32%, que é importante na verificação da confiabilidade das decisões estatísticas.

Como a interação “Material x Tempo” foi significativa, estudou-se direta e somente a decomposição da soma de quadrados para identificar os efeitos de materiais diferentes em tempos diferentes. Os resultados da decomposição da soma de quadrados estão apresentados no Anexo 4.

O teste de Tukey foi empregado nas comparações múltiplas dos níveis de fatores significativos dos materiais (variável qualitativa nominal) em função do tempo, observando os valores médios de dureza para cada material em cada um dos períodos estudados.

Através das comparações entre as médias de dureza dos materiais em cada tempo estudado (Tabela 2), diferenças estatísticas podem ser verificadas entre todos os materiais para os tempos 30 minutos a 48 horas. O material Fuji II LC foi o que apresentou menor dureza, seguido pelo Vitremer, Freedom, Dyract e Z 100.

A partir do sétimo até o décimo quarto dia, não houve diferenças significativas apenas entre os materiais Freedom e Dyract. Nesse período, o ionômero de vidro modificado por resina Fuji II LC foi o que continuou a apresentar a menor dureza. O material Vitremer, seguido pelos materiais Freedom e Dyract e Z 100 apresentaram, em ordem crescente, os maiores valores de dureza.

**Tabela 2:** Valores médios de dureza superficial, número de corpos-de-prova e variância para cada material em cada tempo estudado. O resultado do teste de Tukey (representado pelas letras) compara os níveis do fator Materiais em cada um dos níveis do fator Tempo.

Tempo	Material	Média*	n	Variância	Tempo	Material	Média*	n	Variância
30'	Fuji II LC	20,100 <sup>a</sup>	24	2,931	48 h	Fuji II LC	25,163 <sup>a</sup>	24	8,789
	Vitremer	27,192 <sup>b</sup>	24	10,360		Vitremer	36,496 <sup>b</sup>	24	27,544
	Freedom	33,246 <sup>c</sup>	24	13,068		Freedom	42,850 <sup>c</sup>	24	22,672
	Dyract	37,954 <sup>d</sup>	24	11,573		Dyract	45,408 <sup>d</sup>	24	12,363
	Z 100	96,325 <sup>e</sup>	24	37,438		Z 100	98,679 <sup>e</sup>	24	17,068
1h	Fuji II LC	21,283 <sup>a</sup>	24	6,889	7d	Fuji II LC	29,067 <sup>a</sup>	24	47,999
	Vitremer	28,292 <sup>b</sup>	24	8,277		Vitremer	39,029 <sup>b</sup>	24	38,948
	Freedom	35,038 <sup>c</sup>	24	11,723		Freedom	44,125 <sup>c</sup>	23	28,062
	Dyract	40,496 <sup>d</sup>	24	9,428		Dyract	46,058 <sup>c</sup>	24	39,102
	Z 100	96,729 <sup>e</sup>	24	19,166		Z 100	95,904 <sup>d</sup>	24	14,693
2h	Fuji II LC	21,854 <sup>a</sup>	24	9,382	10d	Fuji II LC	31,213 <sup>a</sup>	24	36,812
	Vitremer	29,542 <sup>b</sup>	24	15,690		Vitremer	44,083 <sup>b</sup>	24	42,988
	Freedom	36,013 <sup>c</sup>	24	18,305		Freedom	48,238 <sup>c</sup>	24	17,146
	Dyract	41,263 <sup>d</sup>	24	17,958		Dyract	48,842 <sup>c</sup>	24	23,836
	Z 100	96,729 <sup>e</sup>	24	75,660		Z 100	97,330 <sup>d</sup>	23	19,891
4h	Fuji II LC	21,971 <sup>a</sup>	24	6,594	14d	Fuji II LC	32,573 <sup>a</sup>	22	45,285
	Vitremer	30,404 <sup>b</sup>	24	13,160		Vitremer	45,482 <sup>b</sup>	22	53,771
	Freedom	36,408 <sup>c</sup>	24	17,842		Freedom	49,845 <sup>c</sup>	22	39,422
	Dyract	42,358 <sup>d</sup>	24	14,389		Dyract	51,332 <sup>c</sup>	22	63,137
	Z 100	99,208 <sup>e</sup>	24	31,242		Z 100	96,805 <sup>d</sup>	21	50,849
8h	Fuji II LC	22,387 <sup>a</sup>	23	10,836	17d	Fuji II LC	36,574 <sup>a</sup>	19	102,555
	Vitremer	31,870 <sup>b</sup>	23	13,923		Vitremer	50,926 <sup>b</sup>	19	90,109
	Freedom	36,987 <sup>c</sup>	23	14,398		Freedom	50,337 <sup>b</sup>	19	38,219
	Dyract	42,700 <sup>d</sup>	23	13,415		Dyract	53,058 <sup>b</sup>	19	72,546
	Z 100	96,604 <sup>e</sup>	23	42,286		Z 100	99,806 <sup>c</sup>	18	18,476
24 h	Fuji II LC	23,579 <sup>a</sup>	24	6,964	21d	Fuji II LC	38,548 <sup>a</sup>	23	106,600
	Vitremer	33,421 <sup>b</sup>	24	15,709		Vitremer	51,487 <sup>b</sup>	23	118,776
	Freedom	40,792 <sup>c</sup>	24	17,187		Freedom	53,043 <sup>b</sup>	23	30,825
	Dyract	45,271 <sup>d</sup>	24	15,794		Dyract	54,235 <sup>b</sup>	23	56,702
	Z 100	99,596 <sup>e</sup>	24	43,607		Z 100	99,509 <sup>c</sup>	22	23,690

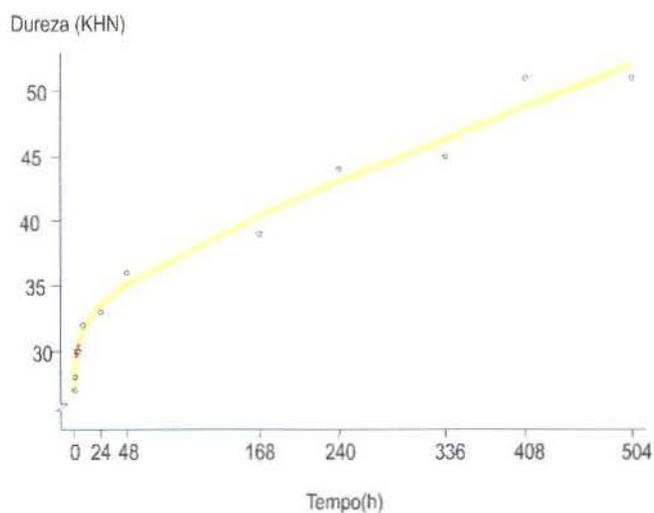
$\Delta(24,24) = 3,58$        $\Delta(24,23) = 3,62$        $\Delta(22,22) = 3,74$        $\Delta(19,19) = 4,02$   
 $\Delta(23,23) = 3,66$        $\Delta(23,22) = 3,70$        $\Delta(22,21) = 3,78$        $\Delta(19,18) = 4,08$

\* As médias seguidas por letras distintas indicam diferença estatística ( $\alpha = 1\%$ )

No décimo sétimo e vigésimo primeiro dias, os materiais Vitremer, Freedom e Dyract passaram a não apresentar diferenças estatísticas entre si, embora diferissem dos demais. Até o vigésimo primeiro dia, esse comportamento foi mantido. O material Fuji II LC continuou a apresentar menor dureza, enquanto os maiores valores de dureza foram apresentados pela resina composta Z 100.

Para a verificação do efeito do fator “Tempo” (variável quantitativa contínua) em cada material do grupo experimental, foi utilizado o método de regressão polinomial, cujos resultados (modelo matemático e ajuste estatístico) são apresentados a seguir:

