

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

STELLA MARIA GLACI REINKE

**ANÁLISE DE ALTERAÇÕES EM CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO
INDICADOS PARA O TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO
SUBMETIDOS À AÇÃO DE ESCOVAS DENTAIS DE DIFERENTES TEXTURAS.**

**PONTA GROSSA
2010**

STELLA MARIA GLACI REINKE

**ANÁLISE DE ALTERAÇÕES EM CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO
INDICADOS PARA O TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO
SUBMETIDOS À AÇÃO DE ESCOVAS DENTAIS DE DIFERENTES TEXTURAS.**

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestre em Odontologia na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu, Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Clínica Integrada.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Denise Stadler Wambier
Co-orientadora: Prof.^a Dr.^a Gislaine Denise Czulniak

**PONTA GROSSA
2010**

R372a

Reinke, Stella Maria Glaci

Análise de alterações em cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático submetidos à ação de escovas dentais de diferentes texturas / Stella Maria Glaci Reinke. Ponta Grossa, 2010.
75 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Área de Concentração em Clínica Integrada - Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Profa. Dra. Denise Stadler Wambier

Co- Orientador: Profa. Dra. Gislaine Denise Czulsiak

1. Cimentos de ionômeros de vidro. 2. Desgaste de restauração dentária. 3. Escovação dentária. I. Wambier, Denise Stadler. II. Czulsiak, Gislaine Denise. III. Mestrado em Odontologia. Universidade Estadual de Ponta Grossa. IV. T.

CDD: 617.695

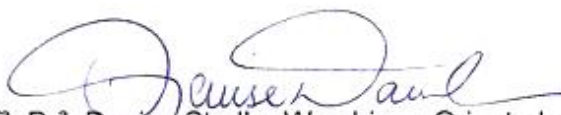


STELLA MARIA GLACI REINKE

**ANÁLISE DE ALTERAÇÕES EM CIMENTOS DE IONÔMERO DE VIDRO
INDICADOS PARA O TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO
SUBMETIDOS À AÇÃO DE ESCOVAS DENTAIS DE DIFERENTES
TEXTURAS.**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu, Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 18 de Fevereiro de 2010



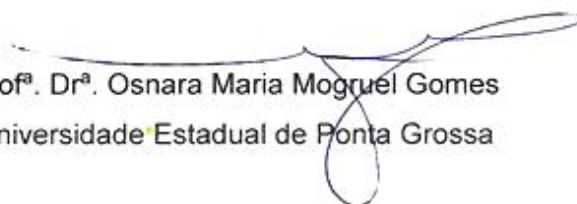
Profª. Drª. Denise Stadler Wambier – Orientadora

Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof. Dr. Antonio Ferelle

Universidade Estadual de Londrina



Profª. Drª. Osnara Maria Mogruel Gomes

Universidade Estadual de Ponta Grossa

DADOS CURRICULARES

STELLA MARIA GLACI REINKE

NASCIMENTO	27.06.1983	Massaranduba – Santa Catarina
FILIAÇÃO		Rolf Reinke Junior Diana Margaret Reinke
2001 – 2005		Curso de Graduação em Odontologia, Universidade Regional de Blumenau (FURB) Blumenau – Santa Catarina
2008 – 2010		Programa de Pós-Graduação Stricto Sensu em Odontologia, Universidade Estadual de Ponta Grossa (UEPG), nível de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Integrada, linha de pesquisa Prevenção em Odontologia Ponta Grossa - Paraná

Dedico este trabalho a meus pais.

Pai e Mãe... amor eterno, amor verdadeiro

AGRADECIMENTOS

À minha família, que sempre foi o alicerce de minha vida. Seu amor, carinho, estímulo e compreensão são a alma desta vitória.

Em especial aos meus pais, *Junior* e *Diana*, nem todas as palavras do mundo poderiam expressar o agradecimento que tenho a fazer a vocês que nunca mediram esforços para me ajudar a realizar tudo isso. Obrigada por tornar o meu sonho, o sonho de vocês, pelo carinho e atenção em cada telefonema cheio de saudades, por sempre acreditarem no meu potencial, por entenderem o quanto à distância, apesar de não gostarem nem um pouco, era necessária para o meu crescimento profissional e pessoal. Obrigada por serem meu exemplo de vida, seres humanos maravilhosos, e pelo imensurável amor. Vocês foram fundamentais para essa etapa de minha vida ser concluída. Amo muito vocês.

A minha irmã *Anna*, meu sobrinho *Matheus* e meu cunhado *Beto*, obrigada por sempre estarem em casa me esperando voltar, pelos abraços carinhosos. Ao *Matheus*, meu muito obrigada especial, pelas palavras que me disse em meu primeiro retorno para casa chorando de saudades: “*Dinda está tudo bem, agora você está em casa!*”. Estas palavras ecoaram em minha mente em todos os momentos que me sentia só, a certeza de que sempre ao voltar estaria realmente em casa, tornou tudo mais leve.

Ao meu irmão *Victor*, minhas sobrinhas *Bárbara* e *Kyvia* e minha cunhada *Daiana*, que em vários momentos mesmo questionando minha escolha continuaram torcendo pela minha felicidade e realização.

Ao *Márcio*, meu amor, companheiro, incentivador, amigo e mestre. Obrigada ao mestre que sempre me incentivou a seguir a carreira docente, que acreditou em mim quando ainda era uma acadêmica de graduação, aos ricos ensinamentos e por despertar em mim a paixão pelo tratamento restaurador atraumático. Obrigada ao namorado que sempre compreendeu a necessidade da ausência diária, que mudou seu roteiro de fins de semana para vir me visitar, que compreendeu os momentos de

cansaço. Obrigada ao colega doutorando que me auxiliou na realização de todas as etapas deste estudo. Obrigada por nunca ter me deixado desistir, nada seria possível sem sua presença e apoio. Você foi fundamental para essa etapa de minha vida ser concluída.

Aos familiares do Márcio, principalmente seus pais, *Milton* e *Neuza* pelo carinho e atenção durante minha permanência em Ponta Grossa. E aos seus filhos *Pedro* e *Giovana*, pelo carinho de sempre e principalmente pela compreensão ao dividirem o tempo de seu pai comigo.

A minha orientadora, *Prof^a. Dr^a. Denise Stadler Wambier*, agradeço por aceitar me orientar, pela confiança, atenção e disponibilidade em me atender durante todo este período. Foi uma honra poder compartilhar de suas experiências e conhecimentos científicos.

A Universidade Estadual de Ponta Grossa, representada pelo Magnífico Reitor *Prof. Dr. João Carlos Gomes*, por propiciar esta oportunidade de realizar o mestrado.

A *Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes* coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, por estar sempre disposta a lutar e a conseguir tudo o que solicitamos para desenvolver nossos estudos, pelo carinho com que sempre nos acolheu e tratou.

Ao *Prof. Dr. Fábio André dos Santos*, pelo auxílio na realização e compreensão da análise estatística, obrigada pela paciência e por compartilhar um pouco de seu imenso conhecimento.

A *Prof^a. Dr^a. Gislaine Denise Czulniak*, pela contribuição na parte escrita deste trabalho e pelo carinho e atenção que me tratou todos os momentos que solicitei ajuda.

Aos demais Professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, Abrahan, Alessandra, Alessandro, Berger, Benjamin, Denise, Elizabete, Fábio André, Gibson, Gislaine, Janaína, João Carlos, Leide, Nara, Osnara, Stella, Ulisses, Vitoldo, pela contribuição que deram à minha formação profissional.

Aos novos amigos de Ponta Grossa, em especial ao *João Paulo* e a *Sílvia* pela amizade sincera e pelo carinho nos momentos em que a distância de casa me fez chorar.

Aos colegas de mestrado, Alexandra, Carlos, Daniel, Eliana, Giovana, João Paulo, Juliana, Luis, Miguel, Rafael, Ricélia, Sindianara, Tatiana, Yasmine e Yileng que fizeram parte desta etapa de minha formação, agradeço pelo enriquecedor convívio.

A doutoranda *Prof^a. Ana Cláudia Rodrigues Chibinski*, pelos conhecimentos compartilhados, pela atenção, paciência e auxílio durante meu estágio de docência, e pela amizade que assim foi construída.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior-CAPES, pelo auxílio financeiro concedido para minha formação.

A todos os funcionários do Programa de Pós-graduação e Curso de Graduação em Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa, em especial a *Morgana das Graças Procz dos Santos* e *Marilda Terezinha da Silva* pelo carinho com que sempre me atenderam e auxiliaram.

A Universidade Regional de Blumenau-FURB por fazer parte do início de minha formação acadêmica, onde recebi ensinamentos grandiosos.

Ao *Prof. Luis Roberto Tiepo*, pela colaboração durante minha formação acadêmica e pelo apoio para cursar o mestrado e seguir meu sonho na carreira docente.

A Universidade Tecnológica Federal do Paraná-UTFPR, em especial ao *Prof. Irapuã Santos* e a estagiária *Aline Franco Ferreira*, pelo empréstimo do rugosímetro, pelo auxílio e atenção durante a utilização deste equipamento, que foi de imensa importância em meus estudos.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente, contribuíram para que esta caminhada fosse concluída, muito obrigada!

O lugar onde a gente nasce, onde a gente é criado, as pessoas que a gente ama, a família... a gente vai ser sempre dali.

Agenor de Miranda Araújo Neto (Cazuza)

Reinke SMG. **Análise de alterações em cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático submetidos à ação de escovas dentais de diferentes texturas.** [Dissertação Mestrado em Clínica Integrada – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2010.

RESUMO

Este estudo *in vitro* foi conduzido para testar o potencial de abrasão de escovas dentais de cerdas de textura macia e média em diferentes cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático (ART). A avaliação da abrasão causada pela escovação simulada foi realizada utilizando três parâmetros: alteração de massa, rugosidade e dureza superficial. Foram avaliados dois cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade (Ketac™ Molar Easymix/3M Espe e Vitro Molar®/DFL) e um convencional (Bioglass R®/Biodinâmica), como controle positivo foi utilizado uma resina composta microhíbrida (Z100™/3M Espe). Após confecção de 20 corpos-de-prova de cada material, estes foram divididos em dois subgrupos, os submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia e de textura média. Os valores de massa foram obtidos após pesagens consecutivas até sua estabilização. A rugosidade superficial foi determinada pela média de cinco leituras do valor da rugosidade superficial média aritmética (Ra) nos corpos-de-prova, e a dureza superficial foi obtida pela média de cinco indentações com carga de 100 gramas (g) por 20 segundos (s), determinando o valor de Dureza Vickers (HV). Após determinado os valores dos três parâmetros, os corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos a 20.000 ciclos de escovação simulada com as escovas dentais de cerdas de textura específica para cada grupo. A obtenção de massa, rugosidade e dureza finais foram obtidas da mesma forma que os valores iniciais. Os dados foram avaliados estatisticamente pelos testes *T* de *Student* e Anova com pós-teste de Tukey ($p < 0,05$). Verificou-se que ambos os materiais sofreram desgaste após a escovação, de forma crescente, sendo a resina composta Z100™ o material com menor desgaste, seguido pelos cimentos de ionômero de vidro Ketac™ Molar Easymix, Vitro Molar® e Bioglass R®. O cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade que apresentou o menor valor de rugosidade superficial tanto inicial como final foi o Ketac™ Molar Easymix com valor médio de 0,50 μm , sendo diferente estatisticamente dos outros cimentos de ionômero de vidro e inferior ao valor do material controle. O Ketac™ Molar Easymix também apresentou o maior valor de dureza superficial (64,85), sendo significativamente superior aos demais cimentos de ionômero de vidro. A diferença na textura das cerdas das escovas dentais não causou desgastes diferentes.

Palavras-chave: Cimentos de ionômeros de vidro. Desgaste de restauração dentária. Escovação Dentária.

Reinke SMG. **Analysis of changes in ionomer glass indicated for atraumatic restorative treatment submitted to the action of toothbrushes of different textures.** [Dissertação Mestrado em Clínica Integrada – Faculdade de Odontologia]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2010.

ABSTRACT

This *in vitro* study was conducted to test the potential for abrasion toothbrush bristles of soft to medium texture in different glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). The evaluation of the abrasion caused by brushing was performed using three parameters: change in mass, roughness and surface hardness. We evaluated two ionomer glass of high viscosity (Ketac™ Molar Easymix/ 3M Espe and Vitro Molar®/ DFL) and a conventional (Bioglass R®/ Biodinâmica), as positive control was used microhybrid composite resin (Z100™/3M Espe). After making 20-specimens of each test material, they were divided into two subgroups, those submitted to bristle toothbrushes soft and medium texture. The weights were obtained after consecutive weighings to stabilize. The surface roughness was determined by the average of five readings of the value of the arithmetic average surface roughness (Ra) in specimens, and microhardness was obtained by averaging five indentations with a load of 100 grams (g) for 20 seconds (s), determining the value of Vickers hardness (HV). Having determined the values of three parameters, the specimens of each group were submitted to 20.000 brushing cycles with toothbrushes bristle texture specific to each group. Obtaining mass, roughness and hardness was reached just as the initial values. The data were statistically analyzed by Student T test and ANOVA with post-Tukey test ($p < 0.05$). It was found that both materials will wear out after brushing, increasingly, being Z100™ composite resin material with lower wear, followed by cement glass ionomer Ketac™ Molar Easymix, Vitro Molar® and Bioglass R®. The ionomer glass of high viscosity with the lowest value of surface roughness both initial and final was the Ketac™ Molar Easymix with a mean value of 0,50 μm being statistically different from the other ionomer glass and lower the value of the material control. Ketac™ Molar Easymix also showed the highest value of hardness (64,85), and was significantly higher than the other glass ionomer. The difference in the texture of the bristles of the toothbrush did not cause wear different.

Keywords: Glass ionomer cements. Dental restoration wear. Toothbrushing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Materiais testados: A- resina composta, B e C- cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade, D- cimento de ionômero de vidro convencional.....	37
Figura 2	- Esquema de distribuição dos corpos-de-prova nos grupos experimentais.....	37
Figura 3	- Molde e corpo-de-prova.....	38
Figura 4	- Esquema das leituras para avaliação da rugosidade superficial.....	41
Figura 5	- Esquema das indentações para avaliação da dureza superficial.....	42
Figura 6	- Dispositivo e adaptação do corpo-de-prova para fixar na matriz da máquina de escovação.....	43
Figura 7	- Escovas dentais e dentifrício utilizados na escovação.....	44
Quadro 1	- Marca comercial, fabricante, lote, cor e composição dos materiais testados.....	36
Quadro 2	- Proporção Pó/Líquido conforme instruções do fabricante e forma de manipulação dos cimentos de ionômero de vidro testados.....	39
Quadro 3	- Características das escovas dentais utilizadas.....	43
Quadro 4	- Marca comercial, fabricante, lote e composição do dentifrício utilizado.....	44
Quadro 5	- Materiais e período para estabilizar a massa dos corpos-de-prova.....	48
Gráfico 1	- Valores das médias de massa final (g), dos materiais submetidos à escovação.....	47
Gráfico 2	- Valores das médias de rugosidade superficial final (μm), dos materiais submetidos à escovação.....	49
Gráfico 3	- Valores das médias de dureza superficial final (HV), dos materiais submetidos à escovação.....	51

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Valores das médias (desvio padrão) de massa inicial e final (g), e o valor de perda de massa dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura macia.....	46
Tabela 2	- Valores das médias (desvio padrão) de massa inicial e final (g), e o valor de perda de massa dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura média.....	47
Tabela 3	- Valores das médias (desvio padrão) da rugosidade superficial inicial e final (μm), e diferença da rugosidade dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura macia.....	48
Tabela 4	- Valores das médias (desvio padrão) da rugosidade superficial inicial e final (μm), e diferença da rugosidade dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura média.....	49
Tabela 5	- Valores das médias (desvio padrão) da dureza inicial e final (HV), e diferença da dureza dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura macia.....	50
Tabela 6	- Valores das médias (desvio padrão) da dureza inicial e final (HV), e diferença da dureza dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura média.....	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ART	Tratamento Restaurador Atraumático
Ra	Rugosidade superficial média aritmética
HV	Dureza Vickers
HK	Dureza Knoop
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
Mi	Massa inicial
Mf	Massa final
Ri	Rugosidade superficial inicial
Rt	Rugosidade total
Rf	Rugosidade superficial final
Di	Dureza superficial inicial
Df	Dureza superficial final
PVC	Cloreto de polivinila
ISO	International Organization for Standardization

LISTA DE SÍMBOLOS

g	grama
s	segundo
μm	micrometro
h	hora
%	por cento
mL	mililitro
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
N	Newton
pH	Potencial hidrogeniônico
mm	milímetro
mW/cm^2	miliwatts por centímetro quadrado
min	minuto
$\pm$	Mais ou Menos
gf	gramas de força

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	18
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO E O TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO.....	21
2.2	DUREZA SUPERFICIAL.....	24
2.3	ABRASÃO POR ESCOVAÇÃO E RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	26
3	PROPOSIÇÃO.....	35
3.1	OBJETIVO GERAL.....	35
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	35
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
4.1	CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA.....	38
4.2	DETERMINAÇÃO DA MASSA.....	39
4.3	DETERMINAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	40
4.4	DETERMINAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL.....	41
4.5	ESCOVAÇÃO SIMULADA DOS CORPOS-DE-PROVA.....	42
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	45
5	RESULTADOS.....	46
5.1	ALTERAÇÃO DE MASSA.....	46
5.2	ALTERAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	48
5.3	ALTERAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL.....	49
6	DISCUSSÃO.....	52

7	CONCLUSÃO.....	58
	REFERÊNCIAS.....	59
	APÊNDICES.....	63

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas quatro décadas, nos países desenvolvidos, a atenção dada à doença cárie resultou em uma significativa diminuição de sua prevalência em crianças e adolescentes. Porém, a cárie dentária ainda afeta a população nos países em desenvolvimento e subdesenvolvidos. Nesses, os cuidados odontológicos são praticamente inexistentes, sendo comum uma lesão cariosa progredir para uma fase irreversível, onde o principal método de tratamento é a exodontia (Frencken¹ 2010).

O cimento de ionômero de vidro foi desenvolvido por Wilson e Kent nos anos 70, a partir de uma modificação do cimento de silicato, resultando em um material biocompatível, que se adere quimicamente aos tecidos dentários duros, libera fluoretos e possui coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dentária. Por essas características favoráveis ele foi sugerido como material de primeira escolha nas restaurações realizadas pela Técnica Restauradora Atraumática (Mc Lean et al.² 1989, Mount³ 1996, Cho, Cheng⁴ 1999, Pedrini et al.⁵ 2001, Bresciani⁶ 2006).

Com o objetivo de modificar o indesejável quadro de exodontias em massa, propondo uma alternativa para restaurar e manter a saúde bucal onde os recursos são escassos desenvolveu-se o Tratamento Restaurador Atraumático, que se tornou conhecido pela sigla ART. A acessibilidade desse tratamento relaciona-se ao fato de dispensar a infraestrutura de clínica odontológica convencional, pois a remoção de tecido cariado é feita com instrumentação manual e a restauração com cimento de ionômero de vidro (Frencken et al.⁷ 1996, Frencken, Holmgren⁸ 2001, Frencken¹ 2010).

