Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários

Avaliação do desgaste por escovação, *in vitro*, de uma resina composta fotopolimerizada por lâmpada halógena, em dois diferentes tempos

Juan Carlos Pontons Melo

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Dentística.

BAURU

2009

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia de Bauru
Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários

Avaliação do desgaste por escovação, *in vitro*, de uma resina composta, fotopolimerizada por lâmpada halógena, em dois diferentes tempos

Juan Carlos Pontons Melo

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Dentística.

Orientador: Prof. Dr. César Antunes de Freitas

BAURU

2009

Pontons, Juan Carlos Melo

P779a Avaliação do desgaste *por escovação, in vitro,* de uma resina composta, fotopolimerizada por lâmpada halógena, em dois diferentes tempos. / Juan Carlos Pontons Melo – Bauru, 2009.
118 p, 28 il, 30 cm.
Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. USP
Orientador: Prof. Dr. César Antunes de Freitas

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos

Bauru, de de 2009.

Assinatura:

FOLHA DE APROVAÇÃO

JUAN CARLOS PONTONS MELO

29 de maio de 1978	Nascimento, Lima – Peru
Filiação	Guillermo Pontons Vásquez Zoila Melo Villacreses de Pontons
1995 - 2000	Curso de Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia - Universidade de San Martin de Porres.
2002 - 2004	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Ortodontia, nível de Especialização, Centro de Desenvolvimento Ortodóntico.
2004 - 2006	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Dentística, nível de Especializacão, Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo.
2008 - 2008	Aperfeiçoamento em Periodontia, Instituto de Ensino Odontológico (IEO), Bauru-SP.
2007 - 2009	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, área de Dentística, nível de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo. Bolsista CAPES
Associações	Asociación Peruana de Odontologia Restauradora y Biomateriales (APORYB) Sociedade Brasileira de Odontologia Estética (SBOE) International Federation of Esthetic Dentistry (IFED)

DEDICATÓRIA

Aos meus pais: Guillermo e Zoila, por me mostrar que sou exatamente parecido a todo ser humano, por me ensinar a acreditar nas coisas que a gente faz, a perder o medo de dizer, falar e fazer o que a gente sente e, pela paciência com a que encararam minha ausência, agradeço mais uma vez pelo amor indescritível que emanam sobre min.

À Ana, obrigado por me fazer acreditar que a gente pode ser diferente entre tantos parecidos, entre tantos capazes, entre tantos que eram escolhidos e chamados. A você devo muito do que plantei e, do que estou começando a colher. Obrigado por ser mais que uma cúmplice... Uma companheira!

Aos meus irmãos:

À Patricia,

Pelo amor com que cuida de todos nós e pelo seu apoio constante. Se pela força do destino você se ausentar, pelo poder que há na saudade você estará sempre presente.

Ao Guillermo, por duvidar "com amor" que não poderia dar certo. Pela forma como me orientou quando não encontrava os caminhos, pelo companheirismo, pelo exemplo de Clínico e pela transmissão de conhecimentos sobre Odontologia.

Teu sentido de crescimento, força e união familiar é admirável.

À Zoila,

Por mais que a gente sente, foi bom escutar teu sempre te quero *hermanito!*

Teu apoio, em momentos nos quais as decisões pareciam loucuras, foi muito importante!

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar tranqüilidade para aceitar as coisas que não posso mudar e, inteligência e calma para mudar as que posso.

Ao Brasil, por dar-me a oportunidade de poder adquirir uma educação diferenciada, por ser um país tão diverso, às vezes difícil de entender, mas fácil de gostar e querer.

À Universidade de São Paulo, por permitir minha formação em pós-graduação, na melhor escola da América Latina, a Faculdade de Odontologia de Bauru, assim como, por despertar interesses que antes parecia não tê-los. Estes quase seis anos de convivência mudaram minha forma de ver e sentir a Odontologia.

A CAPES, pelo apoio financeiro, sempre de grande valor e, que representa um estímulo, para todo estudante.