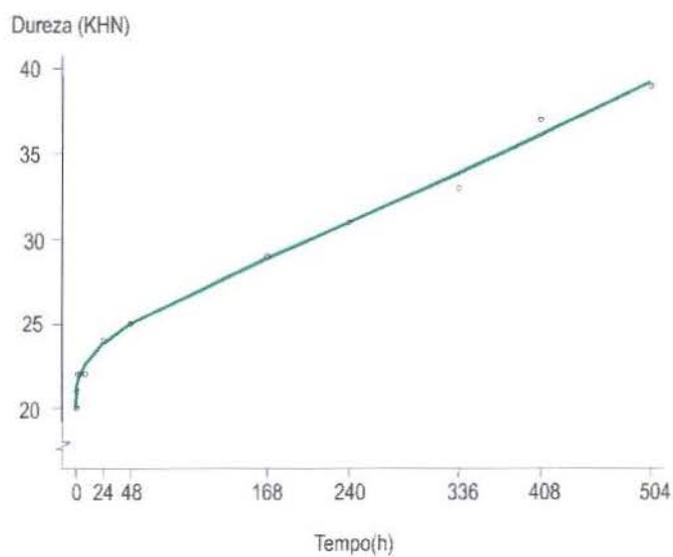
a) material Vitremer



$$Y = 26,57313 + 3,245356 \cdot \log(x)$$

$$\text{coeficiente de correlação } (r) = 0,9387$$

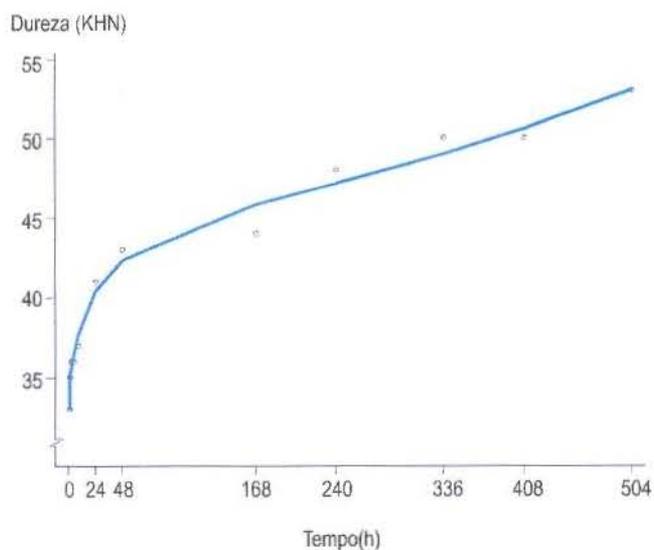
## b) material Fuji II LC



$$Y = 19,30716 + 2,382252 \cdot \log(x)$$

coeficiente de correlação ( $r$ ) = 0,9126

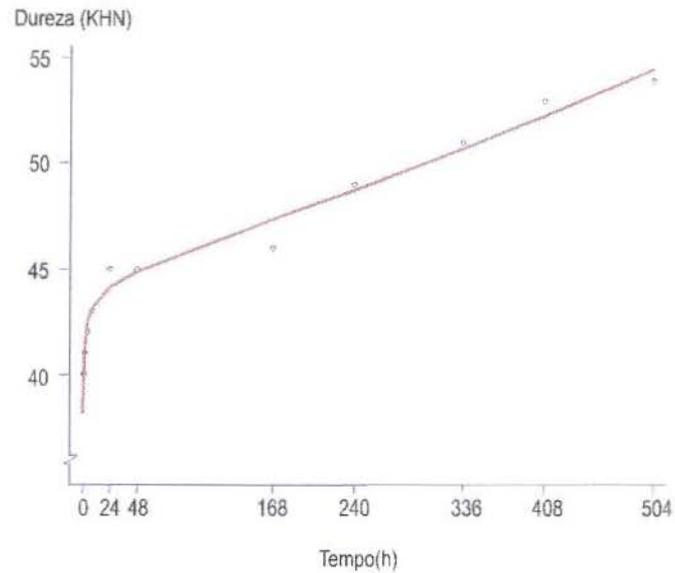
## c) material Freedom



$$Y = 33,52704 + 2,646772 \cdot \log(x)$$

coeficiente de correlação ( $r$ ) = 0,9692

## d) material Dyract



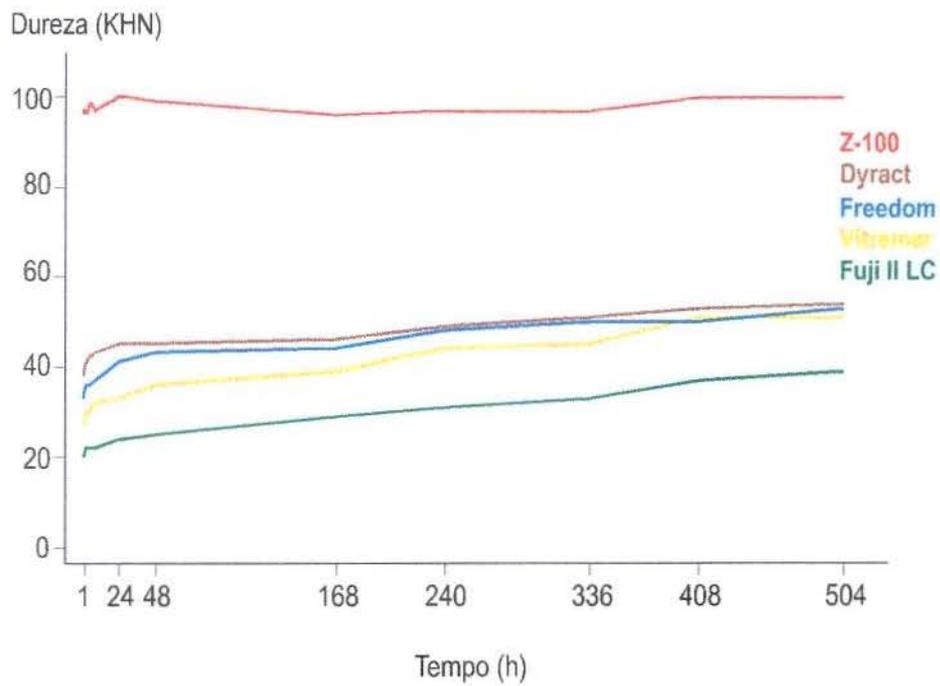
$$Y = 39,14347 + 1,97287 \cdot \log(x)$$

coeficiente de correlação ( $r$ ) = 0,9539

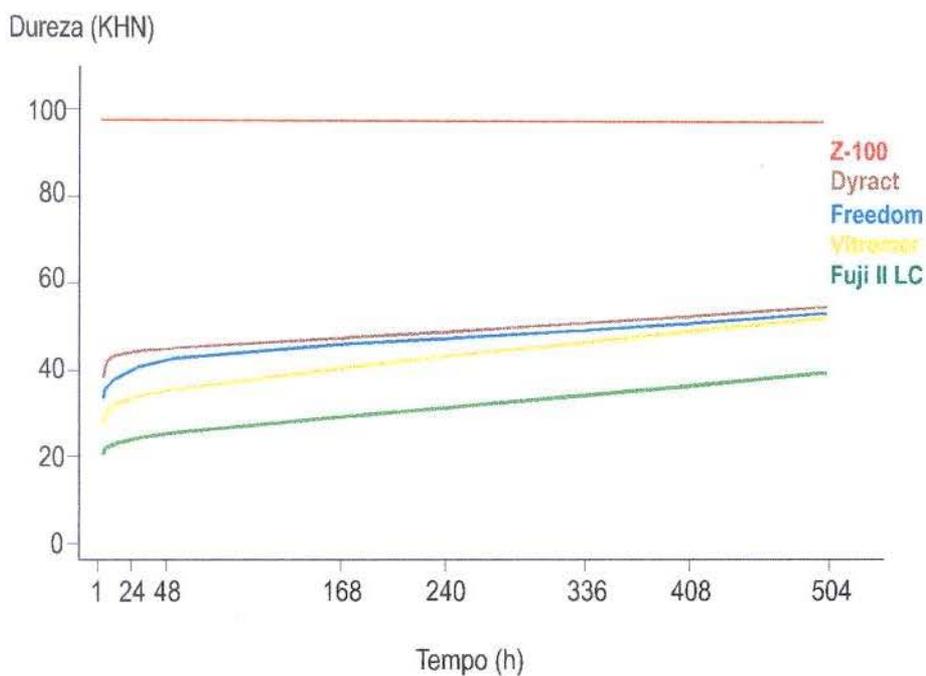
## e) material Z-100

função constante:  $Y = 96,94$

As comparações conjuntas entre as curvas comportamentais dos valores de dureza e as funções matemáticas dos materiais estudados em função do tempo são apresentadas nos Gráficos 1 e 2.



*Gráfico 1: Representação gráfica da curva comportamental dos valores médios de dureza Knoop dos materiais estudados em função do tempo.*



*Gráfico 2: Representação gráfica das funções matemáticas do comportamento de dureza dos materiais estudados em função do tempo.*

O método de regressão polinomial foi utilizado para permitir representar graficamente os modelos matemáticos da curva comportamental da dureza dos materiais em função do tempo. Observa-se que todos os materiais híbridos apresentam um aumento da dureza com o passar do tempo.

Um aumento acentuado dos valores de dureza pode ser verificado nas primeiras horas após a fotopolimerização desses materiais, permanecendo com um padrão mais estável até o vigésimo primeiro dia do experimento.

Para a resina composta, verifica-se que não houve diferenças significativas em sua dureza com o decorrer do tempo (Anexo 4).

“...Todo guerreiro da luz

já feriu alguém que amava...”

---

DISCUSSÃO

A utilização de modelos de estudos pré-clínicos intra-buciais vem assumindo uma grande importância na comunidade científica, principalmente para o entendimento dos mecanismos de iniciação da cárie<sup>(32, 33)</sup> e para a verificação da eficácia dos fluoretos na prevenção e terapêutica da doença<sup>(9, 17, 33, 36, 43, 44, 50, 60)</sup>.

Até a década de 60, metodologias *in vitro* eram mais comumente utilizadas. Entretanto, considerando-se as características dos estudos laboratoriais, verificou-se que não refletiam exatamente os fenômenos encontrados no meio bucal, oferecendo informações pouco precisas a respeito dos fenômenos que ocorrem nesse meio. Dessa forma, uma nova metodologia que proporcionasse condições semelhantes às do ambiente intra-oral deveria ser adotada, constituindo um elo de ligação entre os estudos laboratoriais e as pesquisas clínicas<sup>(59)</sup>. Surgiram, então, os modelos de estudos *in situ*.

Em 1985, a Associação Dentária Americana<sup>(15)</sup> elaborou um protocolo de pesquisa definindo uma série de testes laboratoriais e em animais para se estabelecer o potencial cariostático dos dentifrícios fluoretados. Esse protocolo incluiu a possibilidade de utilização de metodologias *in situ* como um método predictivo das condições clínicas<sup>(59)</sup>, além de poder ser utilizado como uma etapa intermediária entre os testes realizados em animais e em investigações *in vitro*<sup>(34)</sup>.