Um dos aspectos mais positivos do ART é a abordagem da mínima intervenção e da máxima preservação dos tecidos dentais saudáveis, fato desejável para todas as situações. A associação de instrumentação manual e material adesivo permitem um tratamento conservador, uma vez que o uso de instrumentos rotatórios, na maior parte das vezes, resulta na remoção de maior quantidade de tecido saudável ou com potencial de recuperação.

Em meados dos anos 80 num programa de atenção à saúde bucal na Tanzânia, Frencken iniciou alguns estudos com o ART (Frencken et al.⁹ 1994, Frencken, Holmgren⁸ 2001). Nas primeiras restaurações foram empregados cimentos de policarboxilato de zinco, e mais tarde as fissuras e cavidades passaram

a ser seladas com cimento de ionômero de vidro. A longevidade das restaurações motivou a continuidade desses estudos, que passaram a testar diferentes cimentos ionoméricos.

A restauração de cavidades dentárias objetiva restabelecer a função do elemento dental, e ao eliminar locais retentivos acrescenta maior facilidade no controle do biofilme. Por outro lado, a manutenção de superfícies dentárias limpas, com níveis aceitáveis de biofilme, compatíveis com a saúde, depende do emprego, principalmente de escovas dentais e dentifrícios, agentes esses de diferentes abrasividades (Andrade Junior et al.¹⁰ 1998, Chaves, Vieira-da-Silva¹¹ 2002).

O potencial de desgaste de escovas e dentifrícios está relacionado às suas características, tais como textura e composição. Existe no comércio extensa variedade de produtos e geralmente, a população não sabe como selecionar o que adquirir. Desta forma, o procedimento de escovação pode contribuir para alterações nas estruturas dentais, tecidos moles, e materiais restauradores, e ainda possibilitar maior aderência de microrganismos (Heath, Wilson¹² 1976, Dyer et al.¹³ 2000, Pedrini et al.⁵ 2001, Voronets et al.¹⁴ 2008).

Materiais ionoméricos são considerados menos resistentes à abrasão, quando comparados às restaurações de amálgama ou de resina composta (Momoi et al.¹⁵ 1997, Wang et al.¹⁶ 2009). O amplo uso de cimentos ionoméricos, sejam eles convencionais ou de alta viscosidade para as restaurações atraumáticas, sinaliza a necessidade de estudos sob o efeito da escovação. É importante avaliar o grau de abrasão ocasionado pelo uso de escovas dentais com cerdas de textura macia ou média, bem como a implicação dessa abrasão na longevidade das restaurações.

O valor da dureza de cada material restaurador é um importante dado para avaliar propriedades de resistência ao desgaste e suporte de estresse, assim como avaliar a capacidade de um determinado material provocar danos às estruturas dentais adjacentes (Gladys et al.¹⁷ 1997, Voronets et al.¹⁴ 2008). Por isso o material restaurador deve ter o seu valor de dureza superficial o mais próximo do valor da dureza do esmalte dental (Heath, Wilson¹² 1976, Brito¹⁸ 2008).

Sendo a escovação dentária parte indispensável para o sucesso das restaurações atraumáticas, este estudo *in vitro* foi conduzido para testar a

resistência ao desgaste de cimentos ionoméricos submetidos à escovação simulada com escovas dentais com cerdas de textura macia e média.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CIMENTO DE IONÔMERO DE VIDRO E O TRATAMENTO RESTAURADOR ATRAUMÁTICO

Os cimentos de ionômero de vidro foram desenvolvidos a partir da combinação de cimentos de silicato e policarboxilato de zinco, resultando em um material com propriedades altamente positivas, tais como: ação anticariogênica e adesividade à estrutura dentária (Mc Lean et al.² 1989, Mount³ 1996). Essas qualidades permitiram ampla aplicação desses cimentos nas várias especialidades da Odontologia, principalmente na Odontopediatria e Odontologia em Saúde Coletiva. Além disto, colaboraram para o crescimento da Odontologia Minimamente Invasiva e de certa forma inspiraram o criador da técnica ART que viu neste material a possibilidade de restaurar dentes, não como procedimento temporário e sim com a expectativa de maior longevidade.

As diferentes marcas comerciais são formuladas pelas inúmeras combinações entre vidros e ácidos alquenóicos. Basicamente, consistem de um vidro aluminossilicato com alto conteúdo de fluoreto, interagindo com um ácido polialcenóico. Este alto conteúdo de fluoreto e a capacidade de troca iônica com a superfície dão ao material sua ação anticariogênica. As interações entre as partículas de vidro e o ácido determinam a reação de presa do material (reação ácido-base), sendo que a maior parte do processo de geleificação ocorre nas primeiras 48 horas (h) (Mc Lean et al.² 1989, Mount³ 1996).

A maturidade completa da matriz é alcançada somente após algumas semanas, variando conforme a formulação do material, sendo aconselhado que os procedimentos de acabamento e polimento sejam realizados após no mínimo 24 h (Irie et al.¹⁹ 2008). A água está presente na reação de presa dos cimentos de ionômero de vidro. Porém, nos estágios iniciais, após a mistura as cadeias de poliácido de cálcio estão muito solúveis, de tal maneira que a água pode ser incorporada ou pode ser perdida. Esta relação com a água chamada de sinérese e embebição é responsável por alterações nas propriedades físico-químicas do material, após a completa maturação. Por isso, é recomendada uma proteção do material nas primeiras horas após iniciada a reação de presa do material. Na técnica

ART essa proteção é feita com vaselina sólida (Mc Lean et al.² 1989, Mount³ 1996, Frencken, Holmgren⁸ 2001).

Sabe-se que as propriedades mecânicas dos cimentos de ionômero de vidro estão intimamente relacionadas com as características das partículas de vidro, assim como com a interface formada entre estas partículas e a matriz de polímero, número e tamanho de bolhas formadas após o endurecimento. Pelo fato de terem na sua formulação pó-líquido, são materiais naturalmente propensos a porosidades, o que acaba interferindo na sua rugosidade superficial (Mc Lean et al.² 1989, Xie et al.²⁰ 2000).

A principal limitação do cimento de ionômero de vidro está na sua baixa resistência à abrasão, assim sendo pouco indicado para áreas de grandes forças mastigatórias e cavidades muito amplas (Mc Lean et al.² 1989). Já houve significativo avanço na formulação dos cimentos ionoméricos, sendo que os primeiros, chamados de cimentos de ionômero de vidro convencionais, apresentavam os inconvenientes de longo tempo de presa, baixa resistência mecânica e alta sensibilidade às variações de umidade (sinérese e embebição). Surgiu então a idéia de reforçar esses cimentos com a inclusão de metais, no entanto isto reduziu a liberação de flúor e a estética. Depois, foi adicionado material resinoso, com melhores resultados, e esses cimentos passaram a ser chamados de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, os quais possuem reações de presa ácido-base e ativada por luz (Mc Lean et al.² 1989, Mount³ 1996, Wilde et al.²¹ 2006).

Outra opção de material disponibilizada pelos fabricantes, no início dos anos 90, foi o cimento de ionômero de vidro condensável ou de alta viscosidade, de especial interesse para uso nas restaurações atraumáticas, pela maior facilidade de inserção. Além disto, eles foram desenvolvidos com a expectativa de se conseguir um material com propriedades mecânicas superiores. A modificação na relação pó e líquido resultou em um cimento que endurece mais rapidamente (Cho, Cheng⁴ 1999, Kunzelmann et al.²² 2003).

Estudos longitudinais utilizando a técnica ART revelaram alto percentual de retenção das restaurações, com longevidade dependente da experiência do operador (Frencken, Holmgren⁸ 2001). Destaca-se que os resultados foram encorajadores, demonstrando sucesso tanto em longevidade como na

aceitação desse procedimento pela população atendida (Frencken et al.⁹ 1994, Frencken et al.²³ 1998, Holmgren et al.²⁴ 2000). O potencial dessa forma simples, de custo reduzido e abrangente atendimento odontológico, foi recomendado pela Organização Mundial de Saúde, que em 1994, oficialmente apresentou e passou a apoiar as pesquisas conduzidas com o ART (Frencken, Holmgren⁸ 2001).

Frencken et al.⁹ em 1994 publicaram os resultados de um estudo com um ano de acompanhamento, realizado para verificar o desempenho de restaurações realizadas em duas vilas. Em uma delas, adotaram o protocolo ART e na outra o atendimento odontológico foi realizado em unidades móveis, utilizando amálgama nas restaurações. Restaurações atraumáticas em dentes decíduos de uma única face tiveram 79 % de sucesso e quando envolviam mais superfícies, esse percentual foi reduzido para 55 %. Na dentadura permanente a taxa de sucesso com as restaurações atraumáticas foi de 93 %. Nesta pesquisa ficou demonstrado que existe viabilidade de tratamento fora da clínica odontológica convencional e que o cimento de ionômero de vidro, embora não tão resistente quanto o amálgama, também pode ser indicado.

Com mais estudos, conduzidos em comunidades de diferentes países e continentes, ficou comprovado que o ART apresentava potencial de indicação não somente pelo motivo de baixo custo, mas também por ser uma técnica silenciosa, indolor e sem necessidade de uso de anestésico, características favoráveis para pacientes infantis, assim como pacientes ansiosos e traumatizados de alguma forma com o atendimento odontológico (Frencken, Holmgren⁸ 2001).

Foi confirmado na série de pesquisas, incluindo estudos de seis anos, que o cimento de ionômero de vidro é um material que desempenha de forma ideal o papel ao qual foi proposto dentro da abordagem do ART, sendo que os insucessos estão relacionados principalmente ao operador, tamanho e tipo das restaurações (Frencken et al.²³ 1998, Holmgren et al.²⁴ 2000, Mickenautsch, Grossman²⁵ 2006). As observações registradas enfatizam a importância da correta indicação dos cimentos de ionômero de vidro e treinamento do operador, tendo em vista as limitações desse material.

Mesmo com o significativo avanço mencionado para aprimorar a resistência ao desgaste dos cimentos ionoméricos, existe ainda a necessidade de pesquisas que demonstrem a melhoria das propriedades físicas e mecânicas desses

cimentos para que possam ser utilizados em restaurações oclusoproximais amplas na técnica ART (Frencken, Holmgren⁸ 2001).

2.2 DUREZA SUPERFICIAL

O valor da dureza superficial dos materiais restauradores é avaliado por diversos estudos, por estar relacionado com a resistência do material ao desgaste, o que está intimamente ligado a risco de desadaptação e fratura das restaurações. Porém, é um dado importante também para prever possíveis danos que a restauração pode causar aos dentes antagonistas.

Gladys et al.¹⁷ (1997) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de determinar algumas propriedades físicas e mecânicas de oito materiais restauradores híbridos, os quais incorporam os componentes essenciais dos cimentos de ionômero de vidro convencionais e das resinas fotopolimerizáveis. Comparando-os com dois cimentos de ionômeros de vidro convencionais e duas resinas compostas, por meio de testes de dureza e rugosidade. A dureza HV foi mensurada com carga de 100 g, sendo realizadas dez indentações. Em um grupo a rugosidade superficial foi mensurada logo após o polimento, o outro grupo foi submetido ao polimento e a 3 h de abrasão por escovação simulada com dentifrício de alta abrasividade antes da mensuração da rugosidade. A escovação simulada ocasionou aumento da rugosidade superficial em todos os materiais, mas não na mesma proporção, sendo menor nas resinas compostas. Os materiais restauradores híbridos apresentaram uma rugosidade superficial após a abrasão por escovação maior que os cimentos de ionômero de vidro convencionais. Os valores de dureza dos cimentos de ionômero de vidro convencionais foram superiores a quatro materiais restauradores híbridos e não diferiram estatisticamente dos outros materiais. Os autores concluíram que a resistência mecânica dos materiais restauradores híbridos é inadequada para uso em áreas de suporte de estresse.

Ellakuria et al.²⁶ em 2003, compararam a Dureza Vickers de três cimentos de ionômero de vidro (Ketac™ Fil- 3M/Espe, Ketac™ Molar- 3M/Espe, Ketac™ Silver- 3M/Espe) e três cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Photac™ Fil- 3M/Espe, Fuji II LC™- GC Corp e Vitremer™- 3M/Espe) durante 12 meses de estocagem em água. As mensurações foram realizadas após

1, 7, 15, 30, 90, 180 e 360 dias. Para avaliar a dureza dos materiais foram confeccionados cinco corpos-de-prova de cada marca comercial e realizadas nove indentações em cada corpo-de-prova com carga de 200 g por 20 s. A análise dos resultados mostrou que os cimentos de ionômero de vidro convencionais, exceto o Ketac™ Silver apresentaram valores de HV estatisticamente maiores durante todo o estudo. Concluíram que a incorporação de partículas resinosas não melhorou a dureza do cimento de ionômero de vidro e sugeriram que a dureza desses sofre alterações que variam entre os materiais conforme aumenta o tempo de estocagem em água.

Raggio²⁷ (2004) avaliou a Dureza Knoop (HK) de três cimentos de ionômero de vidro indicados para o ART, Ketac™ Molar (3M/ESPE), Ketac™ Molar Easymix (3M/ESPE) e Magic Glass® (Vigodent). O Ketac™ Molar Easymix foi avaliado pela variação da técnica de inserção no molde, sendo realizada inserção com espátula, seringa comercial (Centrix) e seringa de baixo custo (insulina–1 mL). A mensuração da HK foi realizada com carga de 25 g por 30 s, sendo realizadas cinco indentações em cada corpo-de-prova. O menor valor de HK foi apresentado pelo Magic Glass®, sendo diferente estatisticamente dos outros materiais, que não apresentaram diferenças entre si. Ao avaliar a HK do mesmo material com diferentes técnicas de inserção, não foi encontrada diferença estatística.

Chinelatti et al.²⁸ (2006), avaliaram a HK de seis resinas compostas antes e após o polimento em diferentes tempos. Os procedimentos de polimento foram realizados em alguns grupos imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova e depois de 24 h, 7 e 21 dias. Os resultados demonstraram que todas as resinas flow apresentaram valores parecidos de dureza, e estes foram os menores valores obtidos. A resina composta híbrida apresentou valores superiores, e todos os materiais restauradores apresentaram um aumento no valor de dureza superficial após o polimento, principalmente quando este foi realizado sete dias depois da confecção dos corpos-de-prova.

Mudjeci e Gokay²⁹ (2006) testaram a ação de agentes clareadores sobre a dureza de três materiais restauradores. Neste estudo eles avaliaram uma resina composta nanohíbrida, uma resina composta modificada por poliácido e um cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade. Após a confecção dos corpos-de-prova estes ficaram armazenados por sete dias em água destilada a 37 °C, para

serem submetidos à medição da dureza Vickers com carga de 100 g por 20 s. A dureza foi mensurada novamente após tratamento dos grupos com água destilada (controle), gel clareador (peróxido de carbamida a 10%), ou tiras de clareamento (14% peróxido de hidrogênio). Foram observadas diferenças significantes entre os materiais restauradores, mas não entre os tipos de tratamento clareador. Sendo para todos os tipos de tratamento a resina composta o material que apresentou maiores valores de dureza e o cimento de ionômero de vidro os menores.

Schmage et al.³⁰ (2009), avaliaram a resistência ao desgaste de dezesseis materiais utilizados para construção de núcleos, sendo dois cimentos de ionômero de vidro (Ketac™ Molar- 3M/ESPE e Ketac™ Fil- 3M/ESPE), dez resinas para núcleo e quatro resinas compostas. Foi mensurada dureza Vickers (HV) com uma carga de um Newton (N) por 10 s e avaliadas a rugosidade superficial pelo parâmetro Ra e o aspecto da superfície por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os valores de ambos os parâmetros foram obtidos antes e após o desgaste de 2.000 ciclos com equipamento específico. Após análise dos dados foi possível verificar que os materiais tiveram valores de desgaste entre 40 e 90 µm, sendo os valores dos cimentos ionoméricos entre 60 e 75 µm. Os valores de rugosidade superficial dos cimentos de ionômero de vidro foram os maiores, sendo os valores do Ketac™ Fil maiores que os valores do Ketac™ Molar. Os valores de HV dos cimentos de ionômero de vidro ficaram próximos dos outros materiais ficando todos entre 45 e 55. As imagens da microscopia eletrônica de varredura (MEV) demonstraram que os materiais resinosos têm superfície mais homogênea que os cimentos de ionômero de vidro. Concluíram que as resinas para núcleo e as resinas compostas são mais resistentes que os cimentos de ionômero de vidro sendo mais indicadas para reconstrução dos dentes com finalidade protética.

2.3 ABRASÃO POR ESCOVAÇÃO E RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A técnica de escovação, frequência, força aplicada sobre a escova dental, características de suas cerdas, bem como o tipo de abrasivo do dentifrício são fatores com potencial para promover algum desgaste ao substrato dentário e restaurações (Andrade Junior et al.¹⁰ 1998, Dyer et al.¹³ 2000).

Este desgaste causado pela escovação quando há presença de dentes restaurados pode levar a perda de massa do material, alteração da rugosidade superficial. As conseqüências são observadas clinicamente pela falta de anatomia adequada das restaurações, fratura, microinfiltração e possível desenvolvimento de lesão de cárie, efeitos negativos que reduzem a longevidade das restaurações. A maioria dos microrganismos, especialmente aqueles que são responsáveis pela lesão de cárie (*Streptococcus mutans* e *Lactobacillus spp*) só podem sobreviver na boca quando conseguem se aderir às superfícies duras. Assim a rugosidade superficial das superfícies duras intra-bucais é importante no processo de retenção bacteriana (Quirynen et al.³¹ 1990, Svanberg et al.³² 1990, Bollen et al.³³ 1997). O ideal é que o material restaurador apresente uma resistência à abrasão e rugosidade superficial o mais próxima do esmalte dental (Heath, Wilson¹² 1976).

Alteração da rugosidade superficial e perda de massa são os principais parâmetros testados para avaliar a resistência de materiais à abrasão pela escovação. Estudos *in vitro* permitem padronizar variáveis difíceis de serem controladas em estudos *in vivo*, tais como força aplicada na escovação e técnica de escovação (Heath, Wilson¹² 1976, Heintze et al.³⁴ 2006).

As escovas dentais são classificadas principalmente em cerdas de textura macia, média e dura, e esta classificação está relacionada com a espessura e comprimento das cerdas. Além disto, as cerdas podem ser de materiais diferentes, como náilon ou poliéster, apresentar diferentes comprimentos e espessuras, podendo afetar o transporte do dentífrico nas superfícies e alterar o nível de abrasão à superfície (Dyer et al.¹³ 2000).

Os estudos que relacionaram a textura de escova com abrasão são controversos, encontrando maior desgaste ou com escovas de cerdas de textura macia, ou com escovas de cerdas de textura dura e há também pesquisas que não detectaram diferenças significativas entre as diferentes escovas dentais (Fabretti et al.³⁵ 1997, Consani et al.³⁶ 1999, Dyer et al.¹³ 2000, Furlan et al.³⁷ 2005, Voronets et al.¹⁴ 2008).

No dentífrico o tipo de abrasivo é o responsável pelo grau de abrasividade. Andrade Junior et al.¹⁰ em 1998 realizaram um estudo *in vitro* para avaliar a abrasividade de 15 dentífricos, e observaram que os sete dentífricos

menos abrasivos tinham em sua formulação o carbonato de cálcio como agente de polimento principal.

