

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM CLÍNICA INTEGRADA

MANOELA HASS DOLINSKI THOMASSEWSKI

EFEITO DA ESCOVAÇÃO SIMULADA SOBRE CIMENTOS DE IONÔMERO DE  
VIDRO INDICADOS PARA TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO

PONTA GROSSA  
2008

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

MANOELA HASS DOLINSKI THOMASSEWSKI

EFEITO DA ESCOVAÇÃO SIMULADA SOBRE CIMENTOS DE IONÔMERO DE  
VIDRO INDICADOS PARA TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre em Odontologia na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Denise Stadler Wambier

PONTA GROSSA  
2008

Ficha Catalográfica Elaborada pelo Setor de Processos Técnicos BICEN/UEPG

T464e

Thomassewski, Manoela Hass Dolinski

Efeito da escovação simulada sobre cimentos de ionômero de vidro indicados para tratamento restaurador atraumático / Manoela Hass Dolinski Thomassewski. Ponta Grossa, 2008. 78f.

Dissertação ( Mestrado em Odontologia - área de concentração em clínica integrada ) - Universidade Estadual de Ponta Grossa. Orientador : Profa. Dra. Denise Stadler Wambier

1. Cimento de ionômetro de vidro. 2. Escovação simulada. 3. Rugosidade. 4. Perda de massa. I. Wambier, Denise Stadler.

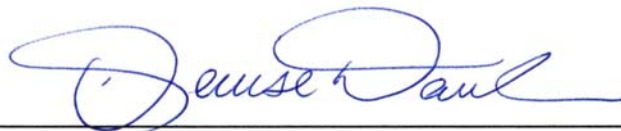
CDD : 617.6

MANOELA HASS DOLINSKI THOMASSEWSKI

EFEITO DA ESCOVAÇÃO SIMULADA SOBRE CIMENTOS DE  
IONÔMERO DE VIDRO INDICADOS PARA TRATAMENTO  
RESTAURADOR ATRAUMÁTICO

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no curso de mestrado em odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 26 de fevereiro de 2008.



---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Denise Stadler Wambier  
Universidade Estadual de Ponta Grossa-UEPG



---

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Vera Lúcia Bosco  
Universidade Federal de Santa Catarina- UFSC



---

Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto  
Universidade Estadual de Ponta Grossa -UEPG

## **DADOS CURRICULARES**

### **MANOELA HASS DOLINSKI THOMASSEWSKI**

**NASCIMENTO:** 30.05.1977- Ponta Grossa –PR

**FILIAÇÃO:** José Tadeu Dolinski  
Sílvia Hass Dolinski

1995-1999- Graduação em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa –UEPG-Pr

2000-2001- Especialização em Odontopediatria pela Escola de Aperfeiçoamento Profissional, Associação Brasileira de Odontologia – Ponta Grossa- PR

2006-2008- Mestrado Acadêmico em Odontologia, área de concentração em Clínica Integrada, linha de pesquisa:Prevenção em Odontologia pela Universidade Estadual de Ponta Grossa

***Arthur,***

Meu maior projeto de vida, meu presente de Deus.

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

***A Deus,***

Pelo dom da vida e por esta vitória, por estar sempre presente nas alegrias e me dar forças nos momentos difíceis. Por guiar meus passos quando me sinto sem orientação. E por me mostrar todos os dias que as barreiras colocadas no meu caminho, sou capaz de ultrapassá-las.



## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

### *À Minha Família*

Aos meus pais, **Tadeu e Sílvia**,  
Pelo apoio incondicional sempre, pelo amor e dedicação que possibilitaram a  
conclusão de mais esta etapa na minha vida.

À minha irmã, **Karina**,  
Pelo constante apoio nas minhas realizações e pela amizade que nos une.

Ao meu marido, **Junior**  
Pelo amor e companheirismo, por estar sempre presente ao meu lado na luta diária,  
por compreender sempre minha ausência e também pela ajuda na realização deste  
trabalho.

Ao meu filho, **Arthur**  
Pelo seu amor, seu sorriso, sua alegria, por ter vindo num momento tão especial,  
você tornou doce minha vida.

## AGRADECIMENTOS

À **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Denise Stadler Wambier**, pela sua orientação, incentivo, pelos conhecimentos, pela sua pronta disponibilidade, cada momento de atenção dispensado foi de grande importância. E acima de tudo pela sua amizade. Pela nova chance e por acreditar sempre.

À **Universidade Estadual de Ponta Grossa**, na pessoa do seu reitor **Prof. Dr. João Carlos Gomes**, pela oportunidade da realização do mestrado. Pelo incentivador da pesquisa que é, e pela luta sempre pelo melhor curso de pós-graduação.

À **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Osnara Maria Mongruel Gomes**, coordenadora do programa de Pós Graduação em Odontologia, pela preocupação em incentivar a pesquisa odontológica e em particular pela valorosa contribuição com sugestões para este trabalho.

Ao **Prof. Dr. Fábio André dos Santos**, pela disponibilidade e atenção dispensadas na execução da análise estatística deste trabalho bem como na orientação e realização deste. Sua paciência e dedicação foram muito importantes para concretização deste.

A **todos os professores** doutores do Programa de Pós-Graduação, pelos conhecimentos transmitidos.

Ao **Prof. Dr. José Tadeu Dolinski**, pelas correções ortográficas realizadas neste trabalho, pela sua bondade, capacidade e exemplo de docente.

À **Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Gislaine Denise Czulniak**, que desde minha graduação foi essencial para que despertasse em mim a odontopediatria.

À **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Vera Lúcia Bosco**, que tão prontamente aceitou meu convite para que fizesse parte da banca examinadora.

Ao **Prof. Dr. Abraham Lincoln Calixto**, por aceitar fazer parte da banca, bem como as sugestões para finalização deste trabalho.

Ao **Prof. Péricles Cancian**, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, pela disponibilidade e orientação na utilização do rugosímetro.

Ao técnico da Universidade Estadual de Ponta Grossa, **Milton D. Michel**, pela realização das fotos do Microscópio Eletrônico de Varredura.

Aos **colegas de turma**, pela convivência, amizade, troca de conhecimentos e experiências, em especial a **Ana Paula e Michele**, que tornaram mais alegre esta caminhada. E ao **Jimenez**, que de professor hoje se tornou um grande amigo.

À Secretária do Programa de Pós-Graduação **Morgana das Graças Procz dos Santos**, pela paciência com todos, fazendo sempre o possível para me ajudar quando solicitei

Às Bibliotecárias **Maria Luzia Fernandes Bertholino** pelas dicas e pela presteza que realizou a revisão final do trabalho e à **Ivani da Silva** pela rapidez com que fez a busca dos trabalhos para mim.

Aos **funcionário e técnicos** da UEPG sempre dispostos a ajudar.

E a **todos** que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

*“A única coisa sagrada é a insatisfação do homem consigo mesmo e o esforço que faz para ser melhor do que é.”*

Máximo Gorki

Thomassewski MHD. Efeito da escovação simulada sobre cimentos de ionômero de vidro indicados para tratamento restaurador atraumático.[Dissertação Mestrado em Clínica Integrada – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2008.

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi mensurar a perda de massa e as alterações de rugosidade média superficial (Ra) de diferentes cimentos de ionômero de vidro indicados para tratamento restaurador atraumático tendo uma resina composta como material controle, após teste de escovação simulada. As características de superfície antes e após abrasão foram avaliadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os materiais testados foram: Vitro Fil LC<sup>®</sup>, Fuji IX<sup>®</sup>, Vitro Molar<sup>®</sup>, Maxxion R<sup>®</sup>, e a resina composta microhíbrida Filtek Z100<sup>®</sup>. Dez amostras (6mm de diâmetro e 5mm de espessura) de cada material foram confeccionados de acordo com as instruções do fabricante. O teste foi conduzido em uma máquina de escovação simulada, em todas as amostras de todos os materiais, totalizando 20000 ciclos. Antes e após o teste, a massa, rugosidade e análise qualitativa em MEV, de cada material foram aferidas em um balança analítica Shimadzu de 0,0001g de precisão, pelo equipamento Mitutoyo modelo surf-test-301 e pelo microscópio Shimadzu SSX-550 Superscan., respectivamente. Os resultados das variáveis perda de massa e rugosidade foram analisados pelo teste ANOVA de um critério e então o pós-teste para comparações múltiplas de Tukey, com o objetivo de identificar entre quais grupos situavam as diferenças. Para analisar a relação entre perda de massa e rugosidade média foi utilizada a análise de regressão linear. O nível de significância empregado foi de  $\alpha=5\%$  ( $p<0,05$ ), utilizado para todas as análises. Todos os materiais apresentaram diferenças estatísticas de perda de massa entre valores iniciais e finais. A perda de massa em ordem decrescente foi Vitro Fil LC>Maxxion R> Vitro Molar>Filtek Z100>Fuji IX. Os materiais se tornaram mais rugosos exceto o Vitro Molar que apresentou menor rugosidade após teste. Não houve correlação entre perda de massa e rugosidade superficial. Observações ao MEV estavam de acordo com as medidas de rugosidade. Concluindo, os achados deste estudo mostraram que os cimentos de alta viscosidade apresentaram desgaste e rugosidade semelhantes ao material controle e ainda possuem a propriedade de liberar flúor, sendo adequado para tratamento restaurador atraumático. Entretanto, avaliações clínicas são necessárias para melhor indicar esta categoria de material.

**Palavras-chaves:** Cimento de ionômero de vidro. Escovação simulada. Rugosidade. Perda de massa.

Thomaszewski MHD. Effect of Simulated Toothbrushing on Glass Cement Ionomer indicated to Atraumatic Restorative Treatment [Dissertação Mestrado em Clínica Integrada – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2008.

### ABSTRACT

The purpose of this study was to measure mass loss and surface roughness (Ra) changes of different glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment, with a resin composite used as control material, after a simulated toothbrushing test. The surface characteristics before and after abrasion were evaluated using scanning electron microscopy (SEM). The tested materials were: Vitro Fil LC<sup>®</sup>, Fuji IX<sup>®</sup>, Vitro Molar<sup>®</sup>, Maxxion R<sup>®</sup>, and the resin composite Filtek Z100<sup>®</sup>. Ten samples (6mm in diameter and 5mm thick) on all samples from each were prepared according to manufacturers' instructions. Toothbrushing abrasion was performed on all specimens from each of the materials using a simulator. The mass loss, surface roughness and qualitative analysis were assessed before and after 20000 brushstrokes, using Shimadzu analytical balance of 0,0001g accuracy, a Mitutoyo surf-test-301 and Shimadzu SSX-550 Superscan respectively. The measurements of both properties were statistically compared by Anova one-way and then paired t-test and Tukey's test. Correlation between mass loss and surface roughness was calculated. The level of significance was  $\alpha=5\%$  ( $p<0,05$ ). All materials presented a statistically significant mass loss comparing initial and final values. The mass loss in order of decreasing was Vitro Fil LC > Maxxion R > Vitro Molar > Filtek Z100 > Fuji IX. All materials became rougher with the exception of Vitro Molar that presented low roughness after toothbrushing test. There was no correlation between wear and surface roughness and SEM observations were in accordance with the roughness measured. In conclusion, the findings of this study showed that the high viscosity glass ionomer cement presented wear and roughness similar to control material and the fluoride release property, this may be adequate for atraumatic restorative treatment. However, long-term clinical evaluation is necessary to better indicate this category of materials.

**Keywords:** Glass ionomer cement. Simulated toothbrushing. Roughness. Mass loss.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1	- Materiais utilizados e seus fabricantes, número de lote, cor, composição dos materiais, prazos de validade e abreviatura.....	37
Figura 1	- Materiais restauradores empregados nesta pesquisa. A- Resina composta Filtek Z100; B-Cimento de Ionômero de Vidro Convencional Maxxion R; C- Cimento de Ionômero de Vidro de alta viscosidade Vitro Molar; D- Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina Vitro Fil LC; E-Cimento de Ionômero de Vidro de alta viscosidade Fuji IX.....	38
Figura 2	Dentifrício utilizado no experimento e sua composição.....	38
Figura 3	- (A) Molde confeccionado para preparo dos corpos-de-prova; (B) Corpo-de-prova no interior do molde.....	39
Figura 4	Balança utilizada para determinação da massa dos corpos-de-prova	40
Figura 5	Aparelho utilizado na pesquisa (Rugosímetro com unidade de acionamento e registrador e no detalhe o apalpador).....	41
Figura 6	- Leitura distribuída sobre o corpo-de-prova com a ponta palpadora tendo como referência o centro do corpo-de-prova.....	42
Figura 7	- Representação da rugosidade média (Ra) na superfície medido pela altura do perfil acima e abaixo da linha média.....	42
Figura 8	Máquina de escovação: as escovas fixadas alinhadas e paralelas à base; painel digital indicando temperatura, ciclos, velocidade do ciclo, e velocidade da substância injetada.....	43
Figura 9	Posicionamento do corpo-de-prova em relação à matriz, saliente para que não ocorra interferências.....	44
Figura 10	- Esquema exemplificando a seqüência empregada na pesquisa. Corpos-de-prova de cada material utilizado. Verificou-se a rugosidade, aspecto da superfície ao MEV e desgaste (peso) dos corpos-de-prova antes e após serem submetidos à escovação simulada.....	45
Figura 11	- Gráfico da Média e erro padrão da massa dos diferentes materiais ..	47
Figura 12	Gráfico da Comparação da perda de massa individual dos materiais - avaliados no estudo.....	48

Figura 13	- Gráfico da Média e erro padrão da perda de massa (%) dos materiais avaliados após escovação.....	49
Figura 14	- Gráfico da Média e erro padrão da rugosidade dos diferentes materiais.....	49
Figura 15	- Gráfico da Comparação da rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) dos materiais antes e após escovação simulada.....	50
Figura 16	- Gráfico da relação entre as variáveis.....	51
Figura 17	- Fotomicrografia da resina composta Filtek Z100 antes (A) Ra 0,20 $\mu\text{m}$ e após (B) Ra 0,59 $\mu\text{m}$ .....	52
Figura 18	- Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro modificado por resina Vitro Fil LC, antes (A) (Ra 0,40 $\mu\text{m}$ ) e após (B) (Ra 0,70 $\mu\text{m}$ ) escovação simulada.....	52
Figura 19	- Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Fuji IX, antes (A) (Ra 0,42 $\mu\text{m}$ ) e após (B) (Ra 1,23 $\mu\text{m}$ ) escovação simulada.....	52
Figura 20	- Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Fuji IX, antes (A) (Ra 0,42 $\mu\text{m}$ ) e após (B) (Ra 1,23 $\mu\text{m}$ ) escovação simulada.....	53
Figura 21	- Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro convencional Maxxion R, antes (A) (Ra 1,18 $\mu\text{m}$ ) e após (B) (Ra 4,03 $\mu\text{m}$ ) escovação simulada.....	53



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ART	Tratamento Restaurador Atraumático
CIV	Cimento de Ionômero de Vidro
CIV MR	Cimento de Ionômero de Vidro Modificado por Resina
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
ISO	Internacional Organization for Standardization
MF	Massa final
MI	Massa Inicial
ppm	Partes por milhão
HEMA	Hidroxi-etil-metacrilato
Bis-GMA	Bisfenol A Glicidilmetacrilato

## LISTA DE SÍMBOLOS

®	Registrado
µm	Micrômetro
mm	Milimetro
ml	Mililitro
%	Porcentagem
°C	Graus Celsius
g	Grama
min	minutos
h	hora
s	segundos
mW/cm <sup>2</sup>	miliWatts/centimetro quadrado
Hz	hertz
Kg	quilograma
gf	Grama força

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	17
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	20
	2.1 O CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO E O TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO.....	20
	2.2 ESCOVAÇÃO.....	23
	2.3 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À ABRASÃO.....	25
	2.4 AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE.....	30
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	36
<b>4</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	37
	4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	38
	4.2 DETERMINAÇÃO DA MASSA INICIAL.....	40
	4.3 DETERMINAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL INICIAL.....	41
	4.4 ESCOVAÇÃO SIMULADA DOS CORPOS DE PROVA.....	43
	4.5 DETERMINAÇÃO DA MASSA E RUGOSIDADE APÓS ESCOVAÇÃO.....	45
	4.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA.....	46
	4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	46
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	47
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	54
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	62
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	63
<b>APÊNDICE A</b>	Tabelas das médias iniciais e finais da perda de massa e rugosidade média.....	69
<b>APÊNDICE B</b>	Valores em g da pesagem inicial dos materiais.....	71
<b>APÊNDICE C</b>	Valores em g da pesagem final dos materiais.....	73
<b>APÊNDICE D</b>	Valores em $\mu\text{m}$ da rugosidade média inicial dos materiais .....	75
<b>APÊNDICE E</b>	Valores em $\mu\text{m}$ da rugosidade média final dos materiais.....	77

## 1 INTRODUÇÃO

O tratamento restaurador atraumático (ART) apresenta aspectos favoráveis, pois além de manter a integridade dentária colabora para a aceitação dos tratamentos odontológicos, proporcionando mais conforto e menos fobias durante as intervenções. Esse procedimento, chamado também de minimamente invasivo, é seguro e a literatura tem demonstrado melhores resultados em comparação com as intervenções convencionais (Frencken et al.<sup>1</sup>1998, Holmgren et al.<sup>2</sup> 2000, Mount<sup>3</sup> 2003).

Na presença de lesões cavitadas, não acessíveis ao controle adequado do biofilme, a intervenção invasiva se torna necessária. A escolha por procedimentos operatórios conservadores e materiais que permitam longevidade das restaurações é de fundamental importância para minimizar o desgaste da estrutura dental sadia.

O ART foi desenvolvido para solucionar a carência de tratamento restaurador nos países em desenvolvimento, com falta de recursos de toda ordem (ausência de energia elétrica, equipamentos odontológicos, etc). A técnica envolve o uso de instrumentos manuais para acessar a lesão de cárie e remover tecido cariado, empregando na restauração um material adesivo (Holmgren et al.<sup>2</sup> 2000).

O cimento de ionômero de vidro Fuji IX foi elaborado para ser utilizado nas restaurações atraumáticas (Frencken, Songpaisan<sup>4</sup> 1994). Depois dos trabalhos iniciais e com a aceitação dessa técnica no meio odontológico, outros materiais foram testados, objetivando melhorar a qualidade das restaurações. Além disto, esse procedimento alternativo passou a ser empregado em situações diversas (crianças de pouca idade, pacientes com necessidades especiais ou com fobia ao tratamento restaurador convencional), incluindo países desenvolvidos ou locais que dispõem de equipamento odontológico (Holmgren et al.<sup>2</sup> 2000).

Tanto no procedimento convencional quanto no minimamente invasivo, como o ART, é importante o controle do biofilme dental, para que as restaurações sejam mais duradouras, sendo que uma das principais razões biológicas para se restaurar um dente é facilitar o controle de placa (Frencken, Holmgren<sup>5</sup> 2001).

A escovação associada ao dentífrício é o principal método de higiene bucal, trazendo inúmeros benefícios, além da redução na incidência de cáries. No entanto, estudos mostram que os movimentos de escovação associados aos agentes abrasivos presentes nos dentífrícios podem causar desgastes no substrato escovado

(Goldstein, Lerner<sup>6</sup> 1991, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997, Tanoue et al.<sup>8</sup> 1999, Kielbassa et al.<sup>9</sup> 2005), desta maneira há necessidade de se buscar um equilíbrio entre a máxima limpeza e o mínimo desgaste (Braga<sup>10</sup> 2005).

A escovação é uma das principais causas de perda de material utilizado para restauração de lesões cervicais, cariosas ou não (Frazier et al.<sup>11</sup> 1998), dentre eles o cimento de ionômero de vidro (CIV). A perda de material em uma restauração favorece a exposição das margens da cavidade ocorrendo o desenvolvimento de cárie secundária e também alterando a forma anatômica (Braga<sup>10</sup> 2005).

Para que o material restaurador seja considerado ideal deve apresentar textura de superfície lisa e boa resistência à abrasão (Smales, Joyce<sup>12</sup> 1978) semelhante ao esmalte (Heath, Wilson<sup>13</sup> 1976).