A realização de estudos clínicos constitui uma metodologia que traduz os eventos físicos, químicos e mecânicos do meio intra-oral. Entretanto, a dificuldade em selecionar um

grupo homogêneo de voluntários que represente uma parcela da população e mantê-lo motivado durante o experimento<sup>(4, 10)</sup>, questões éticas ligadas a sua realização<sup>(8)</sup> e, muitas vezes, a necessidade de extrações dentárias para a confirmação dos resultados representam algumas das desvantagens desse tipo de pesquisa. Além disso, devido ao fato de algumas características não poderem ser verificadas *in vivo* - como é o caso das propriedades mecânicas dos materiais odontológicos inseridos no dente - , alguns experimentos tornam-se inexecutáveis. Isso demonstra a necessidade de utilização de metodologias de estudo *in situ*, em que os novos produtos possam ser previamente verificados antes de sua introdução no meio bucal. Dessa maneira, este trabalho de tese foi realizado com o objetivo de verificar dureza superficial de materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta em função do tempo após a fotopolimerização, utilizando-se uma metodologia para a avaliação de materiais restauradores.

O tipo de delineamento proposto para este experimento *in situ* foi de fundamental importância, visto a diferença altamente significativa encontrada para o fator Voluntário (Anexo 3). As unidades experimentais foram distribuídas aleatoriamente em blocos completos entre os voluntários, considerando-se cada voluntário como um bloco para que os corpos-de-prova de cada material fossem submetidos a condições padronizadas na cavidade bucal. Nesse sentido, um aparelho acrílico palatal, semelhante ao idealizado por BRUDEVOLD<sup>(9)</sup> para verificar alguns fatores envolvidos no processo de iniciação de cárie, foi utilizado, possibilitando uma área adequada para a fixação de 5 corpos-de-prova, sendo um de cada material estudado. Dessa forma, a condição intra-bucal de cada voluntário foi a mesma para todos os corpos de prova fixados no dispositivo por ele utilizado, não possibilitando diferenças que ocorreriam caso um delineamento com blocos incompletos fosse selecionado.

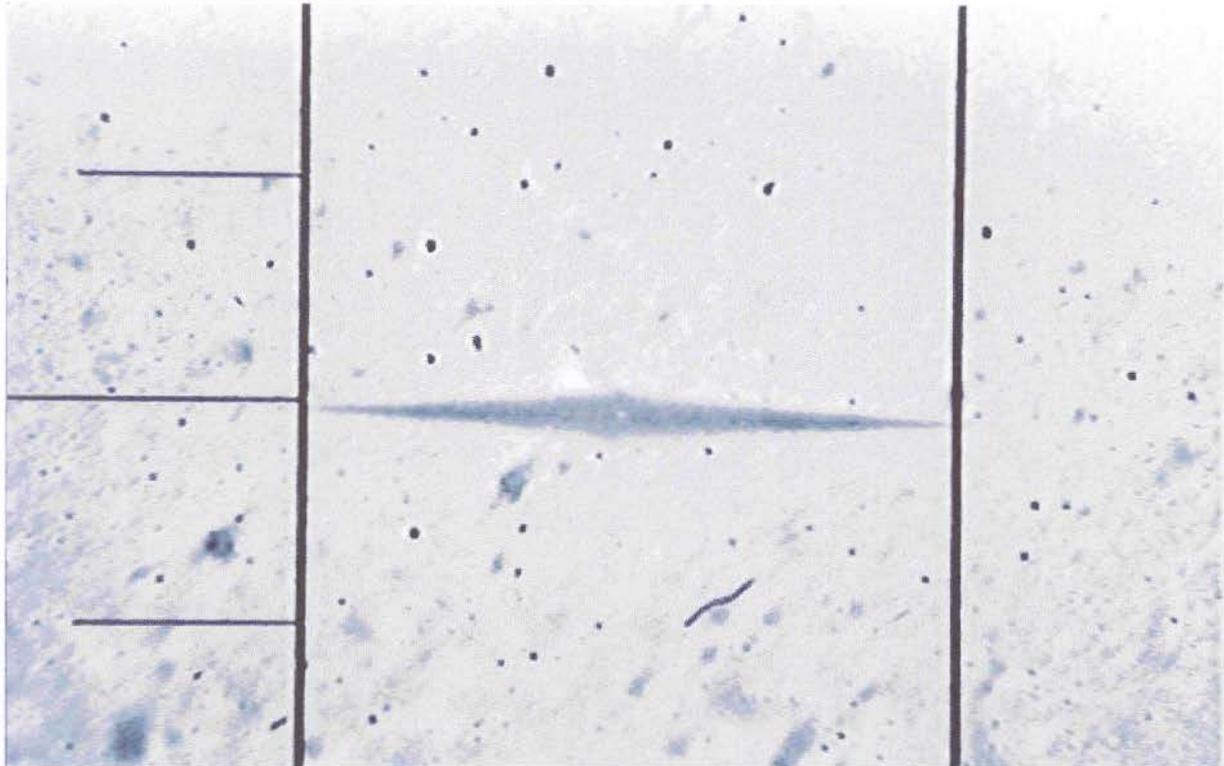
A fixação dos corpos-de-prova em próteses parciais ou totais a serem utilizados por pacientes semi ou totalmente desdentados possibilitaria um maior período de estudo de dureza dos materiais e condições reais dos fenômenos que ocorrem no meio bucal. Tendo em vista a necessidade do comparecimento freqüente ao laboratório para as leituras de microdureza, esse tipo de dispositivo intra-oral estaria sujeito a um máximo controle da presença dos voluntários nos tempos determinados. Dificuldades de locomoção desses voluntários até a faculdade seria outra desvantagem. Além disso, esse tipo de modelo exigiria maiores cuidados éticos<sup>(8)</sup>, uma vez que a prótese confeccionada com os espécimens não seria permanente, devendo-se substituí-la por uma nova prótese no final do experimento.

A seleção de um número adequado de voluntários e que constituísse um grupo homogêneo para a realização de um estudo *in situ* também foi de extrema importância<sup>(8)</sup>. Nesse aspecto, BAUME<sup>(4)</sup> afirma que pequenos grupos homogêneos são capazes de apresentar resultados mais significativos do que grupos heterogêneos, embora estes últimos sejam considerados como o mais representativo. Desse modo, 24 voluntários foram selecionados, constituídos por alunos da graduação e pós-graduação em Odontologia, categorizando-se um grupo homogêneo. Devido à maior facilidade e acessibilidade nos tempos estipulados para as leituras de microdureza, o grupo selecionado seria capaz de entender a seriedade da pesquisa, cooperando de uma maneira mais significativa durante todo o experimento.

Quando os materiais restauradores são inseridos na cavidade bucal, a sua superfície dos materiais restauradores fica exposta e sujeita a situações de mudanças de pH e incidência direta de forças. Dessa forma, a avaliação da dureza e das características da superfície são algumas das propriedades que devem ser levadas em consideração ao se verificar o desempenho de um material odontológico<sup>(25)</sup>.

A dureza superficial é caracterizada como um importante parâmetro para determinar seu desgaste e grau de polimento<sup>(22, 25, 45, 64)</sup>, embora alguns autores afirmem não haver relação entre dureza e resistência ao desgaste<sup>(51, 70)</sup>. A dureza pode ser definida como o resultado da interação de propriedades diversas. Dentre essas propriedades incluem-se a resistência à abrasão e ao corte, o limite de proporcionalidade, a ductilidade e a maleabilidade<sup>(2, 52)</sup>. BOURKE *et al.*<sup>(10)</sup>, PILO E CARDASH<sup>(53)</sup> e WATTS *et al.*<sup>(63)</sup> afirmam que a dureza pode refletir o estágio de presa e a presença de uma reação contínua ou a maturidade de um material restaurador. Os ensaios de microdureza têm sido realizados para avaliar: a) o adequado período para o polimento de materiais<sup>(7, 29, 48, 70)</sup>; b) resistência ao desgaste ou abrasão<sup>(3, 22, 45, 51, 69)</sup>; c) efeitos do processo de embebição e sinérese<sup>(11, 12, 28, 64)</sup>; d) profundidade de presa<sup>(3, 19, 58)</sup> e e) a influência da fotopolimerização no mecanismo de presa<sup>(1, 10, 12, 21)</sup>.

Para a realização dos ensaios de microdureza, é necessária a seleção do teste, sendo esta dependente da característica do material. Os testes mais frequentemente utilizados na determinação da dureza de materiais dentários são os de Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop<sup>(2, 35, 52)</sup>. A avaliação de materiais extremamente duros ou frágeis, através dos ensaios de microdureza Knoop, apresenta uma série de vantagens. A área de deformação permanente produzida pela ponta de diamante do indentador é estritamente definida e reproduzível, não havendo distorções (Figura 5). Como as indentações são pequenas, áreas determinadas e restritas do corpo de prova podem ser avaliadas. Uma vez que o número de dureza obtido para cada material é independente da sua ductilidade, a dureza de um material pode ser comparada com a de outros ou até mesmo com a do esmalte dentário<sup>(2, 35, 52)</sup>. Neste experimento, os materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta enquadram-se nesses aspectos devido as suas características, além de se desejar obter uma comparação entre eles.



*Figura 5: Indentação de microdureza realizada no material Freedom no tempo 8 horas.*

Uma vez que a dureza está relacionada com o estágio de presa de um material, as propriedades e o mecanismo de presa dos cimentos de ionômero de vidro convencionais devem ser levados em consideração para se avaliar a dureza dos materiais híbridos.

Os cimentos de ionômero de vidro convencionais, introduzidos por WILSON & KENT<sup>(67)</sup> em 1972, são constituídos por um componente vítreo com elevado conteúdo de fluoreto e por um ácido polialcenóico<sup>(47, 49, 61, 65, 68)</sup>. O componente vítreo – geralmente fluoralumíniosilicato ou aluminioborato – e o tipo de polímero e de aditivos presentes na

composição desses materiais podem variar<sup>(49, 61, 65)</sup>, embora a reação de presa desses cimentos seja, fundamentalmente, uma reação ácido/base<sup>(49, 56, 57, 61, 65, 66, 68)</sup>.