Forss et al.³⁸ (1991) avaliaram a resistência à abrasão e dureza superficial de quatro cimentos de ionômero de vidro, e verificaram também o efeito da hidratação e desidratação sobre a resistência à abrasão. Foram utilizados como controle um material compósito, esmalte e dentina. O teste de abrasão foi realizado com discos abrasivos e água. Verificou-se que todos os cimentos de ionômeros de vidro apresentaram maior abrasão que o compósito e esmalte, porém desgaste menor que a dentina. A maior resistência à abrasão foi apresentada pelo Ketac™ Fil (3M/ESPE) e a menor por Ketac™ Silver (3M/ESPE). O Ketac™ Silver sofreu maior abrasão com a desidratação, enquanto que para o cimento de ionômero de vidro convencional a desidratação e a hidratação não influenciaram significativamente no desgaste. O maior valor de dureza foi encontrado para o Ketac™ Fil e o menor para o Ketac™ Silver.

Bollen et al.³³ em 1997 realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de verificar a rugosidade inicial de alguns materiais intra-buciais duros, e as mudanças ocorridas como consequência de algumas modalidades de tratamento. Foram selecionados artigos no Medline que apresentassem valores de limite de rugosidade superficial e supostas mudanças na rugosidade superficial devido a diferentes técnicas de manipulação e ou incluíssem condições padronizadas de superfície para poder comparar os tratamentos da superfície. Após esta revisão os autores verificaram que alguns estudos *in vivo* sugeriram um limite de Ra para retenção de bactéria de 0,2 µm. Um aumento neste limite de rugosidade superficial resultaria num maior acúmulo de biofilme levando a maior risco de desenvolvimento de lesões de cárie e inflamação periodontal.

Momoi et al.¹⁵ (1997) compararam o desgaste sofrido pela abrasão por escovação de dois cimentos de ionômero de vidro convencionais e dois modificados por resina. Como controle foi confeccionado corpos-de-prova de amálgama e de resina composta híbrida. Os corpos-de-prova foram submetidos à abrasão por escovação simulada, realizando 20.000 ciclos de escovação. A perda de massa foi avaliada pela quantidade vertical de perda de material com um perfilômetro e as características superficiais dos corpos-de-prova após abrasão, foram avaliadas em imagens obtidas por MEV. Além disso, a HK foi medida para

todos os materiais. Após análise estatística, os autores verificaram que a resistência à abrasão dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foi estatisticamente inferior aos materiais controle. Ao comparar os cimentos de ionômero de vidro convencionais e os modificados por resina do mesmo fabricante, foi estatisticamente menor a resistência à abrasão e HK dos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. As imagens obtidas pelo MEV após a escovação mostraram uma significativa rugosidade superficial em ambos os cimentos de ionômero de vidro, quando comparados com os materiais controle. Os autores deduziram que a menor resistência à abrasão encontrada nos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina está relacionada com a sua menor dureza superficial.

Fabretti et al.³⁵ (1997) avaliaram *in vitro* a abrasão produzida sobre corpos-de-prova de resina acrílica pela escovação simulada com escovas dentais e dentifrícios infantis. A escovação simulada foi realizada com 30.000 ciclos, com três dentifrícios diferentes diluídos, sendo a água o controle. Foram realizadas seis mensurações do valor de Ra em cada corpo-de-prova. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa entre as escovas dentais avaliadas, a diferença estatística significativa encontrada foi quanto ao dentifrício utilizado.

Consani et al.³⁶ (1999) avaliaram *in vitro* a abrasão produzida sobre corpos-de-prova de resina acrílica pela escovação simulada com três diferentes dentifrícios, uma escova dental convencional e quatro diferentes escovas dentais classificadas como complexas, por possuírem cerdas em diferentes comprimentos, consistência e angulação. A escovação simulada foi realizada com 30.000 ciclos. Foram realizadas três mensurações do valor de Ra em cada corpo-de-prova. Os resultados mostraram que a escova dental convencional promoveu o maior valor de abrasão, estatisticamente diferente das escovas dentais complexas, que entre si não demonstraram diferença estatística significativa.

Dyer et al.¹³ (2000) avaliaram escovas dentais com cerdas de textura macia, média e dura de diferentes marcas comerciais. Realizando a escovação simulada com 20.000 ciclos, sendo a mensuração da perda de substrato registrada a cada 5.000 ciclos por perfilometria. Os autores verificaram após análise estatística que as escovas dentais de cerdas de textura dura causaram menor abrasão que as de cerdas de textura macia, com diferença estatística significativa entre os grupos.

Dentro dos grupos, as diferenças entre marcas comerciais alcançaram significância para escovas dentais de cerdas de textura macia e média, mas não para as com textura dura.

Turssi et al.³⁹ (2001) avaliaram a alteração da rugosidade superficial após procedimentos de escovação simulada e ciclagem de pH. Foram incluídos materiais a base de resina, entre eles, um cimento de ionômero de vidro modificado por resina. A rugosidade superficial foi obtida pelo valor de Ra após cada etapa de ciclagem de pH e escovação simulada. Foram realizadas dez vezes o conjunto de procedimentos, ciclagem de pH mais escovação simulada com 10.000 ciclos. Os resultados mostraram que a ciclagem de pH seguida da escovação simulada causou aumento na rugosidade superficial para todos os materiais restauradores. Porém, as resinas compostas e os materiais a base de resina apresentaram ao longo dos testes rugosidade superficial mais estável, enquanto que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina exibiu um aumento progressivo da rugosidade superficial.

Wang⁴⁰ (2001) avaliou quatro diferentes resinas condensáveis e duas resinas microparticuladas como controle, utilizando a escovação simulada. Foram realizados 100.000 ciclos com escovas dentais de cerdas de textura macia e um dentífrico diluído em água na proporção 1:2. Os parâmetros para avaliar o desgaste foram alteração de massa e rugosidade superficial. A rugosidade superficial foi mensurada por meio de cinco leituras aleatórias nos corpos-de-prova, obtendo a média dos valores de Ra. A análise estatística demonstrou diferenças significantes para perda de massa e alteração de rugosidade, porém não foi encontrado correlação entre perda de massa e rugosidade superficial. As resinas compostas condensáveis apresentaram desempenho semelhante entre si e muito próximo do controle.

Rios et al.⁴¹ (2002) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a resistência à abrasão por escovação de cimentos de ionômero de vidro indicados como selantes de fósulas e fissuras. Utilizando um cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac™ Molar- 3M/ESPE) e dois cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, sendo um para cimentação (Fuji Plus™- GC Corp) e outro para restauração (Vitremer™- 3M/ESPE). O cimento de ionômero de vidro modificado por resina para restauração foi utilizado na proporção pó/líquido

recomendada pelo fabricante (1:1) e diluído ($\frac{1}{4}$:1). Um selante resinoso (Delton®-Dentsply) foi utilizado como controle. O procedimento de escovação simulada foi realizado com 10.000 ciclos de escovação, utilizando escovas dentais de cerdas de textura macia e um dentífrício que possui como componente abrasivo o carbonato de cálcio diluído em água na proporção 1:2 em peso. A abrasão sofrida pelos materiais foi determinada pela quantidade de massa perdida após a escovação e a alteração da rugosidade superficial. Os autores verificaram que o cimento de ionômero de vidro modificado por resina na proporção diluída e aquele para cimentação apresentaram maior grau de abrasão e aumento na rugosidade, levando a conclusão que esses materiais têm propriedades bem inferiores quando comparados aos cimentos de ionômero de vidro restauradores, que apresentaram resultados semelhantes aos selantes resinosos.

Kunzelmann et al.²² (2003) realizaram um estudo com cimentos de ionômeros de vidro modificados para verificar se houve acréscimo nas suas propriedades mecânicas. Os materiais testados foram Fuji IX™ (GC Corp), Hi-Fi™ (Shofu) e Ketac™ Molar Aplicap (3M/ESPE). O cimento Ketac™ Silver Maxicap (3M/ESPE) foi utilizado como material controle. Foram realizados testes que simulam o desgaste em áreas de contato e áreas de superfície livre. No teste de desgaste em áreas de contato o Fuji IX™ apresentou a menor taxa de desgaste, seguido pelo Ketac™ Molar, Hi-Fi™ e Ketac™ Silver, com maior taxa de desgaste. As diferenças entre os materiais foram significativas, com exceção entre Ketac™ Molar e Hi-Fi™. No teste de desgaste simulando áreas de superfície livre o Hi-Fi™ obteve a menor taxa de desgaste, seguido do Ketac™ Molar, Fuji IX™ e novamente o Ketac™ Silver obteve o maior valor de desgaste. Neste caso só houve diferença significativa entre o Ketac™ Silver e os outros três materiais. Os autores concluíram que as modificações nos cimentos de ionômero de vidro, na razão pó/líquido realmente melhoraram as propriedades mecânicas dos materiais tanto em superfícies de contato oclusal, como em superfícies de áreas livres mais do que a incorporação de partículas de prata dentro do pó de vidro.

Outro estudo *in vitro* avaliando a resistência à abrasão por escovação foi realizado por Mondelli et al.⁴² (2005), utilizando quatro compômeros e duas resinas compostas como material controle, uma delas era a resina composta Z100™ (3M/ESPE). Após a confecção dos dez corpos-de-prova de cada produto,

eles foram pesados em uma balança analítica a cada 24 h durante duas semanas até atingirem um peso constante em três dias consecutivos de pesagens. Para o teste de abrasão, foram realizados 100.000 ciclos de escovação simulada com escovas dentais de cerdas de textura macia e uma solução de dentífrico diluído em água deionizada na proporção 1:2. A perda de massa foi avaliada pela diferença entre a massa antes e após a escovação, e a alteração de rugosidade superficial foi determinada pela diferença entre a rugosidade superficial antes e após a escovação. A rugosidade superficial foi obtida pela média dos valores, após cinco leituras aleatórias da Ra na superfície do corpo-de-prova. Após análise estatística foi verificada uma perda de massa e aumento da rugosidade superficial significativa em todos os materiais. Todos os compômeros apresentaram maior perda de massa quando comparados com os materiais controle.

Heintze et al.³⁴ (2006) avaliaram *in vitro* diferentes métodos para quantificar a abrasão gerada em corpos-de-prova planos. Usando para isso um simulador de abrasão. Eles realizaram este estudo por não existir estudos sistemáticos comparando diferentes métodos de quantificação de abrasão com uma série de materiais que apresentam diferentes taxas de desgaste. Eles quantificaram volume e perda vertical utilizando um dispositivo perfilométrico, um sensor óptico, e um dispositivo de scanner a laser 3D. Os resultados mostraram concordância aceitável para quantificação de volume e perda vertical, concluindo que os três métodos são adequados para a quantificação da abrasão.

Silva e Zuanon⁴³ (2006) avaliaram *in vitro* a rugosidade superficial de quatro cimentos de ionômero de vidro (Fuji IX™- GC Corp, Ketac™ Molar-3M/ESPE, Vidrion R™- S.S.White e Vitro Molar®- DFL) indicados para ART, imediatamente após a preparação do material. A rugosidade superficial dos corpos-de-prova foi verificada logo após preparo dos materiais pelo parâmetro Ra, depois de realizadas três leituras que passavam pelo centro em cada corpo-de-prova, sendo registrada a média. Os autores encontraram diferença estatística significativa entre todos os materiais, exceto para o Ketac™ Molar e Vidrion R™. O Ketac™ Molar apresentou a menor rugosidade superficial seguido pelo Vidrion R™, Fuji IX™ e Vitro Molar®. Os autores concluíram que dos cimentos de ionômero de vidro testados, Fuji IX™, Ketac™ Molar e Vidrion R™ apresentavam rugosidade superficial inicial aceitável, de acordo com a literatura.

Thomassewski⁴⁴ (2008) avaliou *in vitro* a perda de massa e alterações na rugosidade superficial de três cimentos de ionômero de vidro convencionais (Fuji IX™- GC Corp, Vitro Molar®- DFL, Maxxion R®- FGM), um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (Vitro Fil LC®- DFL) e uma resina composta (Z100™- 3M/ESPE). Foram realizados 20.000 ciclos de escovação simulada em uma máquina específica para esse fim, com dentífrício diluído em água destilada na proporção 1:2. A massa e a rugosidade superficial foram mensuradas antes e após a escovação. Ocorreram diferenças estatísticas entre os valores iniciais e finais de massa para todos os materiais. O Fuji IX™ apresentou perda de massa menor que a resina composta, sendo o Vitro Fil LC® o material que apresentou maior perda de massa. Os materiais apresentaram aumento da rugosidade superficial após a escovação simulada, com exceção do Vitro Molar®. Concluiu-se que os cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade apresentaram perda de massa e alteração de rugosidade semelhante ao material controle.

Voronets et al.¹⁴ (2008) avaliaram *in vitro* a abrasão causada por escovas dentais com cerdas de textura macia e dura em esmalte amolecido. Utilizaram como parâmetro de desgaste indentações HK. A análise estatística dos dados não mostrou diferença significativa na abrasão causada por escovação no esmalte humano com as escovas dentais de textura macia ou dura.

Londono et al.⁴⁵ em 2009 avaliaram a ação de agentes clareadores sobre a rugosidade superficial de cinco tipos de cimentos odontológicos, sendo o cimento de ionômero de vidro, cimento de ionômero de vidro modificado com resina, cimento resinoso auto-condicionante e cimento de fosfato de zinco. A rugosidade média de cada corpo-de-prova foi mensurada antes e após o tratamento com agente clareador, sendo realizado armazenamento em água em um grupo para ser o controle. Após análise dos resultados foi verificado que somente para o cimento de ionômero de vidro modificado por resina houve um aumento significativo da rugosidade superficial após o tratamento com agente clareador.

Perez et al.⁴⁶ (2009) avaliaram a rugosidade superficial de diferentes materiais restauradores após acabamento e polimento. Os materiais restauradores testados foram duas resinas compostas nanoparticuladas, um cimento de ionômero de vidro modificado por resina e um cimento ionômero de vidro convencional. Foram realizados cinco métodos de acabamento e polimento, sendo compressão com

matriz de poliéster, acabamento com brocas diamantadas, acabamento com disco Sof-Lex™ (3M/ESPE), um líquido de polimento BisCover™ (BISCO) seguido de brocas diamantadas e o mesmo líquido seguido da utilização de disco Sof-Lex™. Os corpos-de-prova de cada material para cada grupo experimental foram confeccionados conforme instruções do fabricante, a rugosidade superficial foi avaliada com o parâmetro Ra. Ao avaliar os resultados verificou-se que a compressão com a matriz de poliéster determinou o menor valor de Ra para todos os materiais.

Wang et al.¹⁶ em 2009 avaliaram a ação de uma solução aquosa de ácido láctico por um período de seis semanas sobre cimentos de ionômero de vidro indicados para o ART. Foram testados quatro cimentos de ionômero de vidro (Ketac™ Molar- 3M/ESPE, Fuji IX™- GC Corp, Vitro Molar®- DFL e Magic Glass®- Vigodent) comparados com uma resina composta (Z250™- 3M/ESPE) e um cimento de ionômero de vidro convencional (Ketac™ Fil Plus- 3M/ESPE). Foram avaliados três parâmetros, pH da solução, massa de cada corpo-de-prova e rugosidade superficial durante 6 semanas. Para determinar a rugosidade superficial foi utilizado o parâmetro Ra, sendo realizadas três leituras na superfície de cada corpo-de-prova, utilizando um cut-off de 0,25 milímetros (mm) e a leitura obtido ao longo de 1,5 mm. Ao avaliar os resultados obtidos foi verificado que todos os materiais aumentaram o pH da solução e apresentaram aumento da rugosidade superficial. Sendo a variação da massa geralmente não significativa. A menor alteração da rugosidade superficial foi observada para a resina composta e o cimento de ionômero de vidro Ketac™ Molar, enquanto o cimento de ionômero de vidro Vitro Molar® apresentou a maior alteração na rugosidade superficial.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Analisar as alterações em cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático submetidos à ação de escovas dentais de diferentes texturas.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Verificar a massa inicial e final dos cimentos de ionômero de vidro submetidos à escovação simulada;
- Verificar a alteração na rugosidade superficial dos cimentos de ionômero de vidro após serem submetidos à escovação simulada;
- Mensurar a dureza inicial e final dos cimentos de ionômero de vidro submetidos à escovação simulada;
- Comparar o desgaste dos cimentos de ionômero de vidro utilizados nos procedimentos de tratamento restaurador atraumático em relação a diferentes tipos de escovas dentais.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo *in vitro* avaliou a resistência à abrasão de dois materiais restauradores empregados nas restaurações atraumáticas, conforme Quadro 1. Optou-se pelo uso de uma resina composta microhíbrida (Z100™) como material controle positivo, dois cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade (Ketac™ Molar Easymix e Vitro Molar®) e um cimento de ionômero de vidro convencional (Bioglass R®) como material controle negativo, (Figura 1).

Marca Comercial	Fabricante	Lote	Cor	Composição
Z100™	3M ESPE (St. Paul, MN-USA)	8PY 9RY	A1	Zircônia/sílica, sílica coloidal, BisGMA/TEGDMA
Ketac™ Molar Easymix	3M ESPE (St. Paul, MN-USA)	336779	A3	Pó: Vidro de fluorsilicato de alumínio, lantânio e cálcio, ácido poliacrílico, eudragit, ácido tartárico, ácido sórbico, ácido benzóico. Líquido: Água, copolímero de ácido acrílico e ácido maleico, ácido tartárico e ácido benzóico.
Vitro Molar®	DFL (Rio de Janeiro, RJ-BR)	08080507	A3	Pó: Silicato de bário e alumínio, ácido poliacrílico desidratado, óxido de ferro. Líquido: Ácido poliacrílico, tartárico e água destilada.
Bioglass R®	Biodinâmica (Ibiporã, PR-BR)	812/08	A3	Pó: Fluorsilicato de cálcio, bário e alumínio, ácido poliacrílico e cargas inorgânicas. Líquido: Ácido poliacrílico, ácido tartárico e água deionizada.

Quadro 1- Marca comercial, fabricante, lote, cor e composição dos materiais testados.

Foram confeccionados corpos-de-prova dos quatro materiais para serem submetidos à escovação simulada utilizando escovas dentais de cerdas de textura macia e média (Medic Bass, Condor, São Bento do Sul, SC-Brasil) e um dentífrico (100% Branco, Condor, São Bento do Sul, SC-Brasil). A abrasão produzida foi avaliada incluindo três parâmetros: perda de massa, rugosidade e dureza superficiais. A distribuição dos corpos-de-prova seguiu o esquema da Figura 2, sendo cada grupo composto por dez corpos-de-prova.