O CIV tem uma grande demanda em Odontopediatria devido às suas propriedades altamente favoráveis (Hse et al.<sup>14</sup> 1999), como coeficiente de expansão térmica similar ao da estrutura dentária, adesão ao esmalte e à dentina (Nicholson<sup>15</sup> 1998), biocompatibilidade e liberação de flúor capaz de exercer um efeito cariostático local (Weidlich et al.<sup>16</sup> 2000). Contudo, são susceptíveis à fratura, possuem baixa resistência mecânica ao desgaste. Estas deficiências limitam seu uso apenas em áreas sujeitas a baixo estresse mastigatório (Hse et al.<sup>14</sup> 1999).

A abrasão nas restaurações pode determinar aumento na rugosidade superficial (Smales, Joyce<sup>12</sup> 1978, McCabe<sup>17</sup> 1979, Sulong, Aziz<sup>18</sup> 1990), levando a maior aderência bacteriana, e conseqüentemente à lesões recorrentes de cárie, inflamação gengival, manchamento das restaurações e diminuição de sua longevidade (Yip et al.<sup>19</sup> 2001, Rios et al.<sup>20</sup> 2002).

O teste de escovação *in vitro* é efetivo para conseguir dados comparativos rápidos e confiáveis para avaliar a resistência ao desgaste de materiais restauradores sob condições específicas padronizadas (Rios et al.<sup>20</sup> 2002).

Há concordância na literatura de que os cimentos de ionômero de vidro apresentam rugosidade superficial pior do que as resinas compostas e os amálgamas (Momoi et al.<sup>7</sup> 1997, Turssi et al.<sup>21</sup> 2001) e são menos resistentes à abrasão (Harrington et al.<sup>22</sup> 1982, De Bôer et al.<sup>23</sup> 1985, Dhummarungrong et al.<sup>24</sup> 1994, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997, Domene<sup>25</sup> 1998, Frazier et al.<sup>11</sup> 1998, Rios et al.<sup>20</sup> 2002). Contudo, estudos recentes têm demonstrado que alguns cimentos de ionômero de vidro utilizados na técnica de ART apresentam rugosidade superficial inicial aceitável (Silva, Zuanon<sup>26</sup> 2006, Costa et al.<sup>27</sup> 2007).

Devido à importância do controle do biofilme dental para o sucesso dos tratamentos convencionais e atraumáticos, esta pesquisa *in vitro* avalia o desgaste de materiais restauradores utilizados rotineiramente nos procedimentos de ART, verificando a perda de massa e rugosidade superficial causados pela escovação simulada.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 O CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO E O TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO

O cimento de ionômero de vidro original consistia de uma solução aquosa de ácido poliacrílico a 45% e pó, composto por partículas de vidro de fluoraminosilicato de cálcio (Nicholson<sup>15</sup>1998), os quais reagiam entre si dando origem ao poliacrilato.

A partir desta primeira formulação outras foram surgindo: CIV convencional, CIV modificado por partículas metálicas, CIV modificado por resina (CIV MR), e mais recentemente o CIV de alta viscosidade. A obtenção das propriedades máximas desses materiais requer um adequado conhecimento de sua natureza e indicações (Nicholson<sup>15</sup> 1998).

Os CIV MR contêm componentes iniciadores de polimerização e monômeros resinosos, HEMA ou Bis-GMA, que permitem uma ativação da polimerização por meio da luz (Nicholson<sup>15</sup> 1998), além da reação ácido-base, que ocorre na presa convencional, inerente a todos os CIV, ou seja, o material endurece mesmo na ausência de luz, no entanto, suas propriedades ficam prejudicadas. As propriedades físicas desses cimentos são superiores às dos convencionais, dentre elas a resistência ao desgaste (Croll<sup>28</sup> 1990, Mount<sup>29</sup> 1998) e ainda exibem as vantagens de um tempo de trabalho controlado, facilidade de manipulação e rápido endurecimento, minimizando os problemas de sensibilidade ao acabamento imediato e de desidratação, comuns aos cimentos convencionais. Conservam ainda suas vantagens em relação à redução da microinfiltração, adesão química ao esmalte e à dentina, compatibilidade pulpar e liberação de íons flúor (Weidlich et al.<sup>16</sup> 2000).

Em 1995 o cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade foi introduzido no mercado. Este material foi desenvolvido para uso com o tratamento restaurador atraumático, e indicado para restaurações classe I em molares decíduos e permanentes (Scholtanus, Huysmans<sup>30</sup> 2007).

Os CIV de alta viscosidade apresentam reação de presa semelhante a dos CIV convencionais. Eles possuem partículas menores e em maior número, o que lhes confere resistência à abrasão aumentada, embora a resistência à fadiga ou flexural não tenha melhorado (Frankeneberg et al.<sup>31</sup> 1997). Devido à sua alta viscosidade, suas características manipulativas são similares às do amálgama.

Aranda e Garcia Godoy<sup>32</sup> (1995), avaliaram clinicamente e por meio de microscopia eletrônica de varredura a retenção e o desgaste de cimentos de ionômero de vidro utilizados como selantes de fôssulas e fissuras por um período de 12 meses. Aos 12 meses apenas 20% dos selantes estavam clinicamente evidentes. No entanto a microscopia eletrônica de varredura revelou que apesar de desgaste ter ocorrido o cimento de ionômero de vidro estava no fundo das fôssulas e fissuras em todos os dentes. Nenhuma cárie se desenvolveu nesses dentes. Os resultados mostraram que os cimentos de ionômero de vidro têm potencial em selar fôssulas e fissuras mesmo que visualmente não seja detectado ao exame clínico. Por isso tem sua indicação em pacientes com alto risco à cárie.

Frankenberger et al.<sup>31</sup> (1997), observaram por meio de experiência clínica de 2,5 anos as propriedades físicas de vários cimentos de ionômero de vidro, convencional, modificado por resina, de alta viscosidade e cermet. Verificaram que as propriedades físicas do cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade, e ainda as características de manipulação são similares às do amálgama e têm resistência à abrasão aumentada em comparação com os cimentos de ionômero de vidro convencional, sendo bem indicado como alternativa ao amálgama em tratamento da dentição decídua, especialmente em crianças com alto risco à cárie e que não cooperam que apresentam classe I ou pequenas restaurações de classe II.

Frencken et al.<sup>1</sup> (1998) avaliaram a longevidade de restaurações atraumáticas e selantes de ionômero de vidro, após um período de 3 anos, observaram que 88,3% das restaurações tiveram alta longevidade, sendo um resultado encorajador. Os fracassos foram relacionados a defeitos marginais inaceitáveis (10,2%), perda total da restauração (1,9%) e desgaste excessivo (1,5%). O uso do cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Fuji IX mostrou os melhores resultados.

Anusavice<sup>33</sup> (1999), demonstrou em seu artigo que o ART é uma técnica efetiva em pacientes que têm seu risco de cárie conhecido pelo profissional, como também, naqueles que possuem um controle periódico do tratamento. Isso significa que apenas o tratamento em si não minimiza a cárie e que a redução bacteriana deve ocorrer não só na cavidade como também em toda a boca.

Hse et al.<sup>14</sup> (1999) revisaram o desenvolvimento, composição e propriedades dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Concluíram que, pela sua performance clínica, é promissor como uma boa alternativa para o amálgama e outros materiais convencionais para restaurações em dentes decíduos.



Frencken, Holmgren<sup>34</sup> (1999) observaram que uma grande parte de lesões dentinárias em dentes permanentes podem ser tratadas por meio do ART pois já demonstram uma sobrevida de 3 anos das restaurações com ionômero de vidro e, ainda, esta técnica pode ser considerada uma modalidade de tratamento que somente traz benefícios à população.

Taifour et al.<sup>35</sup> (2002) descreveram a efetividade da técnica ART comparada a restaurações de amálgama na dentição decídua após 3 anos de observação. Os resultados revelaram uma sobrevida de 86% das restaurações realizadas com ionômero de vidro e 79% das realizadas com amálgama. Isto levou os autores a concluir que o ART é uma técnica que melhor se adapta ao tratamento da cárie dentinária em dentes decíduos quando comparado à restaurações com amálgama.

Mandari et al.<sup>36</sup> (2003) avaliaram a efetividade de três tratamentos de cárie dentinária: ART, acesso com equipamento portátil e um acesso convencional. Relatam o sucesso de restaurações oclusais após um período de 6 anos. O acesso de tratamento foi testado em grupos paralelos que foram o convencional feito na universidade, convencional modificado e ART feitos em situação de campo. O índice de sucesso para o amálgama oclusal e CIV foram 72,6% e 72,3% respectivamente. O cimento de ionômero de vidro utilizado foi o Fuji II. Não houve diferenças estatisticamente significantes observadas entre amálgama e CIV ou por ART ou por acesso convencional ou convencional modificado. Não houve também diferenças estatisticamente significantes observadas entre os sucessos de restauração oclusal de ART com CIV e restaurações oclusais convencionais com amálgama. Fraturas nas restaurações, defeitos nas margens e perda de material foram as mais comuns causas de falhas. Cáries secundárias foram observadas nas restaurações 2% em CIV e 10% em amálgama. Concluíram que ART usando CIV é tão eficiente quanto às restaurações convencionais usando equipamentos elétricos e amálgama para tratar lesões em dentina em superfícies oclusais neste período.

Czarnecka et al.<sup>37</sup> (2006) avaliaram os efeitos da remoção de cárie usando instrumentos manuais comparado com instrumentos rotatórios e a influência do ART na qualidade da interface entre CIV, dentina e esmalte. Foi utilizado o Fuji IX ou Ketac Molar, materiais desenvolvidos para ART. Concluíram que a ocorrência de cárie nos dentes altera o comportamento adesivo do cimento de ionômero de vidro naqueles dentes. O método de remoção de cárie (ART ou Convencional) não influencia na qualidade da interface entre CIV tanto na dentina como no esmalte.

Ngo et al.<sup>38</sup> (2006) avaliaram a remineralização de dentina cariada após a restauração de lesão extensa em molar permanente com cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Fuji IX, que contém mais estrôncio do que o CIV tradicional. Foram examinados em MEV que demonstrou penetração de flúor e estrôncio na dentina consistente com processo de remineralização.

Scholtanus e Huysmans<sup>30</sup> (2007) avaliaram a performance do ionômero de vidro de alta viscosidade Fuji IX GP em cavidades classe II após um período de 6 anos de acompanhamento. Os resultados demonstraram que 60% das restaurações ainda estavam com boa adaptação, sem a necessidade de intervenção ou reparo. Porém muitas restaurações apresentavam perda mineral do material (FUJI IX), levando os autores a concluir que estas restaurações quando realizadas com ionômero de vidro são suscetíveis ao desgaste na superfície proximal, retendo placa bacteriana, mesmo que a superfície oclusal esteja em boas condições.

## 2.2 ESCOVAÇÃO

A escovação dos dentes com dentifrício é o método de higiene bucal mais comum praticado pela população de países desenvolvidos. A remoção da placa bacteriana se dá, principalmente, pela atrição mecânica das cerdas da escova com as estruturas dentárias. A função dos dentifrícios é ajudar na escovação, pois o acréscimo de sabor torna a escovação mais prazerosa, tornando-se desta forma mais demorada, e ainda a adição de abrasivos facilita o processo de polimento (Newbrun<sup>39</sup> 1988, Ciancio<sup>40</sup> 1995). Além disso, os dentifrícios são excelentes veículos para o flúor, e muitos deles são aceitos pela *American Dental Association* (ADA) por seu conteúdo de flúor e eficácia anticárie (Ciancio<sup>40</sup> 1995).

Alguns estudos consideram que a escovação com dentifrícios mais abrasivos é mais vantajosa, pois controlaria melhor o manchamento dentário e promoveria uma limpeza mais rápida, evitando danos aos tecidos duros (Saxton<sup>41</sup> 1976). Entretanto, de acordo com Momoi et al.<sup>7</sup> (1997), Tanoue et al.<sup>8</sup> (1999), Kielbassa et al.<sup>9</sup> (2005), os abrasivos dos dentifrícios têm sido relacionados com o desgaste dental (abrasão) e nos materiais resinosos ao longo do tempo, Podem ocasionar também o aumento da rugosidade de superfície de materiais restauradores (Momoi et al.<sup>7</sup> 1997, Tanoue et al.<sup>8</sup> 1999), conduzindo a uma maior retenção de placa bacteriana e pigmentação

dos compósitos. E, portanto, deve haver uma preocupação da classe Odontológica em indicá-los de acordo com necessidade de cada paciente. (Cury<sup>42</sup> 2002).

A falta de conhecimento sobre a abrasividade dos dentífrícios torna difícil para os profissionais da área odontológica orientar seus pacientes sobre qual seria o mais indicado para os seus casos específicos. Parece mais razoável que, de uma maneira geral, as pessoas usem dentífrícios menos abrasivos. De acordo com Cury<sup>42</sup> (2002), cerca de 20 a 50% da composição de um dentífrício possui agentes abrasivos, os quais são de grande importância para garantir limpeza e polimento dental, porém deve existir um limite de abrasividade dos dentífrícios.

No mercado brasileiro, os abrasivos mais usados nos dentífrícios são: carbonato de cálcio e sílica, embora outros possam estar presentes. Uma quantidade alta de abrasivos pode provocar danos aos tecidos duros, tecidos moles e restaurações dentárias (Newbrun<sup>39</sup> 1988).

Muitos benefícios de uma limpeza dentária regular e eficiente têm sido relatados, devido à ação mecânica da escova e propriedades mecânico/química dos dentífrícios. Além da abrasividade causada pela ação mecânica da escovação, os dentífrícios atuam como colaboradores desses efeitos abrasivos tanto no esmalte como nas restaurações (Newbrun<sup>39</sup> 1988, Andrade Junior et al.<sup>43</sup> 1998, Cury<sup>42</sup> 2002).

De Bôer et al.<sup>23</sup> (1985), avaliaram a influência do tamanho da partícula do abrasivo presente no dentífrício e a dureza da escova dental, na abrasão dentinária, *in vitro*. Os dentífrícios usados foram com dois tamanhos de partículas, 7 e 15 µm de diâmetro, para o CaCO<sub>3</sub> e 8 e 13 µm, para o Al (OH)<sub>3</sub>. Os resultados mostraram que a abrasão foi diretamente proporcional ao número de escovações. Além disso, as escovas sem dentífrício não provocaram abrasão e, com dentífrício a escova dura foi 1,4 vezes mais abrasiva do que a macia. Houve diferença significativa entre a taxa de abrasão dos 4 sistemas abrasivos utilizados, sendo a maior abrasão provocada pelos dentífrícios com as maiores partículas abrasivas.

Andrade Junior et al.<sup>43</sup> (1998), avaliaram a abrasividade de diferentes dentífrícios comercializados no Brasil. Foi observado que o grau de abrasão dos dentífrícios apresenta uma grande variação entre as diferentes marcas. As 3 marcas mais abrasivas foram: Close Up com flúor, Colgate Antitártaro e Oral B Dentes e Gengivas, as duas primeiras com dióxido de silício. As 3 marcas menos abrasivas

foram: Colgate MFP. com cálcio, Gessy com flúor e Signal com flúor, todas com carbonato de cálcio.

### 2.3 AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À ABRASÃO

A resistência ao desgaste mecânico é um requisito importante para um material designado para restaurar dentes anteriores e posteriores (Forss et al.<sup>44</sup> 1991).

Pode-se definir desgaste como a perda progressiva de substância, causada por uma ação mecânica (Jones et al.<sup>45</sup> 1972). Clinicamente o desgaste de materiais restauradores pode resultar na alteração da forma anatômica original do material, aumento na rugosidade de superfície, manchamento e retenção de placa. O padrão de desgaste de qualquer material restaurador *in vivo* é influenciado pelo contato com substância dentária, restaurações, alimentos e dentífricos. O processo de desgaste pode envolver contato direto entre superfícies ou resultar da ação de algumas soluções (Mair et al.<sup>46</sup> 1996).

A abrasão na cavidade bucal ocorre de diferentes maneiras, dependendo do local da restauração. As restaurações anteriores são desgastadas principalmente por escovação com dentífrico, enquanto as oclusais são geralmente por compressão de alimentos entre a restauração e o dente antagonista durante a mordida e a mastigação. A abrasão causada pela escovação depende de alguns fatores como tipo de cerda da escova, natureza das partículas abrasivas do dentífrico, o vigor e frequência da escovação. Devido à resistência ao desgaste dos CIV ser considerada inadequada, eles não são materiais indicados para o emprego em regiões sujeitas a grandes esforços mastigatórios e cavidades com envolvimento considerável de estrutura dentária, como classe II, em função da perda gradual de contorno que tem sido mostrada em alguns estudos (Sulong, Aziz<sup>18</sup> 1990).

O desgaste é resultante de vários parâmetros específicos do material em combinação com outros fatores tais como força de contato, força de fricção do contato por deslize, parâmetros químicos e físicos do meio ambiente bucal, tipo de dentífrico empregado, proporção água/dentífrico, tipo de escova, velocidade e pressão aplicada durante a escovação (Rios et al.<sup>20</sup> 2002). As máquinas de teste de desgaste *in vitro* têm sido desenvolvidas com o intuito de simular as condições específicas de estresse bucal e predizer o comportamento de desgaste clínico de um

novo material (Heath, Wilson.<sup>13</sup> 1976), embora alguns autores não concordem que haja esta correlação (Mair et al.<sup>46</sup> 1996).

Dentre os processos de desgaste, a abrasão por escovação constitui uma consideração importante em áreas onde não ocorrem estresse mastigatório. Várias características dos materiais, tais como espaço entre as partículas de carga, tamanho das partículas e grau de polimerização da porção resinosa, têm sido relatadas influenciar na resistência à abrasão (Mair et al.<sup>46</sup> 1996).

Uma maneira de testar a resistência à abrasão consiste em simular o mais próximo possível, em laboratório, a condição a que o material estará submetido em situação clínica. A dureza do material é um dos fatores que afetam o desgaste de superfície, força de mordida, frequência de mastigação, abrasividade da dieta, composição dos líquidos intra-orais, variáveis de temperatura, rugosidade da superfície, propriedades físicas dos materiais, presença de partículas duras de impureza e ação da escovação/dentifrícios são outros fatores que podem afetar o desgaste da superfície (Heath, Wilson<sup>13</sup> 1976).

Ashmore et al.<sup>47</sup> (1972), simularam uma situação laboratorial de escovação sobre a dentina próxima à junção amelodentinária, com uma carga de 75g e uma velocidade de 100 ciclos por minuto, completando-se 1000 ciclos. Os resultados foram obtidos pelo índice entre a taxa de abrasividade do abrasivo considerado em relação ao carbonato de cálcio. Foram investigadas a reprodutibilidade do teste, a influência do carbonato de cálcio e diluente utilizado, e destas avaliações, o tipo de partícula foi diretamente relacionado aos resultados. Concluíram essa análise retrata a condição considerada de forma fácil e satisfatória, sendo uma análise direta e confiável.

Jones et al.<sup>45</sup> (1972), verificaram o desgaste sofrido por diferentes compósitos medindo a perda de massa. Foram padronizados corpos-de-prova de 0,4 g por material, dois grupos diferenciados por tempo foram testados, imediato e após armazenagem em água destilada por sete dias a 37°C. Foi realizada abrasão por vibração durante 3 minutos. Para o primeiro grupo os intervalos de abrasão foram produzidos após 2 horas do preparo, 30 minutos, 21, 22, 23 e 24 horas depois. Concluíram que a maior resistência à abrasão após sete dias pode estar relacionada ao maior grau de polimerização e à estabilização quanto à sorção de água. Foi demonstrado em MEV que as superfícies de alguns dos materiais, antes e após os testes, apresentaram superioridade na qualidade dos compósitos em

comparação ao cimento de silicato utilizado como controle. Foi ressaltada a importância da resistência à abrasão quando associada às demais propriedades dos materiais.

Hefferren<sup>48</sup> (1976), por meio de um método laboratorial determinou a abrasividade de dentifrícios. A dentina seria o principal substrato a ser utilizado para a comparação das abrasividades. Uma série de formas de análise foram propostas para verificar as superfícies abrasionadas, como a perda de massa, a irradiação, o perfilômetro e o MEV. A máquina de escovação simulada foi apresentada com detalhes: a técnica de escovação, o preparo de soluções (abrasivo, glicose e carboximetilcelulose), as escovas selecionadas (de nylon macias), o abrasivo utilizado (pirofosfato de cálcio), irradiação das amostras e manipulação das mesmas. Concluiu que uma correta seqüência destes cuidados levariam a resultados comparativos de forma rápida e simples em laboratório.