Ao Prof. Dr. Rafael Lia Mondelli, quem coordena de grande forma e senso o curso, assim como pelas oportunidades brindadas desde a época de especialização.

Ao Prof. Dr. César Antunes de Freitas, pessoa de valioso conhecimento, que sempre me soube orientar com grande ponderação, além de discutir com bases corretas nos diversos assuntos que a gente tratava. Obrigado pela orientação durante o Mestrado.

Ao meu “Co-orientador”, o Prof. Dr. José Mondelli, meu maior exemplo de Professor. Foi uma verdadeira honra trabalhar ao lado do senhor, no qual sempre me senti a vontade e tratado como um amigo mais que como um aluno. Se hoje sinto um sabor diferente pela Odontologia, é sem dúvida por sua grande influência e pela sua transmissão aberta de conhecimentos. É uma pena ter que partir, mas sem dúvida sempre levarei comigo seus ensinamentos e conselhos. Mais uma vez quero agradecer ao senhor e a sua família. Muito Obrigado!

Agradeço também, ao Adilson e ao Leonardo, pela troca de conhecimentos, pela forma como a gente trabalhou e, por todos os bons momentos que a gente compartilhou como equipe.

Aos Professores das Disciplinas de Dentística e Materiais Dentários:
Aquira Ishikiriama, Carlos Eduardo Franchiscone, César A. de Freitas, Eduardo B. Franco, José Mondelli, Linda Wang, Maria Fidela de Lima Navarro, Maria Teresa Atta, Paulo Francisconi, Paulo A. de Araújo, Rafael Mondelli e Sérgio Ishirikiama, pelos conhecimentos transmitidos.

À turma de Mestrado (Eugenio, Flavia, Ivonne, Leonardo, Leslie, Lourdes, Luciana F, Luciana M, Paula, Poliana e Ricardo) pelos ótimos momentos de convívio durante este tempo.

À família Scudeler e Passarelli de Melo, por abrir as portas de seus lares com total carinho e, por me fazer sentir rapidamente como parte deles. Agradeço com especial carinho a Dona Elvira, como a figura representativa.

Aos amigos que conheci em Bauru: Adilson, Augusto, Carlos Augusto, Etiene, Josilene, Juan Rommel, Marcio Taga, Marcel Taga, Odirley, Oswaldo, Tatiana, Thiago e Silvia.

Aos meus amigos de Lima, por saber entender meus momentos de ausência, e porque cada vez que voltei, eles também tinham a mesma vontade, o de reencontrar-nos.

Aos Funcionários (Alcides, Ângela, Dito, Elizabeth, Edimauro, Lô, Junior, Nelson, Maria, Mauro, Rita, Sandrinha e Zuleica) do Departamento de Dentística, Endodontia e Materiais Dentários, por sua amabilidade, assim como, por sempre estarem prestos a ajudar e a facilitar as coisas para gente.

Às funcionárias da minha Clínica de Lima: Ericka, Nercy, Noelia e Pamela, pela dedicação e carinho com que realizam suas atividades e, pela forma como cuidam dos pequenos detalhes que às vezes a gente não enxerga.

E finalmente, às personas que de uma ou outra forma colaboram no desenvolvimento do presente trabalho: o Prof. Dr. José Roberto P. Lauris, o Adilson Y. Furuse, a Flávia Nashan, a Márcia F. de Freitas, o Edimauro e a Ivoclar-Vivadent do Brasil.