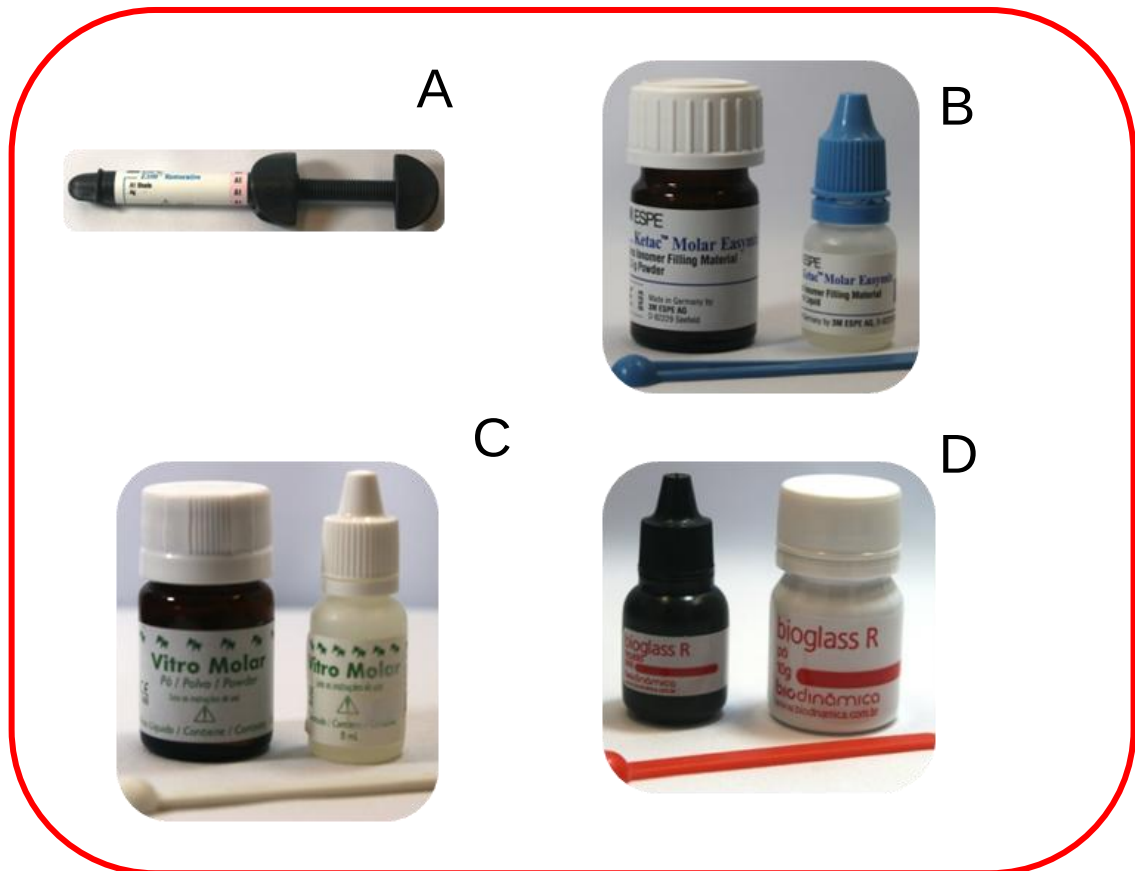


Figura 1- Materiais testados: A- resina composta, B e C- cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade, D- cimento de ionômero de vidro convencional

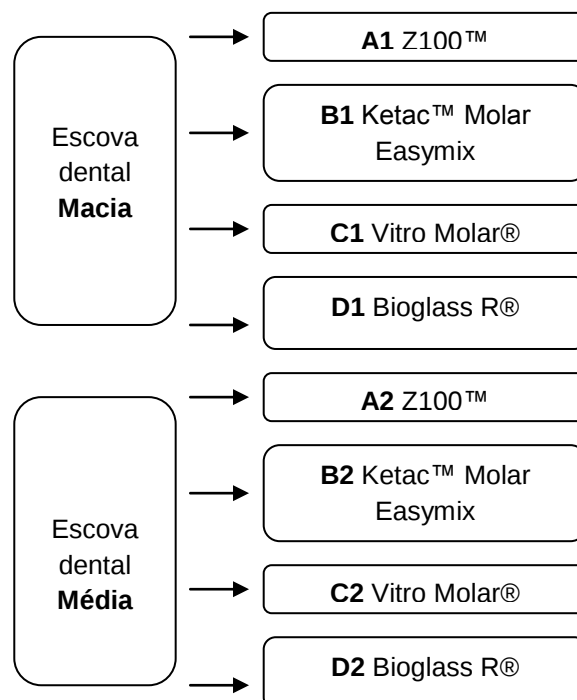


Figura 2- Esquema de distribuição dos corpos-de-prova nos grupos experimentais

4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Para o preparo dos corpos-de-prova, foram recortados tubos de náilon que serviram de molde para a inserção dos materiais restauradores (Figura 3).



Figura 3- Molde e corpo-de-prova

Os corpos-de-prova de cada material apresentavam 5 mm de espessura e 6 mm de diâmetro, sendo confeccionados 80 corpos-de-prova, 20 de cada material, sendo 10 para cada grupo. O molde foi lubrificado com vaselina sólida (Miyako do Brasil Ind. Com. Ltda., São Paulo, SP-Brasil) e apoiado em uma tira de poliéster (TDV Dental Ltda., Pomerode, SC-Brasil) sobre uma placa de vidro.

Para a confecção dos corpos-de-prova da resina composta microhíbrida utilizou-se a técnica incremental (1 mm cada porção) com o auxílio de uma espátula de inserção. Cada incremento foi fotoativado por 20 s por uma unidade de lâmpada halógena VIP (Bisco, Schaumburg, IL-Estados Unidos) aferida em 600 mW/cm^2 com auxílio do radiômetro próprio do equipamento. Uma tira de poliéster foi aplicada sobre o último incremento do material, que foi comprimido com uma placa de vidro para extravasar o excesso e permitir uma maior lisura superficial. Após esse procedimento foi realizada a fotoativação por 40 s.

Para a confecção dos corpos-de-prova dos cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade e convencional (Ketac™ Molar Easymix, Vitro Molar® e Bioglass R®), que não exigem fotoativação, a inserção foi realizada em único incremento, sendo todos os materiais manipulados de acordo com as instruções dos

fabricantes (Quadro 2). Os cimentos de ionômero de vidro foram inseridos no molde com auxílio de uma seringa descartável Medinject 1 mL (Med Goldman Ind. e Com. Ltda, Manaus, AM-Brasil). Após completo preenchimento do molde, o cimento de ionômero de vidro era coberto com tira de poliéster e então pressionado contra uma placa de vidro, por 1 minuto (min), para extravasar o excesso de material e padronizar a superfície com maior lisura possível enquanto aguardava-se a sua geleificação.

Material	Proporção Pó/Líquido	Manipulação
Ketac™ Molar Easymix	1/1	Manipular a temperatura ambiente 20-25° C. Aglutinar o pó ao líquido no máximo em duas porções. Misturar várias vezes até ter uma mistura homogênea. Tempo de mistura 35 a 40 segundos.
Vitro Molar®	1/1	
Bioglass R®	1/2	

Quadro 2- Proporção Pó/Líquido conforme instruções do fabricante e forma de manipulação dos cimentos de ionômero de vidro testados

Para a proteção dos cimentos de ionômero de vidro evitando a sinérese e embebição, os corpos-de-prova foram recobertos com vaselina sólida e somente após 1 h do seu preparo eram imersos em água destilada e em recipientes individuais devidamente identificados. O armazenamento foi em estufa a 37 °C até ocorrer à estabilização de massa (inicial e final) dos materiais, verificada por meio de pesagem em balança de precisão (Rios et al.⁴¹ 2002).

Os corpos-de-prova foram manipulados em todas as etapas com pinça clínica universal, evitando-se contato das mãos, o que poderia contaminar os mesmos com oleosidade, capaz de interferir nos resultados (Wang⁴⁰ 2001). Todas as etapas foram realizadas em ambiente com temperatura controlada de 20 °C ± 2 °C, sendo utilizado um termômetro de ambiente para verificação (Incoterm, Porto Alegre, RS-Brasil).

4.2 DETERMINAÇÃO DA MASSA

A massa dos corpos-de-prova expressa em gramas foi obtida utilizando-se uma balança de precisão calibrada modelo AW 220 (Shimadzu do Brasil Ltda., São Paulo, SP-Brasil) com precisão de 0,0002 g. Para esse

procedimento, eles eram removidos de seus moldes e pesados a cada intervalo de 24 h, até que houvesse um valor entre dois dias com variação máxima de 0,0002 g, demonstrando não estar mais ocorrendo alteração da massa dos corpos-de-prova provocada pela embebição e sinérese (Rios et al.⁴¹ 2002), sendo o valor do último dia considerado o valor de massa inicial (M_i) (Apêndices A e B).

Para a pesagem diária, os corpos-de-prova eram secos com papel absorvente por 30 s, em seguida cada um era posicionado na extremidade direita do prato da balança onde havia uma marcação e, durante a pesagem, a porta de acesso ao interior da balança permanecia fechada para evitar interferência do meio externo. A pesagem foi realizada até alcançar a estabilidade da massa dos corpos-de-prova (Wang⁴⁰ 2001, Rios et al.⁴¹ 2002), com variação aceitável de no máximo 0,0002 g. Quando eram obtidos valores estáveis no mesmo dia após pesagens consecutivas, registrava-se a média dos últimos três valores registrados como valor da massa do respectivo dia.

Após a escovação simulada obteve-se a massa final (M_f) dos corpos-de-prova da mesma forma que a M_i (Apêndices A e B).

4.3 DETERMINAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A rugosidade superficial inicial (R_i) foi verificada somente após ser alcançada a estabilidade de massa dos corpos-de-prova, utilizando-se um rugosímetro de contato modelo SurfTest-301, número de série 15700438 (Mitutoyo, Japão). Para realizar a medição o equipamento possui uma ponta de diamante de alta precisão que se desloca paralelamente à superfície do corpo-de-prova, gerando uma curva com variação de alturas reproduzindo exatamente os vales e picos existentes na superfície do corpo-de-prova. Após obter estes dados o rugosímetro calcula o perfil médio entre os vales e picos e gera o valor de R_a , que é a medida mais usada para indicação da rugosidade. O rugosímetro foi calibrado pelo resultado da placa padrão em 9,50 μm para rugosidade total (R_t) e 2,95 μm para R_a , e regulado com cut-off de 0,25 mm, para minimizar a interferência de ondulação da superfície, e limite de medição de 1,25 mm.

Foram realizadas cinco leituras distribuídas sobre o corpo-de-prova, tendo como referência o centro, tentando desta forma abranger o máximo de sua

extensão, para obter o valor de R_a (Wang⁴⁰ 2001, Mondelli et al.⁴² 2005, Thomassewski⁴⁴ 2008) conforme demonstrado na Figura 4. A R_i de cada corpo-de-prova foi obtida calculando-se a média aritmética dos cinco valores de R_a (Apêndices C e D).

Demarcou-se a superfície na qual foram realizadas as leituras iniciais, sendo este o lado submetido ao contado com as cerdas das escovas dentais e após a escovação simulada obtido o valor da rugosidade superficial final (R_f) da mesma forma que a R_i (Apêndices C e D).

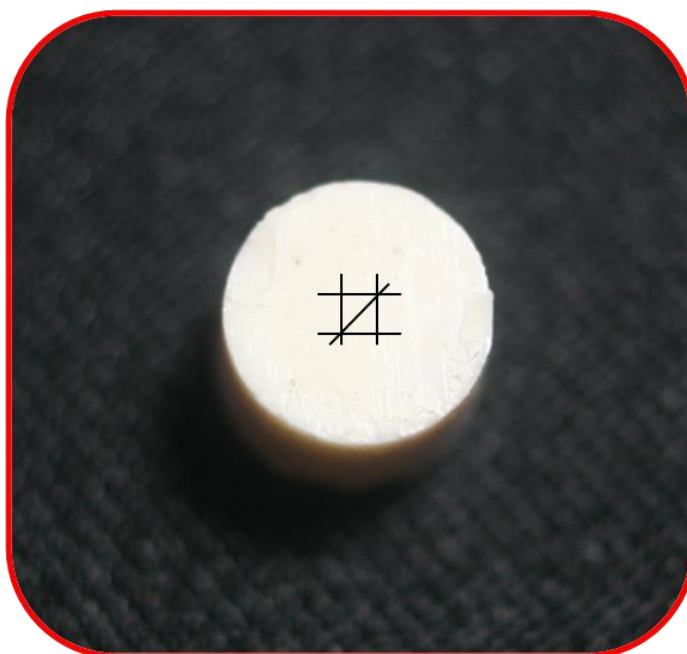


Figura 4- Esquema das leituras para avaliação da rugosidade superficial

4.4 DETERMINAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL

A dureza superficial foi avaliada pelo microdurômetro (HMV Micro Hardness tester, Shimadzu, Kyoto, Japão) utilizando-se carga de 100 g por 20 s (Mujdeci, Goday²⁹ 2006). Foram realizadas cinco mensurações com distância de 50 μm a partir da margem externa do corpo-de-prova, na mesma superfície que foi realizada a leitura da rugosidade superficial conforme esquema na Figura 5. O valor obtido foi expresso em Dureza Vickers, sendo o valor da dureza superficial inicial (D_i) de cada corpo-de-prova determinado pela média aritmética dos cinco valores de HV obtidos (Apêndices E e F).

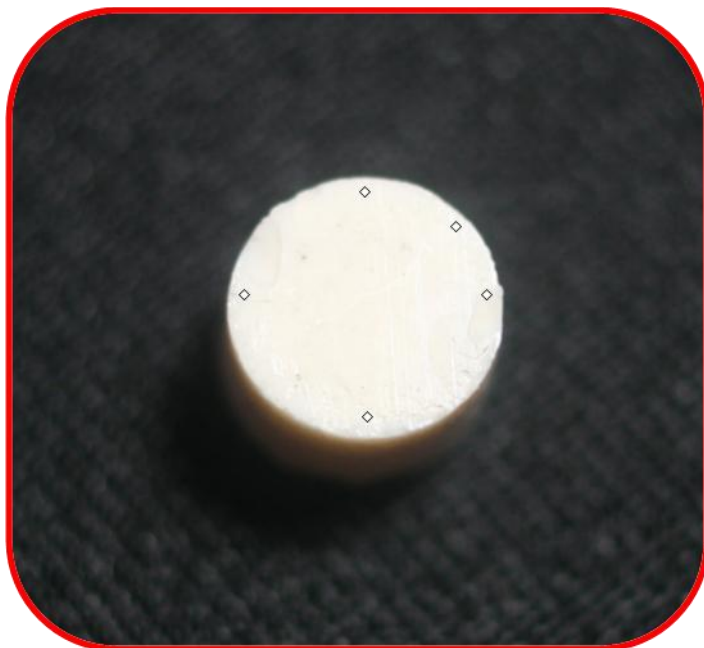


Figura 5- Esquema das indentações para avaliação da dureza superficial

Após a escovação simulada foi obtido o valor da dureza superficial final (Df) da mesma forma que a Di (Apêndices E e F).

4.5 ESCOVAÇÃO SIMULADA DOS CORPOS-DE-PROVA

Os corpos-de-prova foram adaptados a máquina de escovação com uma saliência de 2 mm acima do molde para permitir o contato das cerdas das escovas somente com os materiais testados, evitando qualquer contato com o molde. Para tanto, foram encaixados em um tubo de cloreto de polivinila (PVC) preenchido por resina acrílica com um orifício central de 10 mm (Figura 6). Este conjunto foi levado à base da máquina de escovação e os corpos-de-prova foram submetidos a 20.000 ciclos de escovação com carga de 300 gramas de força (gf) numa velocidade de 4,5 ciclos/segundos em uma máquina desenvolvida para esse procedimento de escovação simulada (ElQuip, São Carlos, SP-Brasil) (Momoi et al.¹⁵ 1997, Thomassewski⁴⁴ 2008). Os 20.000 ciclos equivalem aproximadamente a um ano de escovação dentária (Mondelli et al.⁴² 2005).

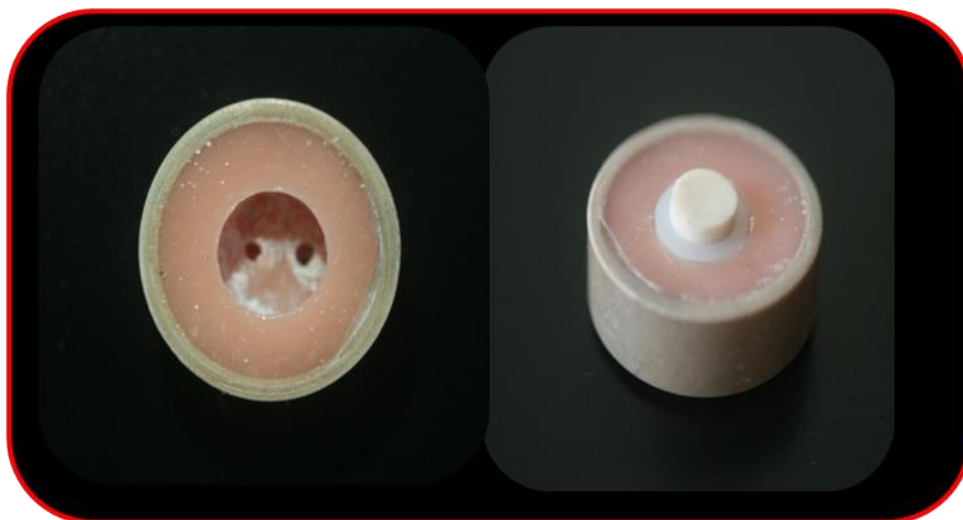


Figura 6- Dispositivo e adaptação do corpo-de-prova para fixar na matriz da máquina de escovação

A máquina de escovação apresenta dez braços metálicos que realizam movimentos de vai e vem onde foram fixadas as escovas dentais (Figura 7), após remoção de seus cabos com uma serra manual de aço de 300 mm (Starrett, Itu, SP-Brasil), para que somente a cabeça da escova dental e 10 mm do cabo fossem inseridas nos braços da máquina. Para cada corpo-de-prova foi utilizada uma escova dental (macia ou média), com as características descritas no Quadro 3. Uma base de aço inoxidável possuindo dez dispositivos para o posicionamento dos corpos-de-prova sob os braços da máquina possibilitou a escovação simultânea de dez corpos-de-prova. Por possuir um sensor de temperatura e uma cúpula de vidro a máquina permitiu que a escovação ocorresse num ambiente com temperatura a $37^{\circ}\text{C} \pm 0,3^{\circ}\text{C}$.

Escova dental	Macia	Média
Comprimento das cerdas	10,87 mm	10,64 mm
Diâmetro das cerdas	0,16 mm	0,22 mm
Número de tufo	41 (10 azuis e 31 brancos)	41 (10 azuis e 31 brancos)
Número de cerdas por tufo	34 cerdas nos tufo brancos e 30 cerdas nos tufo azuis	34 cerdas nos tufo brancos e 30 cerdas nos tufo azuis
Composição	Náilon	Náilon
Formato da ponta da cerda	Arredondada	Arredondada

Quadro 3- Características das escovas dentais utilizadas



Figura 7- Escovas dentais e dentifrício utilizados na escovação

Os corpos-de-prova foram escovados com o dentifrício (Figura 7) diluído em água destilada com auxílio de um agitador magnético sem aquecimento (Fisatom, São Paulo, SP-Brasil) de acordo com a especificação da ISO 14569-1 (International Organization for Standardization⁴⁷ 1999) na proporção de 1:2 em peso, com o objetivo de reproduzir a diluição que ocorre pela saliva (Rios et al.⁴¹ 2002, Mondelli et al.⁴² 2005). Depois de diluído, o dentifrício foi colocado em seringas descartáveis de 20 mL (Embramac, Itajaí, SC-Brasil) que eram acopladas a máquina de escovação, sendo esta regulada para injetar 2 mL do dentifrício diluído a cada 2 min. As características do dentifrício utilizado neste experimento estão descritas no Quadro 4.