Forss et al.<sup>44</sup> (1991), compararam a resistência à abrasão e dureza de superfície de 4 cimentos de ionômero de vidro. Os efeitos da hidratação e desidratação na resistência à abrasão foram estudados. Ketac Fil mostrou a mais alta resistência ao desgaste e o Ketac Silver a mais baixa. Hidratação ou desidratação dos espécimes não influenciou no grau de desgaste dos cimentos convencionais, mas a resistência do Ketac Silver foi aumentada devido à desidratação. Ketac Fil teve o mais alto grau de dureza e o Ketac Silver o mais baixo dos CIVs. O Cermet não mostrou resistência à abrasão melhor do que os CIVs convencionais.

Dhummarungrong et al.<sup>24</sup> (1994), avaliaram o Variglass VLC, Fuji II LC, Ketac-Silver e Z100 pela perda de massa após teste de escovação. Foram utilizados 12 corpos-de-prova de cada material com 6mm de diâmetro e 12 mm de espessura, por 20.000 ciclos de escovação. Os corpos-de prova eram pesados antes e após teste de escovação. Observaram que o VariGlass VLC mostrou a mais alta resistência à abrasão. Uma possível explicação para tal resultado é que as partículas de carga são menores e mais duras do que a dos outros materiais, seguido respectivamente por Z-100, Fuji II LC e Ketac-Silver. Os autores consideram, baseados nos resultados, o VariGlass VLC e o Fuji II LC como materiais de preenchimento alternativos em situações de Classe III e V, mas não os recomendaram para restaurações em áreas de estresse de mastigação.

O trabalho de Schreyger et al.<sup>49</sup> (1994) mostra que a resistência à abrasão dos CIV modificados por resina é inferior aos CIV convencionais.

Iwami et al.<sup>50</sup> (1994) avaliaram a resistência à abrasão dos CIV convencionais e dos CIV modificados por resina e concluíram não haver diferença significativa entre eles.

Attin et al.<sup>51</sup> (1996) avaliaram as propriedades físicas de 4 cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e 2 compômeros que foram comparados com uma resina composta híbrida e um cimento de ionômero de vidro convencional. Mostraram que os CIV modificados por resina embora mais resistentes do que os convencionais, não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Verificaram ainda que o desgaste não está relacionado com a dureza do material, já que também avaliaram esta propriedade. Esperava-se que o coeficiente de desgaste diminuísse com o aumento da dureza, no entanto isto não ocorreu. A resina composta híbrida apresentou a menor resistência ao desgaste e a mais alta dureza superficial.

Momoi et al.<sup>7</sup> (1997) verificaram que o desgaste e a lisura de superfície da resina foram estatisticamente melhores do que todos os outros materiais, CIV MR (Fuji Ionomer II LC; Photac-Fil Aplicap) e convencionais (Fuji Ionomer II; Ketac Fil Aplicap), com exceção do amálgama. Dos CIV, os modificados por resina tiveram menores valores de resistência à abrasão *in vitro* por escovação e de dureza do que os convencionais, o que parece estar relacionado com sua baixa dureza de superfície.

Domene<sup>25</sup> (1998) avaliou o comportamento de diferentes cimentos de ionômero de vidro (CIV): VIDRION R (CIV convencional), Vitremer (CIV modificado por resina) e Variglass (VLCC) (Resina composta modificada por poliácidos ou compômero), pelo método da escovação, pela quantificação da perda de massa. Com escovas de cerda macias (Colgate macia) e dentifício Colgate, simulou-se a escovação totalizando 100.000 ciclos. Ao final da simulação da escovação, todos os materiais apresentaram perda de massa, independente do tipo de cimento de ionômero de vidro. Em ordem crescente de desgaste, foi encontrado: Variglass, Vitremer e Vidrion R. A maior quantidade de partículas inorgânicas incorporadas ao Variglass lhe confere uma maior resistência ao desgaste.

Moldes<sup>52</sup> (1998) avaliou a resistência à abrasão por escovação de resina composta, CIV e compômero, encontrando diferenças significantes somente entre a

resina composta e o CIV. O CIV apresentou o menor desgaste superficial e a resina composta o maior.

E no trabalho de Frazier et al.<sup>11</sup> (1998) os CIV modificados por resina exibiram uma resistência ao desgaste por escovação similar ou superior à das resinas compostas, embora possuam matrizes, método de maturação da matriz e relação química entre matriz e partículas inorgânicas diferentes. As partículas inorgânicas das resinas são silanizadas e as do CIV modificados por resina, não.

Wang<sup>53</sup> em 2001, avaliou o desgaste por abrasão decorrente da escovação simulada de cinco diferentes marcas comerciais de resinas compostas: Solitaire, Surefil, Alert, Prodigy Condensable, Filtek P-60, comparando a 2 grupos controles com partículas micro híbridas (Filtek Z100) e uma micropartícula (Silux Plus), por análise da alteração de massa e da textura superficial. Doze corpos-de-prova de cada material com 5mm de diâmetro e 3 mm de espessura foram confeccionados. Foi realizado 100.000 ciclos de escovação em máquina de escovação simulada. A alteração foi verificada pela diferença das médias de massa inicial e final. A Filtek Z100 apresentou superfície mais lisa que a encontrada inicialmente e, em relação à perda de massa, a Filtek Z100 mostrou valores intermediários sendo constatado perdas de substância na ordem de 1,16%.

Rios et al.<sup>20</sup> (2002) avaliaram materiais utilizados como selantes de fóssulas e fissuras, mostrando que os CIV MR em consistência fluida apresentam maior grau de desgaste e de rugosidade do que os CIV sem alteração da consistência e selante resinoso. E o CIV MR restaurador e o CIV de alta viscosidade revelaram similar resistência ao desgaste e aumento da rugosidade superficial quando comparado ao selante resinoso.

Garcia et al.<sup>54</sup> (2004), mensuraram a perda de massa e as alterações de rugosidade superficial de diferentes marcas de resina composta flow após escovação simulada. Utilizaram a resina composta Filtek Z100 (3M ESPE) e Silux Plus (3M ESPE) como controle. Após 100.000 ciclos de escovação, todos os materiais apresentaram-se mais rugosos. Os materiais testados não foram superiores aos materiais de controle. A Filtek Z100 apresentou menor perda de massa.

Mondelli et al.<sup>55</sup> (2005) avaliaram a resistência ao desgaste de compômeros Dyract (Dentsply), Dyract AP (Dentsply), Compoglass F (Vivadent), Freedom (SDI), F2000 (3M ESPE) submetidos a um teste de escovação simulada de 100.000 ciclos, comparando com as resinas compostas Filtek Z100 (3M ESPE) e Silux Plus (3M



ESPE). Para o teste de abrasão, utilizaram uma máquina com escovas de cerdas macias e uma solução de dentífrico em água deionizada.

A perda de massa foi verificada através da diferença em porcentagem entre a massa inicial (antes da escovação) e massa final (após a escovação), demonstrando que todos os materiais do estudo apresentaram perda de massa. Os compômeros apresentaram maior perda de massa em relação às resinas compostas. Entre os compômeros, Freedom e Dyract AP apresentaram a menor perda, F2000 apresentou a maior alteração de massa sem diferenças estatísticas quando comparado ao Dyract.

Heintze et al.<sup>56</sup> (2006) compararam *in vitro* 3 diferentes métodos de quantificação de desgaste de materiais dentários (perda de volume, perda vertical e perfilômetro), observaram que todos os métodos foram capazes de quantificar o nível de desgaste dos materiais.

Oliveira et al.<sup>57</sup> (2007) avaliaram a resistência à abrasão por alteração de massa e a morfologia superficial através da microscopia eletrônica de varredura de diferentes materiais restauradores temporários: Cavit, IRM, Vidrion, Bioplic. Foi realizada a escovação simulada dos corpos-de-prova para avaliar a resistência à abrasão. A avaliação da morfologia superficial foi realizada em microscópio eletrônico de varredura. Concluíram que dentre os materiais avaliados o Cavit apresentou maior perda de massa após escovação, resultando em uma superfície mais irregular, enquanto não houve diferença na resistência à abrasão e morfologia superficial entre os demais materiais.

## 2.4 AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE

A rugosidade superficial é o conjunto das irregularidades microgeométricas que resultam em uma superfície decorrente da interação com processos de desgaste e que são formadas por numerosos sulcos e ranhuras mais ou menos variáveis em forma, direção e profundidade (Novaski<sup>58</sup> 1994).

Uma superfície é considerada rugosa quando caracterizada por protusões e recessões de grande e pequeno comprimento de onda em relação à linha média. Os rugosímetros modernos proporcionam a facilidade de fazer a filtragem das oscilações de ondas longas. A técnica de filtragem é uma maneira de distinguir entre rugosidade e curvaturas. Um filtro de rugosidade separa os desvios de forma do

perfil de rugosidade. O comprimento de onda do filtro, chamado de “cut-off”, determina o que deve passar e o que não deve passar. No caso da rugosidade, os sinais de baixa frequência caracterizam as ondulações e os de alta frequência a rugosidade; portanto os filtros devem deixar passar os sinais de alta frequência, retendo os de baixa (Novaski<sup>58</sup> 1994).

A rugosidade da superfície é avaliada pela média aritmética de segmentos consecutivos (comprimento de amostragem), que definem o comprimento de medição, ou seja, com base no comprimento das ondulações correspondentes à rugosidade de superfície. O parâmetro Ra  $\mu\text{m}$  é o valor de eleição para o critério de especificação de rugosidade pela ABNT, sendo o mais utilizado de acordo com NBR 6405/19885, que sugere que o comprimento de medição seja equivalente ao mínimo de cinco comprimentos amostrais (Novaski<sup>58</sup> 1994).

O valor Ra é um perfil das irregularidades de uma superfície que se define como o valor médio de uma distância vertical a partir de sua linha central e através de um comprimento de amostra fixada, significa a média de tamanho dos picos e vales encontrados pelo apalpador ao percorrer a superfície do corpo-de-prova (Novaski<sup>58</sup> 1994).

A ação abrasiva dos dentífrícios, o desgaste por esforços mastigatórios, a sorção de água e conseqüente erosão superficial podem contribuir para o aumento da rugosidade dos materiais restauradores no meio bucal (Samuel<sup>59</sup> 1993).

Smales, Joyce<sup>12</sup> (1978), verificaram que os fatores que afetam a textura superficial envolvem os métodos de manipulação e polimento, bem como as alterações ocorridas pelo desgaste. A natureza, número, tamanho, forma de retenção das partículas contidas no material podem afetar a textura superficial.

Também em relação aos testes de rugosidade de superfície como nos de avaliação por perda de massa, os CIV são comparados com a resina composta e o amálgama. O CIV é considerado menos resistente à abrasão e, conseqüentemente, com maior rugosidade superficial do que a resina composta e o amálgama (Sulong, Aziz<sup>18</sup> 1990).

Goldstein, Lerner<sup>6</sup> (1991) avaliaram os efeitos de vários dentífrícios disponíveis no mercado na rugosidade de superfície de resinas compostas.. Concluíram que o Colgate-Winterfresh gel produziu maiores alterações na superfície dos materiais avaliados.

Samuel<sup>59</sup> (1993) avaliou *in vitro* a rugosidade superficial de alguns materiais restauradores submetidos à escovação simulada. Foram utilizadas resinas compostas para dentes posteriores, cimentos de ionômero de vidro e amálgama. Após 30.000 ciclos utilizando o dentífrico Kolynos super branco, observou-se alteração na textura superficial na totalidade dos corpos-de-prova. Houve um aumento de rugosidade em todos os materiais exceto para o amálgama, que diminuiu em relação à rugosidade inicial.

No estudo de Momoi et al.<sup>7</sup> (1997) a lisura de superfície da resina composta apresentou-se estatisticamente maior do que todos os outros materiais, CIV modificados por resina (Fuji Ionomer II LC; Photac-Fil Aplicap) e convencionais (Fuji Ionomer II; Ketac Fil Aplicap), com exceção do amálgama. Observações na microscopia eletrônica mostraram uma significativa e maior rugosidade de superfície para todos os CIV comparados com o amálgama e a resina composta.

Bollen et al.<sup>60</sup> (1997) através de uma revisão de literatura consideraram a rugosidade inicial de diversos materiais intraorais (dente natural, implantes, amálgama, ouro, resina composta, resina acrílica, cimento de ionômero de vidro, compômeros e cerâmicas bem como as mudanças nesta rugosidade de superfície como consequência de diferentes tratamentos. Consideraram o valor de rugosidade de superfície (Ra) crítico para colonização bacteriana de vários materiais dentários ser 0,2  $\mu\text{m}$ . Das resinas compostas testadas, 30% tiveram valores de Ra abaixo de 0,2  $\mu\text{m}$  após polimento mecânico. E em relação aos cimentos de ionômero de vidro dos trabalhos avaliados apenas o Fuji Ionomer II LC resultaram em rugosidade menor que 0,2  $\mu\text{m}$ .

Gladys et al.<sup>61</sup> (1997) compararam a rugosidade de superfície após polimento e a resistência à abrasão, bem como analisaram o tamanho das partículas, dos CIV modificados por resina (Vitremer, Photac Fil, Fuji II LC, Fuji II LC hand mix) e compômeros (Dyract, Variglass, Geristone, Ionosit Fil) com as resinas compostas (Filtek Z100, Silux plus) e CIV convencionais (Ketac Fil e Hi Fi Master Palette). Utilizaram um rugosímetro computadorizado para as avaliações. Os resultados mostraram que após a abrasão por escovação a rugosidade de superfície aumentou para todos os materiais, porém em extensões diferentes, sendo a menor para o Dyract, provavelmente devido ao pequeno tamanho de suas partículas e à ausência de bolhas de ar. A análise morfológica em microscopia eletrônica mostrou a superfície dos CIV convencionais com muitas fendas e porosidades. Para a resina

composta a rugosidade de superfície é determinada, principalmente, pela presença de partículas de carga protruídas acima da matriz resinosa, já a dos CIV convencionais e CIV modificados por resina resulta de ambas porosidades intruídas e partículas de carga protruídas, que se tornam expostas com a abrasão, contribuindo para mais alta rugosidade.

Yip et al.<sup>19</sup> (2001) avaliaram os efeitos do gel flúor fosfato acidulado a 1,23% na superfície de 8 materiais restauradores estéticos, cimento de ionômero de vidro: Chem Flex, Fuji IX, Ionofil Molar; Compômeros: Compoglass F, Dyract AP, Freedom, F2000, e resina composta com partículas de vidro: Ariston pHc. Após a aplicação do gel flúor fosfato acidulado, medidas da rugosidade média superficial e avaliação ao microscópio eletrônico de varredura mostraram aumento significativo na rugosidade, geralmente da resina composta e compômeros em relação ao cimento de ionômero de vidro convencional.

Turssi et al.<sup>21</sup> (2001) avaliaram a rugosidade de superfície de duas resinas compostas (Renamel Microfill e Charisma), 2 compômeros (Compoglass-F and Dyract AP) e 1 CIV modificado por resina (Fuji II LC), submetidos a 100.000 ciclos de escovação. Os resultados mostraram que houve um aumento considerável em Ra para todos os materiais, exceto para a Renamel. Charisma, Renamel, Compoglass-F e Dyract AP que mostraram texturas uniformes, considerando que Fuji II LC exibiu um aumento progressivo na rugosidade de superfície. Entre os materiais testados, a Renamel apresentou a superfície mais lisa, seguida da Charisma e Compoglass-F, que não diferem um do outro. O Fuji II LC apresentou a textura de superfície mais rugosa.

Warren et al.<sup>62</sup> (2002) compararam os efeitos de 3 pastas profiláticas na rugosidade da superfície de resina composta (TPH), compômero (Dyract AP) e cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Fuji IILC). Concluíram que pastas profiláticas têm potencial de aumentar a rugosidade superficial dos materiais avaliados, desta maneira a rotina de polimento de restaurações deve ser evitada.

Silva e Zuanon<sup>26</sup> (2006) avaliaram a rugosidade superficial inicial de 4 CIV convencionais quimicamente ativados: Fuji IX, Ketac Molar, Vidrion R e Vitro Molar, comumente usados para tratamento restaurador atraumático. Os espécimes foram pesados em balança eletrônica analítica. Após estabilização foi realizada a leitura da rugosidade superficial. Os espécimes foram examinados em microscopia eletrônica de varredura com comparações 2 a 2 e mostraram diferenças estatisticamente

significantes entre todos materiais, exceto para Ketac Molar e Vidrion R, que tiveram resultados similares. Considerando estes resultados de rugosidade de superfície os materiais podem ser apresentados na seguinte ordem crescente: Ketac Molar < Vidrion R < Fuji IX < Vitro Molar. Assim Fuji IX, Ketac Molar e Vidrion R apresentaram rugosidade de superfície aceitável, menor que 0,2 µm, após reação de presa enquanto Vitro Molar mostraram mais alta rugosidade de superfície. A análise em microscopia eletrônica mostrou que todos os CIV convencionais apresentaram bolhas, incluídas na manipulação do matéria e fendas na superfície forma produzidas durante o processo de preparo das amostras em MEV.

Costa et al.<sup>27</sup> (2007) avaliaram a influência da escovação na rugosidade superficial inicial e final e a dureza Knoop de quatro cimentos de ionômero de vidro (CIV) preconizados para Tratamento Restaurador Atraumático (TRA). Foram confeccionados 16 amostras com 7 mm de diâmetro por 2,5 mm de espessura do Ketac Molar<sup>TM</sup> Easymix (KM), Vitro Molar (VM), Magic Glass<sup>R</sup> (MG) e Chem Flex<sup>TM</sup> (CF). A rugosidade superficial e a dureza Knoop foram verificadas antes e após as amostras serem submetidas a 30.000 ciclos em uma máquina de escovação. Na rugosidade superficial antes e após a escovação o KM apresentou menor rugosidade. Em se tratando de dureza Knoop o KM obteve a maior média antes e após a escovação. Os outros materiais tiveram um aumento de dureza depois da escovação. Concluíram que o Ketac Molar foi o que obteve as melhores propriedades mecânicas.

Alves, Catirse<sup>63</sup> (2007) avaliaram *in vitro* a rugosidade superficial de resinas compostas diretas (Charisma e Filtek Supreme) submetidas à ação de diferentes dentífrícios (Forever Bright, colgate Carbonato de Cálcio e Colgate Gel) por meio de escovação manual, utilizando-se escova dental Colgate cerdas macias. Os espécimes foram escovados 3 vezes ao dia para a realização das leituras (inicial, 7 dias, 14 dias, 21 dias). Concluíram que a rugosidade superficial de resinas compostas é influenciada pela associação do tipo de dentífrício e de resina.

Braga<sup>10</sup> (2005) avaliou os efeitos de bebidas de baixo pH e da escovação dental simulada sobre materiais restauradores utilizados em lesões cervicais cariosas: resinas compostas, resinas flow, compômeros, cimentos de ionômero de vidro modificado por resina. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi o que apresentou maior alteração de rugosidade superficial após imersão em

bebida ácida, seguida de escovação simulada. E a maior alteração de peso ocorreu para o compômero.

Sadaghiani et al.<sup>64</sup> (2007) avaliaram a alteração da rugosidade da superfície dos cimentos de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, Compoglass e Dyract) em associação da escovação com o uso de enxaguatórios bucais. Metade das amostras foram expostas aos enxaguatórios bucais (Plax, Macleans, Listerine, Corsodil e água destilada como controle). A outra metade das amostras foi exposta ao enxaguatório e à escovação. A rugosidade inicial e as subseqüentes foram verificadas em MEV e perfilômetro. Observaram que há um aumento na rugosidade da superfície dos cimentos de ionômero de vidro modificado por resina (Vitremer, Compoglass e Dyract)

### **3 PROPOSIÇÃO**

Este trabalho teve como objetivo avaliar *in vitro* a resistência à abrasão dos cimentos de ionômero de vidro indicados para Tratamento Restaurador Atraumático à ação da escovação simulada com dentifrício, por meio da alteração de massa, alteração de rugosidade e análise de superfície por microscopia eletrônica de varredura.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo *in vitro* avaliou a resistência à abrasão de 5 materiais que podem ser utilizados no tratamento restaurador atraumático. Optou-se pelo uso de uma resina composta microhíbrida (FILTEK Z100<sup>®</sup>), um ionômero de vidro modificado por resina (VITRO FIL LC<sup>®</sup>), dois ionômeros de vidro convencionais de alta viscosidade (FUJI IX<sup>®</sup> e VITRO MOLAR<sup>®</sup>) e um ionômero de vidro convencional MAXXION R<sup>®</sup>), conforme descrição do quadro 1.