RESUMO

Resumo

Um dos principais problemas dos materiais restauradores (incluindo a resina composta) é o desgaste por abrasão. Portanto, o objetivo neste trabalho foi avaliar *in vitro* o desgaste abrasivo por escovação da resina composta 4Seasons, de duas cores diferentes (A3 e C4) e com fotopolimerização por dois diferentes tempos (20 e 40 s), utilizando escova Sorriso, da Colgate, e creme dentifrício Colgate Tripla Ação; também foi usado, como material de referência, o polimetil metacrilato. Assim, foram confeccionados dez corpos-de-prova, para cada um dos cinco grupos formados (PMMA, A3 20s, A3 40s, C4 20s, C4 40s). Cada espécime consistia basicamente num cilindro de cerca de 1,8 mm de altura e 8 mm de diâmetro. Cada espécime, após sua confecção, era imerso em água deionizada, a 37 ± 2 ºC, por 24 horas, quando então eram regularizados com lixa (granulação # 600 e # 1.000); após lavagem com ultrassom, voltavam a ser armazenados nas mesmas condições, até completar-se um período de uma semana. A escovação foi então efetuada numa máquina própria, que comportava dez espécimes simultaneamente, sendo de 3 N a carga de cada escova sobre o respectivo espécime; a velocidade de cada escova era de 18 cm/s, com a freqüência (ida e volta, num percurso total de 4 cm) de 4,5 ciclos/s; o período de escovação de um espécime compreendia 150. 000 ciclos. Foram efetuados cinco períodos (ou lotes) de escovação, de modo que um espécime do material de cada grupo tivesse sido submetido à ação de cada uma das posições ocupadas pelas dez escovas. A quantidade de massa perdida, para cada espécime, foi calculada por meio de pesagem (pré e pós escovação), numa balança com acuidade de milionésimo de grama. O trabalho foi também ilustrado com gráficos de rugosidade e com fotomicrografias tomadas ao MEV. A taxa média de desgaste foi de 2,8 mg para o PMMA, de 5,5 mg para o A3-20s, 4,7 mg para o A3-40 s, 5,4 para o C4-20s e 4,2 mg para o C4-40s; a respectiva análise de variância mostrou não existir diferença significante entre os grupos, para p=0,166; o coeficiente de variação entre os grupos foi bastante semelhante. Foi possível concluir que não existiu diferença da resistência ao desgaste abrasivo entre os grupos estudados.

Palavras-chave: desgaste, resina composta, escovação, abrasão.

ABSTRACT

Abstract

In vitro toothbrushing wear evaluation of a resin composite cured by QTH curing unit in two different times

One of the main problems of dental restorative materials (including the resin composites) is the abrasion wear. Therefore, the aim of this work was to evaluate in vitro the abrasive wear by toothbrushing of the resin composite 4Seasons, of two different colors (A3 and C4), cured by two different times (20 and 40 s), using a toothbrush (Sorriso - Colgate), and a dentifrice (*Tripla Ação* Colgate). Polimetil meth-acrylate was used as reference material. Ten cylindric samples (approximately 1.8 mm height and 8 mm diameter) had been prepared for each one of the five evaluated groups (PMMA, A3 20s, A3 40s, C4 20s, C4 40s). After confection, samples were immersed in deionized water, at 37 ± 2ºC, for 24 h, and then regularized by abrasive gritting with sandpaper (from #600 to # 1 000); after that, were cleaned in ultrasound bath, and restored to the same described conditions, until completing the period of one week. The toothbrushing was then conducted in a proper machine that holds 10 specimens simultaneously, with a 3 N load of each toothbrush on the respective sample. The speed of each toothbrush was of 18 cm/s, at a frequency of 4.5 cycles/s (each cycle consisting of 2 cm forward and 2 cm backward). 150. 000 cycles were applied per sample. Five periods (or lots) of toothbrushing had been performed, in a way that one sample of each group had been submitted to the brushing action at one position in the machine. The amount of weight loss for each sample was calculated by means of weighting (before and after toothbrushing), in an analytical balance with accuracy of millionth of gram. Roughness and MEV photomicrographies were also evaluated. The average rate of wear was of 2.8 mg for PMMA, 5.5 mg for A3-20s, 4.7 mg for A3-40 s, 5.4 for C4-20s, and 4,2 mg for C4-40s. One-way ANOVA showed no significant difference between groups ($p = 0.166$). The coefficient of variation between the groups was sufficiently similar. It was possible to conclude that difference of the resistance to the abrasive wear between the studied groups did not exist.