Marca Comercial	Fabricante	Lote	Composição
100% Branco	Condor, São Bento do Sul, SC-Brasil	LO222	Monofluorofosfato de sódio (1450 ppm de flúor), glicerina, sorbitol, carbonato de cálcio, silicato de sódio, água, sacarina sódica, metilparabeno, carboximetil celulose, lauril sulfato de sódio, aroma e álcool.

Quadro 4- Marca comercial, fabricante, lote e composição do dentifrício utilizado

Ao término da escovação, os corpos-de-prova permaneceram por 10 min em uma cuba ultra-sônica (Cristófoli, Campo Mourão, PR-Brasil) para remoção de resíduos de dentifrício possivelmente impregnados, em seguida foram novamente armazenados em água destilada, a 37 °C, em recipientes individuais (Wang⁴⁰ 2001, Rios et al.⁴¹ 2002), e em seguida submetidos a determinação da massa, da rugosidade e dureza superficial como descrito anteriormente.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A distribuição dos valores de perda de massa, rugosidade e dureza superficiais foram analisadas empregando-se o teste de Shapiro-Wilk, que demonstrou existir uma distribuição normal desses dados.

Os resultados de cada grupo foram submetidos à análise estatística para avaliar as diferenças ou não entre as massas iniciais e finais, rugosidades iniciais e finais, valores de dureza iniciais e finais com o teste *T* de *Student* (amostras pareadas). Ao se detectar diferenças significativas entre os grupos foi realizado o pós-teste para comparações múltiplas de Tukey, objetivando identificar entre quais grupos ocorriam essas diferenças.

O teste Anova de 1 critério foi usado para comparações entre os materiais, levando em conta as variáveis: massa, rugosidade e dureza finais.

O nível de significância utilizado em todos os testes foi de $\alpha=5\%$ ($p<0,05$). Todos os cálculos foram realizados com o pacote estatístico SPSS (Statistical Package for the Social Science) versão 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL-Estados Unidos).

5 RESULTADOS

Para avaliar o desgaste sofrido pelos materiais restauradores após a escovação foram utilizados três parâmetros diferentes: perda de massa, alteração da rugosidade e dureza superficiais. Foram avaliados os quatro materiais restauradores, antes e após a escovação com escovas dentais de cerdas classificadas pelo fabricante como de textura macia e média. Diferenças estatísticas foram detectadas entre os materiais restauradores, no entanto, nem sempre ocorreu diferença quanto ao tipo de escova. A perda de massa foi nitidamente menor no grupo da resina composta.

5.1 ALTERAÇÃO DA MASSA

A perda de massa do material foi obtida pela diferença de peso em gramas entre a massa inicial (Mi) e a massa final (Mf). A menor perda de massa ocorreu nos Grupos A1 e A2, seguidos de forma crescente pelos materiais dos Grupos B2, D2, B1, C2, e por fim a maior perda de massa ocorreu nos Grupos C1 e D1. Nos grupos A2 e B1 não foram detectadas diferenças estatísticas entre a massa inicial e final, (Tabelas 1 e 2).

Tabela 1- Valores das médias (desvio padrão) de massa inicial e final (g), e o valor de perda de massa dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura macia

Material	Média Massa Inicial	Média Massa Final	Diferença Mi-Mf
A1	0,3927 ($\pm$ 0,0322)A	0,3925 ($\pm$ 0,0320)B	0,0002
B1	0,3855 ($\pm$ 0,0421)C	0,3833 ($\pm$ 0,0423)C	0,0022
C1	0,3300 ($\pm$ 0,0255)D	0,3274 ($\pm$ 0,0260)E	0,0026
D1	0,3350 ($\pm$ 0,0271)F	0,3313 ($\pm$ 0,0269)G	0,0037

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

Não foi verificada interação significativa entre os tipos de escovas dentais utilizadas na maior parte dos grupos. Visto que para a resina composta somente ocorreu perda de massa significativa com as escovas de cerdas macia e para o Ketac™ Molar Easymix somente para o grupo com escovas de cerdas de textura média. Isto significa que as escovas dentais de cerdas de textura média não determinaram maior perda de massa em comparação com macia.

Tabela 2- Valores das médias (desvio padrão) de massa inicial e final (g), e o valor de perda de massa dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura média

Material	Média Massa Inicial	Média Massa Final	Diferença Mi-Mf
A2	0,3920 ($\pm$ 0,0363)A	0,3912 ($\pm$ 0,0361)A	0,0008
B2	0,3729 ($\pm$ 0,0336)B	0,3711 ($\pm$ 0,0331)C	0,0018
C2	0,3412 ($\pm$ 0,0224)D	0,3389 ($\pm$ 0,0232)E	0,0023
D2	0,3383 ($\pm$ 0,0261)F	0,3362 ($\pm$ 0,0262)G	0,0021

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

Comparando-se os valores finais de massa, independentes dos grupos foram verificadas diferenças estatisticamente significantes, entre os materiais (Gráfico 1). Porém, as diferenças não foram observadas entre os materiais Z100™ e Ketac™ Molar Easymix. Assim como, entre os materiais Vitro Molar® e Bioglass R®.

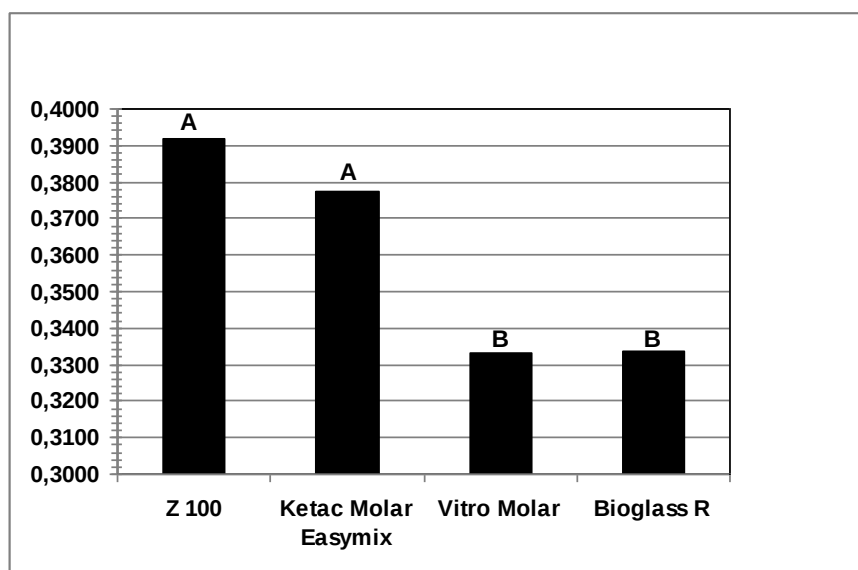


Gráfico 1: Valores das médias de massa final (g), dos materiais submetidos à escovação

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes

O período necessário para a estabilização de massa variou entre os materiais, com o menor período para a resina composta e o maior para o cimento de ionômero de vidro convencional. O período necessário está exposto no Quadro 5.

Material	Período
Z100™	2 dias
Ketac™ Molar Easymix	3 dias
Vitro Molar®	4 dias
Bioglass R®	6 dias

Quadro 5- Materiais e período para estabilizar a massa dos corpos-de-prova

5.2 ALTERAÇÃO DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL

O valor de alteração da rugosidade superficial dos materiais foi expresso em μm , e obtido pela diferença entre a rugosidade inicial (R_i) e a rugosidade final (R_f), esta última foi obtida após escovação. Os valores demonstraram que a escovação causou um aumento da rugosidade superficial em todos os materiais restauradores indiferente do tipo de escova dental utilizada, com valores nitidamente mais altos nos grupos D1 e D2, isto quer dizer que a escovação produziu maior rugosidade no cimento de ionômero de vidro convencional, (Tabelas 3 e 4). Ao avaliar estatisticamente estes resultados verificou-se que não houve interação entre o tipo de escova e o material, sendo o material o fator principal para as diferenças.

Tabela 3- Valores das médias (desvio padrão) da rugosidade superficial inicial e final (μm), e diferença da rugosidade dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura macia

Material	Média Rugosidade Inicial	Média Rugosidade Final	Diferença R_i-R_f
A1	0,65 ($\pm 0,22$)A	0,78 ($\pm 0,22$)A	- 0,12
B1	0,44 ($\pm 0,11$)B	0,45 ($\pm 0,11$)B	- 0,01
C1	1,29 ($\pm 0,25$)C	1,47 ($\pm 0,52$)C	- 0,18
D1	1,44 ($\pm 0,41$)D	2,90 ($\pm 1,26$)E	- 1,46

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

A comparação entre os valores de rugosidade superficial inicial e final mostrou diferença significativa somente para os grupos D1, C2 e D2, (Tabelas 3 e 4).

Tabela 4- Valores das médias (desvio padrão) da rugosidade superficial inicial e final (μm), e diferença da rugosidade dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura média

Material	Média Rugosidade Inicial	Média Rugosidade Final	Diferença Ri-Rf
A2	0,44 ($\pm$ 0,17)A	0,45 ($\pm$ 0,30)A	- 0,01
B2	0,48 ($\pm$ 0,17)B	0,55 ($\pm$ 0,17)B	- 0,07
C2	0,97 ($\pm$ 0,36)C	1,67 ($\pm$ 0,38)D	- 0,70
D2	0,95 ($\pm$ 0,43)E	3,09 ($\pm$ 0,60)F	- 2,14

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

Não foi verificado interação entre escovas dentais e materiais. Ao avaliar os valores de rugosidade superficial final indiferente do tipo de escova utilizada, foram constatadas diferenças estatisticamente significantes entre os materiais. Houve diferença entre o Vitro Molar® e Bioglass R®, bem como entre eles e os materiais Z100™ e Ketac™ Molar Easymix, (Gráfico 2). A diferença não foi significativa entre os materiais Z100™ e Ketac™ Molar Easymix.

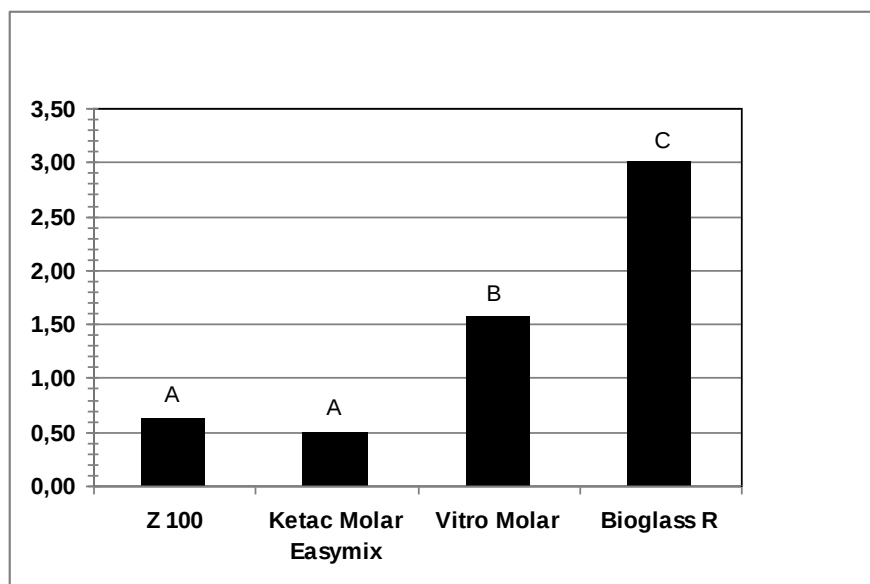


Gráfico 2- Valores das médias de rugosidade superficial final (μm), dos materiais submetidos à escovação

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

5.3 ALTERAÇÃO DA DUREZA SUPERFICIAL

A alteração da dureza superficial foi resultante da diferença entre a dureza inicial (D_i) e a dureza final (D_f), a qual esta última mensurada após a

escovação. Houve um aumento do valor da dureza superficial estatisticamente significativo para todos os grupos. Nos Grupos D1 e D2 ao serem comparados os valores finais de dureza foi verificada diferença estatisticamente significativa entre o tipo de escova dental, (Tabelas 5 e 6) sendo que o grupo das escovas dentais de cerdas de textura média apresentaram um maior valor de HV.

Tabela 5- Valores das médias (desvio padrão) da dureza inicial e final (HV), e diferença da dureza dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura macia

Material	Média Dureza Inicial	Média Dureza Final	Diferença Di-Df
A1	94,7 ($\pm$ 13,8)A	121,4 ($\pm$ 14,4)B	- 26,7
B1	53,9 ($\pm$ 8,3)C	65,5 ($\pm$ 6,6)D	- 11,6
C1	29,0 ($\pm$ 6,2)E	39,2 ($\pm$ 6,5)F	- 10,2
D1	22,0 ($\pm$ 8,6)G	36,5 ($\pm$ 11,9)H	- 14,5

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

Tabela 6- Valores das médias (desvio padrão) da dureza inicial e final (HV), e diferença da dureza dos materiais submetidos à escovação com escovas dentais de cerdas de textura média

Material	Média Dureza Inicial	Média Dureza Final	Diferença Di-Df
A2	88,9 ($\pm$ 5,0)A	111,2 ($\pm$ 10,2)B	- 22,3
B2	52,5 ($\pm$ 7,2)C	64,2 ($\pm$ 14,9)D	- 11,7
C2	27,6 ($\pm$ 7,4)E	36,0 ($\pm$ 5,7)F	- 8,4
D2	28,6 ($\pm$ 10,1)G	48,1 ($\pm$ 9,0)H	- 19,5

Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

Ocorreu interação significativa entre materiais e os tipos de escovas dentais. No pós-teste foram verificadas diferenças estatisticamente significantes entre Z100™ e os demais materiais. O Ketac™ Molar Easymix apresentou diferença estatisticamente significativa comparado aos outros cimentos de ionômero de vidro. Entre Vitro Molar® e Bioglass R® não houve diferenças estatisticamente significantes, (Gráfico 3).

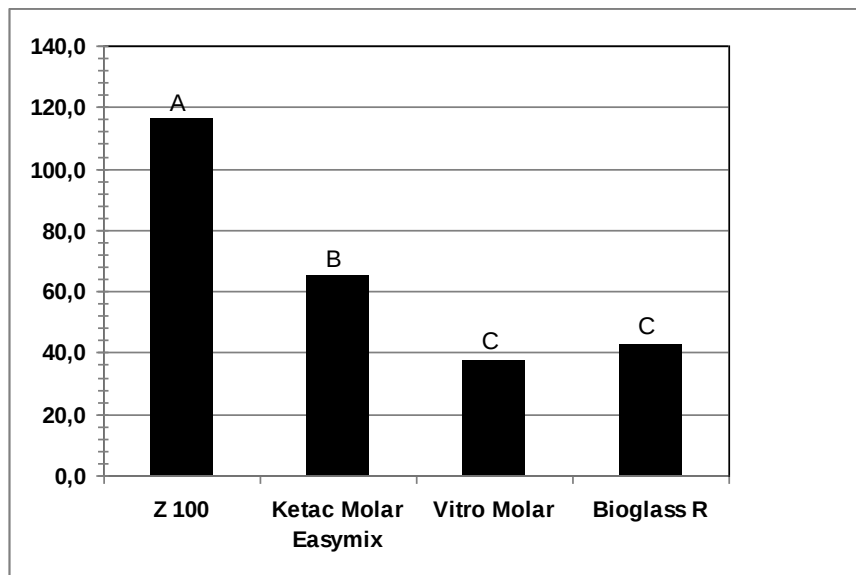


Gráfico 3- Valores das médias de dureza superficial final (HV), dos materiais submetidos à escovação
Nota: Letras iguais significam médias estatisticamente semelhantes.

6 DISCUSSÃO

A associação entre cimento de ionômero de vidro e restaurações atraumáticas, na visão contemporânea foi o caminho que permitiu a prática de uma Odontologia acessível aos indivíduos com necessidade acumulada de tratamento e sem possibilidade de acesso ao tratamento convencional (Bresciani⁶ 2006, Frencken¹ 2010). Inspirado nos princípios da adequação do meio bucal e do tratamento conservador, Frencken passou a tratar a doença e a lesão de cárie. Esse conjunto de procedimentos, por suas características minimamente invasivas, foi denominado de ART (Frencken et al.⁹ 1994).

Componentes fundamentais da adequação do meio bucal, tais como controle de biofilme e da dieta, que efetivamente controlam a doença aliados ao selamento cavitário com material adesivo permitem preparos cavitários conservadores e restaurações de maior longevidade (Frencken et al.⁹ 1994, Holmgren et al.²⁴ 2000, Chaves, Vieira-da-Silva¹¹ 2002). Grande avanço foi alcançado ao se conseguir menos desgaste dentário pela aplicação de material adesivo. Contudo, as alterações produzidas pelo uso diário da escova dental e do dentífrico nos diferentes materiais lançados no mercado odontológico devem ser constantemente avaliadas. Essas informações são importantes na escolha do material restaurador e dos agentes mecânicos de higiene bucal (Momoi et al.¹⁵ 1997, Andrade Junior et al.¹⁰ 1998, Mondelli et al.⁴² 2005). Esse cuidado é essencial para garantir maior longevidade das restaurações atraumáticas.

A proposta do presente estudo foi avaliar a associação dos diferentes cimentos de ionômero de vidro com escovas dentais de diferentes texturas, permitindo auxiliar na escolha do material restaurador utilizado para restaurações atraumáticas, assim como nas recomendações para escolha das escovas dentais para o controle do biofilme dental, aumentando com isso a margem de sucesso do ART.

A avaliação da massa do cimento de ionômero de vidro requer um controle rigoroso da água. Pois, por ser um material que possui água como componente estrutural, se esta avaliação não for bem criteriosa e padronizada, a perda de massa causada pela abrasão pode ser mascarada pela desidratação do material. Isso explica a necessidade desta avaliação ser realizada em ambiente com temperatura controlada, com uma sequência de secagem e pesagem padronizada

(Momoi et al.¹⁵ 1997, Rios et al.⁴¹ 2002). Ao realizar a pesagem dos materiais, principalmente dos cimentos de ionômero de vidro foram verificadas diferenças no comportamento dos materiais a cada dia e quanto ao tempo necessário para estabilizar a massa dos corpos-de-prova. Dentro deste período houve momentos de perda e ganho de massa, semelhante ao relatado por Wang et al.¹⁶ (2009) em pesquisa na qual constataram que a alteração de massa já na primeira semana era diferente para cada material, existindo os que ganharam e os que perderam massa. Esta alteração no grau de sinérese e embebição está relacionada possivelmente a proporção de água presente na formulação do cimento de ionômero de vidro. No presente estudo o cimento de ionômero de vidro convencional que em sua proporção apresenta maior quantidade de líquido, foi o material que mais apresentou alterações diárias e necessitou de maior tempo para estabilizar a massa.

Ao comparar os resultados de alteração de massa da resina composta deste estudo com outros trabalhos, verificaram-se valores parecidos dentro da proporção de ciclos de escovação realizados. Mondelli et al.⁴² (2005) verificou uma perda de 1,27 % de massa da resina composta Z100™ após 100.000 ciclos de escovação, sendo o material com menor perda de massa entre os testados, e Wang⁴⁰ 2001 avaliou a mesma resina composta por igual número de ciclos e verificou uma perda de massa de 1,16 %. Estes dados reforçam que este material apresenta boa resistência à abrasão e pode ser usado como controle positivo.