Foram confeccionados corpos-de-prova dos materiais, os quais foram submetidos à escovação simulada com dentífrício (Colgate MFP/ Colgate-Palmolive, Co. Osasco- SP, Brasil), objetivando verificar o desgaste produzido, incluindo dois parâmetros: perda de massa e rugosidade. O grupo G1 (controle), considerado mais resistente, foi incluído para comparação com os grupos G2, G3, G4 e G5, de materiais ionoméricos, considerados mais susceptíveis ao desgaste.

Produto	Fabricante	Lote	Cor	Composição dos materiais	Validade	Abreviatura adotada
<b>G1-</b> Filtek Z100	3M ESPE (St. Paul)	7PR	A3	Zircônia/sílica, sílica coloidal, Bis GMA/TEGDMA	02/2010	Z
<b>G2-</b> Vitro Fil LC (Modificação por Resina)	DFL (RJ,Brasil)	07050640	A3	Pó: silicato de estrôncio-alumínio, carga, ativadores e óxido de ferro Líquido: 2- Hidroxietil metacrilato, solução aquosa de ácido poliacrílico e tartárico, peróxido de benzoíla e canforoquinona	01/2009	VF
<b>G3-</b> Fuji IX (Alta viscosidade)	GC Corporation (Tóquio, Japão)	0602071	A3	Pó: 95% aluminofluorsilicato de vidro e 5% de ácido poliacrílico em pó Líquido:50% água destilada, 40% ácido poliacrílico e 10% ácido carboxílico	02/2009	FIX
<b>G4-</b> Vitro Molar (Alta viscosidade)	DFL (RJ, Brasil)	07010022	A3	Pó:silicato de bário e alumínio, ácido poliacrílico desidratado, óxido de ferro, Líquido: ácido poliacrílico, tartárico e água destilada	01/2010	VM
<b>G5-</b> Maxxion R (Convencional)	FGM (Joinville – Santa Catarina)	300607	A3	Após manipulado: aminofluorsilicato de vidro, ácido policarboxílico, fluoreto de cálcio e água	06/2009	MA

Quadro 1 – Materiais utilizados e seus fabricantes, número de lote, cor, composição dos materiais, prazos de validade e abreviatura.



Na figura 1 e 2 estão os materiais empregados neste estudo, todos eles podem ser encontrados no mercado nacional.



Figura 1- Materiais restauradores empregados nesta pesquisa. A- Resina composta Filtek Z100; B-Cimento de Ionômero de Vidro Convencional Maxxion R; C- Cimento de Ionômero de Vidro de alta viscosidade Vitro Molar; D- Cimento de Ionômero de Vidro modificado por resina Vitro Fil LC; E-Cimento de Ionômero de Vidro de alta viscosidade Fuji IX.



Figura 2 – Dentifício utilizado no experimento e sua composição

#### 4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Para o preparo dos corpos-de-prova, foi confeccionado um cilindro metálico de 25 mm de diâmetro, com um orifício central de 10 mm (Figura 3A). Neste orifício foi adaptado um tubo de nylon recortado (5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro

interno) que serviu de molde para a inserção dos materiais restauradores (Figura 3B). Depois, este conjunto foi adaptado à matriz da máquina de escovação.

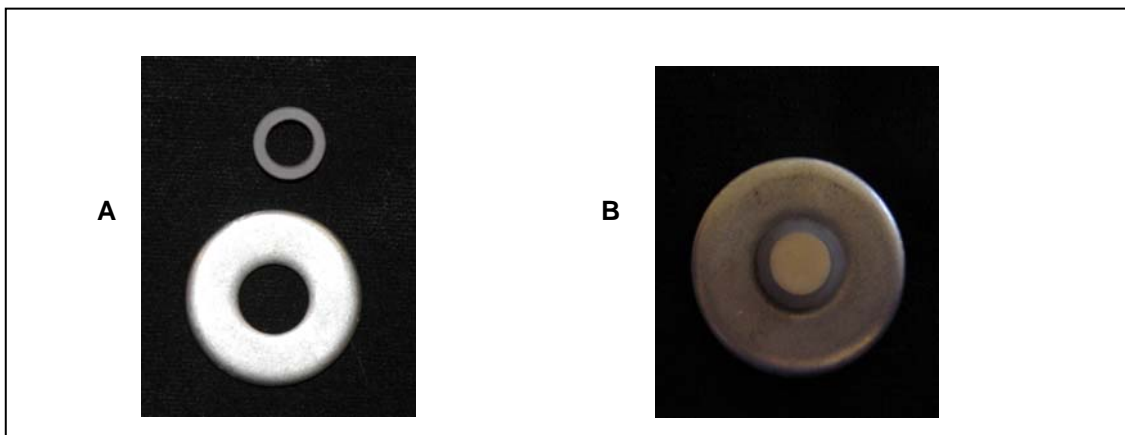


Figura 3 – (A) Molde confeccionado para preparo dos corpos-de-prova; (B) Corpo-de-prova no interior do molde.

Os corpos-de-prova apresentavam 5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro, sendo confeccionados 50 corpos de prova, 10 de cada material.

Para o preparo da resina composta microhíbrida Filtek Z100<sup>®</sup>, utilizou-se a técnica incremental (1 mm cada porção), com o auxílio de espátula de inserção. Uma tira de poliéster foi aplicada sobre a última camada de material, que foi comprimido com uma placa de vidro para extravasar o excesso, sendo em seguida fotopolimerizado por 40s. A polimerização foi realizada por uma unidade de luz halógena (Optilux 401 Demetron – Kerr, EUA). Aferido em 660 mW/cm<sup>2</sup> com auxílio de um radiômetro (Demetron Reseach Corp.).

Para a confecção dos corpos-de-prova do ionômero de vidro modificado por resina (Vitro Fil LC<sup>®</sup>) inseriu-se incrementos de aproximadamente 1,5 mm de espessura. A polimerização foi realizada com o mesmo aparelho utilizado para fotopolimerizar os corpos-de-prova de resina pelo tempo recomendado pelo fabricante (40s). Para os cimentos de alta viscosidade e convencional (FUJI IX<sup>®</sup>, Vitro Molar<sup>®</sup> e Maxxion R<sup>®</sup>), que não exigem fotopolimerização, a inserção foi realizada em incremento único, todos manipulados de acordo com a instrução do fabricante. Os cimentos de ionômero de vidro foram inseridos no molde com auxílio de uma seringa Centrix (Centrix Inc.Shelton, CT). Após completo preenchimento, o CIV era coberto com tira de poliéster (K-Dent, Quimidrol, Santa Catarina) e então pressionado contra uma lâmina de vidro, por 1 minuto, para deslocamento do

excesso de material. Depois aguardava-se a geleificação. Este procedimento foi realizado com objetivo de padronizar a superfície dos materiais.

Durante a confecção das amostras, foram mantidas as condições ambientais de temperatura e umidade exigidas pela especificação própria emitida pela ADA<sup>65</sup> (American Dental Association)

Este procedimento foi realizado com objetivo de padronizar a superfície dos materiais.

Os corpos-de-prova foram armazenados durante 7 dias em água destilada em estufa a 37° C, em recipientes individuais identificados.

#### 4.2 DETERMINAÇÃO DA MASSA INICIAL

Após 7 dias de armazenamento, os corpos-de-prova foram secos com papel absorvente por 30 segundos e em seguida pesados em uma balança de precisão (Shimadzu do Brasil LTDA, modelo AW 220, número de série D451700026, cap. 220g, sens.0,0001g-). A pesagem foi realizada até alcançar-se estabilidade da massa do corpo-de-prova (Türkün, Türkün<sup>66</sup> 2004, Wang<sup>53</sup> 2001), com variação aceitável de no máximo de 0,0002g. Quando eram obtidos valores estáveis, o que ocorreu após seis pesagens consecutivas, registrava-se a média das 3 últimas pesagens como valor inicial da massa (MI) (Mondelli et al.<sup>55</sup> 2005).

Os corpos-de-prova foram manipulados com pinça clínica, evitando-se contato com as mãos, o que poderia contaminar a amostra com oleosidade, capaz de interferir nos resultados.



Figura 4– Balança utilizada para determinação da massa dos corpos-de-prova

### 4.3 DETERMINAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL INICIAL

A rugosidade foi verificada após o período de armazenamento (7 dias) dos corpos-de-prova, utilizando-se um rugosímetro de contato (Mitutoyo modelo surfrest-301. Nº de série 15700438. Japão). O rugosímetro foi calibrado pelo resultado da placa padrão em 9,5 para Rt (Rugosidade total) e 2,95 para Ra (Rugosidade média).

Os aparelhos para avaliação da textura superficial são compostos das seguintes partes:

- Apalpador – Também chamado de “pick-up”, desliza sobre a superfície que será verificada, levando os sinais da agulha apalpadora, de diamante, até o amplificador.
- Unidade de acionamento – Desloca o apalpador sobre a superfície, numa velocidade constante e por uma distância desejável, mantendo-o na mesma direção.
- Registrador – é um acessório do amplificador (em certos casos incorpora a ele) e fornece a reprodução, em papel, do corte efetivo da superfície.

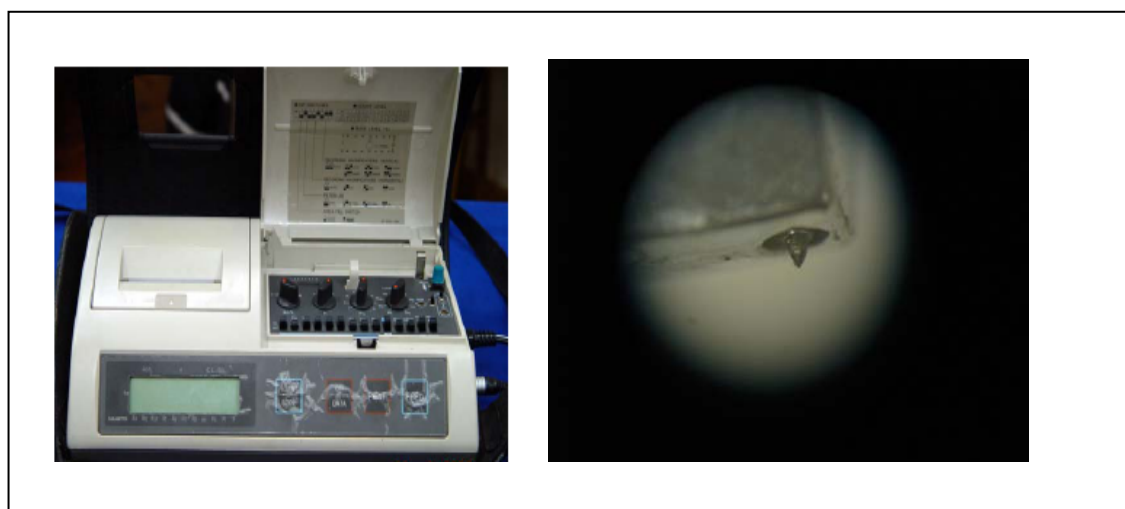


Figura 5- Aparelho utilizado na pesquisa (Rugosímetro com unidade de acionamento e registrador e no detalhe o apalpador)

Foram realizadas cinco leituras distribuídas sobre o corpo-de-prova, radialmente com a ponta apalpadora tendo como referência o centro do corpo-de-prova, tentando desta forma abranger o máximo de sua extensão, para medição da

rugosidade média aritmética (Ra) (Ansenjo-Martinez<sup>67</sup> 2004), conforme mostra figura 6.

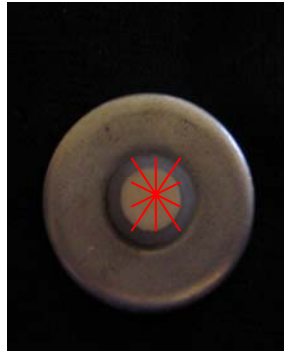


Figura 6 – Leitura distribuída sobre o corpo-de-prova com a ponta palpadora tendo como referência o centro do corpo-de-prova

A rugosidade média (Ra) foi obtida calculando-se a média aritmética dos valores absolutos das ordenadas de afastamento ( $y_i$ ), dos pontos do perfil de rugosidade em relação à linha média, dentro do percurso de medição ( $l_m$ ). Essa grandeza pode corresponder à altura de um retângulo, cuja área é igual à soma absoluta das áreas delimitadas pelo perfil de rugosidade e pela linha média, tendo por comprimento o percurso de medição ( $l_m$ ). Ou seja, se colocarmos acima da linha média todos os valores do perfil de rugosidade e calcularmos a nova média das áreas, tem-se o valor de Ra (Novaski<sup>58</sup>, 1994).

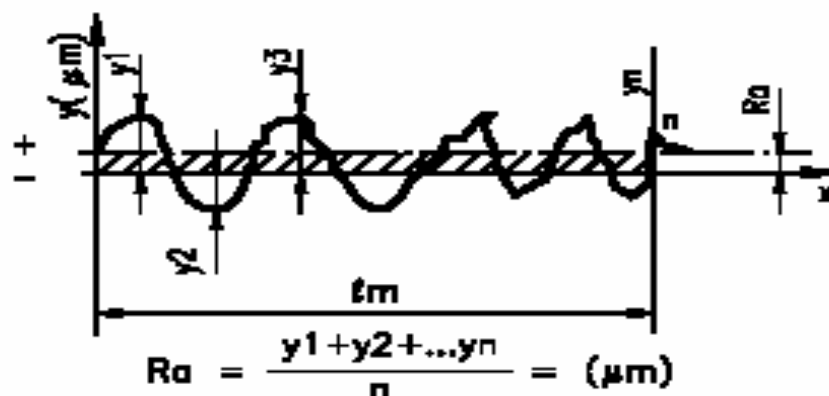


Figura 7- Representação da rugosidade média (Ra) na superfície medido pela altura do perfil acima e abaixo da linha média

#### 4.4 ESCOVAÇÃO SIMULADA DOS CORPOS-DE-PROVA

Os corpos-de-prova foram submetidos a 20.000 movimentos de escovação em uma máquina desenvolvida para esse procedimento (MSEt – 1500W de potência e tensão de 220 Vac-60 HZ + terra, peso aproximado de 70 Kg). O número de movimentos aplicados com a carga de 400 gf, corresponde a dois anos de escovação (Momoi et al.<sup>7</sup> 1997, Kawai et al.<sup>68</sup> 1998, Tanoue et al.<sup>8</sup> 1999).

O equipamento consiste de um motor que produz movimentos de vai-vem em dez braços, nos quais são fixadas as cabeças das escovas dentais (Colgate Classic – Colgate-Palmolive, Co., Osasco-SP, Brasil), permitindo a escovação simultânea de dez corpos-de-prova. A base do equipamento é de aço inoxidável e possui dez dispositivos independentes para o posicionamento dos corpos-de-prova. As cabeças das escovas dentais foram fixadas de forma a garantir seu alinhamento paralelo à base.

A máquina possui um sensor de temperatura que viabiliza a escovação a 37° C  $\pm$  0,3° C, por meio de um monitoramento livre de interferência externa através de uma cúpula de vidro.



Figura 8– Máquina de escovação: as escovas fixadas alinhadas e paralelas à base; painel digital indicando temperatura, ciclos, velocidade do ciclo, e velocidade da substância injetada

Os corpos-de-prova foram escovados com dentífrico diluído (Colgate MFP- Colgate Palmolive, Co. Osasco-SP, Brasil. Composição: 1450 ppm de Flúor, carbonato de Cálcio, Lauril Sulfato de Sódio, Sacarina Sódica, Pirofosfato Tetrassódico, Silicato de Sódio, Sorbitol, Carboximetilcelulose, Metilparabeno,

Propilparabeno, aroma e água. Monofluorfosfato de sódio–MFP). O dentífrício foi pesado e diluído em água destilada no interior de um Becker de acordo com a especificação da ISO 14569-1 (International Organization for Standardization<sup>69</sup> 1999) na proporção de 1:2 em peso, com o objetivo de simular a diluição que ocorre na boca pela saliva e, conseqüentemente, reduzir a ação de atrito pela sedimentação do abrasivo (Ansenjo-Martinez<sup>67</sup> 2004). Depois de diluído, o dentífrício foi colocado em seringas injetoras adaptadas à máquina de escovação.

O dentífrício Colgate MFP foi escolhido por ser consumido em larga escala no comércio nacional (Wang<sup>53</sup> 2001), classificado como de média abrasividade (Andrade Junior<sup>3</sup> et al.<sup>43</sup> 1998).

A máquina de escovação foi regulada para que fosse injetada 2ml da solução a cada 2 minutos em uma velocidade de 4,5 ciclos/s, também ajustado em um sensor específico do equipamento. (Ansenjo-Martinez<sup>66</sup> 2004, Wang<sup>53</sup> 2001).

Durante a escovação, a temperatura foi mantida em 37° C e a amplitude de excursão dos movimentos foi de 20 mm, compatível com a dimensão dos corpos-de-prova (Ansenjo-Martinez<sup>67</sup> 2004).

Durante a escovação dos corpos-de-prova, observou-se a necessidade de posicioná-los de forma a estarem salientes em relação à matriz (Harrington et al.<sup>22</sup> 1982), eliminando qualquer interferência como a escovação da matriz e não do corpo-de-prova.

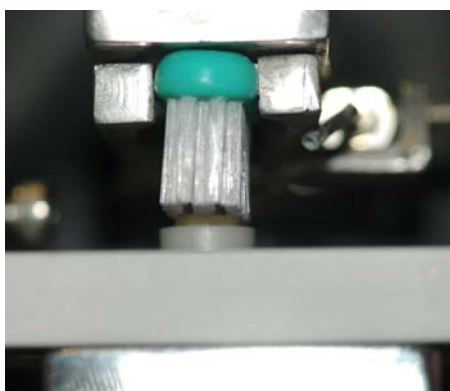


Figura 9 - Posicionamento do corpo-de-prova em relação à matriz, saliente para que não ocorra interferências.



Após a realização da escovação, os espécimes foram levados a uma cuba ultra-sônica durante 10 min para remoção das partículas abrasivas do dentifrício. Então, os corpos-de-prova permaneceram armazenados como já descrito.

#### 4.5 DETERMINAÇÃO DA MASSA E RUGOSIDADE APÓS ESCOVAÇÃO

A verificação da massa e rugosidade antes e após escovação forneceu valores para calcular o desgaste sofrido pelos materiais empregados.

Os corpos-de-prova foram retirados dos seus recipientes e secados para as análises finais. Da mesma forma descrita para a verificação do peso inicial, após 7 dias de armazenamento, fazia-se nova pesagem até encontrar estabilidade no peso, com variação máxima de 0,0002g. Depois de 6 pesagens consecutivas, foi registrado o valor encontrado, a média dos 3 últimos valores registrados. As diferenças entre os valores iniciais e finais representaram a alteração de massa dos corpos-de-prova.

A análise da rugosidade de superfície das amostras foi feita quantitativamente, pelo rugosímetro, sendo que para cada superfície, foram realizadas 5 leituras, aleatoriamente, para abranger toda a extensão.

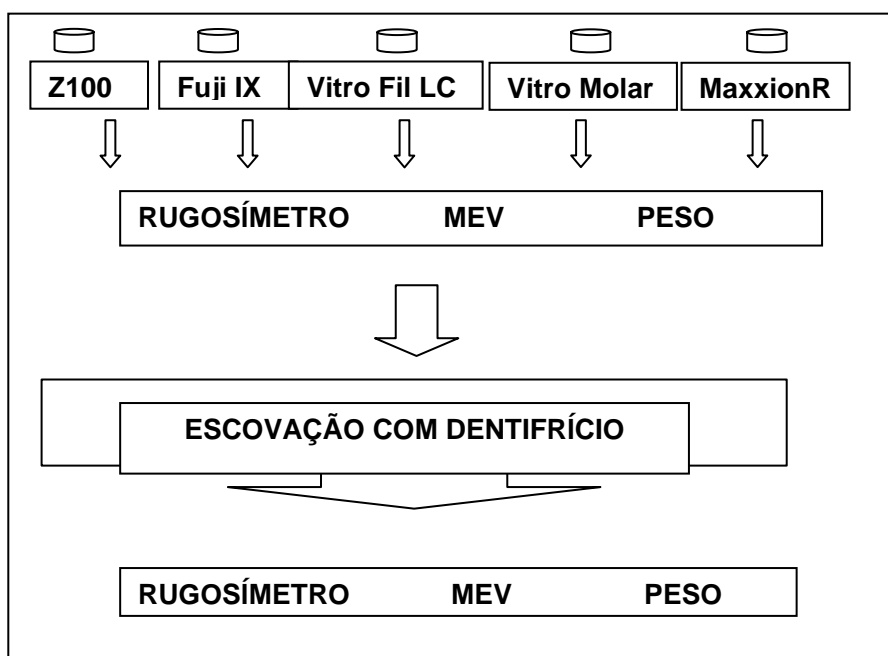


Figura 10- Esquema exemplificando a seqüência empregada na pesquisa. Corpos-de-prova de cada material utilizado. Verificou-se a rugosidade, aspecto da superfície ao MEV e desgaste (peso) dos corpos-de-prova antes e após serem submetidos à escovação simulada.