Key-words: wear, resin composite, toothbrushing, abrasion, wear resistance

SUMÁRIO

1 – Introdução **25**

2 - Revisão de Literatura **29**

3 – Proposição **55**

3.1 – Objetivo geral 55
3.2 – Objetivos específicos 55
3.3 – Hipóteses de nulidade 55

4 - Material e método **59**

4.1 – Material empregado 59
4.2 – Métodos 60
4.2.1 - Confecção dos corpos-de-prova 60
4.2.2 - Limpeza dos corpos-de-prova 63
4.2.3 - Determinação de massa inicial e final 63
4.2.4 - Procedimento de abrasão 63
4.2.5 - Determinação da rugosidade superficial inicial e final 64
4.2.6 - Microscopia eletrônica de varredura 64
4.2.7 - Análise dos resultados 64

5 – Resultados **73**

5.1 – Da perda de massa 73
5.2 – Da rugosidade 76
5.3 – Fotomicrografias ao MEV 88

6 – Discussão **95**

6.1 – Do método 95
6.2 – Dos resultados 100

7 – Conclusão **105**

Referências **109**

1 - INTRODUÇÃO

1 - INTRODUÇÃO

A crescente demanda pelos serviços de Odontologia Estética, assim como os avanços na Odontologia restauradora adesiva, contribuiu para o aumento do número de indicações de resina composta, seja para a elaboração de novas restaurações ou para a substituição de restaurações deficientes, sobretudo como substituto da amálgama. A utilização das resinas compostas como alternativa de tratamento restaurador ocorreu no início dos anos setenta, como resultado de obter um material que fosse superior aos já existentes: a resina acrílica e o cemento de silicato. A partir da introdução da resina composta a base de Bis GMA (bisfenol-A glicidil-metacrilato) por BOWEN[11], em 1963, este material tornou-se o centro de atenção na Odontologia, já que além do fator estético que proporciona, brinda uma associação com o condicionamento ácido e o sistema adesivo, o que resulta em restaurações com adequada retenção e selamento marginal. No entanto observa-se a necessidade de resistência de forma adequada com o intuito de aumentar o tempo de vida útil e alcançar o sucesso clínico.

Diante destas indicações e propriedades apresentadas pelo material, o principal problema deste é o desgaste, apesar do aumento da resistência dos compósitos nestes últimos anos. Contudo, o ideal seria que esses materiais restauradores se desgastassem de modo semelhante ao esmalte dentário, o que na prática não ocorre. Dentre as várias razões que conduzem à substituição de restaurações de resina composta, encontra-se o desgaste abrasivo, que se inicia no momento que o dente entra em função.

O desgaste é definido por JONES[41] *et al.*, em 1972, como a perda progressiva de substância da superfície de um corpo provocado por uma ação mecânica. O termo desgaste envolve diferentes processos encontrados na cavidade bucal como erosão, abrasão, atrição e abfração. O mecanismo de desgaste clínico consiste num processo muito complexo, desse modo os testes de escovação *in vitro* são válidos para obter dados comparativos sobre a resistência à abrasão das resinas compostas, assim como para simular o desgaste presente na cavidade bucal, sendo que esta técnica permite obter resultados mais rápidos e confiáveis quando os testes são padronizados.

Diante das considerações aqui apresentadas, neste trabalho se teve por finalidade avaliar a resistência ao desgaste de uma resina composta mediante testes de escovação, utilizando um aparelho de lâmpada halógena como fonte de fotoativação. Deve ser enfatizado

que o método empregado mede somente a resistência à abrasão sob condições específicas deste teste, ou seja, avaliando a abrasão unicamente em função da escovação *in vitro*, não indicando necessariamente a resistência a outros tipos de abrasão, como desgaste mastigatório, atividades parafuncionais e dieta alimentar.