A reação de presa descrita para os cimentos de ionômero de vidro consiste, basicamente, em duas fases distintas: dissolução e geleificação<sup>(61)</sup>. Na fase de dissolução, a superfície das partículas de vidro são atacadas pelo ácido, resultando em uma liberação de íons cálcio, alumínio e flúor. A concentração de íons cálcio, nessa primeira fase, apresenta-se maior que a de íons alumínio, dando início à formação de cadeias de poliacrilato de cálcio<sup>(61)</sup> que são extremamente sensíveis à desequilíbrios hídricos<sup>(47, 64)</sup>. No segundo estágio, sendo este responsável pela melhoria das propriedades mecânicas do material, os íons alumínio começarão a formar cadeias de poliacrilato de alumínio que são mais resistentes e menos solúveis<sup>(47, 65)</sup>. Devido às ligações iônicas que ocorrem entre as cadeias, há a precipitação de sais que resultam em polissais insolúveis. A estrutura final do cimento é formada, consistindo em partículas de vidro que reagiram superficialmente, circundadas por uma camada de resíduos de partículas de vidro atacadas pelo ácido e suportadas por um hidrogel rico em ligações cruzadas entre as cadeias de poliacrilato de cálcio e alumínio<sup>(61, 68)</sup>. A formação de uma estrutura inorgânica de silicato na matriz também está associada, contribuindo para a resistência, endurecimento e melhoria das propriedades do cimento<sup>(38, 49, 62)</sup>. Fluoretos livres são encontrados na matriz do material<sup>(47, 61, 68)</sup>.

Como a fase de maturação ocorre, aproximadamente, durante as 24 horas<sup>(49, 61)</sup> após o início da aglutinação dos componentes, podendo se estender por até 6 meses<sup>(47, 49)</sup>, sua reação de presa se apresenta como um mecanismo bastante prolongado e complexo. Um aumento das propriedades físicas e mecânicas dos cimentos de ionômero de vidro pode ser observado durante todo esse período, com valores de dureza superficial que se elevam em função do

tempo e do meio de armazenagem<sup>(6, 7, 19, 22, 31, 40, 48)</sup>. O aumento da dureza está diretamente relacionado aos processos de precipitação de sais que ocorrem na matriz do cimento, ou seja, diretamente relacionado à reação de presa do material<sup>(31, 48, 61)</sup> e à formação da rede inorgânica de silicato<sup>(38, 62)</sup>.

A introdução de um material híbrido de ionômero de vidro e resina composta<sup>(37)</sup> possibilitou que os desequilíbrios hídricos sofridos pelos ionômeros convencionais fossem minimizados, além de uma melhoria das propriedades físicas e mecânicas do material<sup>(57)</sup>.

Mais do que uma simples adição de uma pequena quantidade de resina ao cimento de ionômero de vidro<sup>(37)</sup>, os materiais híbridos apresentam uma formulação complexa e variável<sup>(39, 56, 57)</sup>. São apresentados, geralmente, na forma de pó - composto por um vidro, ácido poliacrílico e ácido tartárico – e líquido – contendo água, HEMA ou outros hidroximetacrilatos funcionais e por Bis-GMA. Apresentam, também, um iniciador ou ativador da reação de presa<sup>(66)</sup>. Nesse material, aproximadamente uma quantidade entre 4,5 a 6% de resina é esperada<sup>(56, 57)</sup>. Por esses motivos, passam a apresentar uma reação ácido/base que é suplementada por um mecanismo de polimerização dos grupos metacrilatos, caracterizando-se por um mecanismo de presa dupla<sup>(39, 49, 56, 57, 66)</sup>.

A reação de presa inicia-se a partir da aglutinação do material, ocorrendo uma reação ácido/base semelhante à dos ionômeros de vidro convencionais. Um processo de polimerização química pode se iniciar simultaneamente, embora a maioria dos materiais híbridos apresente uma polimerização física ativada com a exposição a uma fonte de luz<sup>(39, 49, 56, 57, 66)</sup>. Nesse segundo processo, o HEMA é convertido em um polímero de HEMA.

Duas matrizes vão sendo formadas a partir das reações que se processam: um hidrogel de polissais de cálcio e alumínio e um polímero de HEMA. Devido às características próprias

de cada matriz formada, não ocorre a inter-relação entre ambas, havendo a formação de fases separadas que são indesejáveis. A adição de ácidos poliacrílicos modificados, que substituem o ácido poliacrílico, é responsável pela copolimerização junto ao HEMA, produzindo um polímero de HEMA quimicamente ligado à matriz de poliacrilatos, evitando a separação de ambas as matrizes. Os ácidos poliacrílicos modificados também se polimerizam, formando ligações cruzadas entre si, sendo também responsáveis pela melhoria das propriedades mecânicas do material<sup>(66)</sup>.

A incorporação de componentes resinosos à formulação dos híbridos de ionômero de vidro e resina levou à substituição da água por uma mistura de água e HEMA. A diminuição de água nos cimentos de ionômero de vidro convencionais reduziu a velocidade da reação ácido/base no sistema, sendo essa prolongada e responsável pela dureza e resistência da matriz polimérica em função do tempo<sup>(25, 39, 42, 56, 57, 66)</sup>. Por essa razão, a presa inicial após a fotopolimerização desses materiais caracteriza-se pelo resultado da polimerização do HEMA.

Alguns materiais híbridos, entretanto, apesar de apresentarem os componentes dos ionômeros de vidro, não reagem através de uma reação ácido/base típica por apresentarem uma quantidade de água insuficiente para esse processo<sup>(39, 42, 56, 61)</sup>. Somente uma reação de polimerização do HEMA através de ativação química ou física ocorre, em que o processo de fotopolimerização passa a apresentar uma significativa influência sobre a dureza<sup>(1, 42, 56, 57)</sup>. Entretanto, após a sua introdução no meio bucal, esses materiais podem apresentar uma fraca reação ácido/base devido à absorção de água e que parece se processar apenas em sua superfície<sup>(25, 39)</sup>. A maioria desses materiais apresenta partículas de vidro ou um componente vítreo pré-atacado pelo ácido polialcenóico, triturado em partículas pequenas, adicionados aos metacrilatos resinosos. Em outros, como é o caso do Dyract, vidros reativos foram adicionados

a um monômero ácido polimerizável, que é um produto da reação entre HEMA e ácido tetracarboxílico butano. Sua matriz contém uma quantidade de resina em torno de 28%<sup>(25)</sup>.

Em função das diferenças de composição e características, McLEAN *et al.*<sup>(41)</sup> propuseram uma classificação. Assim, os materiais híbridos foram divididos em ionômeros de vidro modificados por resina e em resinas compostas modificadas por poliácidos.

Assim como ocorre para os ionômeros de vidro convencionais, uma melhoria das propriedades mecânicas do material em função do tempo pode ser verificado, refletindo a continuidade da reação de presa dos materiais híbridos<sup>(12, 56, 57, 70)</sup>. Nesse aspecto, BOURKE *et al.*<sup>(10)</sup>, BURGESS *et al.*<sup>(11)</sup>, GARCIA *et al.*<sup>(24)</sup>, KANCHANAVASITA *et al.*<sup>(28)</sup>, KAO *et al.*<sup>(29)</sup>, e SWIFT *et al.*<sup>(58)</sup>, mostram a relação entre dureza, tempo e estágio de presa ou maturidade do material, embora a dureza superficial não possa ser considerada um método eficiente para determinar a reação de presa em toda a extensão do corpo de prova<sup>(31)</sup>. O aumento de dureza tem se apresentado maior nas primeiras horas após a fotopolimerização do material, mantendo-se com um padrão mais constante nos períodos subsequentes<sup>(10, 11, 24, 31, 58)</sup>. Por esses motivos, a dureza foi avaliada com um menor intervalo de tempo nas primeiras horas após a fotopolimerização do material.

Os resultados encontrados neste experimento revelam um aumento de dureza superficial para os materiais Vitremer, Fuji II LC, Dyract e Freedom em função do tempo. A obtenção de uma curva comportamental de dureza através do método de regressão polinomial permitiu verificar um aumento acentuado de dureza nos primeiros 2 dias, permanecendo com um padrão mais estável até o vigésimo primeiro dia.

Os aumentos da dureza superficial dos ionômeros de vidro modificados por resina e das resinas compostas modificadas por poliácidos devem ser elucidados separadamente por

apresentarem características, composições e mecanismos de reação de presa diferentes. O comportamento dos ionômeros de vidro modificados por resina parece se situar mais próximo ao dos ionômeros de vidro convencionais, enquanto o comportamento das resinas compostas modificadas por poliácidos parece se situar mais próximo ao dos compósitos<sup>(25, 42)</sup>. Desse modo, os compósitos e os ionômeros de vidro convencionais são muitas vezes empregados como grupos controles para fornecerem parâmetros comparativos entre os materiais. Neste trabalho, apenas a resina composta foi empregada. Um ionômero de vidro convencional necessitaria de uma proteção superficial contra os processos de embebição e sinérese. Verificando-se em testes preliminares, a utilização de um protetor superficial interferiria nas leituras de microdureza, optando-se pela sua exclusão como um material do grupo controle.

Para as resinas compostas modificadas por poliácidos Dyract e Freedom, o aumento da dureza em função do tempo pode estar relacionado à conversão de radicais livres dos grupos metacrilatos resinosos que não reagiram após a cessação da fonte de luz fotopolimerizadora<sup>(58)</sup>. Esse tipo de reação é a que se processa nos compósitos quando há aumento de dureza após a fotopolimerização<sup>(27, 53, 63)</sup>, podendo também ocorrer nos ionômeros de vidro modificados por resina, além da existência de um mecanismo de ativação química dos componentes resinosos existentes<sup>(58)</sup>. A reação ácido/base que se processa tardiamente na superfície das resinas ionoméricas devido à absorção de água poderia contribuir no aumento da dureza desses materiais<sup>(25, 42)</sup>.