#### 4.6 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)



O estudo em MEV foi empregado para uma análise descritiva da superfície dos corpos-de-prova, sendo incluídos um total de 10, dois de cada material, para verificar o aspecto antes e após escovação.

Os corpos-de-prova foram metalizados em um aparelho Shimadzu C-50 por 10 minutos. Posteriormente, as imagens foram obtidas por meio do Microscópio Eletrônico de Varredura Shimadzu SSX-550 Superscan, na potência de 20 Kv, em aumento de 500 vezes.

#### 4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Previamente os dados das variáveis perda de massa e rugosidade média foram testados para verificação da normalidade (teste de D'Agostino & Pearson) e também a equivalência das variâncias (teste de Bartlett). Após essa etapa, para os resultados da variável perda de massa foi aplicado a análise de variância (ANOVA) de um critério. Para a variável rugosidade média ( $R_a$ ), foi realizada previamente a transformação dos valores em logaritmos devido a distribuição não apresentar-se normal, Em seguida foi aplicado ANOVA de um critério. Quando detectadas diferenças significativas entre os grupos foi realizado o pós-teste para comparações múltiplas de Tukey, com o objetivo de identificar entre quais grupos situavam-se as diferenças.

Para analisar a relação entre perda de massa e rugosidade média foi utilizada a análise de regressão linear, considerando como variável dependente a rugosidade e variável independente a perda de massa.

O nível de significância empregado foi de  $\alpha=5\%$  ( $p<0,05$ ), utilizado para todas as análises.

O programa utilizado foi o GraphPad Prism versão 5.00 for Windows (GraphPad Software, San Diego California USA).

## 5 RESULTADOS

## 5.1 PERDA DE MASSA

As comparações entre os pesos iniciais entre os grupos mostraram diferenças significantes ( $p < 0,05$ ), sendo também observada a mesma condição para os pesos finais (Figura 11A e 11B).

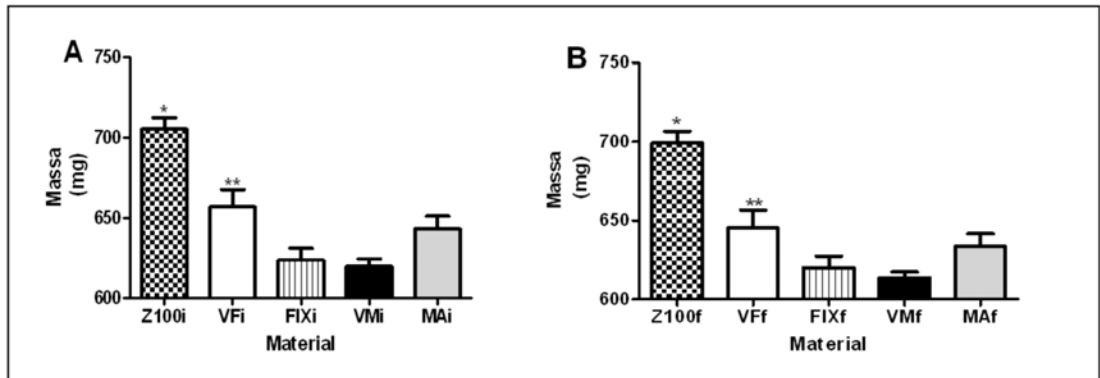


Figura 11- Média e erro padrão da massa dos diferentes materiais (Z100- Resina Z100; VF- Vitro Fil; FIX- Fuji IX; VM- Vitro Molar; MA- Maxxion). (A) Massa inicial, diferenças significativas entre os grupos ( $p < 0,0001$ ). \* $p < 0,001$  e todos demais materiais; \*\* $p < 0,05$  com FIX, VM e Z100. (B) Massa final, diferenças significativas entre os grupos ( $p < 0,0001$ ). \* $p < 0,001$  e todos demais materiais; \*\* $p < 0,05$  com VM e Z100. ANOVA 1 critério com pós teste de Tukey.

O teste-t pareado indicou que após a análise de abrasão, todos os materiais sofreram perda de massa significativa ( $p < 0,05$ ). (Figura 12).

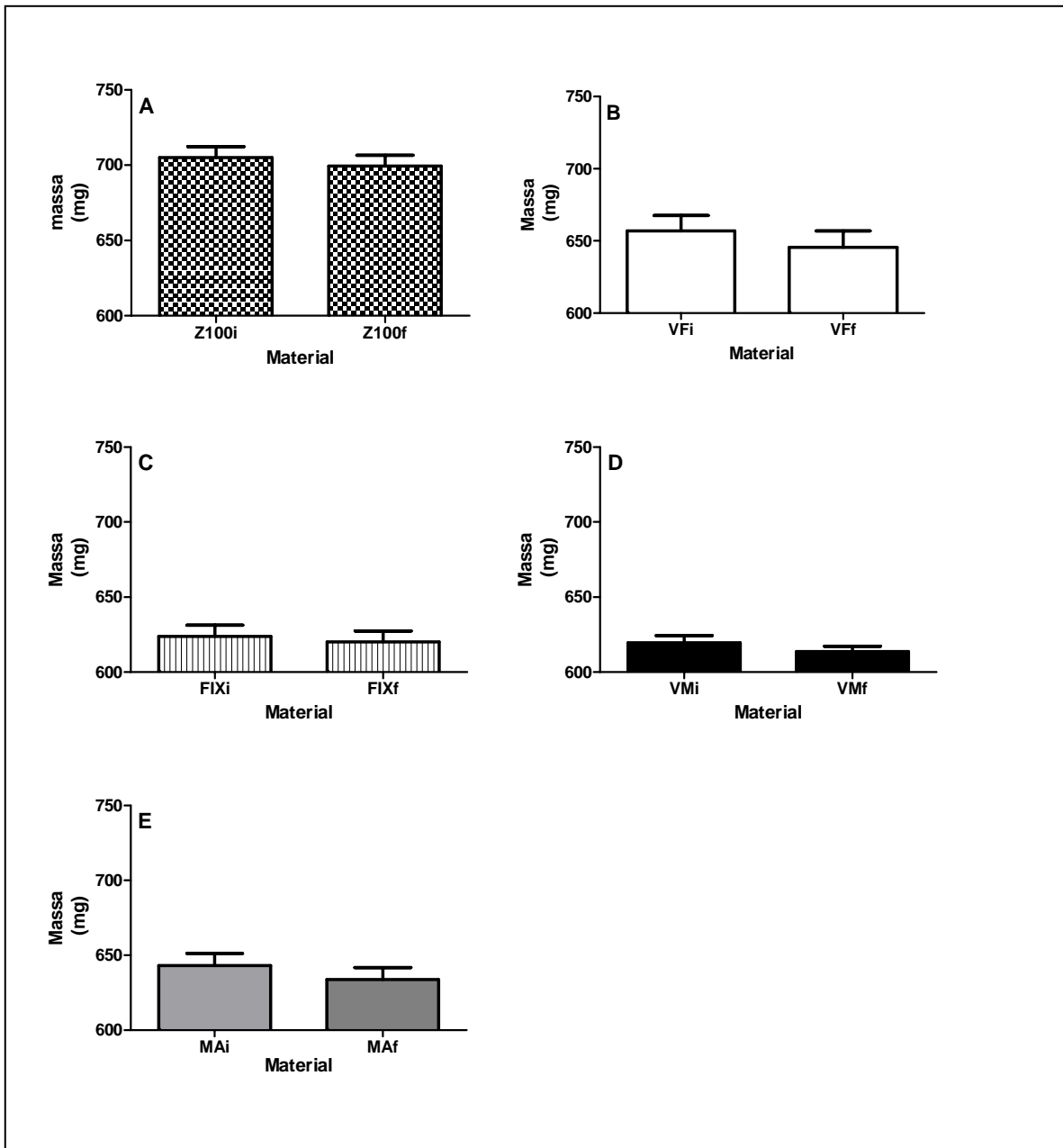


Figura 12 - Comparação da perda de massa individual dos materiais avaliados no estudo - (A)-Filtek Z100; (B)-Vitro Fil LC; (C)-Fuji IX; (D)-Vitro Molar e (E)-Maxxion R. Todos os materiais apresentaram perda de massa estatisticamente significativa após teste de abrasão ( $p < 0,05$ ). Teste t student pareado.

Em relação à resina composta utilizada como controle Filtek Z100, a perda de massa em ordem decrescente foi: Vitro Fil LC > Maxxion R > Vitro Molar > Filtek Z100 > Fuji IX.

Vitro Fil LC apresentou maior perda de massa 1,75%; enquanto o Fuji IX a menor 0,59%. A perda de massa dos materiais em porcentagem está ilustrada na figura 13.

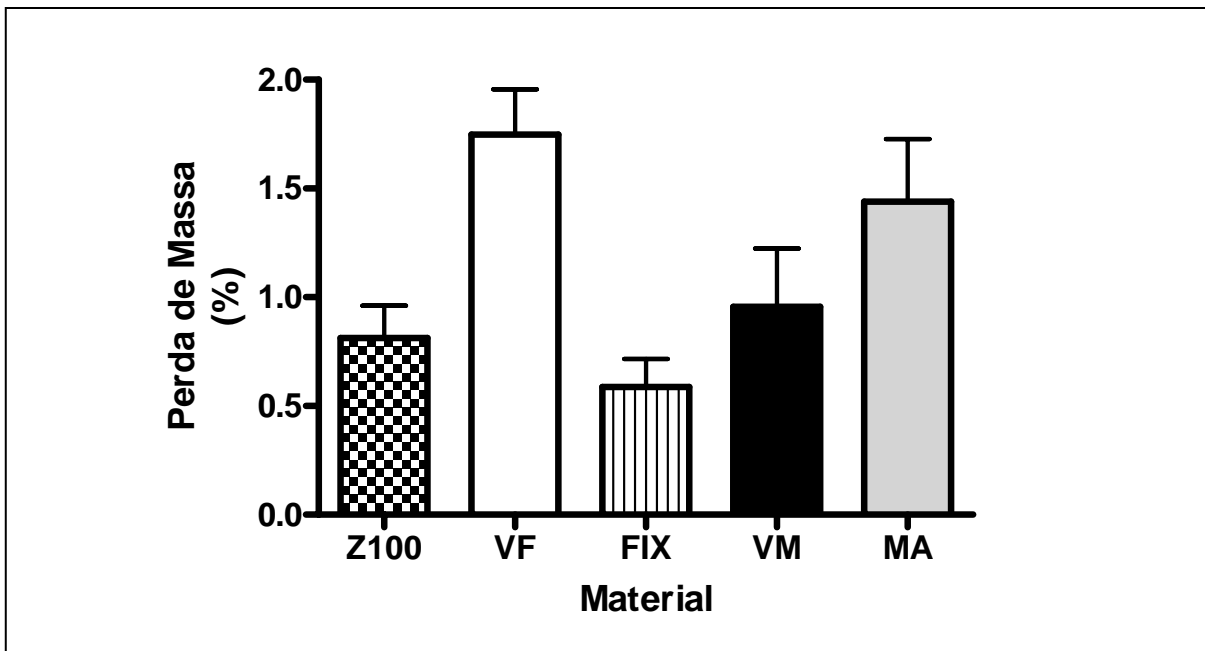


Figura 13 – Média e erro padrão da perda de massa (%) dos materiais avaliados após escovação. Z100- Resina Z100; VF- Vitro Fil; FIX- Fuji IX; VM- Vitro Molar; MA- Maxxion.

## 5.2 ALTERAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL

As comparações entre a rugosidade média inicial entre os grupos mostraram diferenças significantes, sendo também observada a mesma condição para a rugosidade final (Figura 14)

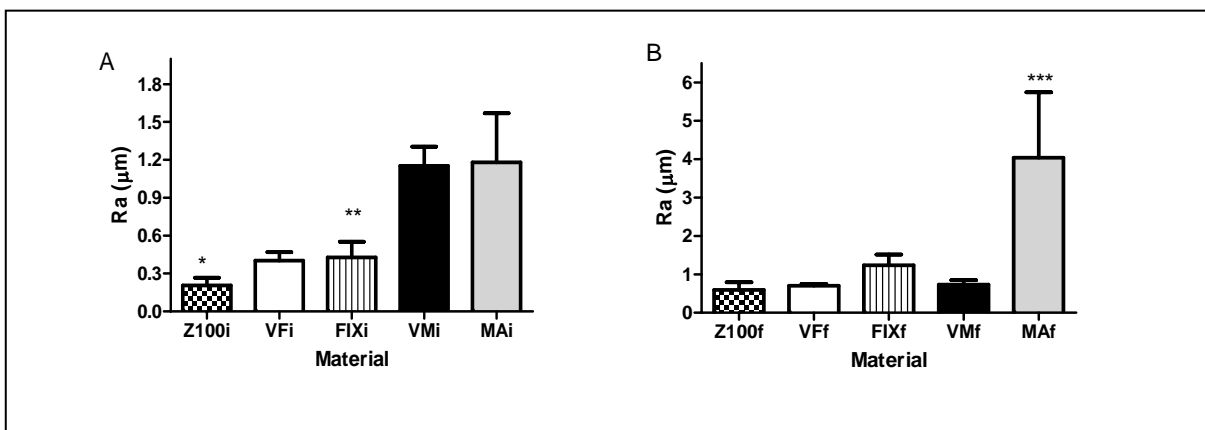


Figura 14- Média e erro padrão da rugosidade dos diferentes materiais (Z100- Resina Z100; VF- Vitrofil; FIX- Fuji IX; VM- Vitro Molar; MA- Maxxion). (A) Rugosidade inicial, diferenças significativas entre os grupos ( $p < 0,0001$ ). \* $p < 0,001$  com VM e MA; \*\* $p < 0,05$  com VM e MA. (B) Rugosidade final, diferenças significativas entre os grupos ( $p < 0,05$  – ANOVA); \*\*\* $p < 0,05$  com VF, VM e Z100. ANOVA 1 critério com pós teste de Tukey.

Os resultados da alteração da rugosidade de superfície após escovação simulada pode ser observado na figura 15.

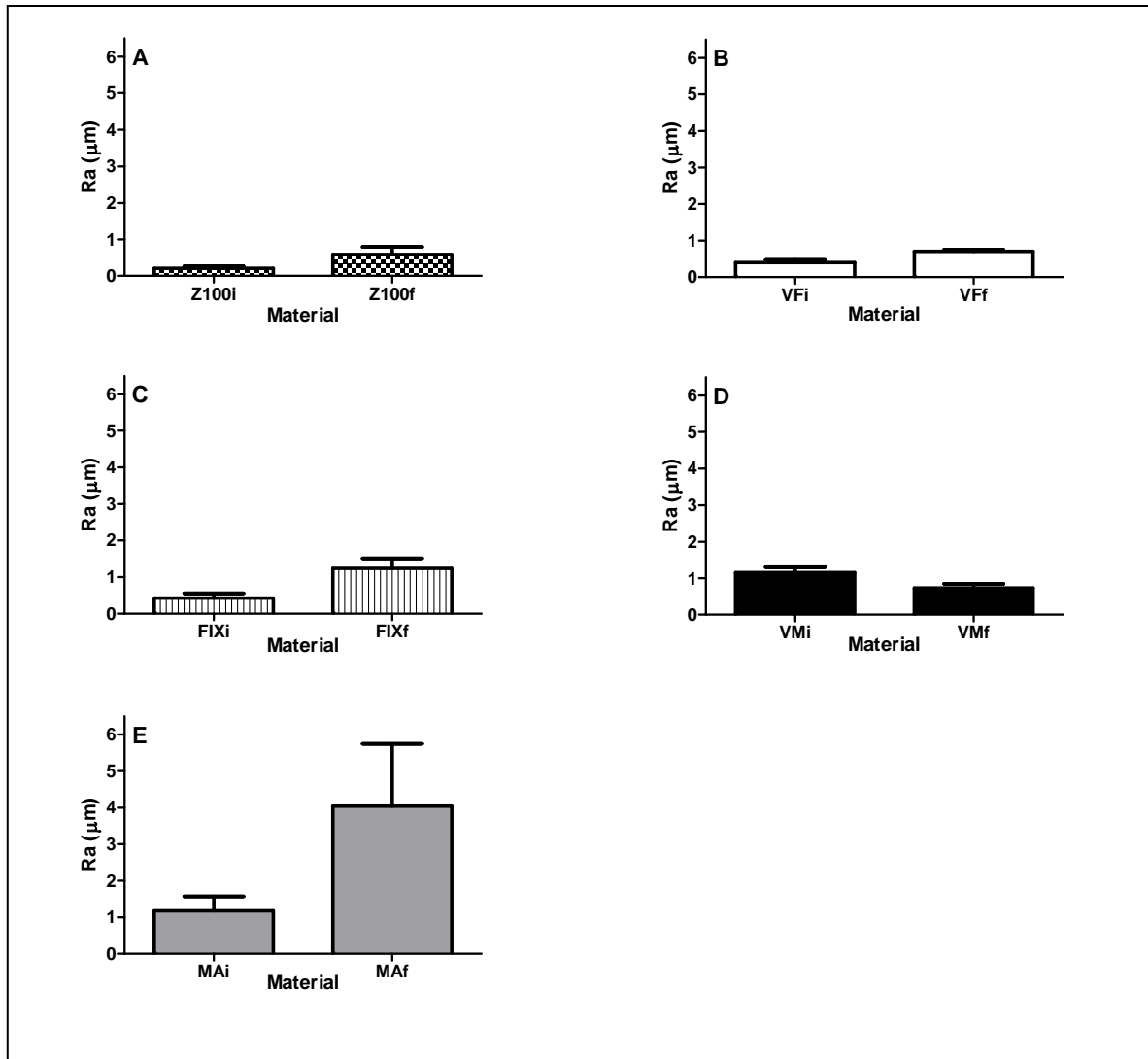


Figura 15 - Comparação da rugosidade Ra ( $\mu\text{m}$ ) dos materiais antes e após a escovação simulada- (A)-Filtek Z100; (B)-Vitro Fil LC; (C)-Fuji IX; (D)-Vitro Molar e (E)-Maxxion R. Houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre rugosidade inicial e final dos materiais avaliados, exceto para o Vitro Molar  $p = 0,3175$ . Teste t Student pareado.

Todos os materiais avaliados sofreram alteração de rugosidade média. Houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre avaliação inicial e final da rugosidade dos materiais. Comparando os materiais testados, a rugosidade inicial foi maior para Maxxion R e menor para a Filtek Z100, igualmente para a rugosidade final. Para o Vitro Molar, houve uma diminuição da rugosidade superficial encontrada inicialmente.

Quando submetido ao teste de regressão linear, não foi observado relação significativa ( $p = 0,6784$ ) entre a perda de massa e a rugosidade superficial ( $r = 0,0036$ ).