No presente trabalho, o termo polimerização será empregado como sinônimo de fotopolimerização ou de fotoativação.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

2 – REVISÃO DE LITERATURA

Precursor dos estudos sobre desgaste, MILLER[59] (1907) utilizou casos clínicos juntamente com ensaios laboratoriais, para avaliar a ação de diversos agentes (físicos, químicos e biológicos), envolvendo mecanismos de erosão, de abrasão e de atrição, tanto sobre tecidos dentais, como em materiais restauradores. Referiu que o desgaste dental dependeria da associação escova dentária/creme dentifrício, sendo maior na dentina do que no esmalte.

Em 1951, SEXSON, PHILLIPS[70] investigaram as conseqüências da limpeza de próteses totais, por meio da escovação com diferentes dentifrícios, utilizando a máquina Pepsodent, na qual eram inseridas escovas macias, durante um período de 20 000 ciclos, o qual foi considerado como correspondente a dois anos de vida clínica. Avaliaram a perda de massa, a alteração de brilho superficial e a variação da rugosidade superficial, esta ilustrada por fotografias tomadas com microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foram criadas duas situações com os corpos-de-prova, durante a escovação: mantidos estáticos e em movimento rotatório. Os resultados indicaram que a ação do desgaste estava associada apenas à ação mecânica dos abrasivos (em pó ou contidos nos dentifrícios) e não à das escovas. Os dentifrícios em pó causaram a maior taxa de perda de massa, nas duas situações, originando mesmo assim um desgaste que foi considerado como moderado. As fotomicrografias eletrônicas mostraram a presença de sulcos originados pela ação abrasiva nas superfícies da resina acrílica das próteses. Correlacionaram a perda de brilho com a perda de massa, apenas nos casos das unidades que sofreram rotação. Expressaram sua opinião de que o ideal seria conciliar a desejada ação de limpeza, sem que existisse modificação na superfície do substrato, operação esta de difícil execução.

VIEIRA[79], em 1960, avaliou laboratorialmente duas marcas de resina acrílica, polimerizadas sob diversas condições, quanto à dureza e à resistência frente à escovação; empregou escovas de diferentes tipos de cerdas (rígidas e flexíveis), diferentes dentifrícios (em pasta e em pó) e carbonato de cálcio em solução aquosa. Observou que quanto maior a temperatura de polimerização da resina, maior a dureza e a resistência à abrasão.

Em 1972, ASHMORE *et al.*[7] efetuaram escovação laboratorial, para analisar a taxa de desgaste provocada pela ação abrasiva de diferentes dentifrícios, sobre amostras de dentina

(obtidas de regiões próximas da junção amelocementária), escovadas sob carga de 75 g, com a máquina regulada na velocidade de 100 ciclos por minuto, totalizando 1.000 ciclos. Escolheram várias formas de carbonato de cálcio, para agirem como abrasivo-padrão, Os resultados foram obtidos pelo índice entre a taxa de abrasividade do abrasivo considerado em relação ao abrasivo padrão (carbonato de cálcio). Nesta pesquisa foi estudada a reprodutibilidade do teste, a influência do tipo de carbonato de cálcio e o tipo de diluente utilizado, estando diretamente relacionado com os resultados, o tipo de partícula, sendo que este não teve relação com o diluente da solução. Consideraram pelo método aplicado que este tipo de análise retrata uma condição que pode ser avaliada de forma fácil e satisfatória, resultando numa análise direta e confiável.

Ainda em 1972, LUGASSY, GREENER[53] realizaram testes de desgaste por abrasão, em nove diferentes resinas (seis compostas e três sem carga), empregando partículas vitrificadas contendo carbeto de silício, este com tamanho médio de 86 µm. Após 24 horas de armazenamento em água destilada a 37 °C, os corpos-de-prova foram divididos em dois grupos, secos e úmidos. Os valores de perda de massa, tomados em peso, foram convertidos em volume. Foi detectado que o tipo de resina e o tratamento recebido eram variáveis fortemente influentes neste processo; assim, as resinas compostas apresentaram maiores valores de perda de massa; independentemente do material, os espécimes tratados pela técnica úmida apresentaram um índice maior de resistência à abrasão, este último aspecto permitia supor que a dessecação promove piora da resistência estudada.