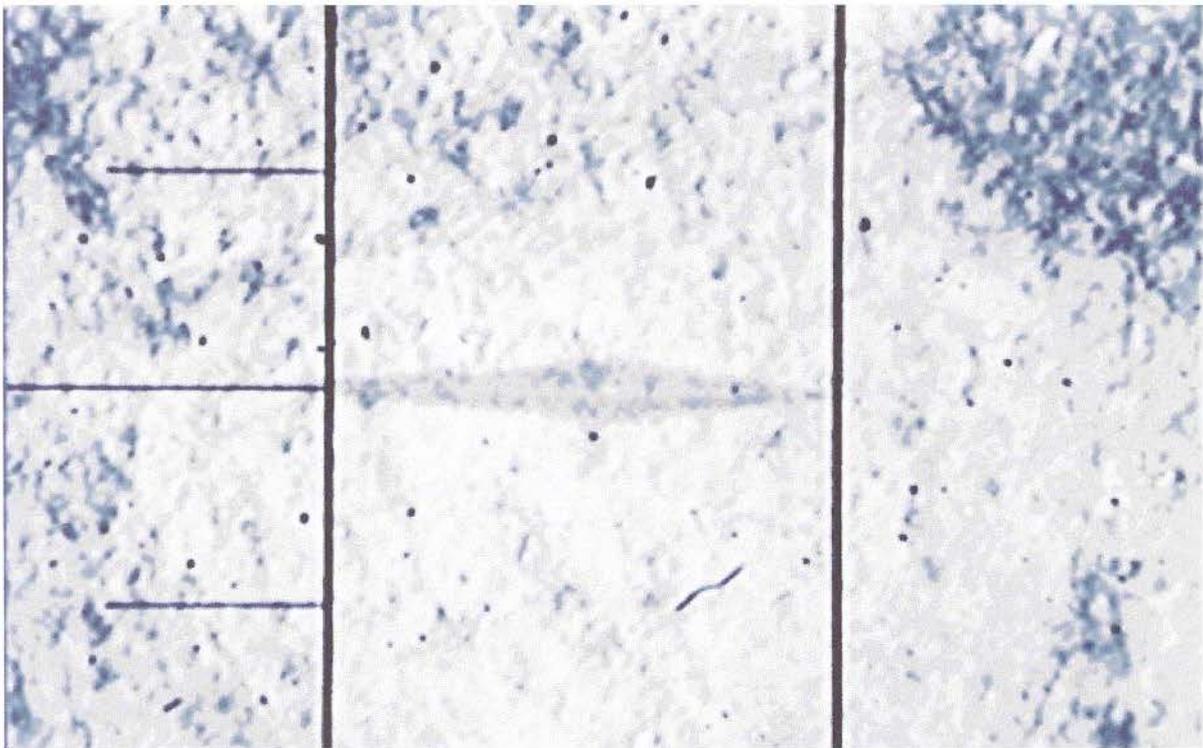
Para os ionômeros de vidro modificados por resina, a reação ácido/base traz como consequência um aumento da resistência e da dureza da matriz polimérica já formada devido à fase de geleificação. Nesse estágio, ocorre a formação das cadeias de poliácido de alumínio que são mais resistentes. Essa reação parece se processar de maneira prolongada<sup>(56, 57, 66)</sup> por

um período ainda indeterminado. Assim como nos ionômeros de vidro convencionais, a formação de uma estrutura inorgânica de silicato<sup>(38, 49, 62)</sup> também pode estar presente, contribuindo para o aumento da dureza em função do tempo<sup>(45)</sup>, embora ainda não existam estudos comprovando a existência da formação dessa estrutura nos híbridos.

Como a reação ácido/base é predominante nos ionômeros de vidro modificados por resina – além do mecanismo de polimerização química dos radicais metacrilatos – o aumento da dureza dos materiais Vitremer e Fuji II LC em função do tempo parece ser mais acentuada que o das resinas compostas modificadas por poliácidos Dyract e Freedom. O fabricante do Vitremer alerta sobre a existência do duplo mecanismo de ativação dos componentes resinosos. Assim, após 17 e 21 dias de experimento, verificou-se que o material Vitremer obteve valores de dureza que não diferiram estatisticamente das resinas compostas modificadas por poliácido, enquanto que Fuji II LC apresentou menor dureza entre os materiais nesse período. O compósito Z 100 diferiu estatisticamente do comportamento dos híbridos, não apresentando variações de dureza superficial significativas durante todo o experimento. Para a resina composta microhíbrida avaliada, sugere-se que exista apenas um mecanismo de polimerização por luz visível e que um aumento de dureza seja verificado apenas nos primeiros minutos após a fotopolimerização<sup>(27, 53, 63)</sup>. Entretanto, somente após 30 minutos, a primeira leitura de microdureza foi realizada, não permitindo que alterações sensíveis de dureza pudessem ser observadas. Além disso, por apresentar características mais translúcidas, uma maior profundidade de presa pode ser atingida para que todo volume do material seja convertido em polímeros no momento da ativação física.

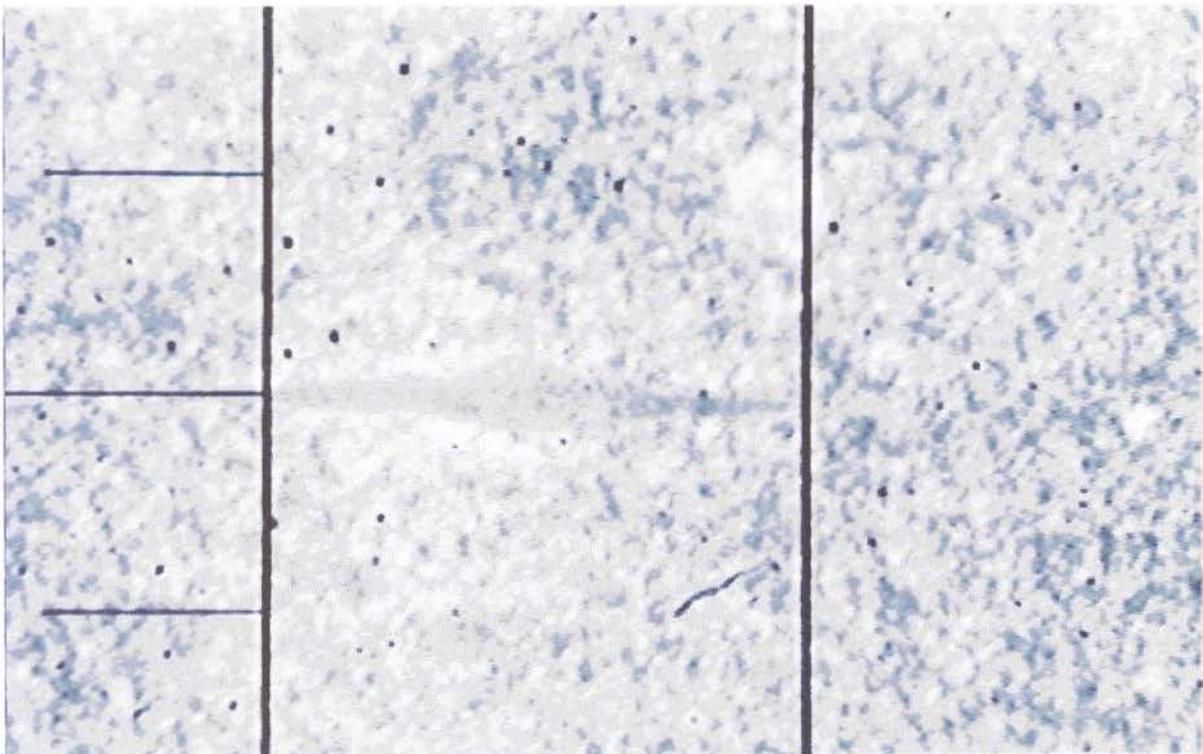
Os valores de dureza encontrados para o compósito foram significativamente maiores em todo o período de estudo, apresentando-se duas vezes superiores que os materiais híbridos

no final do experimento. ATTIN et al.<sup>(3)</sup>, FASBINDER & WEEDEN<sup>(21)</sup>, GLADYS et. al.<sup>(25)</sup>, GÜRGAN et al.<sup>(26)</sup>, MOMOI et al.<sup>(45)</sup>, PEUTZFELDT et al.<sup>(51)</sup>, YAP et al.<sup>(69)</sup> (1997) e YAP et al.<sup>(70)</sup> (1998) verificaram maiores valores de dureza superficial para as resinas compostas quando comparadas aos materiais híbridos, devendo-se à quantidade de carga inorgânica presente, tipo e tamanho das partículas. A quantidade e o tipo de carga orgânica também podem influir na dureza dos compósitos. A presença de TEGDMA, componente presente na resina Z 100, contribui para uma maior dureza e resistência à abrasão<sup>(30)</sup>. A resistência ao desgaste e dureza das resinas compostas é, portanto, superior dentre os materiais avaliados.