A rugosidade superficial de materiais restauradores tem várias implicações clínicas, podendo ser um demonstrativo de desgaste do material, presença de trincas, que poderiam resultar em fratura do material e desadaptação da restauração, assim como propiciar um aumento no acúmulo de biofilme dental, podendo levar ao desenvolvimento de lesões de cárie secundárias (Quirynen et al.³¹ 1990, Dyer et al.¹³ 2000, Pedrini et al.⁵ 2001). Neste estudo verificou-se que a rugosidade superficial inicial e final foi diferente significativamente entre as marcas comerciais de cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade, dado verificado também por Silva e Zuanon⁴³ (2006). O valor da rugosidade inicial do cimento de ionômero de vidro convencional foi o maior, porém nenhum dos cimentos de ionômero de vidro avaliados ficaram com valores de rugosidade menores de 0,2 µm, valor de rugosidade superficial inicial considerado ideal por Bollen et al.³³ (1997).

Esses pesquisadores após análise da literatura sugeriram que o valor máximo para a rugosidade superficial seria de 0,2 μm , e que uma superfície com rugosidade acima deste valor estaria propensa a colonização bacteriana. Como os materiais com menor valor de rugosidade superficial inicial apresentaram este valor em torno de 0,45 μm , este dado reforça a necessidade do acabamento e polimento após a confecção da restauração (Perez et al.⁴⁶ 2009). Para restaurações com cimento de ionômero de vidro o acabamento e polimento são indicados após no mínimo 24 h da confecção da restauração para garantir uma melhor adesão do material restaurador (Irie et al.¹⁹ 2008).

A diferença na rugosidade superficial tanto inicial como final dos materiais restauradores está relacionada ao tamanho das partículas (Gladys et al.¹⁷ 1997, Rios et al.⁴¹ 2002, Mondelli et al.⁴² 2005), sendo assim a resina composta microhíbrida que apresenta segundo o fabricante partículas de tamanho médio de 0,6 μm apresentou baixos valores de rugosidade superficial. Já os cimentos de ionômero de vidro com partículas com tamanho menor de 14 μm , segundo o fabricante do Ketac™ Molar Easymix apresentou na sua maioria valores elevados de rugosidade superficial. Estando os valores obtidos de acordo com os valores encontrados no estudo de Wang⁴⁰ 2001 para a resina composta, assim como Rios et al.⁴¹ 2002 e Wang et al.¹⁶ 2009 para os cimentos de ionômero de vidro. Alguns valores verificados em corpos-de-prova com alto valor de rugosidade inicial sugeriram que a abrasão causou inicialmente um polimento, possivelmente por desgastar a matriz formada em torno e sobre as partículas de vidro, porém o deslocamento das partículas de vidro são provavelmente os grandes responsáveis pelo aumento da rugosidade superficial, assim como a exposição de possíveis bolhas de ar formadas no interior do material durante a manipulação (Gladys et al.¹⁷ 1997, Wang⁴⁰ 2001, Wang et al.¹⁶ 2009).

É importante ressaltar que o cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Ketac™ Molar Easymix apresentou valores de rugosidade muito próximos de 0,2 μm antes e após a abrasão por escovação, o que junto com sua capacidade de liberação de fluoreto, torna o material indicado para a restauração atraumática, principalmente por ser uma técnica restauradora que não preconiza acabamento e polimento da restauração (Frencken et al.⁹ 1994, Gladys et al.¹⁷ 1997). Outro fato importante é que o cimento de ionômero de vidro convencional,

mesmo com partículas de cargas inorgânicas presentes em sua composição, apresentou um dos menores valores de resistência à abrasão. Este fato pode estar relacionado ao tipo e tamanho das partículas de carga, ocasionando uma deficiente ligação destas com a matriz orgânica, podendo ser maior o deslocamento das partículas inorgânicas, o que explicaria a diminuição da resistência ao desgaste do material e maior valor de rugosidade superficial (Mondelli et al.⁴² 2005).

A dureza superficial é uma importante propriedade que permite avaliar o comportamento do material restaurador frente ao contato com outro material restaurador ou com o esmalte dental, e pode influenciar no desgaste que este material irá sofrer ou causar. Brito¹⁸ 2008 verificou utilizando dureza Knoop, que cimentos de ionômero de vidro indicados para o ART apresentaram em torno de 1/3 dos valores de dureza do esmalte dentário. Neste estudo foi constatado que os valores da dureza dos cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade variam significativamente entre as marcas comerciais, sendo possível verificar material com valor de dureza próximo ao da resina composta, assim como cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade com valores de dureza bem inferiores, igualando ao valor do cimento de ionômero de vidro convencional. As diferenças estatísticas encontradas entre os valores de dureza superficial do cimento de ionômero de vidro convencional e de alta viscosidade comprovaram uma melhora nesta propriedade, como já verificado no estudo de Raggio²⁷ (2004). Os valores de dureza Vickers obtidos no presente estudo para os cimentos de ionômero de vidro estão de acordo com os verificados por Schmage et al.³⁰ 2009.

O cimento de ionômero de vidro convencional após as primeiras 24 h de sua reação de presa apresentou uma camada mais porosa, possivelmente pela maior degradação ao contato com a água. Como era esperado, após a abrasão por escovação e desgaste desta camada, o material passou a apresentar um maior valor de dureza superficial. Até mesmo os cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade que não apresentaram esta camada visivelmente mais porosa, após a abrasão também aumentaram o valor de dureza superficial, isto possivelmente está relacionado ao desgaste da camada mais superficial que durante toda a reação de presa esteve em contato com ar e água, como ao fato do material ter a reação de presa continua por vários meses (Ellakuria et al.²⁶ 2003, Wilde et al.²¹ 2006). Ellakuria et al.²⁶ (2003) avaliaram a dureza superficial de um cimento de ionômero

de vidro após diferentes períodos de tempo e comprovaram o aumento deste valor, possivelmente como resultado da maturação da matriz e completa reação ácido-base. Com resinas compostas Chinelatti et al.²⁸(2006) verificaram um aumento do valor de dureza superficial após polimento, este fato ocorreu pela remoção da camada mais superficial que sofreu maior interação com o ar durante a polimerização.

Este estudo, assim como outros, usou como parâmetros para avaliar a abrasão por escovação causada nos materiais restauradores, a perda de massa e alteração da rugosidade superficial (Wang⁴⁰ 2001, Rios et al.⁴¹ 2002, Mondelli et al.⁴² 2005, Thomassewski⁴⁴ 2008) e difere destes estudos ao acrescentar a alteração da dureza superficial como terceiro parâmetro. Não foram encontrados estudos que utilizaram como parâmetros associados, a alteração de massa e dureza superficial, para quantificar a abrasão por escovação. No presente estudo encontrou-se uma melhor associação entre estes dois parâmetros, do que entre a alteração de massa e rugosidade superficial, sendo os primeiros valores demonstrativos mais claros de que realmente existiu um desgaste dos materiais. Foi possível verificar que os materiais com maiores valores de dureza superficial inicial apresentaram menor perda de massa, porém nem sempre os materiais com maior alteração na rugosidade superficial foram os que apresentaram maior perda de massa, concordando com outros estudos que já haviam mencionado não ser possível correlacionar rugosidade superficial com perda de massa (Wang⁴⁰ 2001, Mondelli et al.⁴² 2005, Thomassewski⁴⁴ 2008).

A abrasão ocasionada pelas escovas dentais na maior parte dos parâmetros e materiais não foi diferente estatisticamente para escovas de cerdas de textura macia ou média, estando estes dados em conformidade com grande parte da literatura disponível (Fabretti et al.³⁵1997, Furlan et al.³⁷ 2005, Voronets et al.¹⁴ 2008). Porém, não foram encontrados estudos que realizaram esta avaliação de diferentes tipos de escovas dentais com diferentes materiais restauradores. Estes fatos sugerem a indicação de escovas de cerdas de textura macia, mais por questões periodontais, do que pela possibilidade de desgaste de material restaurador.

No presente estudo foi possível verificar que a escolha do material é fundamental, pois existem diferenças significativas entre eles quanto a sua

resistência ao desgaste. Este fato está relacionado às suas próprias características de composição. Como esperado, a resina composta mostrou maior resistência em comparação com os cimentos ionoméricos. E entre esses, os de alta viscosidade seriam os de primeira escolha sempre que possível, pois o cimento de ionômero de vidro convencional apresentou o pior desempenho, estando mais sujeito ao desgaste. Estas diferenças entre os cimentos de ionômero de vidro estão relacionadas à composição química, tamanho e distribuição das partículas do pó, concentração do líquido poliacido, características estas relacionadas a cada tipo de cimento de ionômero de vidro e marca comercial (Gladys et al.¹⁷ 1997, Xie et al.²⁰ 2000, Rios et al.⁴¹ 2002).

O cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade foi desenvolvido em meados da década de noventa, com o objetivo de melhorar as propriedades físicas e mecânicas do cimento de ionômero de vidro, apresentando como principal alteração a proporção pó/líquido (Cho, Cheng⁴ 1999, Kunzelmann et al.²² 2003). Sendo assim, no presente estudo e na pesquisa de Kunzelmann et al.²² 2003, foi constatada melhoria nas propriedades mecânicas nesta formulação do cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade, tais como maior resistência à abrasão, maior valor de dureza, e rugosidade superficial inicial mesmo sem polimento e acabamento significativamente melhores que aquelas do cimento de ionômero de vidro convencional aqui testado.

7 CONCLUSÃO

Ao analisar as alterações em cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático submetidos à ação de escovas dentais de diferentes texturas foi possível concluir que:

- Todos os materiais sofreram perda de massa após a abrasão por escovação.
- Nenhum material apresentou rugosidade superficial ideal, sendo que esta não foi alterada pela abrasão por escovação nos cimentos de ionômero de vidro de alta viscosidade.
- Todos os materiais apresentaram alteração do valor de dureza superficial após a abrasão por escovação. Porém, o Ketac™ Molar Easymix apresentou um valor significativamente maior que o Bioglass R®.
- As escovas dentais de cerdas de textura macia e média causaram desgastes semelhantes na maior parte dos parâmetros e materiais restauradores.
- O cimento de ionômero de vidro de alta viscosidade Ketac™ Molar Easymix foi o que sofreu menor abrasão a escovação.

REFERÊNCIAS *

1. Frencken JE. The ART approach using glass-ionomers in relation to global oral health care. *Dent Mater*. 2010 Jan;26(1):1-6.
2. Mc Lean J, Wilson HJ, Brown D. *Materiais dentários e suas aplicações*. 1ª ed. São Paulo:Santos, 1989.
3. Mount GJ. *Atlas de Cimentos de ionômero de vidro*. 2ª ed. São Paulo:Santos, 1996.
4. Cho S, Cheng AC. A review of glass a ionomer restorations in the primary dentition. *J Can Dent Assoc*. 1999 Sep;65(9):491-5.
5. Pedrini D, Gaetti-Jardim Jr E, Mori GG. Influência da aplicação de flúor sobre a rugosidade superficial do ionômero de vidro vitremer e adesão microbiana a este material. *Pesqui Odontol Bras*. 2001 Jan-Mar;15(1):70-6.
6. Bresciani E. Clinical trials with atraumatic restorative treatment (ART) in deciduous and permanent teeth. *J Appl Oral Sci*. 2006 Dec;14(sp.issue):14-9
7. Frencken JE, Pilot T, Songpaisan Y, Phantumvanit P. Atraumatic restorative treatment (ART): rationale, technique, and development. *J Public Health Dent*. 1996 Sep;56(3 Spec No):135-40; discussion 161-3.
8. Frencken JE, Holmgren C. *Tratamento restaurador atraumático (ART) para a Cárie Dentária*. 1ª ed. São Paulo:Santos, 2001.
9. Frencken JE, Songpaisan Y, Phantumvanit P, Pilot T. An atraumatic restorative treatment (ART) technique: evaluation after one year. *Int Dent J*. 1994 Oct;44(5):460-4.
10. Andrade Junior ACC, Andrade MRT, Machado WAS, Fisher RG. Estudo *in vitro* da abrasividade de dentifrícios. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1998 Jul-Sep;12(3):231-6.
11. Chaves SCL, Vieira-da-Silva LM. A efetividade do dentifrício fluoretado no controle da cárie dental: uma meta-análise. Efeito anticárie do dentifrício fluoretado. *Rev Saúde Pública*. 2002 Out;36(5):598-606
12. Heath JR, Wilson HJ. Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J Oral Rehabil*. 1976 Apr;3(2):121-38.
13. Dyer D, Addy M, Newcombe RG. Studies in vitro of abrasion by different manual toothbrush heads and a standard toothpaste. *J Clin Periodontol*. 2000 Feb;27(2):99-103.
14. Voronets J, Jaeggi T, Buergin W, Lussi A. Controlled toothbrush abrasion of softened human enamel. *Caries Res*. 2008 Jul;42:286–90.

* De acordo com a norma do Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

15. Momoi Y, Hirotsaki K, Kohno A, McCabe JF. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of resin-modified glass ionomers. *Dent Mater*. 1997 Mar;13(2):82-8
16. Wang L, Cefaly DF, Dos Santos JL, Dos Santos JR, Lauris JR, Mondelli RF, Atta MT. *In vitro* interactions between lactic acid solution and ART glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci*. 2009 Aug;17(4):274-9.
17. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem 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 Apr;76(4):883-94.
18. Brito CR. Dureza Knoop do cimento de ionômero de vidro e esmalte adjacente à restauração submetidos a desafio cariogênico *in situ*. [Tese de Doutorado]. São Paulo: São Leopoldo Mandic;2008
19. Irie M, Maruo Y, Nishigawa G, Suzuki K, Watts DC. Class I gap-formation in highly-viscous glass-ionomer restorations: delayed vs immediate polishing. *Oper Dent*. 2008 Mar-Apr;33(2):196-202.
20. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2000 Mar;16(2):129–38.
21. Wilde MGKW, Delfino CS, Sassi JF, Garcia PPNS, Palma-Dibb RG. Influence of 0.05% sodium fluoride solutions on microhardness of resin-modified glass ionomer cements. *J Mater Sci: Mater Med* 2006 Sep;17:869–73.
22. Kunzelmann KH, Bürkle V, Bauer C. Two-body and three-body wear of glass ionomer cements. *Int J Paediatr Dent*. 2003 Nov;13(6):434-40.
23. Frencken JE, Makoni F, Sithole WD. ART restorations and glass ionomer sealants in Zimbabwe: survival after 3 years. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1998 Dec;26:372–81.
24. Holmgren CJ, Lo EC, Hu D, Wan H. ART restorations and sealants placed in Chinese school children—results after three years. *Community Dent Oral Epidemiol*. 2000 Aug;28:314–20.
25. Mickenautsch S, Grossman E. Atraumatic restorative treatment (ART)- Factors affecting success. *J Appl Oral Sci*. 2006 Dec;14(sp.issue):34-6
26. Ellakuria J, Triana R, Mínguez N, Soler I, Ibaseta G, Maza J, García-Godoy F. Effect of one-year water storage on the surface microhardness of resin-modified versus conventional glass-ionomer cements. *Dent Mater*. 2003 Jun;19(4):286-90
27. Raggio DP. Dureza Knoop de cimentos de ionômero de vidro indicados para o tratamento restaurador atraumático (TRA). [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

28. Chinelatti MA, Chimello DT, Ramos RP, Palma-Dibb RG. Evaluation of the surface hardness of composite before and after polishing at different times. *J Appl Oral Sci.* 2006 Jun;14(3):188-92.
29. Mujdeci A, Gokay O. Effect of bleaching agents on the microhardness of tooth-colored restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2006 Apr;95(4):286-9.
30. Schmage P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M. Wear and hardness of different core build-up materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009 Oct;91(1):71-9.
31. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol.* 1990 Mar;17(3):138-44.
32. Svanberg M, Mjör IA, Orstavik D. Mutans streptococci in plaque from margins of amalgam, composite, and glass-ionomer restorations. *J Dent Res.* 1990 Mar;69(3):861-4.
33. Bollen CML, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. *Dent Mater.* 1997 Jul;13(4):258-69.
34. 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. *Dent Mater.* 2006 Nov;22(11):1051-62.
35. Fabretti A, Sobrinho LC, Sinhoreti MAC, Consani S, Guirado CG. Avaliação *in vitro* da abrasão produzida por dentifrícios e escovas dentais infantis. *RFO UPF.* 1997 Jan-Jun;2(1):33-40.
36. Consani S, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC, Goes MF. Abrasão produzida pelas escovas. *RGO.* 1999 Jul-Set;47(3):150-2.
37. Furlan GHV, Braga SRM, Steagall Junior W, Sobral MAP. Desgaste dental causado por diferentes cerdas de escovas dentais. *Rev Inst Ciênc Saúde.* 2005 Out-Dez;23(4):305-8.
38. Forss H, Seppä L, Lappalainen R. *In vitro* abrasion resistance and hardness of glass-ionomer cements. *Dent Mater.* 1991 Jan;7(1):36-9.
39. Turssi CP, de Magalhães CS, Serra MC, Rodrigues Júnior AL. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Oper Dent.* 2001 Nov-Dec;26(6):576-84.
40. Wang L. Avaliação comparativa da resistência à abrasão de resinas compostas condensáveis submetidas à escovação simulada através da alteração de massa e rugosidade superficial. [Dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2001.

41. Rios D, Honório HM, de Araújo PA, Machado MA. Wear and superficial roughness of glass ionomer cements used as sealants, after simulated toothbrushing. *Pesqui Odontol Bras*. 2002 Oct-Dec;16(4):343-8.
42. Mondelli RFL, Wang L, Garcia FCP, Prakki A, Mondelli J, Franco EB, Ishiriama A. Evaluation of weight loss and surface roughness of compomers after simulated toothbrushing abrasion test. *J Appl Oral Sci*. 2005 Jun;13(2):131-5.
43. Silva RC, Zuanon AC. Surface roughness of glass ionomer cements indicated for atraumatic restorative treatment (ART). *Braz Dent J*. 2006 Apr-Jun;17(2):106-9.
44. Thomassewski MHD. Efeito da escovação simulada sobre cimentos de ionômero de vidro indicados para tratamento restaurador atraumático. [Dissertação]. Paraná: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2008.
45. Londono J, Abreu A, Nelson S, Hernandez J, Torres C, Mettenburg D, Looney S, Rueggeberg F. Effect of vital tooth bleaching on solubility and roughness of dental cements. *J Prosthet Dent*. 2009 Sep;102:148-54.
46. Perez C dos R, Hirata RJ, da Silva AH, Sampaio EM, Miranda MS. Effect of a glaze-composite sealant on the 3-D surface roughness of esthetic restorative materials. *Oper Dent*. 2009 Nov-Dec;34(6):674-80.
47. 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.

APÊNDICES

APÊNDICE A- Valores em gramas da massa inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.....	64
APÊNDICE B- Valores em gramas da massa inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.....	65
APÊNDICE C- Valores em μm da rugosidade superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.....	66
APÊNDICE D- Valores em μm da rugosidade superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.....	67
APÊNDICE E- Valores em Dureza Vickers da dureza superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.....	68
APÊNDICE F- Valores em Dureza Vickers da dureza superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.....	69
APÊNDICE G- Impressões realizadas pelo rugosímetro de leituras da rugosidade superficial inicial e final de alguns corpos-de-prova submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.....	70
APÊNDICE H- Impressões realizadas pelo rugosímetro de leituras da rugosidade superficial inicial e final de alguns corpos-de-prova submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.....	73

APÊNDICE A- Valores em gramas da massa inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.