Em 1976, HEATH, WILSON[36] pesquisaram a abrasão sofrida por alguns materiais restauradores, mensurando quantitativamente a rugosidade superficial. A abrasão foi realizada por desgaste por escovação simulada, onde foram testadas ligas de ouro, amálgama dental, cimento de silicato, compósitos e resina sem carga. Os espécimes obtidos foram armazenados a 37 °C em água por um mínimo de sete dias. Após um levantamento prévio, os autores elegeram o uso de escovas dentais e um dentifrício representativo da população, aplicando-se uma carga de 5 N. Inicialmente, cada dentifrício foi aplicado a 22 % na escovação de todos os espécimes com a finalidade de remover a camada mais superficial, o que variou de material para material. No teste, três séries de 20.000 ciclos foram efetuadas para cada material. O dentifrício foi periodicamente diluído simulando a situação clínica. A análise de superfície foi realizada com um perfilômetro Talysurf 4. Uma estimativa qualitativa foi realizada por meio da MEV. Os autores ainda discutiram as variáveis que influenciaram estes resultados como a

carga utilizada, o tratamento prévio das escovas dentais, assim como a temperatura e comprimento do movimento. Após os procedimentos, a resina sem carga apresentou o maior índice de desgaste. O ouro apresentou-se mais resistente seguido do amálgama. Estes dois materiais após a escovação apresentaram superfícies mais lisas ao final da escovação. Os compósitos e o cimento de silicato apresentaram um maior desgaste, cerca de duas a quatro vezes mais rápido que o verificado pelo esmalte dentário.

De acordo com o comitê de abrasão laboratorial do programa de dentifrícios da Associação Dental Americana (ADA), HEFERREN[37] (1976) demonstrou *in vitro* o método específico para medir a abrasividade dos dentifrícios. O autor descreveu os aspectos relacionados aos cuidados na seleção e preparo dos dentes, irradiação e montagem das raízes e o funcionamento da máquina de escovação. Concluiu com o referido estudo que, em relação ao cálculo da abrasividade não recomenda o método baseado na perda de peso, pois pode induzir resultados falsos, uma vez que o conteúdo de água dos tecidos dentários afeta a medida da perda de peso pela abrasão. Os perfilômetros também não foram considerados como método de escolha, porque os aparelhos são caros e delicados, sendo sugerida pelo autor que a melhor alternativa para a determinação da abrasividade seria a contagem radioativa do material desgastado. O teste laboratorial seria um meio de se entender a situação clínica, sendo consideradas as variáveis que ocorrem *in vivo*.

Por meio de um teste que combinava a abrasão com uma pasta a base de perolas de vidro e partículas abrasivas (para que ocorresse o desgaste não apenas por abrasão más também por desgaste adesivo, fadiga e corrosão), EHRNFORD *et al.*[22] (1980) avaliaram um amálgama, uma resina composta e uma resina sem carga, cujos corpos-de-prova foram armazenados em água a 37 ºC durante sete dias, antes do ensaio. O material abrasivo era constituído de 500 g de pérolas de vidro, 100 g de óxido de alumínio e 120 g de água; assim, confeccionaram diferentes pastas, variando a granulação do óxido de alumínio (80, 120, 240, 400 e 800). O desgaste era promovido a 37 ± 2 ºC, usando-se um aparelho cujo motor girava por dois minutos e meio, em direções alternadas, com intervalos de 15 segundos, até completar um ciclo de uma hora; assim, para cada espécime foram desenvolvidos quatro destes ciclos. A mensuração do desgaste foi efetuada verificando-se a perda de altura do espécime; o aspecto da superfície desgastada era mostrado por fotomicrografias tomadas em MEV, as quais inclusive ilustravam a exposição das partículas de carga da resina composta. O amálgama sofreu maior desgaste com o óxido de granulação 240; já para a resina composta,

isto aconteceu com as granulações 80, 120 e 240. Os respectivos autores deixaram registrada sua opinião de que esta forma de avaliação é mais fidedigna (permitindo melhor comparação do real desgaste dos materiais, assim predizendo seu comportamento clínico), além de consistir num método rápido e de fácil execução.