*Figura 6: Indentação de microdureza realizada no material Dyract no tempo 21 dias.*

Parece haver um consenso de que a dureza das resinas compostas modificadas por poliácidos é superior à dos ionômeros de vidro modificados por resina <sup>(1, 25, 51, 58, 70)</sup>. A grande diversidade de composição, quantidade, tamanho e distribuição das partículas de carga inorgânica e a estrutura da matriz formada podem ser os responsáveis pelos diferentes comportamentos de dureza superficial entre os híbridos <sup>(25)</sup>. No material Freedom, 62% em volume é constituído por carga inorgânica e 38% em volume corresponde ao éster metacrílico



*Figura 7: Indentação de microdureza realizada no material Fuji II LC no tempo 21 dias.*

multifuncional (informação técnica do fabricante). No Dyract, os monômeros ácidos polimerizáveis são correspondentes a 28% em volume da composição<sup>(25)</sup>. As partículas

apresentam-se pequenas e distribuídas homoganeamente, permitindo uma maior lisura superficial (Figuras 5 e 6). Isso faz com que as resinas compostas modificadas por poliácidos se assemelhem em muito às propriedades dos compósitos<sup>(25, 42)</sup>. Nos ionômeros de vidro modificados por resina, a quantidade de carga inorgânica parece ser menor que nas resinas compostas modificadas por poliácido, apresentando partículas maiores. No Vitremer, as partículas são mais arredondadas e distribuídas mais uniformemente que as do Fuji II LC<sup>(25)</sup>. Essas partículas possivelmente constituem porções do componente vítreo atacado parcialmente, circundadas pelas cadeias de poliacrilatos entrelaçadas à matriz polimérica resinosa. Um aspecto da característica superficial de um ionômero de vidro modificado por resina pode ser verificado na figura 7.

Tendo em vista as características de dureza superficial mostradas, as resinas compostas modificadas por poliácido Dyract e Freedom e o ionômero de vidro modificado por resina Vitremer sugerem um melhor desempenho como materiais restauradores.

“... Por isso é um guerreiro da luz;  
porque passou estes desafios  
e não perdeu a esperança de ser  
melhor do que era.”

Paulo Coelho

---

---

CONCLUSÕES

Através da metodologia *in situ* empregada e da análise dos resultados obtidos, é válido concluir que:

- a) a dureza superficial dos materiais híbridos Dyract, Freedom, Vitremer e Fuji II LC aumenta em função do tempo;
- b) a dureza superficial das resinas compostas modificadas por poliácidos Dyract e Freedom é significativamente maior que a dos ionômeros de vidro modificados por resina Vitremer e Fuji II LC pelo período de duas semanas após a fotopolimerização do material;
- c) a partir do décimo sétimo dia de estudo, Dyract, Freedom e Vitremer apresentaram um comportamento semelhante, sugerindo um melhor desempenho como material restaurador dentre os híbridos estudados quanto à propriedade de dureza superficial.



ANEXOS

**Anexo 1: Termo de consentimento livre e esclarecido para participação em pesquisa**

Por este instrumento particular declaro, para efeitos éticos e legais, que eu (nome) \_\_\_\_\_, (nacionalidade) \_\_\_\_\_, (profissão) \_\_\_\_\_, portador(a) do R.G. \_\_\_\_\_, C.I.C. \_\_\_\_\_, residente e domiciliado(a) à Rua \_\_\_\_\_, na cidade de \_\_\_\_\_, Estado \_\_\_\_\_, concordo com absoluta consciência com os procedimentos a que vou me submeter para a realização da fase experimental da tese de Mestrado do curso de Clínica Odontológica - área de Dentística, sob responsabilidade da aluna Roberta Tarkany Basting, R.G. nº 25.220.355-0, nos termos abaixo relacionados:

- 1) Esclareço que recebi todas as informações sobre minha participação nesse experimento, possuindo plena liberdade para me abster em participar da referida pesquisa em qualquer momento, sem prejuízo financeiro, hierárquico ou de qualquer natureza;
- 2) Esclareço, também, que fui amplamente informado por um profissional que não está envolvido na pesquisa, sobre os possíveis benefícios e riscos aos quais estou me submetendo durante este experimento, tomando conhecimento de que o meu consentimento não exime a responsabilidade do profissional que está executando a pesquisa;

3) Todas essas normas estão de acordo com a Resolução nº 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde.

Por estar de pleno acordo com o teor do presente termo, assino abaixo o mesmo.

Piracicaba, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 1998.

---

Assinatura do voluntário

---

Assinatura do pesquisador

---

Assinatura do profissional que  
efetuou o esclarecimento ao voluntário

**Anexo 2: Informações ao voluntário**

Nome: \_\_\_\_\_

Este trabalho de pesquisa tem como objetivo avaliar a dureza superficial de materiais híbridos de ionômero de vidro/resina composta, em função do tempo, quando presente na cavidade bucal. O experimento será realizado durante 21 dias, no qual contamos com a participação de voluntários (vide resumo do projeto). Para que possamos obter resultados confiáveis e que os procedimentos a serem realizados não lhe ofereçam qualquer tipo de risco é preciso que cada voluntário siga criteriosamente as seguintes recomendações:

- 1) realizar a higiene bucal habitual com o dentifrício e a escova dental fornecidos, utilizando-se a técnica de Bass, complementado pelo uso do fio dental, sempre após cada refeição.
- 2) higienizar o aparelho acrílico, escovando-o com o dentifrício e a escova dental fornecidos, realizando dez movimentos de vai e vem sobre os corpos de prova, três vezes ao dia.
- 3) utilizar o aparelho acrílico fornecido durante todo o dia, retirando-o somente para as refeições.
- 4) quando o mesmo estiver fora da boca (durante as refeições), deverá ser mantido no recipiente acrílico fornecido, envolto em algodão úmido
- 5) anotar o tempo em que o aparelho esteve fora da boca.
- 6) para a solução de quaisquer dúvidas ou problemas, contatar o pesquisador responsável pelo telefone 430-5340 (Dentística -FOP) ou 433-3887 (Roberta).

- 7) comparecer ao laboratório de Dentística da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - para a verificação dos resultados - nos seguintes dias e horários:

ATIVIDADE		DIA	HORÁRIO
MOLDAGEM			
AJUSTE DO APARELHO			
INSTALAÇÃO DO EXPERIMENTO			
VERIFICAÇÃO DOS RESULTADOS	30 MIN		
	1 HORA		
	2 HORAS		
	4 HORAS		
	8 HORAS		
	1 DIA		
	2 DIAS		
	7 DIAS		
	10 DIAS		
	14 DIAS		
	17 DIAS		
	21 DIAS		

### CONTROLE DO TEMPO DE PERMANÊNCIA EXTRA-BUCAL DO APARELHO ACRÍLICO

O aparelho acrílico deverá permanecer na cavidade bucal pelo maior tempo possível. Entretanto, enquanto realizar as refeições, o mesmo deverá ser removido e



**Anexo 4:** Resultados da Decomposição da Soma de Quadrados, para o fator Material x Tempo.

Fonte de variação	g.L.	soma de quadrados	F	p
tempos no Vitremer	11	18823,876	3,27	0,0000
tempos no Fuji	11	10029,212	1,74	0,0000
tempos no Freedom	11	11760,616	2,05	0,0000
tempos no z-100	11	543,942	0,10	1,0000
tempos no Dyract	11	6680,264	1,16	0,0512
materialis em ½ hora	4	89722,906	36,25	0,0000
materialis em 1 hora	4	87241,695	35,25	0,0000
materialis em 2 horas	4	84490,259	34,14	0,0000
materialis em 4 horas	4	90167,174	36,43	0,0000
materialis em 8 horas	4	78431,371	33,07	0,0000
materialis em 1 dia	4	84697,640	34,22	0,0000
materialis em 2 dias	4	77776,664	31,43	0,0000
materialis em 7 dias	4	65049,441	26,50	0,0000
materialis em 10 dias	4	59418,507	24,21	0,0000
materialis em 14 dias	4	50636,510	22,52	0,0000
materialis em 17 dias	4	42703,654	22,03	0,0000
materialis em 21 dias	4	48358,695	20,57	0,0000
residuo	1216	25078,826		

---

APÊNDICE

**Apêndice 1:** Apresentação dos valores exploratórios do experimento.

Tempo	medidas	Vitremer	Fuji II LC	Freedom	Z 100	Dyract
30'	média	27,192	20,100	33,246	96,325	37,954
	variância	10,360	2,931	13,068	37,438	11,573
	n	24	24	24	24	24
1h	média	28,292	21,283	35,038	96,729	40,496
	variância	8,277	6,889	11,723	19,166	9,428
	n	24	24	24	24	24
2h	média	29,542	21,854	36,013	96,488	41,263
	variância	15,690	9,382	18,305	75,660	17,958
	n	24	24	24	24	24
4h	média	30,404	21,971	36,408	99,208	42,358
	variância	13,160	6,594	17,842	31,242	14,389
	n	24	24	24	24	24
8h	média	31,870	22,387	36,987	96,604	42,700
	variância	13,923	10,836	14,398	42,286	13,415
	n	23	23	23	23	23
1d	média	33,421	23,579	40,792	99,596	45,271
	variância	15,709	6,964	17,187	43,607	15,794
	n	24	24	24	24	24
2d	média	36,496	25,163	42,850	98,679	45,408
	variância	27,544	8,789	22,672	17,068	12,363
	n	24	24	24	24	24
7d	média	39,029	29,067	44,125	95,904	46,058
	variância	38,948	47,999	28,062	14,693	39,102
	n	24	24	23	24	24
10d	média	44,083	31,213	48,238	97,330	48,842
	variância	42,988	36,812	17,146	19,891	23,836
	n	24	24	24	23	24
14d	média	45,482	32,573	49,845	96,805	51,332
	variância	53,771	45,285	39,422	50,849	63,137
	n	22	22	22	21	22
17d	média	50,926	36,574	50,337	99,806	53,058
	variância	90,109	102,555	38,219	18,476	72,546
	n	19	19	19	18	19
21d	média	51,487	38,548	53,043	99,509	54,235
	variância	118,776	106,600	30,825	23,690	56,702
	n	23	23	23	22	23