Z 100™	Massa inicial	Massa final
1A	0,3828	0,3827
2A	0,3679	0,3678
3A	0,3542	0,3543
4A	0,3430	0,3432
5A	0,3823	0,3819
6A	0,4432	0,4425
7A	0,4112	0,4110
8A	0,4287	0,4285
9A	0,4092	0,4087
10A	0,4050	0,4048

Ketac™ Molar Easymix	Massa inicial	Massa final
1B	0,3969	0,3940
2B	0,4051	0,4022
3B	0,3633	0,3625
4B	0,4530	0,4538
5B	0,3381	0,3372
6B	0,4094	0,4104
7B	0,4267	0,4264
8B	0,3986	0,3846
9B	0,3386	0,3370
10B	0,3257	0,3251

Vitro Molar®	Massa inicial	Massa final
1C	0,2987	0,2965
2C	0,3275	0,3200
3C	0,3555	0,3551
4C	0,3286	0,3279
5C	0,3201	0,3174
6C	0,3807	0,3791
7C	0,3310	0,3291
8C	0,3485	0,3449
9C	0,3026	0,3000
10C	0,3077	0,3046

Bioglass R®	Massa inicial	Massa final
1D	0,3659	0,3599
2D	0,3662	0,3618
3D	0,3074	0,3009
4D	0,2905	0,2882
5D	0,3611	0,3579
6D	0,3356	0,3321
7D	0,3282	0,3249
8D	0,3257	0,3239
9D	0,3590	0,3565
10D	0,3111	0,3078

APÊNDICE B- Valores em gramas da massa inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.

Z 100™	Massa inicial	Massa final
11A	0,4050	0,4048
12A	0,4154	0,4154
13A	0,4058	0,4056
14A	0,4086	0,4082
15A	0,4146	0,4139
16A	0,4349	0,4341
17A	0,4034	0,3996
18A	0,4149	0,4143
19A	0,3412	0,3412
20A	0,3384	0,3381
Ketac™ Molar Easymix	Massa inicial	Massa final
11B	0,3166	0,3151
12B	0,4109	0,4100
13B	0,3787	0,3769
14B	0,3510	0,3488
15B	0,3963	0,3948
16B	0,3430	0,3422
17B	0,3769	0,3754
18B	0,4126	0,4076
19B	0,4038	0,4017
20B	0,3398	0,3387
Vitro Molar®	Massa inicial	Massa final
11C	0,3250	0,3215
12C	0,3614	0,3601
13C	0,3428	0,3422
14C	0,3728	0,3714
15C	0,3331	0,3302
16C	0,3021	0,2981
17C	0,3706	0,3680
18C	0,3209	0,3181
19C	0,3394	0,3375
20C	0,3442	0,3422
Bioglass R®	Massa inicial	Massa final
11D	0,3094	0,3065
12D	0,3478	0,3419
13D	0,3651	0,3637
14D	0,3820	0,3809
15D	0,3224	0,3199
16D	0,3339	0,3321
17D	0,3345	0,3329
18D	0,3548	0,3543
19D	0,2932	0,2923
20D	0,3405	0,3384

APÊNDICE C- Valores em μm da rugosidade superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.

Z 100™	Rugosidade inicial	Rugosidade final
1A	0,49	0,86
2A	0,75	1,20
3A	0,97	0,89
4A	0,33	0,52
5A	0,64	0,68
6A	1,09	0,58
7A	0,60	0,92
8A	0,57	0,57
9A	0,63	0,63
10A	0,52	1,04
Ketac™ Molar Easymix	Rugosidade inicial	Rugosidade final
1B	0,77	0,58
2B	0,40	0,26
3B	0,44	0,29
4B	0,40	0,53
5B	0,31	0,41
6B	0,40	0,54
7B	0,61	0,43
8B	0,32	0,52
9B	0,46	0,39
10B	0,36	0,61
Vitro Molar®	Rugosidade inicial	Rugosidade final
1C	1,25	2,07
2C	0,76	1,69
3C	1,55	1,94
4C	1,51	1,74
5C	1,64	1,80
6C	1,33	1,90
7C	1,29	0,77
8C	1,12	0,70
9C	1,18	0,86
10C	1,34	1,30
Bioglass R®	Rugosidade inicial	Rugosidade final
1D	1,56	4,27
2D	1,00	1,40
3D	1,24	3,39
4D	1,43	2,04
5D	1,46	3,34
6D	1,16	3,33
7D	2,04	3,33
8D	1,11	0,60
9D	2,27	4,72
10D	1,17	2,63

APÊNDICE D- Valores em μm da rugosidade superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.

Z 100™	Rugosidade inicial	Rugosidade final
11A	0,70	0,35
12A	0,61	0,21
13A	0,38	0,44
14A	0,55	0,27
15A	0,29	0,51
16A	0,59	1,28
17A	0,52	0,37
18A	0,35	0,48
19A	0,19	0,28
20A	0,23	0,32
Ketac™ Molar Easymix	Rugosidade inicial	Rugosidade final
11B	0,36	0,41
12B	0,52	0,47
13B	0,60	0,40
14B	0,85	0,75
15B	0,28	0,66
16B	0,55	0,46
17B	0,28	0,87
18B	0,49	0,39
19B	0,54	0,44
20B	0,40	0,67
Vitro Molar®	Rugosidade inicial	Rugosidade final
11C	1,00	1,04
12C	1,47	1,67
13C	1,12	2,27
14C	0,37	1,36
15C	1,26	1,94
16C	1,13	1,57
17C	0,83	2,06
18C	1,36	1,36
19C	0,64	1,46
20C	0,54	2,02
Bioglass R®	Rugosidade inicial	Rugosidade final
11D	0,79	2,31
12D	0,75	2,65
13D	1,79	4,18
14D	0,83	3,79
15D	0,55	2,92
16D	1,54	2,46
17D	1,16	3,13
18D	1,07	2,69
19D	0,44	3,48
20D	0,62	3,36

APÊNDICE E- Valores em Dureza Vickers da dureza superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.

Z 100™	Dureza inicial	Dureza final
1A	104,0	142,0
2A	104,8	122,0
3A	102,1	140,4
4A	80,5	116,2
5A	92,5	140,2
6A	70,3	108,8
7A	85,7	112,5
8A	85,7	119,0
9A	110,4	101,9
10A	111,4	111,3

Ketac™ Molar Easymix	Dureza inicial	Dureza final
1B	62,4	71,0
2B	48,7	59,6
3B	44,2	61,9
4B	62,8	66,8
5B	45,8	58,8
6B	58,8	70,6
7B	53,6	76,0
8B	47,9	55,0
9B	48,0	66,1
10B	67,7	70,1

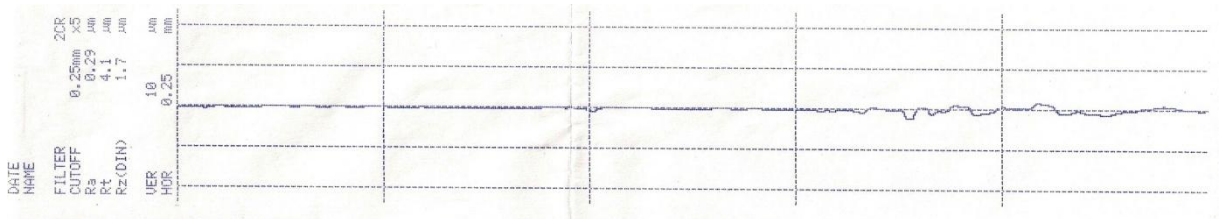
Vitro Molar®	Dureza inicial	Dureza final
1C	34,4	42,8
2C	29,2	39,9
3C	41,5	50,8
4C	21,5	30,8
5C	29,6	34,3
6C	30,5	44,0
7C	21,9	31,7
8C	25,1	38,7
9C	23,9	45,4
10C	32,6	34,2

Bioglass R®	Dureza inicial	Dureza final
1D	9,5	22,8
2D	22,4	30,0
3D	16,9	22,3
4D	26,4	37,8
5D	17,9	31,5
6D	19,2	36,9
7D	17,2	33,7
8D	25,5	49,2
9D	42,3	61,8
10D	23,3	39,9

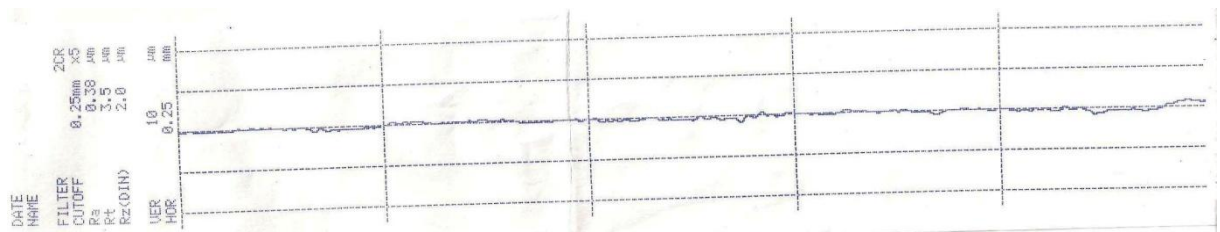
APÊNDICE F- Valores em Dureza Vickers da dureza superficial inicial e final dos materiais avaliados, submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.

Z 100™	Dureza inicial	Dureza final
11A	89,7	114,7
12A	86,6	110,8
13A	100,1	114,6
14A	83,0	118,8
15A	89,0	100,1
16A	85,4	89,2
17A	93,4	110,0
18A	83,5	119,2
19A	90,1	110,4
20A	88,8	125,0
Ketac™ Molar Easymix	Dureza inicial	Dureza final
11B	50,0	84,6
12B	58,2	91,5
13B	55,5	70,2
14B	44,1	53,0
15B	47,8	55,6
16B	56,5	50,8
17B	62,9	72,4
18B	48,0	52,8
19B	41,6	48,9
20B	60,6	62,6
Vitro Molar®	Dureza inicial	Dureza final
11C	19,8	31,0
12C	39,5	44,9
13C	38,0	39,2
14C	26,9	32,9
15C	21,9	30,7
16C	20,1	33,2
17C	22,9	31,9
18C	36,0	41,3
19C	26,7	44,1
20C	24,7	31,3
Bioglass R®	Dureza inicial	Dureza final
11D	30,9	44,0
12D	19,9	43,1
13D	41,3	47,3
14D	23,2	56,8
15D	28,4	57,1
16D	36,2	66,0
17D	15,2	38,0
18D	45,4	47,4
19D	16,9	42,7
20D	29,0	39,2

APÊNDICE G- Impressões realizadas pelo rugosímetro de leituras da rugosidade superficial inicial e final de alguns corpos-de-prova submetidos a escovas dentais de cerdas de textura macia.



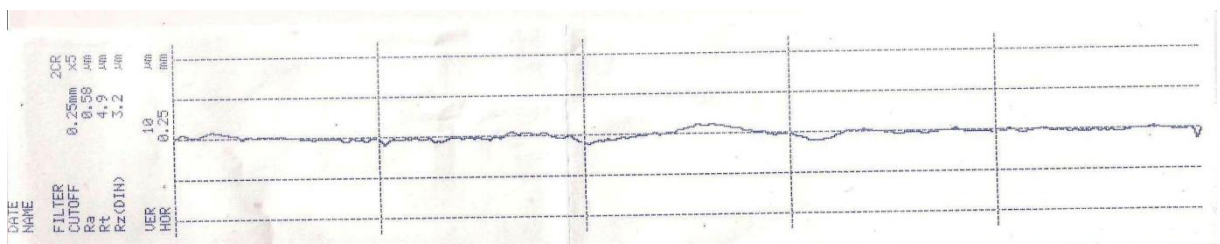
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 4A.



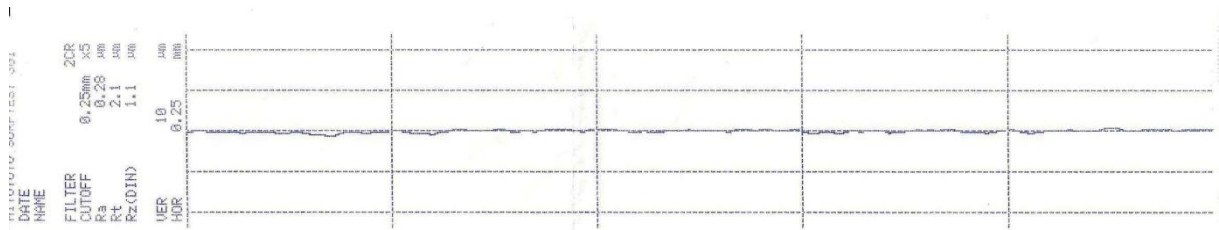
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 4A.



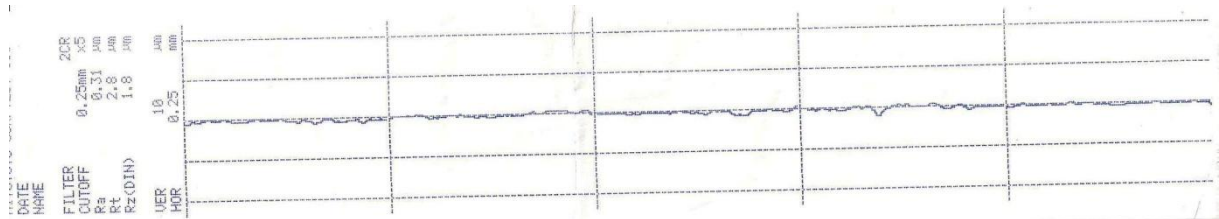
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 8A.



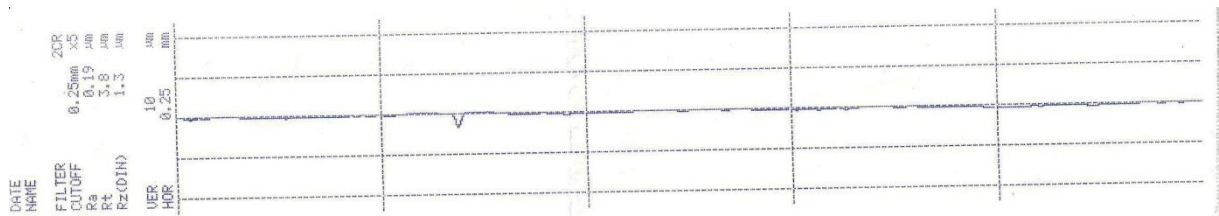
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 8A.



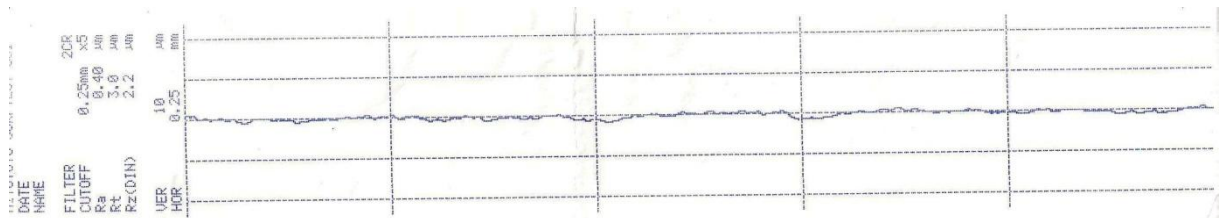
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 5B.



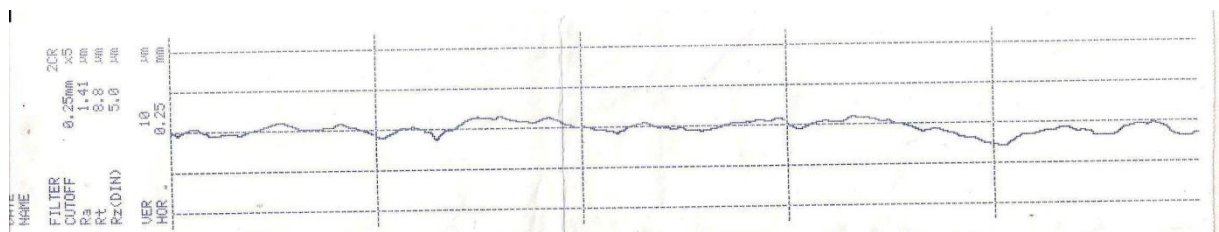
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 5B.



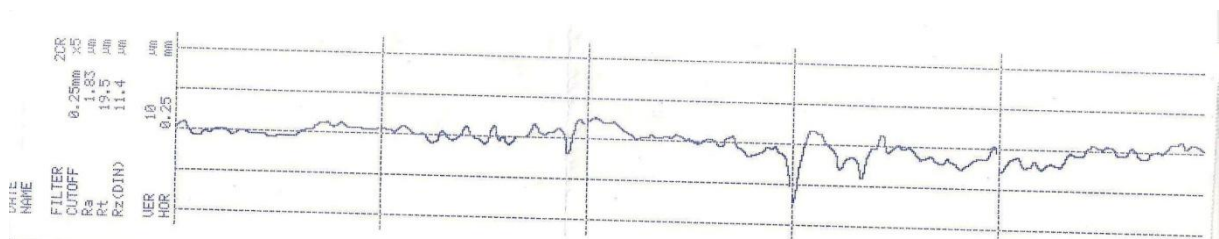
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 8B.



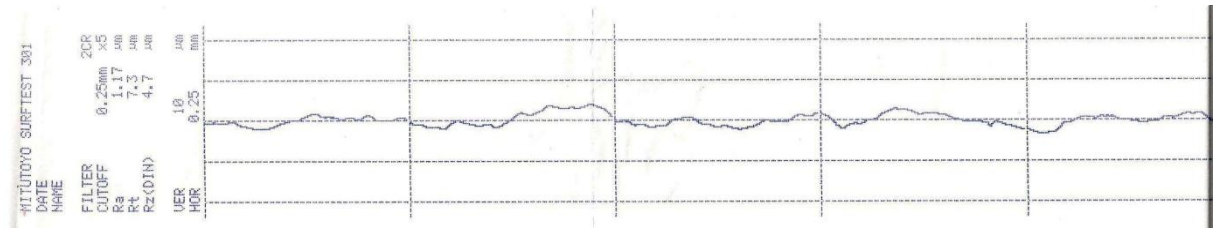
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 8B.



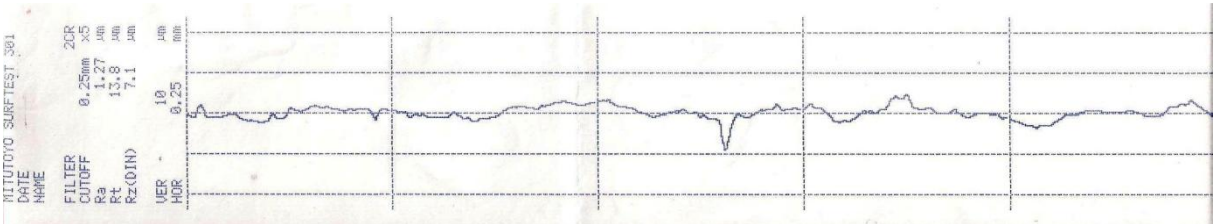
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 5C.