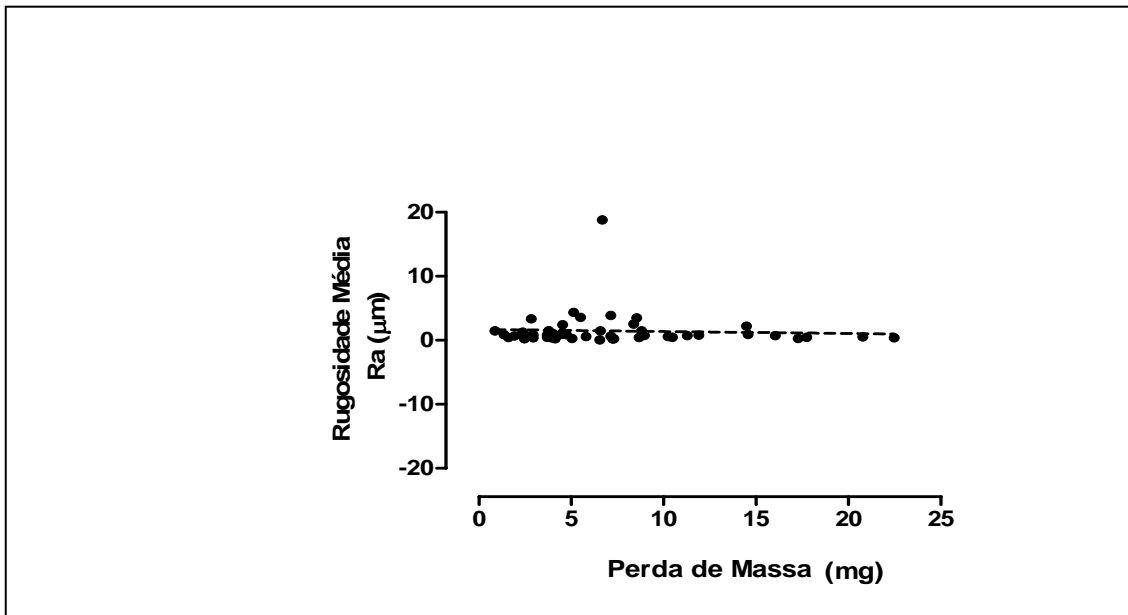


Figura 16 –Relação não significativa ( $p=0,6784$ ) entre as variáveis rugosidade média e perda de massa

### 5.3 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Amostras representativas de cada material testado, antes e após a escovação simulada, apresentaram características particulares quando analisadas em microscópio eletrônico de varredura. Através da análise das figuras a seguir, pode-se observar as alterações superficiais sofridas após a escovação simulada de cada material avaliado.

As fotomicrografias obtidas pelo MEV revelaram que em geral as amostras dos cimentos de ionômero de vidro apresentaram fendas e porosidades, bem como apresentaram rugosidade de superfície correspondente aos dados obtidos quantitativamente.

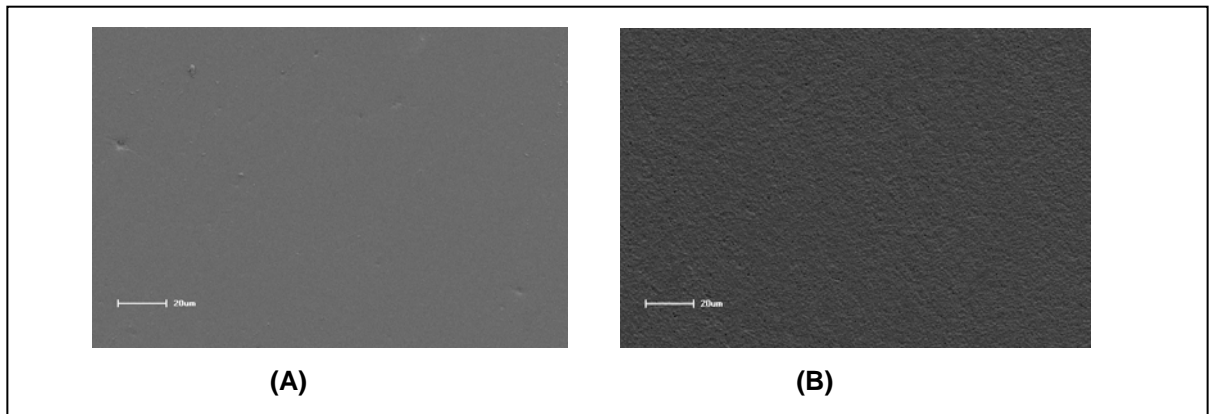


Figura 17 – Fotomicrografia da resina composta Filtek Z100 antes (A) Ra 0,20µm e após (B) Ra 0,59µm

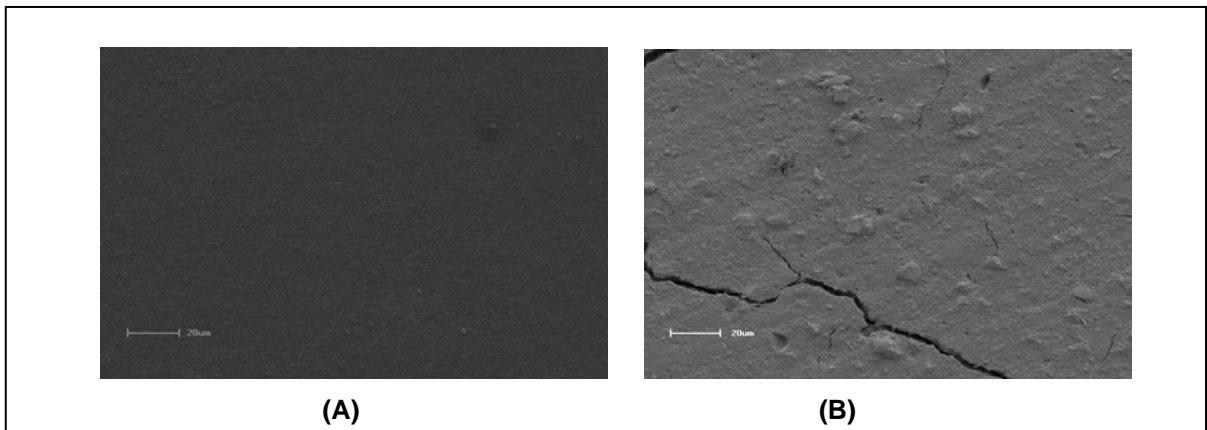


Figura 18 – Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro modificado por resina Vitro Fil LC, antes (A) (Ra 0,40µm) e após (B) (Ra 0,70 µm) escovação simulada

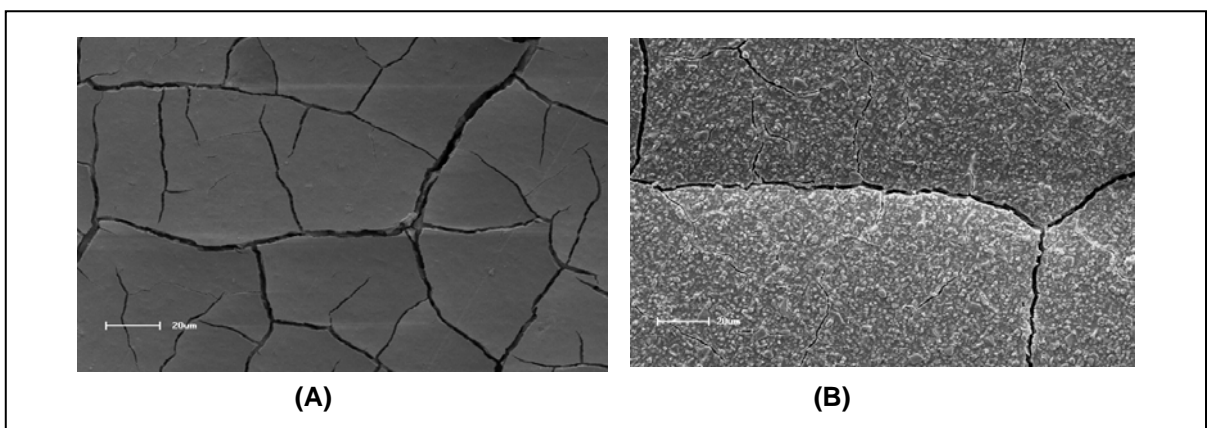


Figura 19 – Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Fuji IX, antes (A) (Ra 0,42 µm) e após (B) (Ra 1,23 µm) escovação simulada

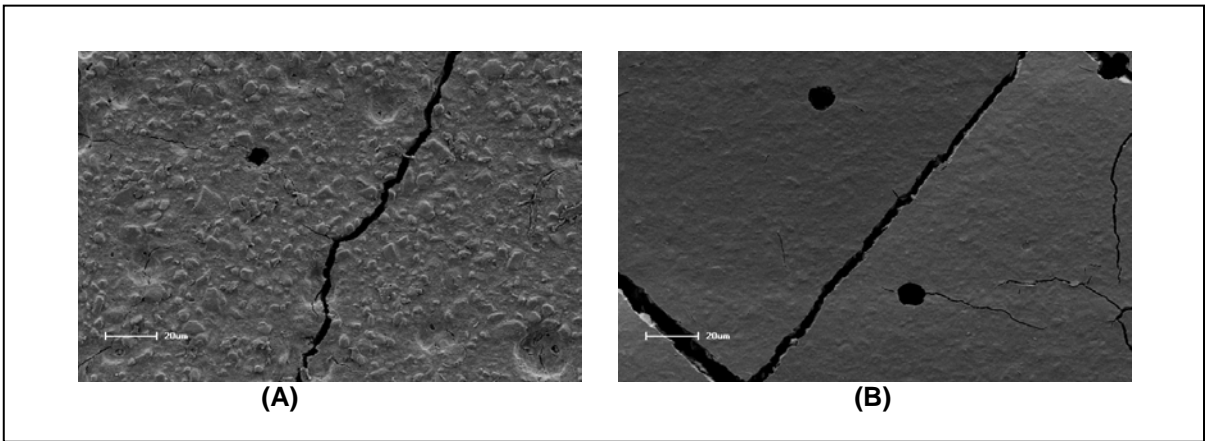


Figura 20 – Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Vitro Molar, antes (A) (1,15  $\mu\text{m}$ ) e após (B) (Ra 0,73  $\mu\text{m}$ ) escovação simulada

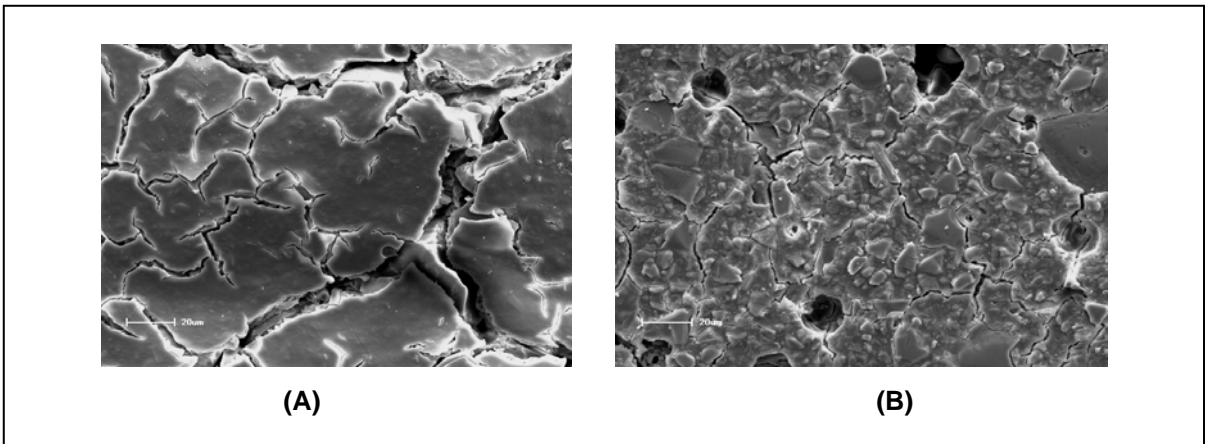


Figura 21 – Fotomicrografia do cimento de ionômero de vidro convencional Maxxion R, antes (A) (Ra 1,18  $\mu\text{m}$ ) e após (B) (Ra 4,03  $\mu\text{m}$ ) escovação simulada



## 6 DISCUSSÃO

O tratamento restaurador atraumático (ART) é considerado um tratamento restaurador alternativo, de fácil execução, desde que o profissional seja treinado para o correto emprego da técnica. O termo atraumático, refere-se à técnica restauradora que dispensa o uso de anestesia, isolamento absoluto e remove a maior parte do tecido cariado com instrumentos manuais. Esta é uma conduta minimamente invasiva que procura preservar o máximo de estrutura dentária e emprega materiais adesivos nas restaurações. Os cimentos de ionômero de vidro são os materiais mais utilizados nas restaurações atraumáticas (Frencken, Songpaisan<sup>4</sup> 1994, Frencken et al.<sup>1</sup> 1998, Anusavice<sup>33</sup> 1999, Frencken, Holmgren<sup>34</sup> 1999, Holmgren et al.<sup>2</sup> 2000, Mount<sup>3</sup> 2003). Não resta dúvida que métodos conservadores como o ART trazem benefícios a integridade do remanescente dental, contudo uma das limitações diz respeito as propriedades dos materiais ionoméricos, apresentados como menos resistentes em regiões de alto impacto mastigatório, como é o caso das restaurações que envolvem as superfícies proximais.

Maior longevidade e índice de sucesso tem sido verificado nas restaurações de classe I, III e V, em dentes decíduos e permanentes (Frencken et al.<sup>1</sup>1998, Holmgren et al.<sup>2</sup> 2000, Mandari et al.<sup>36</sup> 2003, Czarnecka et al.<sup>37</sup> 2006, Scholtanus, Huysmans<sup>30</sup> 2007). Em superfícies únicas e de pequeno porte, a comparação entre o desempenho de restaurações atraumáticas e restaurações tradicionais de amálgama mostrou resultados semelhantes (Taifour et al.<sup>35</sup> 2002). O cimento de ionômero de vidro é o material de escolha para o ART em função de sua aderência ao esmalte e dentina, liberação de fluoretos e facilidade de uso.

Visando maior resistência das restaurações, uma série de materiais ionoméricos foram desenvolvidos, entre eles os modificados por resina. Desta forma, a partir da formulação original (solução aquosa de ácido poliacrílico a 45% e pó de partículas de vidro de fluoraminosilicato de cálcio), outras surgiram, sendo incluídos componentes iniciadores de polimerização e monômeros resinosos, HEMA ou Bis-GMA adicionando à reação ácido-base, a fotopolimerização. Teoricamente as propriedades físicas desses cimentos são superiores às dos convencionais, melhorando a resistência ao desgaste (Nicholson<sup>15</sup> 1998). Os ionômeros de vidro modificados por resina têm mostrado maiores índices de sucesso do que os

cimentos de ionômero de vidro de baixa viscosidade, devido ao aumento da dureza e maior resistência a perda de material (Mandari et al.<sup>36</sup> 2003).

Em 1995, o cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade foi introduzido no mercado, apresentando reação de presa semelhante a dos CIV convencionais. Por possuírem partículas menores e em maior número, sua resistência à abrasão foi aumentada e ainda possuem características manipulativas similares às do amálgama (Frankeneberg et al.<sup>31</sup> 1997).

Entre as propriedades positivas dos cimentos de ionômero de vidro utilizados em ART, além da adesividade química às estruturas dentárias, já citada, destaca-se a menor contração volumétrica e o coeficiente de expansão térmica similar ao dente (Hse et al.<sup>14</sup> 1999). No entanto, estes materiais apresentam algumas limitações tais como baixa tenacidade, baixa resistência à tração diametral, baixa resistência à abrasão (McCabe<sup>17</sup> 1979), susceptibilidade a sinérese e a embebição e acúmulo de bolhas em seu interior, tornando-o um material relativamente poroso. Essas bolhas intrínsecas ao material tanto podem se alojar no seu interior como nas paredes cavitárias ou na superfície da restauração, causando sensibilidade pós-operatória ou rugosidade superficial (Hse et al.<sup>14</sup> 1999, Nicholson<sup>15</sup> 1998).

Um dos maiores desafios encontrados na Odontologia diz respeito à resistência ao desgaste tanto dos substratos dentários: esmalte, dentina e cimento como também dos materiais restauradores (Heath, Wilson<sup>13</sup> 1976, Goldstein, Lerner<sup>6</sup> 1991). Na literatura, são encontrados diversos métodos para avaliação da resistência à abrasão de materiais restauradores, tanto quantitativos como qualitativos, como perda de massa (Jones et al.<sup>45</sup> 1972, Frazier et al.<sup>11</sup> 1998, Domene<sup>25</sup> 1998, Moldes<sup>52</sup> 1998), rugosidade de superfície (Schreyger et al.<sup>49</sup> 1994, Gladys et al.<sup>61</sup> 1997, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997), perfilometria (Heath, Wilson<sup>13</sup> 1976, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997, Attin et al.<sup>51</sup> 1996, Goldstein, Lerner<sup>6</sup> 1991) e microscopia eletrônica de varredura (Wang<sup>53</sup> 2001, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997).

Nesta pesquisa, a avaliação do desgaste pela escovação considerou a perda de massa dos materiais, utilizando uma balança de precisão. Trata-se de um método simples e preciso comprovado por diversos estudos (Harrington et al.<sup>22</sup> 1982, Dhummarungrong et al.<sup>24</sup> 1994, Domene<sup>25</sup> 1998, Frazier et al.<sup>11</sup> 1998, Rios et al.<sup>20</sup> 2002, Garcia et al.<sup>54</sup> 2004). De acordo com Heintze et al.<sup>56</sup> 2006, este método não difere dos outros métodos de avaliação.

O papel da escovação dentária é sem dúvida indiscutível, pois proporciona inúmeros benefícios na higiene bucal (Heath, Wilson<sup>13</sup> 1976, Newbrun<sup>39</sup> 1988, Cury<sup>42</sup> 2002), constituindo-se em um dos principais responsáveis pelo declínio da cárie no mundo desde que seu uso foi associado aos dentifrícios fluoretados (Andrade Junior et al.<sup>43</sup>1998, Cury<sup>42</sup> 2002). No entanto, esta ação benéfica é acompanhada por inconvenientes como o desgaste provocado no substrato escovado (Goldstein, Lerner<sup>6</sup> 1991), existindo a necessidade de se buscar um equilíbrio entre a máxima limpeza e o mínimo desgaste (Heath, Wilson<sup>13</sup> 1976, Saxton<sup>41</sup> 1976).

A diferença entre os materiais, no que diz respeito ao desgaste, tem sido relatada como resultado de uma série de fatores: característica da matriz, que é formada por uma reação de ligação cruzada ácido-básica (CIV convencional); por uma penetração da cadeia polimérica combinando a reação de ligação cruzada ácido-básica com a ligação cruzada de polimerização do sistema resinoso ou por uma ação adicional de polímeros (CIV MR); o proporcionamento pó/líquido, tamanho das partículas inorgânicas e a formação de bolhas de ar durante a manipulação do material (Rios et al.<sup>20</sup> 2002).

Normalmente os CIVs são comparados em testes de resistência à abrasão com a resina composta e o amálgama (Harrington et al.<sup>22</sup> 1982, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997). Estudos laboratoriais têm mostrado que geralmente estes materiais sofrem maior desgaste do que as resinas compostas (Smales et al.<sup>12</sup> 1978, Dhummarungrong et al.<sup>24</sup> 1994) e amálgamas (Heath, Wilson<sup>13</sup> 1976, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997), e são similares aos cimentos de silicato. A abrasão resulta em um aumento significativo na rugosidade superficial (McCabe<sup>17</sup> 1979, Smales, Joyce<sup>12</sup> 1978, Sulong, Aziz<sup>18</sup> 1990).

A resistência à abrasão e à flexural dos CIV convencionais está longe de se assemelhar a do amálgama e à da resina composta, pois o tamanho e a forma das partículas e a inclusão de ar no processo de lisura conduzem a rugosidade de superfície e deficiente polimento (Frankenberg et al.<sup>31</sup> 1997).

O que primeiramente devemos ressaltar é a diferença na composição dos CIV usados neste estudo. Uma quantidade maior de partículas inorgânicas e a presença de pequenas partículas conferem maior resistência à abrasão (Domene<sup>25</sup> 1998), sugerindo que resulte numa maior compactação das partículas (Mair et al.<sup>46</sup> 1996).

As propriedades do CIV dependem da composição química, do tamanho e distribuição das partículas do pó e natureza, peso molecular e concentração do líquido poliácido (Rios et al.<sup>20</sup> 2002, Gladys et al.<sup>61</sup> 1997, Nicholson<sup>15</sup> 1998).

De acordo com Gladys et al.<sup>61</sup> 1997, os CIV possuem tamanhos de partículas maiores que outros materiais restauradores, bem como são materiais de natureza heterogênea e frágil, podendo ser uma justificativa para a baixa resistência ao desgaste. As partículas de carga dos CIV podem permanecer intactas e transmitir força para matriz circunvizinha, podendo resultar em micro-trincas, assim a matriz não é capaz de reter as partículas que são deslocadas, ocorrendo desgaste do material (Mair et al.<sup>46</sup> 1996).