**Apêndice 2:** Saídas dos cálculos estatísticos referentes aos modelos matemáticos ajustados pela técnica de regressão polinomial.

```
. regress vitremer logtempo
Source |          SS      df      MS                Number of obs =      12
-----+-----
Model |  731.144482      1  731.144482            F( 1, 10) =      74.21
Residual |  98.5221848     10  9.85221848           Prob > F      =  0.0000
-----+-----
Total |  829.666667     11  75.4242424           R-squared     =  0.8813
                                           Adj R-squared =  0.8694
                                           Root MSE     =  3.1388
```

```
-----+-----
vitremer |          Coef.   Std. Err.      t    P>|t|     [95% Conf. Interval]
-----+-----
logtempo |   3.245356     .3767279     8.615  0.000     2.405954     4.084759
   _cons |  26.57313     1.527491    17.397  0.000     23.16967     29.9766
```

```
. regress fuji logtempo
Source |          SS      df      MS                Number of obs =      12
-----+-----
Model |  393.961524      1  393.961524            F( 1, 10) =     49.90
Residual |  78.9551422     10  7.89551422           Prob > F      =  0.0000
-----+-----
Total |  472.916667     11  42.9924242           R-squared     =  0.8330
                                           Adj R-squared =  0.8164
                                           Root MSE     =  2.8099
```

```
-----+-----
fuji |          Coef.   Std. Err.      t    P>|t|     [95% Conf. Interval]
-----+-----
logtempo |   2.382252     .3372493     7.064  0.000     1.630814     3.13369
   _cons |  19.30716     1.36742     14.119  0.000     16.26036     22.35396
```

. regress freedom logtempo

Source	SS	df	MS	Number of obs =	12
Model	486.308194	1	486.308194	F( 1, 10) =	155.08
Residual	31.3584723	10	3.13584723	Prob > F =	0.0000
				R-squared =	<b>0.9394</b>
				Adj R-squared =	0.9334
Total	517.666667	11	47.0606061	Root MSE =	1.7708

freedom	Coef.	Std. Err.	t	P> t	[95% Conf. Interval]	
logtempo	<b>2.646772</b>	.2125388	12.453	<b>0.000</b>	2.173206	3.120338
__cons	<b>33.52704</b>	.8617656	38.905	<b>0.000</b>	31.60691	35.44717

. regress dyract logtempo

Source	SS	df	MS	Number of obs =	12
Model	270.193845	1	270.193845	F( 1, 10) =	101.11
Residual	26.7228218	10	2.67228218	Prob > F =	0.0000
				R-squared =	<b>0.9100</b>
				Adj R-squared =	0.9010
Total	296.916667	11	26.9924242	Root MSE =	1.6347

dyract	Coef.	Std. Err.	t	P> t	[95% Conf. Interval]	
logtempo	<b>1.97287</b>	.1962013	10.055	<b>0.000</b>	1.535706	2.410034
__cons	<b>39.14347</b>	.7955232	49.205	<b>0.000</b>	37.37093	40.916

. regress z100 logtempo

Source	SS	df	MS	Number of obs =	12
Model	5.19187548	1	5.19187548	F( 1, 10) =	2.12
Residual	24.4747912	10	2.44747912	Prob > F =	0.1759
Total	29.6666667	11	2.6969697	R-squared =	<b>0.1750</b>
				Adj R-squared =	0.0925
				Root MSE =	1.5644

z100	Coef.	Std. Err.	t	P> t	[95% Conf. Interval]	
logtempo	.2734783	.1877674	1.456	<b>0.176</b>	-.1448936	.6918503
<b>_cons</b>	<b>96.94064</b>	.7613269	127.331	<b>0.000</b>	95.2443	98.63698

---

---

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS<sup>1</sup>

- 01) ABATE, P.F.; POLACK, M.A.; MACCHI, R.L. Barcoll hardness of resin-modified glass-ionomer cements and a compomer. **Quintessence int.**, Berlin, **28(5)**: 345-348, May. 1997.
- 02) ANUSAVICE, K.J. **Phillips' science of dental materials**. 10.ed., Pennsylvania, W.B. Saunders Company, 1996. 709 p.
- 03) ATTIN, T.; VATASCHKI, M.; HELLWIG, E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. **Quintessence int.**, Berlin, **27(3)**: 203-209, March. 1996.
- 04) BAUME, L.J. The design in fluorine research. **Adv. Fluor. Res. dent. caries prev.**, Oxford, **4**: 9-15. 1966.
- 05) BENELLI, E. M. *et al.* In situ anticariogenic potencial of glass-ionomer cement. **Caries Res.**, Basel, **21(4)**: 280-4, July-Aug., 1993.
- 06) BOURKE, A.M.; WALLS, A.W.; McCABE, J.F. Light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cements: the setting reaction. **J. Dent.**, Oxford, **20(2)**: 115-120, April. 1992.
- 07) BRACKETT, W.W. & JOHNSTON, W.M. Relative microhardness of glass ionomer restorative materials as an indicator of finishing time. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, **118(5)**: 599-602, May. 1989.

<sup>1</sup> Referências bibliográficas de acordo com a NBR-6023, da Associação Brasileira de Normas Técnicas, de 1989. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com World List of Scientific Periodicals.

- 08) BRASIL. Resolução nº 196. **Conselho Nacional de Saúde**. Brasília, CNS, 1996.
- 09) BRUDEVOLD, F. et al. Development of a new intraoral demineralization test. **Caries Res.**, Basel, **18(5)**: 421-429, Sep. – Oct. 1984.
- 10) BRUNETTE, D. M. **Critical thinking. Understanding and evaluating dental research**. Chicago, Quintessence Books, 1996. 244 p.
- 11) BURGESS, J.O. *et al.* Color and microhardness of glass-ionomers normal and contaminated. **J. dent. Res.**, Washington, **74**: 108, 1995. *Special Issue* [Abst. 773].
- 12) BURKE, F.M.; HAMLIN, P.D.; LYNCH, E.J. Depth of cure of light-cured glass-ionomer cements. **Quintessence int.**, Berlin, **21(12)**: 977-981, Dec. 1990
- 13) COHRAN, W.G. & COX, G.M. **Experimental designs**. 2. ed., Canada, Jonh Wiley and Sons, Inc, 1957.
- 14) COMPUTING RESORCE CENTER. **Stata Reference Manual: Release 3**. 5. ed., Santa Monica, CA, 1992.
- 15) COUNCIL OF DENTAL THERAPEUTICS. Guidelines for the acceptance of fluoride-containing dentifrices. **J. Am. dent. Ass.**, Chicago, **110(4)**: 545-547, April. 1985.
- 16) CRISP, S.; LEWIS, B.G.; WILSON, A.D. Characterization of glass-ionomer cements. **J. Dent.**, Oxford, **4(4)**: 162-166, July. 1976.
- 17) DAMATO, F.A. & STEPHEN, K.W. Demonstration of a fluoride dose response with an *in situ* single-section dental caries model. **Caries Res.**, Basel, **28(4)**: 277-283, July-Aug. 1994.

- 18) DIJKMAN, A.G.; SCHUTHOF, J.; ARENDS, J. *In vivo* remineralization of plaque-induced initial enamel lesions – a microradiographic investigation. **Caries Res.**, Basel, **20**(3): 202-208, May – June. 1986.
- 19) DUPUIS, V.; MOYA, F.; PAYAN, J.; BARTALA, M. Depth microhardness of glass ionomer cements. **Biomaterials**, Stoneham, **17**(1): 71-74, Jan. 1996.
- 20) EARL, M.S.A. & IBBETSON, R.J. The clinical disintegration of a glass-ionomer cement. **Br. Dent. J.**, London, **161**(8): 287-291, Oct. 1986.
- 21) FASBINDER, D.J. & WEEDEN, J. Influence of curing distance on microhardness of VLC glass ionomers. **J. dent. Res.**, Washington, **73**: 220, 1994. Special Issue [Abst. 949].
- 22) FORSS, H.; SEPPÄ, L.; LAPPALAINEN, R. *In vitro* abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. **Dent. Mater.**, Washington, **7**(1): 36-39, Jan. 1991.
- 23) FORSTEN, L. Fluoride release from a glass-ionomer cements. **Scand. J. dent. Res.**, Copenhagen, **85**(6): 503-504, Sep. 1977.
- 24) GARCIA, K.C. *et al.* Influência do tempo de armazenagem sobre a dureza superficial e resistência à compressão de cimentos ionoméricos restauradores. **Revta. Paulista Odont.**, São Paulo, **19**(2): 30-34, março-abril. 1997.
- 25) GLADYS, S. *et al.* Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials. **J. dent. Res.**, Washington, **76**(4): 883-894, April. 1997

- 26) GÜRGAN, S.; ÖNEN, A.; KÖPRÜLÜ, H. In vitro effects of alcohol-containing and alcohol-free mouthrinses on microhardness of some restorative materials. **J. oral Rehabil.**, Oxford, **24**(3): 244-246, March. 1997.
- 27) HANSEN, E.K. After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. Light source. **Scand. J. dent. Res.**, Copenhagen, **91**(5): 406-410, July. 1983.
- 28) KANCHANAVASITA, W.; ANSTICE, H.M.; PEARSON, G.J. Long-term surface micro-hardness of resin-modified glass ionomers. **J. Dent.**, San Antonio, **26**(8): 707-712, Oct. 1998.
- 29) KAO, E.C.; REZVAN, E.; JOHNSTON, W.M. Microhardness as an indicator for finishing time in ionomer restoratives. **J. dent. Res.**, Washington, **73**: 220, 1994. Special Issue [Abst. 945].
- 30) KAWAI, K.; IWAMI, Y.; EBISU, S. Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. **J. oral Rehabil.**, Oxford, **25**(4): 264-268, April. 1998.
- 31) KILPATRICK, N.M.; McCABE, J.F.; MURRAY, J.J. Factors that influence the setting characteristics of encapsulated glass ionomer cements. **J. Dent.**, Oxford, **22**(3): 182-187, June. 1994.
- 32) KOULOURIDES, T. & CHIEN, M.C. The ICT *in situ* experimental model in dental research. **J. dent. Res.**, Washington, **71**: 822-827, April. 1992. (Special Issue).