No mesmo ano, JORGENSEN[43] analisou laboratorialmente as diferentes propriedades de resinas compostas à resistência por abrasão. Os elementos foram submetidos a testes de abrasão por escovação, resistência à compressão, fratura, fricção, porosidade, dureza Wallace (mede a profundidade de penetração do diamante Vickers sob uma carga pré-determinada), e resistência ao cisalhamento e observações em MEV. Constatando-se a relação das propriedades com a abrasão clínica sob as condições aplicadas com os testes laboratoriais de abrasão, resistência à compressão, deformação por fratura e dureza. A abrasão foi maior quando do aumento da porosidade e da rugosidade da superfície. O padrão de desgaste verificado demonstrou a presença de estrias demarcadas nas superfícies das restaurações.

Em 1982, AKER[1] comparou a resistência à abrasão de compósitos com partículas grandes à de uma resina sem carga. O autor utilizou cinco amostras de cada material, as resinas Miradept, Prisma-Fil, Visar-Fil, Silar, Finesse, tendo como controle os compósitos Concise e a resina acrílica Sevitron. Para os testes de escovação, o autor uso quatro escovas # 3 Pycopay e uma solução a base de 45 mg de dentifrício Colgate MFP por 45 ml de água destilada. Foram simulados 16.000 ciclos de escovação por hora, equivalente a 22 ciclos duas vezes ao dia por dois anos. Os excessos de material foram removidos e a superfície das amostras tornou-se mais lisa e com a curvatura semelhante a dos dentes. A resistência à abrasão foi mensurada pela determinação do volume do material removido durante o procedimento de abrasão. Este cálculo foi determinado pela divisão da massa perdida durante a abrasão pela densidade do material. As amostras ficaram imersas em água destilada a 37°C até um estágio de máxima sorção de água. Em seguida, após a secagem com ar por cinco minutos, os corpos-de-prova foram pesados uma vez a cada 24 horas até que houvesse um peso constante com alteração de até 0,1 mg; sendo realizada a pesagem por cinco dias. Depois de 15 horas de abrasão, as amostras foram limpas em ultra-som com água destilada por três minutos e pesadas. A cada cinco horas do teste, as escovas foram trocadas e o dentifrício diluído reposto. O volume de material perdido durante a abrasão foi determinado pela média de densidade de cada material. Por meio do uso de MEV, pôde-se ilustrar a superfície característica de cada material. A quantidade de material abrasionado da superfície da

Miradapat, Concise e Visar-Fil não produziram perda visível do contorno das amostras. A superfície da Prisma-Fill, Finesse e Silar foram aplainadas pela abrasão, e já a resina acrílica Sevitron teve sua forma original convexa mudada para côncava.

HARRINGTON *et al.*[33] (1982) pesquisou o comportamento de materiais restauradores (resinas compostas, cimentos de ionômero de vidro, cimento de silicato e amálgama) frente ao processo de desgaste por escovação *in vitro*. Para cada material, foram confeccionados seis corpos-de-prova (cada um com 10 mm de diâmetro e 1 mm de espessura), os quais eram armazenados a 37 ºC, por sete dias, antes do ensaio, no qual foi utilizada uma pasta abrasiva à base de carbonato de cálcio, naquela mesma temperatura. A escovação era efetuada em três lotes de 20.000 ciclos cada um, realizando-se a pesagem do espécime ao final de cada lote. A rugosidade superficial dos espécimes era avaliada com o auxilio de um rugosímetro Talysurf 4, seu peso determinado por uma balança e sua espessura medida por um micrômetro. Os resultados evidenciaram que a resina composta convencional apresentou o menor valor de desgaste, juntamente com o cimento de silicato e o amálgama, enquanto o cimento de ionômero de vidro e a resina de micropartículas apresentaram o pior comportamento. Constataram que o índice de desgaste foi maior na etapa inicial do teste.