Outra característica dos CIVs é a de possuírem a água como componente estrutural, por isso quando se faz a medição da perda de material por monitoramento de sua mudança na massa, o controle cuidadoso da água é essencial, caso contrário, a verdadeira perda de peso causada pela abrasão será mascarada, por isso, de acordo com Momoi et al.<sup>7</sup> 1997 deve-se tomar cuidado com a desidratação e reidratação do material.

Neste trabalho a massa inicial dos materiais mostrou diferenças estatisticamente significantes, isto provavelmente pode estar relacionado ao ganho de água diferente entre os materiais antes de serem pesados, o mesmo ocorreu para as massas finais. Todos os ionômeros testados sofreram desgaste após a escovação simulada, e também a resina composta utilizada como controle (Filtek Z100), sendo que a perda de massa em ordem decrescente foi: Vitro Fil LC>Maxxion R> Vitro Molar>Filtek Z100>Fuji IX.

O Vitro Fil LC, que é um ionômero modificado por resina, apresentou o maior desgaste. Alguns trabalhos que compararam a resistência à abrasão dos CIV convencionais com CIV modificados por resina, verificaram que a resistência dos convencionais é maior do que a dos CIV modificados por resina (Momoi et al.<sup>7</sup> 1997, Forss et al.<sup>44</sup> 1991, Schreyger et al.<sup>49</sup> 1994) o que está de acordo com os resultados deste estudo, pois o maior desgaste foi verificado para o Vitro Fil LC e o menor para o Fuji IX, que é um ionômero de alta viscosidade. No entanto, outros estudos mostraram maior desgaste para os convencionais (Attin et al.<sup>51</sup> 1996). Enquanto que Iwami et al.<sup>50</sup> 1994 não encontraram diferença significativa entre eles.

Nossos resultados mostraram que o CIV modificado por resina (Vidro Fil LC) apresentou maior desgaste do que a resina composta (Z100), inclusive maior

desgaste que todos os materiais avaliados. No trabalho de Frazier et al.<sup>11</sup> (1998) os CIV modificados por resina exibiram uma resistência ao desgaste por escovação similar aos das resinas compostas, embora possuam matrizes, método de maturação da matriz e relação química entre matriz e partículas inorgânicas diferentes. Acredita-se que este resultado deva-se às partículas inorgânicas das resinas serem silanizadas e às do CIV modificados por resina, não.

Neste estudo a Z100 apresentou perda de massa de 0,81%, o desgaste da matriz orgânica, exposição de partículas inorgânicas e perda de partículas de preenchimento provavelmente explicam o mecanismo de abrasão que ocorre na resina (Mondelli et al.<sup>55</sup> 2005).

Os CIV modificados por resina apresentam maior desgaste do que os convencionais, devido às diferenças na formação das matrizes. A matriz do CIV convencional consiste de uma rede de ligação cruzada iônica de polialceonatos resultante de uma reação ácido-base (Momi et al.<sup>7</sup> 1997).

De acordo com Momi et al.<sup>7</sup> (1997) na composição dos CIV modificados por resina há monômeros resinosos e partículas inorgânicas ou somente resina hidrófila. Além disso, há polimerização pela fotoativação em adição à química. Tais fatores podem influenciar no desgaste do material, porque mesmo acrescentando estes monômeros para melhorar a resistência, ainda continua a necessidade de mistura do material. Este fato pode justificar o maior desgaste do Vitro Fil LC em relação aos outros materiais.

O desgaste da resina foi maior que o Fuji IX que é um cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade, sendo semelhante ao obtido por Moldes<sup>52</sup> 1998, que encontrou diferenças significantes entre a resina composta e o CIV. O CIV apresentou o menor desgaste superficial e a resina composta o maior.

A rugosidade é uma importante propriedade para se avaliar a integridade da superfície de restaurações, determinando a capacidade de polimento e a taxa de desgaste. A rugosidade também é importante para os fenômenos de superfície como atrito, ajuste desgaste, aparência, resistência à fadiga, propriedades ópticas, escoamento de fluidos e adesão. Ela provoca um aumento na área de superfície e promove a retenção mecânica de produtos como a placa bacteriana (Samuel<sup>59</sup> 1993).

Em relação à rugosidade superficial dos materiais avaliados há também considerações a fazer. Para se verificar a rugosidade foi utilizado o rugosímetro e

eleito o Ra como parâmetro, que objetivou a comparação com outros estudos, pois é amplamente utilizado (Rios et al.<sup>20</sup> 2002, Silva e Zuanon<sup>26</sup> 2006, Turssi et al.<sup>21</sup> 2001).

A Rugosidade pode ser relacionada com a combinação de fatores que incluem as características da matriz, proporção e tamanho das partículas inorgânicas, exposição e distribuição dessas partículas e formação de bolhas de ar durante a manipulação do material (Rios et al.<sup>20</sup> 2002, Gladys et al.<sup>61</sup> 1997, Momoi et al.<sup>7</sup> 1997). E ainda, de acordo com Turssi et al.<sup>21</sup> (2001) tipo de carga e grau de conversão da matriz polimérica.

Segundo os resultados obtidos neste estudo, a resina composta Z100, material controle, apresentou menor valor de rugosidade que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitro Fil LC) ou Convencional. Uma das explicações pode estar relacionada com o fato de que a pressão do material com a tira de poliéster na polimerização permita que a fase orgânica aflore à superfície, expondo uma superfície lisa, o que não ocorreu com os outros materiais (Gladys et al.<sup>61</sup> 1997).

Para a resina composta a rugosidade de superfície é determinada, principalmente, pela presença de partículas de carga protruídas acima da matriz resinosa; já a dos CIV convencionais e CIV modificados por resina resulta de ambas porosidades intruídas e partículas de carga protruídas, que se tornam expostas com a abrasão, contribuindo para maior rugosidade (Gladys et al.<sup>61</sup> 1997). Desta maneira justifica-se o que ocorreu neste trabalho onde a rugosidade de superfície foi menor para a Z100 antes e após teste de abrasão.

Certamente a formação de placa ocorre mais facilmente em restaurações rugosas. Por isso os materiais restauradores devem ser capazes de manter a lisura de superfície para minimizar este efeito, e devem resistir a efeitos da escovação e mastigação. Acredita-se que maiores abrasões provoquem perda de integridade de superfície e a formação de sítios anatômicos que poderiam facilitar o acúmulo e estagnação de substrato e microrganismos (Aranda, Garcia-Godoy<sup>32</sup> 1995).

Neste estudo todos os materiais apresentaram rugosidade inicial e final acima de 0,2  $\mu\text{m}$ . Exceto a resina composta Filtek Z100 que apresentou uma rugosidade inicial próxima de 0,2  $\mu\text{m}$ . Para Bollen et al.<sup>60</sup> (1997) a rugosidade de superfície crítica para colonização de bactérias é de 0,2  $\mu\text{m}$ . Numa rugosidade de superfície maior do que 0,2  $\mu\text{m}$  é provável o aumento de significativa aderência bacteriana,

maturação de biofilme e acidificação do meio, aumentando o risco e cárie recorrente (Yip et al.<sup>19</sup> 2001, Rios et al.<sup>20</sup> 2002). Entretanto deve-se lembrar que os cimentos de ionômero de vidro apresentam atividade anticariogênica devido à sua propriedade de liberação de flúor (Weidlich et al.<sup>16</sup> 2000).

Os CIV são materiais heterogêneos e bifásicos por natureza. A presa consiste em partículas de vidro que não reagem, embebidas em matriz resinosa. Durante os procedimentos abrasivos cada partícula de abrasivo age sobre a superfície do material restaurador. A fase da matriz mais macia do cimento é removida, deixando a mais dura. Partículas de vidro não reagidas protruem para a superfície, ocorrendo um aumento da rugosidade de superfície, como ocorreu no trabalho de Gladys et al.<sup>61</sup> (1997), com aumento de rugosidade superficial para todos os materiais. No entanto de acordo com os resultados aqui encontrados, nem todos os materiais restauradores tornaram-se mais rugosos após teste de abrasão, como foi o caso do Vitro Molar, que diminuiu sua rugosidade superficial após a abrasão semelhante ao trabalho de Braga<sup>10</sup> (2005), o qual verificou que nem todos os materiais aumentaram a rugosidade superficial após teste de abrasão.

De acordo com este trabalho a rugosidade inicial se mostrou maior para o Maxxion R, cimento de ionômero de vidro convencional, seguido do Vitro Molar. A rugosidade final aumentou consideravelmente em relação à rugosidade inicial para o Maxxion R, também mostrando maior rugosidade dentre todos os materiais após escovação, já o Vitro Molar após escovação diminuiu a sua rugosidade superficial, porém não significativa. O trabalho de Silva e Zuanon<sup>26</sup> (2006) testou apenas a rugosidade inicial dos cimentos de ionômero de vidro indicados para ART e encontrou maior rugosidade para o Vitro Molar.

A maioria dos trabalhos estudados relatam que a rugosidade pode ser verificada pela combinação de fatores que incluem característica da matriz, proporção e tamanho de partículas inorgânicas que são maiores em comparação ao material controle, exposição destas partículas e formação de bolhas de ar durante a manipulação, diferente do material controle que não precisa ser manipulado (Rios et al.<sup>20</sup> 2002, Gladys et al.<sup>61</sup> 1997).

A rugosidade inicial mais baixa foi verificada para a resina composta Z100 bem como a rugosidade final. O Vitro Molar apresentou diminuição da rugosidade após teste de abrasão (0,73  $\mu\text{m}$ ), ficando com valores próximos aos da Z100 (0,70  $\mu\text{m}$ ). Condição verificada em 90% dos corpos de prova (apêndice D e E).

Os cimentos de ionômero de vidro são comumente instáveis hidroliticamente nas fases iniciais da reação quando expostos ao ar. Se exposta, esta mistura pode liberar água enquanto íons podem ser perdidos. Perda das propriedades mecânicas pode ser consequência de ambos os processos: perda de água ou liberação de íons em estágios iniciais da reação de presa. O que pode ter ocorrido com o Vitro Molar, que pode ter liberado toda a quantidade de água e íons já na fase de manipulação do material e não sofreu mais perdas após armazenamento e movimentos de abrasão, que poderia ter funcionado apenas como polimento desta superfície (Momi et al.<sup>7</sup> 1997).

Antes e após escovação com dentifrício as características superficiais foram verificadas ao MEV, e as imagens estão de acordo com a avaliação quantitativa. A Z100 mostrou uma superfície menos rugosa que a dos outros materiais sem deterioração significativa, devido às suas partículas serem menores e em maior número. Estas imagens também estão de acordo com aquelas observadas nos cimentos de ionômero de vidro, onde a rugosidade foi maior e se mostrou óbvia na microscopia, causada pela exposição de partículas irregulares do CIV como relata Momi et al.<sup>7</sup> (1997). Além disso, fendas e porosidades foram evidentes em todos os materiais que requerem mistura de pó e líquido. As fendas podem ter sido produzidas durante o processamento das amostras para o MEV, enquanto que as bolhas provavelmente foram incluídas durante a manipulação.

A correlação entre a perda de massa e alteração da rugosidade superficial também tem sido realizada em muitos estudos (Gladys et al.<sup>61</sup> 1997, Wang<sup>53</sup> 2001, Garcia et al.<sup>54</sup> 2004, Braga<sup>10</sup> 2005). Neste, foi verificada a relação entre as duas variáveis pela regressão linear, e não foi observada relação significativa entre a perda de massa e a rugosidade superficial.

Os resultados desta pesquisa mostraram que os cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade apresentam desgaste e rugosidade semelhantes ao da resina composta. É importante correlacionar esses resultados com o desempenho clínico das restaurações. Contudo, levando em conta ainda a propriedade de liberação de flúor, facilidade de trabalho dos materiais ionoméricos, eles parecem ser os mais indicados para o tratamento restaurador atraumático.



## 7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos conclui-se que:

- 1- Existem diferenças significativas na resistência à abrasão dos cimentos de ionômero de vidro convencional, de alta viscosidade e modificados por resina e resina composta.
- 2- Há diferenças na rugosidade superficial dos materiais avaliados antes e após escovação simulada, exceto para o Vitro Molar.
- 3- Não há relação significativa entre rugosidade e perda de massa dos materiais avaliados.
- 4- Os cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade apresentaram desgaste e rugosidade semelhantes ao material controle, sugerindo que são materiais adequados para serem usados no tratamento restaurador atraumático, entretanto são necessárias avaliações clínicas para melhor indicar estes materiais.

## REFERÊNCIAS\*

- 1 Frencken JE, Makoni F, Sithole WD, Hackenitz E. Three-year Survival of one surface ART Restorations and glass-ionomer sealants in School Oral Health Programme in Zimbabwe. *Caries Res.* 1998; 32:119-26.
- 2 Holmgren CJ, Lo ECM, Hu, D, Wan H. ART restorations and sealants placed in Chinese school children results after three years. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2000; 28: 314-20
- 3 Mount GJ. Minimal intervention dentistry: Rationale of cavity design. *Oper Dent.* 2003;28:92-9.
- 4 Frencken JE, Songpaisan Y. An atraumatic restorative treatment (ART) technique: Evaluation after one year. *Int Dent J.* 1994; 44:460-64.
- 5 Frencken JE, Holmgren CJ: Tratamento restaurador atraumático (ART) para a cárie dentária. São Paulo: Santos; 2001.
- 6 Goldstein GR, Lerner T. The effect of tooth brushing on a hybrid composite resin. *J. Prosth. Dent.* 1991; 66(4): 498-500.
- 7 Momoi Y, Hirosakil K, Kohnol A, McCabe JE. *In vitro* toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. *Dent. Mater.* 1997; 13(2):82-8.
- 8 Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent.* 1999; 84(1): 93-7
- 9 Kielbassa AM, Gillmann L, Zantner C, Meyer-Lueckel H, Hellwig E, Schulte-Mönting J. Profi lometric and Microradiographic Studies on the Effects of Toothpaste and Acidic Gel Abrasivity on Sound and Demineralized Bovine Dental Enamel. *Caries Res.* 2005; 39:380–86
- 10 Braga SEM. Efeito de bebidas com baixo pH e escovação dental simulada sobre os materiais restauradores utilizados em lesões cervicais não cariosas [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2005.
- 11 Frazier KB; Rueggeberg FA, Mettenburg DJ. Comparison of wear-resistance of Class V restorative materials. *J. Esthet. Dent.*1998; 10(6):309-14.

---

\* De acordo com a norma do Programa de Mestrado em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

- 12 Smales R, Joyce K. Finished surface texture, abrasion resistance, and porosity of Aspa glass ionomer cement. *J Prosthet. Dent.* 1978; 40:549-55.
- 13 Heath, J.R.; Wilson, H.J. Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J. Oral Rehabil.* 1976; 3(2):121-38.
- 14 Hse KMY, Leung SK, Wei SHY. Resin-ionomer restorative materials for children: a review. *Aust Dent J.* 1999; 44:1-11
- 15 Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials.* 1998; 19:485-94
- 16 Weidlich P, Miranda LA, Maltz M, Samuel SMW. Fluoride Release and Uptake from Glass Ionomer Cements and Composite Resins. *Braz Dent J.* 2000; 11(2): 89-96.
- 17 McCabe JF. Some properties of a glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1979;146:279-81.
- 18 Sulong MZAM, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 1990; 63:342-49.
- 19 Yip HK, Peng D, Smales RJ. Effects of APF gel on the physical structure of compomers and glass ionomer cements. *Oper Dent.* 2001; 26: 231-38.
- 20 Rios D, Honório HM, Araújo PA, Machado MAAM. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated tooth brushing. *Pesq Odontol Bras.* 2002; 16(4):343-48.
- 21 Turssi CP, Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues Jr AL. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Oper Dent.* 2001; 26(6): 576-84.
- 22 Harrington E, Jones PA, Fisher SE, Wilson HJ. Toothbrush-dentifrice abrasion - A suggested standard method. *Br Dent J.* 1982; 153:135-38.
- 23 De Bôer P, Duinkerke ASH, Arends J. Influence of tooth paste particle size and tooth brush stiffness on dentine abrasion *in vitro*. *Caries Res.* 1985; 19(3):232-39.
- 24 Dhummarungrong S, Moore BK, Avery DR. Properties related to strength and resistance to abrasion of VariGlass VLC, Fuji II LC, Ketac-Silver e Filtek Z100 composite resin. *ASDC J Dent Children.* 1994; 61:17-20.

- 25 Domene S. Determinação da perda de massa, pelo método da escovação, nos cimentos de Ionômero de Vidro. [Tese] Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, USP; 1998.
- 26 Silva RC, Zuanon ACC. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). *Braz Dent. J.* 2006; 17(2):106-9.
- 27 Costa AMM, Farias DS, Caravalhal CIO, Mello JAN, Maia AS, Almeida MEC, Simões CACG, Leal CMB. Efeito da escovação na superfície dos Cimentos de Ionômero de Vidro para Tratamento Restaurador Atraumático. *Braz Oral Res.* 2007; 21 Suppl1:284-344.
- 28 Croll TP. Glass ionomers for infants, children, and adolescents. *JADA* 1990; 120(1):65-68.
- 29 Mount GJ. Clinical performance of glass-ionomers. *Biomaterials.* 1998;19:573-79.
- 30 Scholtanus JD, Huysmans MCDNJM. Clinical failure of class-II restorations of a highly viscous glass-ionomer material over a 6-year period: a retrospective study. *J Dent.* 2007; 35:156-62.
- 31 Frankenberger R, Sindel J, Kramer N. Viscous glass-ionomer cements: A new alternative to amalgam in the primary dentition? *Quintessence.* 1997; 28(10):667-76.
- 32 Aranda M, Garcia-Godoy, F. Clinical evaluation of the retention and wear of a light-cured pit and fissure glass ionomer sealant. *J Clin Pediatr Dent.* 1995; 19(4):273-77.
- 33 Anusavice KJ. Does ART have a place in preservative dentistry? *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999; 27:442-8.
- 34 Frencken JE, Holmgren CJ. How effective is ART in the management of dental caries? *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999; 27:423-30.
- 35 Taifour D, Frencken JE, Beiruti N, van't Hof MA, Truin GJ. Effectiveness of Glass-Ionomer (ART) and Amalgam Restorations in the Deciduous Dentition: Results after 3 Years. *Caries Res.* 2002; 36:437-44.
- 36 Mandari GJ, Frencken JE, van't Hof MA. Six-Year Success Rates of Occlusal Amalgam and Glass-Ionomer Restorations Placed Using Three Minimal Intervention Approaches. *Caries Res.* 2003; 37:246-253.
- 37 Czarnecka B, Shaw HL, Nicholson JW. Microscopic evaluation of the interface between glass-ionomer cements and tooth structures prepared using conventional instruments and the atraumatic restorative treatment (ART) technique. *Quintessence Int.* 2006; 37(7):557-64.

- 38 Ngo HC, Mount G, McIntyre J, Tuisuva J, Von Doussa RJ. Chemical exchange between glass-ionomer restorations and residual carious dentine in permanent molars: An in vivo study. *Journal of Dentistry*. 2006;Sep; 34(8):608-13
- 39 Newbrun E. *Cariologia*. 2ª ed., São Paulo: Santos; 1988. p. 274-290.
- 40 Ciancio SG. Introduction. *Periodontol 2000*. 1995;8(2):7-10.
- 41 Saxton CA. The effects of dentifrices on the appearance of the tooth surface observed with the scanning electron microscope. *J Periodont Res*. 1976;11(2):. 74-85.
- 42 Cury JA. Dentifrícios Como escolher e como indicar. In APCD (Org.). *Odontologia*. São Paulo: Artes Medicas Divisão Odontológica; 2002, 4:281-95.
- 43 Andrade Junior ACC, Andrade MRT, Machado WAS, Fischer RG. Estudo *in vitro* da abrasividade de dentifrícios. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1998; 12(3):231-6.
- 44 Forss H, Seppä L, Lappalainen R. *In vitro* abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 1991; 7(1): 36-39
- 45 Jones DW, Jones PA, Wilson HJ. A simple abrasion test for composites. *J Dent*.1972;1:28-34.
- 46 Mair LH, Stolarskij TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J. Dent*. 1996; 24:141-48.
- 47 Ashmore H, Van Abbe NJ, Wilson SJ. The measurement *in vitro* of dentine abrasion by toothpaste. *Brit Dent J*. 1972; 133(2):60-5.
- 48 Hefferren JJ. A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. *J Dent Res*. 1976; 55(4):563-73.
- 49 Schreyger D, Kunzelmann KH, Hickel R. Three-body wear of glass ionomer cements (VLC, GIC) and hybrid composites. *J Dent Res*. 1994; 73, abstract 2470:411.
- 50 Iwami Y, Yamamoto H, Kawai K, Toru M, Tsuchitani Y. The study on toothbrush abrasion of various filling restorative material. Part1. Effects of storage conditions on toothbrush abrasion test of restoratives. *J Conserv Dent*.1994; 37:788-801.
- 51 Attin T, Vataschki M, Hellwig E. Properties of resin-modified glass ionomer restorative materials and 2 polyacid modified resin composite materials. *Quintessence Int*.1996; 27(3):203-09.