- 33) KOULOURIDES, T. & VOLKER, J.F. Changes of enamel microhardness in human mouth. **Al. J. Med. Sci.**, 1: 435-437, 1964 *apud* KOULOURIDES, T. & CHIEN, M.C. The ICT *in situ* experimental model in dental research. **J. dent. Res.**, Washington, 71: 822-827, April. 1992. (Special Issue).
- 34) KOULOURIDES, T. *et al.* An intraoral model used for studies of fluoride incorporation in enamel. **J. oral Path.**, Copenhagen, 3(4): 185-196. 1974.
- 35) LEINFELDER, K.F. & LEMONS, J.E. **Clínica restauradora. Materiais e técnicas.** São Paulo, Livraria e Editora Santos, 1989. 380p.
- 36) MANNING, R.H. & EDGAR, W.M. Intra-oral models for studying de- and remineralization in man: methodology and measurement. **J. dent. Res.**, Washington, 71: 895-900, April. 1992. (Special Issue).
- 37) MATHIS, R.R.; FERRACANE, J.L. Properties of a glass ionomer/resin composite hybrid material. **Dent. Mater.**, Washington, 5(5): 355-358, Sep. 1989.
- 38) MATSUYA, S.; MAEDA, T.; OHTA, M. IR and NMR analyses of hardening and maturation of glass-ionomer cement. **J. dent. Res.**, Washington, 75(12): 1920-1927, Dec. 1996.
- 39) McCABE, J.F. Resin-modified glass-ionomers. **Biomaterials**, Stoneham, 19(6): 521-527, Mar. 1998.
- 40) McKINNEY, J.E.; ANTONUCCI, J.M.; RUPP, N.W. Wear and microhardness of glass-ionomer cements. **J. dent. Res.**, Washington, 66(6): 1134-1139, June. 1987.

- 41) McLEAN, J.W.; NICHOLSON, J.W.; WILSON, A.D. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. **Quintessence int.**, Berlin, **25(9)**: 587-589, Sep. 1994. [Guest Editorial]
- 42) MEYER, J.M.; CATTANI-LORENTE, M.A.; DUPUIS, V. Compomers: between glass-ionomer cements and composites. **Biomaterials**, Stoneham, **19(6)**: 529-539, Mar. 1998.
- 43) MEYEROWITZ, C. *et al.* Evaluation of 0,05% sodium fluoride mouthrinse in radiation-induced hyposalivation using an intraoral model. **J. dent. Res.**, Washington, **70(5)**: 894-898, May. 1991.
- 44) MEYEROWITZ, C. *et al.* Radiation-induced hyposalivation and caries. **J. dent. Res.**, Washington, **65**: 831. 1986. Special Issue [Abst. 950]
- 45) MOMOI, Y. *et al.* *In vitro* toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. **Dent. Mater.**, Washington, **13(2)**: 82-88, March. 1997.
- 46) MONTGOMERY, D. **Design and analysis of experiments**. 3. ed., New York, John Wiley & Sons, 1991.
- 47) MOUNT, G.J. Glass-ionomer cements and future research. **Am. J. Dent.**, San Antonio, **7(5)**: 286-292, Oct. 1994.
- 48) MOUNT, G.J. & MAKINSON, O.F. Glass-ionomer restorative cements: clinical implications of setting reaction. **Operative Dent**, Seattle, **7(4)**: 134-141, Autumn, 1982.
- 49) NICHOLSON, J.W. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. **Biomaterials**, Stoneham, **19(6)**: 485-494, Mar. 1998.

- 50) NYVAD, B.; ten CATE, J.M.; FEJERSKOV, O. Arrest of root surface caries *in situ*. **J. dent. Res.**, Washington, **76**(12): 1845-1853, Dec. 1997.
- 51) PEUTZFELDT, A.; GARCIA-GODOY, F.; ASMUSSEN, E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. **Am. J. Dent.**, San Antonio, **10**(1): 15-17, Feb. 1997.
- 52) PHILLIPS, R.W. **Materiais dentários de Skinner**. 8. ed., Rio de Janeiro, Editora Guanabara, 1986.
- 53) PILO, R. & CARDASH, H.S. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, **8**(5): 299-304, Sep. 1992.
- 54) ROULET, J. & WÄLTI, C. Influence of oral fluid on composite resin and glass-ionomer cement. **J. prosth. Dent.**, Saint Louis, **52**(2): 182-189, Aug. 1984.
- 55) SERRA, M. C. & CURY, J. A. The in vitro effect of glass-ionomer cement restorations on enamel subjected to a demineralization and remineralization model. **Quintessence int.**, Berlin, **23**(2): 143-147, Feb. 1992.
- 56) SIDHU, S. K. & WATSON, T. F. Resin-modified glass-ionomer materials. A status report for the American Journal of Dentistry. **Am. J. Dent.**, San Antonio, **8**(1): 59-67, Feb. 1995.
- 57) SIDHU, S. K. & WATSON, T. F. Resin-modified glass-ionomer materials. Part 1: Properties. **Dent. Update**, Guildford, **22**(10): 429-432, Dec. 1995.
- 58) SWIFT, E.J. *et al.* Depth of cure of resin-modified ionomers. **Dent. Mater.**, Washington, **11**(3): 196-200, May-June. 1995.

- 59) ten CATE, J.M. Patient selection and appliance design in intra-oral models. **J. dent. Res.**, Washington, **71**: 908-910, April. 1992. (Special Issue).
- 60) ten CATE, J.M. & REMPT, H.E. Comparison of the in vivo effect of a 0 and 1,500 ppmF toothpaste on fluoride uptake, acid resistance and lesion remineralization. **Caries Res.**, Basel, **20**(3): 193-201, May-June. 1986.
- 61) WALLS, A.W.G. Glass polyalkenoate (glass ionomer) cements: a review. **J. Dent.**, Oxford, **14**(6): 231-246, Dec. 1986.
- 62) WASSON, E.A. & NICHOLSON, J.W. New aspects of the setting of glass-ionomer cements. **J. dent. Res.**, Washington, **72**(2): 481-483, Feb. 1993.
- 63) WATTS, D.C.; McNAUGHTON, V.; GRANT, A.A. The development of surface hardness in visible light-cured posterior composites. **J. Dent.**, Oxford, **14**(4): 169-174, Aug. 1986.
- 64) WILLIAMS, B.; von FRAUNHOFER, J.A.; WINTER, G.B. A comparative evaluation of the microhardness, water solubility and water absorption of fissure sealants. **J. Dent.**, Oxford, **3**(1): 1-8, Jan. 1975.
- 65) WILSON, A.D. Developments in glass-ionomer cements. **Int. J. Prosthodontics**, Lombard II, **2**(5): 438-446, Sep.-Oct. 1989.
- 66) WILSON, A.D. Resin-modified glass-ionomer cements. **Int. J. Prosthodontics**, Lombard II, **3**(5): 425-429, Sep.-Oct., 1990.
- 67) WILSON, A.D. & KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry. **Br. Dent. J.**, London, **132**(4): 133-135, Feb. 1972.

- 68) WILSON, A.D. & McLEAN, J.W. **Glass ionomer cement**. 2 ed., Chicago, Quintessence Publishing Co., 1988. 174 p.
- 69) YAP, A.U.J. *et al.* Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. **J. oral Rehabil.**, Oxford, **24(8)**: 574-580, Aug. 1997.
- 70) YAP, A.U.J.; SAL, C.W.; LYE, K.W. Effects of finishing/polishing time on surface characteristics of tooth-coloured restoratives. **J. oral Rehabil.**, Oxford, **25(6)**: 456-461, June. 1998.

---

OBRAS CONSULTADAS

- 01) CRAIG, R.G. **Restorative dental materials**. 10. ed., Missouri, Mosby, 1996. 584 p.
- 02) FERREIRA, A.B.H. **Pequeno dicionário da língua portuguesa**. São Paulo, Editora Civilização Brasileira, 1957.
- 03) FORTES, H & PACHECO, G. **Dicionário Médico**. Rio de Janeiro. 1140 p.
- 04) **INTERNATIONAL DICTIONARY OF MEDICINE AND BIOLOGY**. New York, Churchill Livingstone, John Wiley & Sons. 1986.
- 05) **MICHAELIS MODERNO DICIONÁRIO DA LÍNGUA PORTUGUESA**. Melhoramentos, São Paulo. 1998.
- 06) MOUNT, G.J. **Atlas de cimentos de ionômero de vidro. Guia para o clínico**. 2.ed., São Paulo, Livraria e editora Santos, 1996. 150 p.
- 07) NAVARRO, M.F.L. & PASCOTTO, R.C. **Cimentos de ionômero de vidro**. São Paulo, Editora Artes Médicas, 1998, 179p.
- 08) NICOLA, J. & INFANTE, U. **Gramática contemporânea da língua portuguesa**. 3 ed., São Paulo, Editora Scipione, 1990, 469p.
- 09) SOLIANI, S.D.O. & SILVA, L.F. **Como escrever uma tese ou dissertação**. 3 ed., Piracicaba, UNICAMP, 1995, 53p.
- 10) SOLIANI, S.D.O. & SILVA, L.F. **Referências bibliográficas NBR-6023 da ABNT, de 1989**. 3 ed., Piracicaba, UNICAMP, 1995, 24p.
- 11) SOLIANI, S.D.O. & SILVA, L.F. **Abreviaturas dos periódicos da biblioteca da FOP – UNICAMP e locais de publicação conforme o “World List of Scientific”**. Piracicaba, UNICAMP, 1996, 22p.