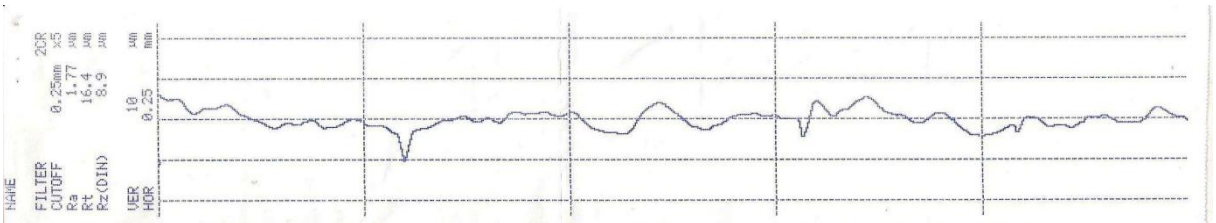
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 5C.



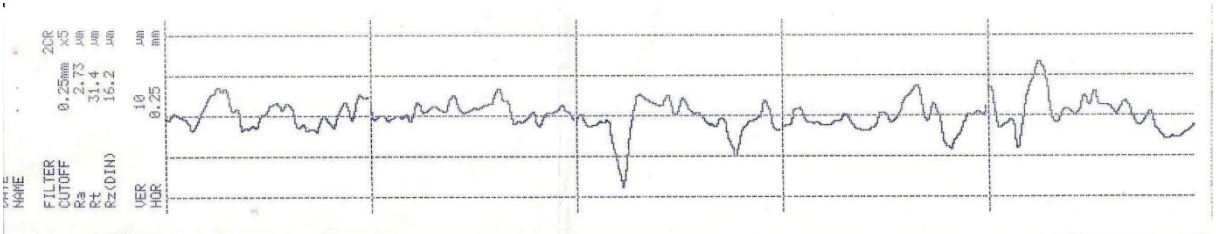
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 10C.



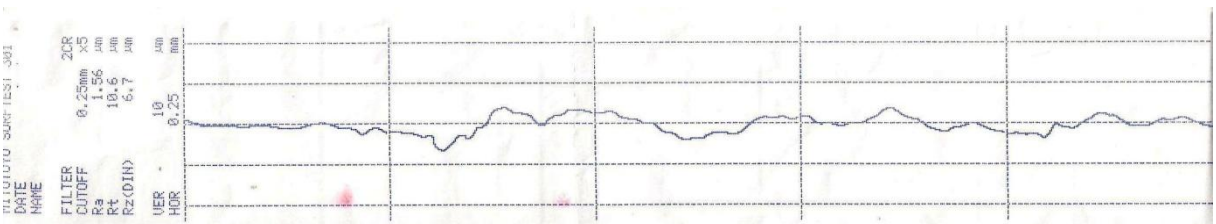
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 10C.



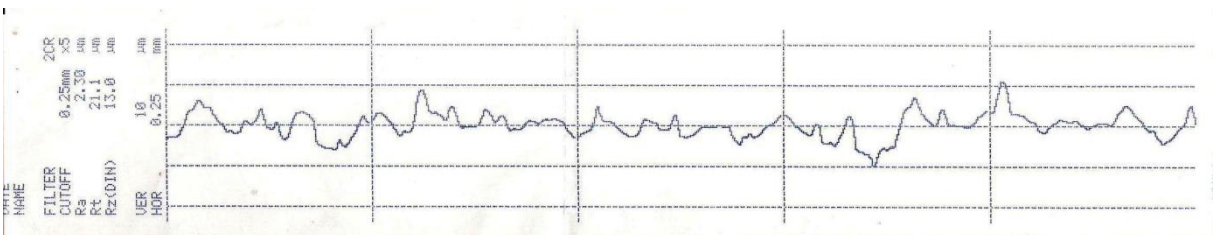
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 5D.



Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 5D.

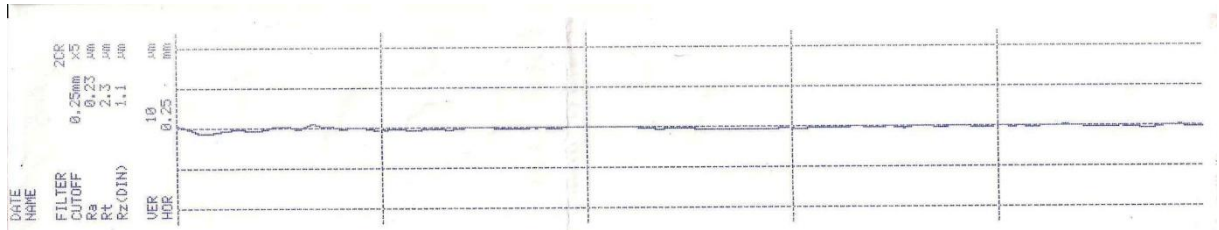


Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 10D.

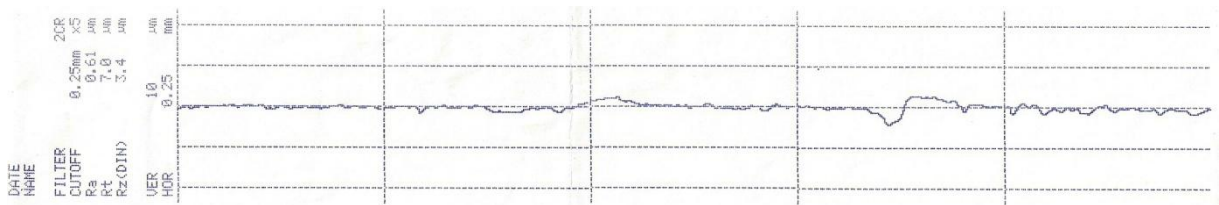


Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 10D.

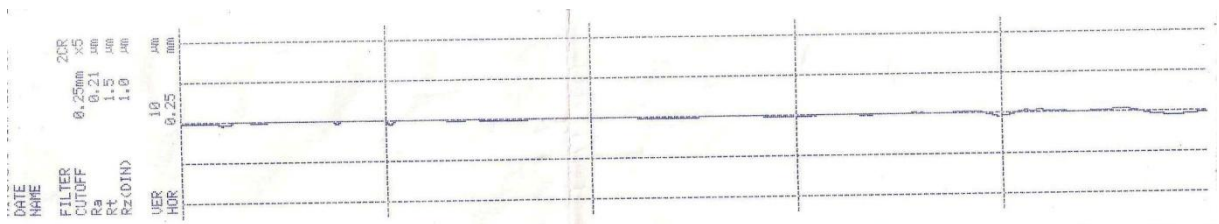
APÊNDICE H- Impressões realizadas pelo rugosímetro de leituras da rugosidade superficial inicial e final de alguns corpos-de-prova submetidos a escovas dentais de cerdas de textura média.



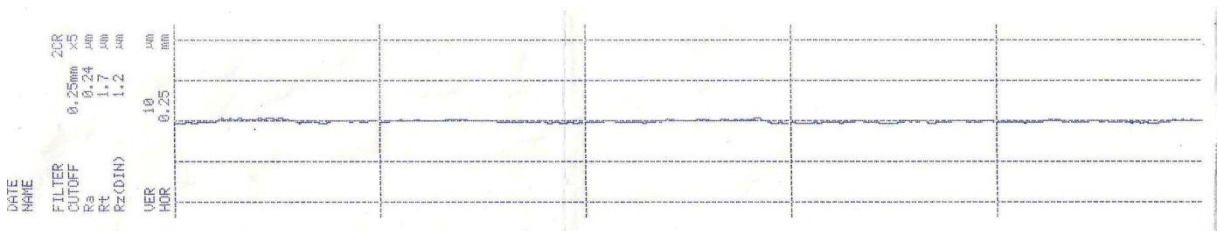
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 15A.



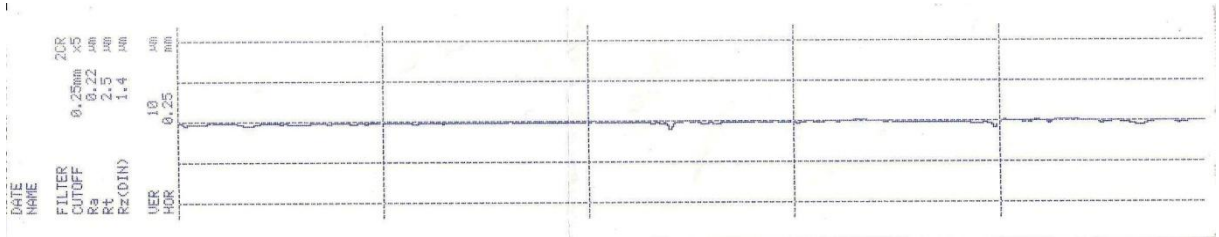
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 15A.



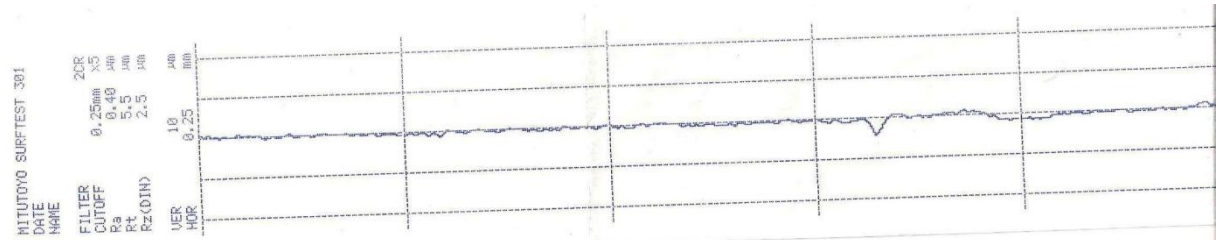
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 18A.



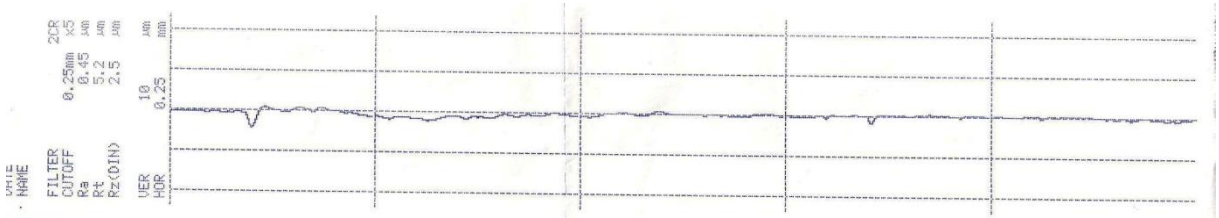
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 18A.



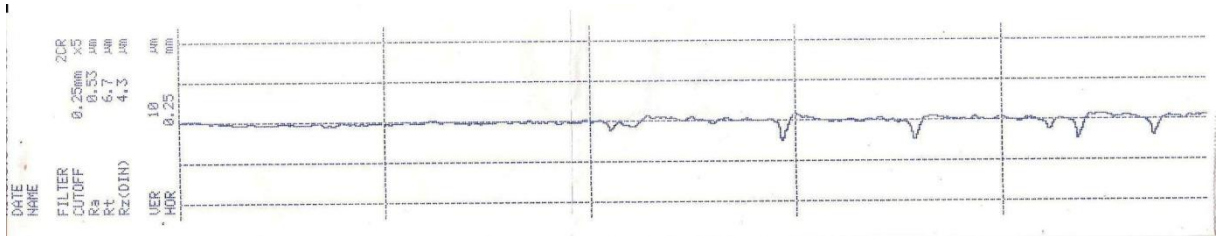
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 12B.



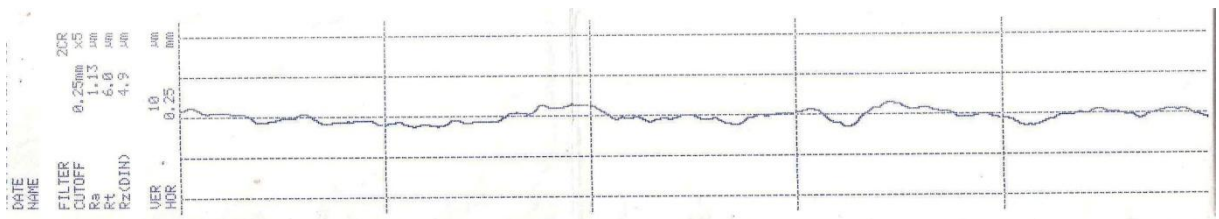
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 12B.



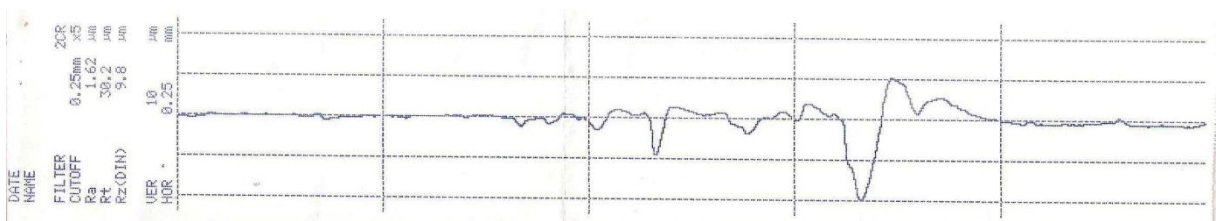
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 20B.



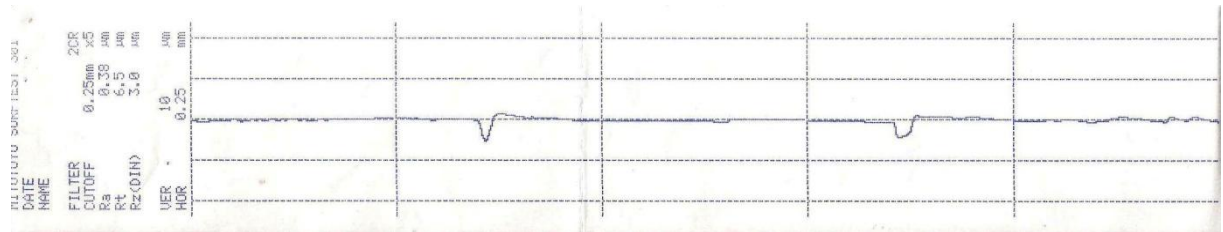
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 20B.



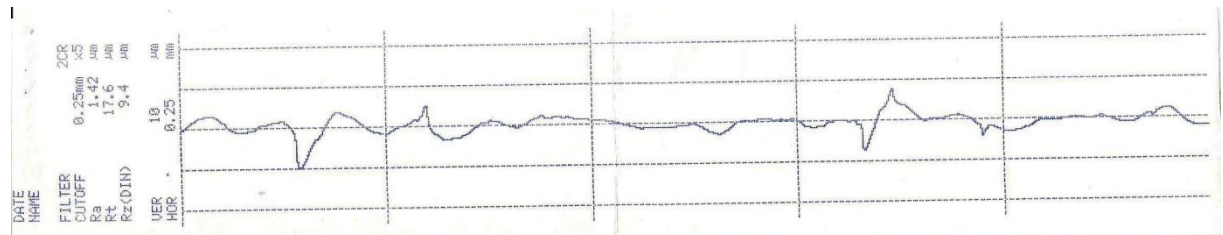
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 15C.



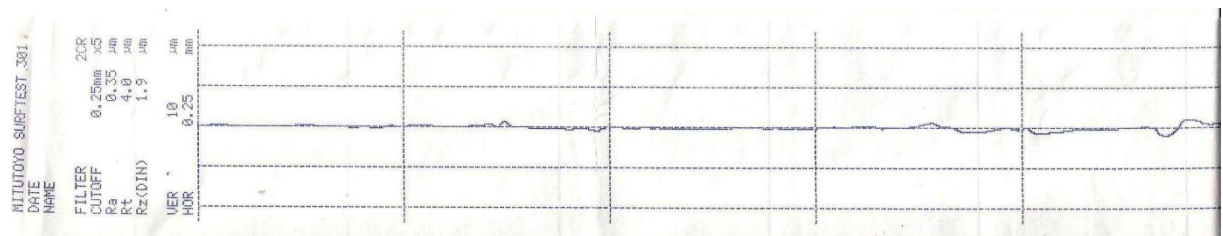
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 15C.



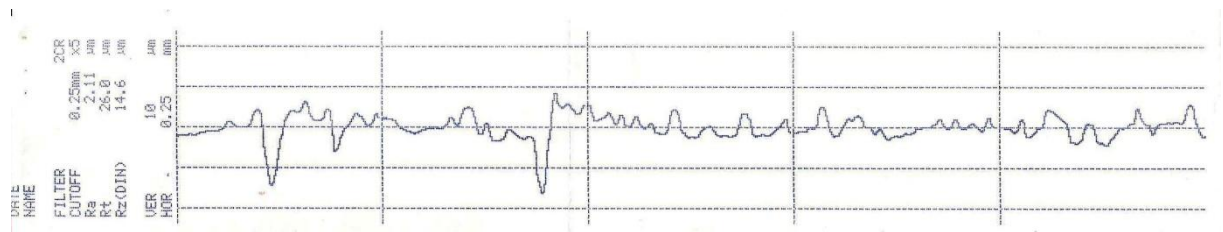
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 20C.



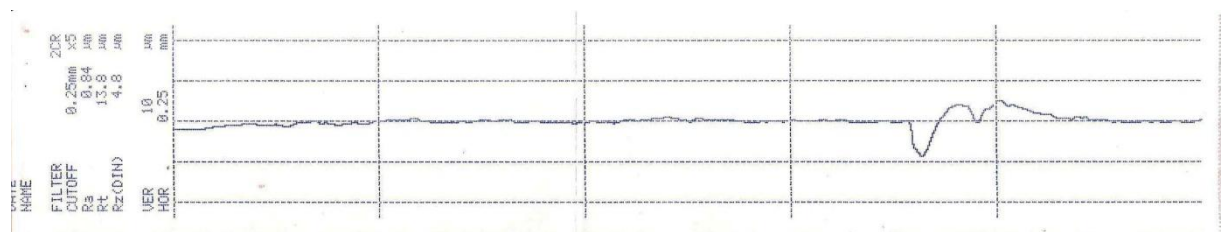
Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 20C.



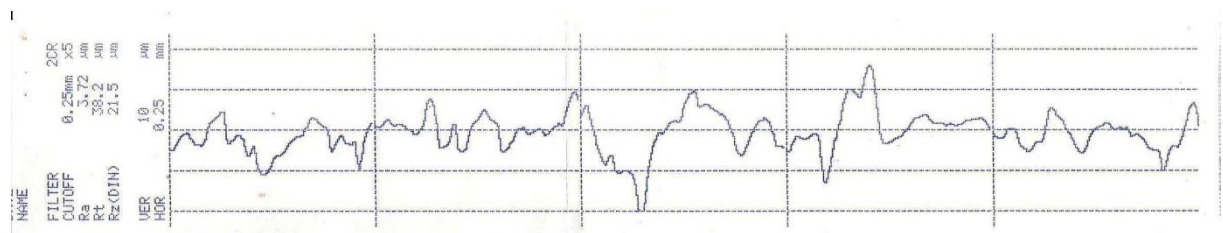
Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 15D.



Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 15D.



Rugosidade superficial inicial de uma leitura do corpo-de-prova 20D.



Rugosidade superficial final de uma leitura do corpo-de-prova 20D.