- 52 Moldes VL. Estudo *in vitro* da resistência a abrasão por escovação dos materiais restauradores utilizados em lesões cervicais. [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo; 1998.
- 53 Wang L. Avaliação comparativa da resistência a abrasão de resinas compostas condensáveis submetidas a escovação simulada através da alteração de massa e rugosidade superficial. [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo; 2001.
- 54 Garcia FCP, Wang L, D'Alpino PHP, Souza JB, Araújo PA, Mondelli RFL. Evaluation of the roughness and mass loss of the flowable composites after simulated tooth brushing abrasion. Braz Oral Res. 2004; 18(2):156-61.
- 55 Mondelli RFL, Wang L, Garcia FCP, Prakki A, Mondelli J, Franco EB et al. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated tooth brushing abrasion test. J Appl Oral Sci. 2005; 13(2):131-35.
- 56 Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the *in vitro* wear of dental materials. Dental Materials 2006; 22: 1051-62.
- 57 Oliveira LJC, Pieper CM, Moraes RR, Zanchi CH, Bueno M. Avaliação da resistência à abrasão e morfologia superficial de materiais restauradores temporários. Braz Oral Res. 2007; 21 Suppl. 1:61-94.
- 58 Novaski O. Introdução à engenharia de fabricação mecânica. São Paulo: Edgard Blücher; 1994. 128p.
- 59 Samuel SMW. Estudo *in vitro* da rugosidade superficial de materiais restauradores submetidos a ensaio de escovação. [dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; 1993.
- 60 Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: review of the literature. Dent Mater. 1997; 13(4):258-69.
- 61 Gladys S, Van Meerbeek B, Braeml M, Lambrechts P, Vanherle G. Comparative physico-mechanical. Characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass ionomer and resin composite restorative materials. J Dent Res. 1997; 76(4):883-94.
- 62 Warren DP, Colescott TD, Henson HA, Powers JM. Effects of Four Prophylaxis Pastes on Surface Roughness of a Composite, a Hybrid Ionomer, and a Compomer Restorative Material. J Esthet Restor Dent. 2002; 14(4):245-251.

- 63 Alves JT, Catirse ABCEB. Estudo *in vitro* da rugosidade superficial produzida por diferentes dentifrícios em resinas compostas. Braz Oral Res. 2007; 21 suppl1:61-94
- 64 Sadaghiani L, Wilson MA, Wilson NH. Effect of selected mouthwashes on the surface roughness of resin modified glass-ionomer restorative materials. Dental Materials. 2007; 23:325-34.
- 65 American Dental Association. Council on Dental materials, Instruments, and Equipment. ANSI/ADA specification nº 66 for dental glass ionomer cements. J Am Dent Assoc 1989;119(1):205.
- 66 Türkün LS, Türkün M. The effect of one-step polishing system on the surface roughness of three esthetic resin composite materials. Oper Dent. 2004, 29(2):203-11.
- 67 Ansenjo-Martinez MAJ. Avaliação do desgaste e da rugosidade superficial de uma resina composta, após escovação simulada, em função de diferentes energias e fontes de luz usadas na polimerização. [Dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2004.
- 68 Kawai K, Iwami Y, Ebisu S. Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. J Oral Rehabilitation. 1998; 25: 264-68.
- 69 International Organization for Standardization. Technical specification 14569-1. Dental Materials - guidance on testing of wear resistance - Part I: wear by tooth brushing. Switzerland: ISO; 1999.

**APÊNDICE A – Tabelas das médias iniciais e finais e diferenças da perda de massa e rugosidade média**



Tabela 1- Valores das médias inicial e final (mg), e a diferença da perda de massa dos materiais submetidos à escovação simulada .

<b>Material avaliado</b>	<b>Média Inicial</b>	<b>Média Final</b>	<b>Diferenças das medidas MF-MI</b>
<b>Filtek Z100<sup>®</sup></b>	706,1	699,3	<b>5,73</b>
<b>Vitro Fil LC<sup>®</sup></b>	656,8	645,5	<b>11,37</b>
<b>Fuji IX<sup>®</sup></b>	623,7	620,1	<b>3,67</b>
<b>Vitro Molar<sup>®</sup></b>	619,5	613,5	<b>6,0</b>
<b>Maxxion R<sup>®</sup></b>	<b>643,1</b>	<b>633,8</b>	<b>9,27</b>

Tabela 2- Valores das médias inicial e final das alteração de rugosidade Ra (µm) dos materiais avaliados

<b>Material avaliado</b>	<b>Média Inicia</b>	<b>Média Final</b>	<b>Alteração da rugosidade MF-MI</b>
<b>Filtek Z100<sup>®</sup></b>	0,20	0,59	<b>0,38</b>
<b>Vitro Fil LC<sup>®</sup></b>	0,40	0,70	<b>0,29</b>
<b>Fuji IX<sup>®</sup></b>	0,42	1,23	<b>0,81</b>
<b>Vitro Molar<sup>®</sup></b>	1,15	0,73	<b>-0,41</b>
<b>Maxxion R<sup>®</sup></b>	<b>1,18</b>	<b>4,03</b>	<b>2,85</b>

**APÊNDICE B –Valores em g da pesagem inicial dos materiais avaliados**

Vitro Fil

LC	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,5849	0,6816	0,6307	0,6611	0,6919	0,685	0,6919	0,6509	0,6307	0,6578
P2	0,587	0,683	0,6334	0,6638	0,6928	0,6861	0,6928	0,6513	0,6312	0,658
P3	0,5866	0,6824	0,6332	0,6639	0,6938	0,6862	0,6823	0,6512	0,633	0,6588
P4	0,585	0,6821	0,6332	0,6641	0,6918	0,6849	0,6899	0,6507	0,6298	0,6568
P5	0,5848	0,6819	0,633	0,6643	0,6917	0,6851	0,6902	0,6505	0,6301	0,6569
P6	0,585	0,682	0,6332	0,6641	0,6917	0,685	0,6901	0,6503	0,6301	0,6567

Fuji IX

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,6521	0,5964	0,6518	0,6242	0,6195	0,6005	0,6517	0,5877	0,6323	0,624
P2	0,6519	0,5975	0,6532	0,6239	0,6195	0,6026	0,6521	0,588	0,6328	0,6233
P3	0,6488	0,5967	0,6538	0,6242	0,6205	0,6009	0,6518	0,5877	0,6325	0,623
P4	0,6501	0,5964	0,6528	0,6242	0,6195	0,6005	0,6512	0,5881	0,634	0,6225
P5	0,6503	0,5957	0,6523	0,6247	0,6189	0,6001	0,6506	0,5879	0,6338	0,6221
P6	0,6501	0,5959	0,6525	0,6245	0,6187	0,5999	0,6508	0,5878	0,6338	0,6221

Vitro

Molar	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,62	0,6049	0,6495	0,5873	0,6243	0,6252	0,6234	0,617	0,617	0,62
P2	0,6209	0,6055	0,6502	0,5903	0,6251	0,6266	0,6235	0,6165	0,6177	0,6206
P3	0,6198	0,6071	0,6509	0,5895	0,6243	0,6263	0,6236	0,6162	0,6173	0,6206
P4	0,6218	0,6055	0,6489	0,5895	0,6241	0,6264	0,6234	0,6167	0,617	0,6211
P5	0,6216	0,6074	0,6495	0,5885	0,6248	0,6262	0,6235	0,6162	0,6168	0,6214
P6	0,6214	0,6074	0,6493	0,5883	0,6248	0,6263	0,6237	0,6164	0,617	0,6213

Z100

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,6454	0,7311	0,7151	0,7024	0,7077	0,7261	0,7046	0,7029	0,7165	0,699
P2	0,6461	0,7306	0,7155	0,7034	0,7083	0,7275	0,705	0,7037	0,717	0,6996
P3	0,646	0,7312	0,7152	0,7033	0,7073	0,728	0,7057	0,7034	0,7163	0,699
P4	0,648	0,7315	0,7153	0,7024	0,7067	0,7273	0,7053	0,703	0,7142	0,6987
P5	0,6468	0,7312	0,7153	0,7026	0,707	0,7273	0,7053	0,7028	0,7134	0,6985
P6	0,6466	0,7312	0,7152	0,7026	0,7069	0,7271	0,7052	0,7026	0,7133	0,6984

Maxxion

R	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,6716	0,6553	0,6338	0,5994	0,6431	0,6654	0,669	0,6692	0,6135	0,6218
P2	0,6701	0,6556	0,6333	0,5982	0,6425	0,6628	0,6694	0,6698	0,6139	0,6223
P3	0,6719	0,6545	0,6325	0,5991	0,6427	0,6627	0,6691	0,6693	0,6134	0,6217
P4	0,669	0,6527	0,6325	0,6002	0,6402	0,6628	0,6688	0,6698	0,613	0,6212
P5	0,6696	0,6531	0,633	0,6004	0,6405	0,6627	0,6698	0,6677	0,6127	0,6218
P6	0,6694	0,6529	0,6328	0,6006	0,6403	0,6629	0,6699	0,6679	0,6129	0,6216

**APÊNDICE C –Valores em g da pesagem final dos materiais avaliados**

Vitro Fil

LC	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,5772	0,6723	0,6225	0,6581	0,6858	0,6743	0,6855	0,6389	0,6195	0,6453
P2	0,5751	0,6695	0,6194	0,6585	0,6848	0,6737	0,686	0,64	0,62	0,6455
P3	0,5749	0,6688	0,6189	0,657	0,6846	0,6732	0,6853	0,6391	0,6217	0,6441
P4	0,5709	0,6668	0,6164	0,6548	0,6833	0,6722	0,6864	0,6398	0,6216	0,6456
P5	0,5702	0,6656	0,615	0,6536	0,6828	0,6736	0,6864	0,6401	0,6208	0,6456
P6	0,57	0,6655	0,6148	0,6534	0,6826	0,6735	0,6863	0,6402	0,6206	0,6454

Fuji IX

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,6485	0,5956	0,6523	0,623	0,6219	0,599	0,6482	0,5849	0,6289	0,6207
P2	0,6449	0,5942	0,652	0,6219	0,6186	0,6003	0,6486	0,5846	0,6295	0,6199
P3	0,644	0,5931	0,6508	0,6228	0,6181	0,599	0,6483	0,5845	0,6291	0,199
P4	0,6425	0,5899	0,6474	0,6205	0,6178	0,5993	0,65	0,5869	0,6299	0,6197
P5	0,6409	0,5882	0,6492	0,6207	0,6155	0,5983	0,6499	0,5865	0,6297	0,6199
P6	0,6407	0,5882	0,6493	0,6209	0,6153	0,5981	0,6501	0,5863	0,6299	0,62

Vitro

Molar	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,6226	0,6095	0,6318	0,5916	0,6233	0,6291	0,6183	0,613	0,6123	0,653
P2	0,6258	0,6107	0,63	0,5887	0,6204	0,6277	0,6184	0,6137	0,613	0,6155
P3	0,6236	0,6081	0,6315	0,5869	0,6189	0,6262	0,6199	0,613	0,6133	0,6152
P4	0,6167	0,6036	0,6295	0,5874	0,6167	0,6238	0,6214	0,6128	0,6128	0,6189
P5	0,6141	0,6015	0,628	0,5851	0,6156	0,6221	0,6216	0,6127	0,6124	0,6183
P6	0,6143	0,6016	0,6279	0,585	0,6154	0,6219	0,6218	0,6126	0,6122	0,6183

Z100

	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,6385	0,7255	0,7138	0,6977	0,7068	0,7167	0,6989	0,6972	0,7106	0,6927
P2	0,6369	0,7249	0,7159	0,7048	0,7056	0,7141	0,6981	0,6969	0,7112	0,6939
P3	0,6362	0,7245	0,7146	0,7034	0,7047	0,7139	0,6981	0,6962	0,7108	0,693
P4	0,6412	0,7263	0,713	0,7019	0,7027	0,7129	0,6979	0,6984	0,7105	0,6938
P5	0,6402	0,7257	0,7128	0,6968	0,7015	0,7128	0,6979	0,6989	0,7107	0,6937
P6	0,6404	0,7245	0,7126	0,6971	0,7013	0,7126	0,6981	0,6987	0,7109	0,6939

Maxxion

R	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
P1	0,6651	0,6557	0,6157	0,6017	0,6404	0,6506	0,6596	0,6598	0,6055	0,6158
P2	0,6618	0,6531	0,6146	0,5995	0,6383	0,6491	0,6598	0,66	0,605	0,6152
P3	0,6614	0,652	0,6138	0,5985	0,6369	0,6486	0,6599	0,6601	0,6073	0,6156
P4	0,6609	0,6491	0,6109	0,5925	0,6341	0,6463	0,661	0,6598	0,6079	0,616
P5	0,6628	0,6481	0,6101	0,5944	0,6328	0,6452	0,6613	0,6601	0,6072	0,6167
P6	0,6629	0,6479	0,6099	0,5943	0,6327	0,6451	0,6611	0,6599	0,607	0,6165

**APÊNDICE D -Valores em  $\mu\text{m}$  da rugosidade média inicial dos materiais avaliados**

<b>Vitro Fil LC</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
Ra1	1,05	0,3	0,34	0,2	0,32	0,23	0,41	0,35	0,48	0,41
Ra2	0,63	0,36	0,4	0,14	0,35	0,24	0,47	0,37	0,43	0,39
Ra3	1,2	0,29	0,4	0,19	0,36	0,25	0,47	0,33	0,42	0,38
Ra4	0,72	0,29	0,41	0,21	0,36	0,25	0,43	0,31	0,41	0,37
Ra5	1,2	0,33	0,36	0,13	0,32	0,23	0,44	0,32	0,42	0,43

<b>Z100</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
Ra1	0,3	0,05	0,06	0,06	0,05	0,05	0,18	0,09	0,67	0,14
Ra2	0,17	0,08	0,05	0,12	0,06	1,38	0,17	0,04	0,61	0,16
Ra3	0,05	0,32	0,06	0,27	0,06	0,67	0,12	0,06	0,63	0,17
Ra4	0,19	0,18	0,05	0,18	0,06	0,08	0,16	0,06	0,62	0,13
Ra5	0,15	0,13	0,06	0,12	0,05	0,3	0,14	0,03	0,6	0,13

<b>Vitro Molar</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
Ra1	0,59	0,16	2,02	0,95	1,83	1,58	1,16	1,23	1,03	1,18
Ra2	0,68	0,08	0,52	0,99	0,12	1,41	1,18	1,28	1,03	1,12
Ra3	4,84	0,05	0,5	2,12	2,21	0,1	1,2	1,28	1,04	1,13
Ra4	2,03	0,1	1,1	0,99	1,64	1,06	1,15	1,23	1,05	1,15
Ra5	2,08	0,08	0,93	1,7	1,12	1,02	1,15	1,24	1,1	1,13

<b>Fuji IX</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
Ra1	0,1	2,63	0,05	0,12	1,09	0,13	0,12	0,61	0,62	0,33
Ra2	0,17	0,23	0,05	0,11	1,01	0,1	0,13	0,62	0,67	0,33
Ra3	0,07	0,67	0,05	0,1	0,79	0,23	0,17	0,59	0,65	0,32
Ra4	0,14	1,7	0,06	0,13	0,89	0,16	0,19	0,55	0,67	0,32
Ra5	0,09	0,6	0,04	0,11	1,04	0,13	0,1	0,6	0,66	0,31

<b>Maxxion R</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
Ra1	0,27	2,13	0,29	0,66	5,94	0,09	0,93	0,97	1,39	1,43
Ra2	0,85	0,24	0,32	0,58	2,85	0,18	0,94	0,96	1,38	1,46
Ra3	1,18	0,2	0,4	0,51	4,67	0,08	0,94	0,89	1,39	1,46
Ra4	0,79	1,01	0,37	0,59	5,9	0,08	0,98	0,85	1,31	1,42
Ra5	0,75	0,67	0,3	0,57	3,04	0,15	0,98	0,89	1,33	1,44

**APÊNDICE E -Valores em  $\mu\text{m}$  da rugosidade média final dos materiais avaliados**



<b>Vitro Fil LC</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
<b>Ra1</b>	0,98	0,94	0,5	0,59	0,74	0,84	0,86	0,49	0,74	0,71
<b>Ra2</b>	1,08	0,53	0,37	0,47	0,95	0,66	0,81	0,48	0,83	0,74
<b>Ra3</b>	0,64	0,74	0,54	0,62	0,49	0,92	0,81	0,47	0,75	0,77
<b>Ra4</b>	1,06	0,73	0,5	0,62	0,74	0,82	0,87	0,46	0,74	0,75
<b>Ra5</b>	0,74	0,75	0,44	0,5	0,71	0,8	0,88	0,49	0,73	0,7
<b>Z100</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
<b>Ra1</b>	0,07	0,26	0,3	0,33	0,16	0,11	0,25	0,23	0,86	0,86
<b>Ra2</b>	0,05	0,78	0,19	0,39	0,14	0,19	0,22	0,23	0,85	0,88
<b>Ra3</b>	0,07	0,71	0,2	0,42	0,59	6,21	0,23	0,28	0,88	0,89
<b>Ra4</b>	0,04	0,61	0,25	0,41	0,31	2,3	0,24	0,22	0,82	0,88
<b>Ra5</b>	0,02	0,56	0,21	0,35	0,28	2,15	0,25	0,23	0,84	0,89
<b>Vitro Molar</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
<b>Ra1</b>	2,5	1,76	0,63	0,39	0,37	0,52	0,68	0,65	0,88	0,64
<b>Ra2</b>	1,05	0,79	0,49	0,33	0,45	0,52	0,69	0,71	0,92	0,61
<b>Ra3</b>	0,88	0,9	0,46	0,45	0,49	0,29	0,68	0,73	0,93	0,63
<b>Ra4</b>	1,8	1,31	0,54	0,44	0,46	0,51	0,67	0,74	0,91	0,66
<b>Ra5</b>	1,14	0,99	0,51	0,34	0,4	0,42	0,63	0,69	0,89	0,73
<b>Fuji IX</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
<b>Ra1</b>	0,2	0,16	1,67	1,49	4,22	0,48	1,48	0,84	0,99	1,29
<b>Ra2</b>	2,92	0,16	0,69	2,49	3,25	0,54	1,49	0,87	0,98	1,26
<b>Ra3</b>	1,12	0,27	0,59	0,29	2,64	0,23	1,45	0,87	0,99	1,27
<b>Ra4</b>	1,8	0,21	0,96	2,8	4,17	0,44	1,44	0,89	0,98	1,27
<b>Ra5</b>	1,2	0,17	0,59	0,36	2,57	0,39	1,43	0,85	0,95	1,29
<b>Maxxion R</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>	<b>C4</b>	<b>C5</b>	<b>C6</b>	<b>C7</b>	<b>C8</b>	<b>C9</b>	<b>C10</b>
<b>Ra1</b>	3,46	4,8	0,34	19,56	0,44	0,18	2,47	3,46	4,51	4,39
<b>Ra2</b>	6,29	1,46	0,29	19,04	0,8	0,38	2,51	3,5	4,53	4,37
<b>Ra3</b>	1,8	1,05	0,5	18,37	0,73	0,23	2,53	3,56	4,57	4,39
<b>Ra4</b>	6,29	3,6	0,38	19	0,7	0,27	2,53	3,54	1,98	4,32
<b>Ra5</b>	1,5	1,3	0,36	18	0,61	0,26	2,6	3,47	2,3	4,35

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)