Ainda em 1982, KANTER *et al.*[44] estudaram o desgaste por escovação de cinco resinas compostas (Prestige, Isopast, Exact, Concise e profile), por meio de um processo que acreditavam equivaler a cinco anos de vida clínica, no qual foram correlacionadas a perda de massa e a rugosidade superficial. Um pino ficava centralmente inserido em cada corpo-de-prova, o qual era desgastado com o uso consecutivo de lixas de granulação 240, 320, 400 e 600, ocasião na qual a cabeça do pino ficava exposta. Após armazenamento durante 48 horas a seco, cada espécime era pesado e submetido à perfilometria. Após escovação por um período equivalente a um ano, foi avaliada a perda de massa e a rugosidade superficial, esta documentada por microfotografias ao MEV; todos estes procedimentos foram repetidos para obtenção dos valores equivalentes a uma simulação de cinco anos, a qual constituiu se na efetuação de 21.600 ciclos. As resinas Concise, Exact e Prestige apresentaram maior perda de massa e maior rugosidade ao final dos estudos, enquanto a resina Exact não apresentou alteração da rugosidade superficial. Observou-se uma tendência para a ocorrência de um decréscimo dos valores de desgaste, com o passar do tempo, no período considerado no estudo.

Em 1983, VAN DIJKEN *et al.*[77] analisaram por meio de MEV a qualidade de superfície de diferentes compósitos submetidos a diversos polimentos após testes de abrasão de três corpos. As resinas testadas e os respectivos tratamentos realizados foram: 1. Adaptic/sof-lex; 2. Miradapt/pedra de polimento; 3. Profile/discos de polimento; 4. Silar/sof-lex; 5. Isopast/pedra e discos de polimento. As resinas foram empregadas em restaurações de cavidades classe V, realizando-se um total de oito restaurações por material com superfície obtida pelo uso de matriz. Os espécimes foram armazenados em água em temperatura ambiente até o momento do teste. A metade de cada grupo foi polida, mantendo a metade sem nenhum tratamento, servindo como grupo controle. As escovações foram realizadas sobre uma carga de 400g por 17 minutos obtendo-se 1.100 ciclos, com uma solução abrasiva a base de 4g de dentifrício Pepsodent ou 2g de pedra pomes e 6 ml de água. As observações microscópicas foram realizadas, classificando as superfícies em escores de 0 a 5 de acordo com a lisura da superfície. Para os grupos controle, foram obtidas superfícies mais lisas. Algumas estrias foram observadas devido à ação mecânica da escovação quando escovadas com água. Com exceção da resina Silar, as demais, apresentaram aumento na rugosidade. Na avaliação dos espécimes polidos, a resina Silar obteve a melhor lisura e a resina Profile a superfície mais rugosa. As demais apresentaram valores intermediários. Após a escovação com dentifrício ou pedra pomes foram verificadas superfícies mais rugosas, com exceção das resinas microparticuladas. Os autores concluíram que as resinas sem carga apresentam maior capacidade de manter a lisura superficial independentemente do tratamento, sendo que as outras resinas perdem os efeitos do polimento após escovação.

Em 1985, JONES *et al.*[42] pesquisaram o desgaste produzido por diferentes dentifrícios sobre duas resinas compostas, uma convencional (Delphic) e outra microparticulada (Orion). Na escovação *in vitro* verificou-se a perda de massa. Seis corpos-de-prova por material e dentifrício foram confeccionados nas dimensões de 10 mm de diâmetro por 1 mm de espessura, os quais foram armazenados por uma semana em água destilada a 37 °C. Após este período foram pesados e registrados os valores de rugosidade superficial com a ajuda do rugosímetro Talysurf 4, assim como a espessura em micrômetros. Um grupo controle foi escovado apenas com água destilada e os demais grupos foram escovados com solução a base de 70 ml de 0,5% de celulose de carboximetil de sódio. Foram realizados três lotes de escovação de 20.000 ciclos para cada relação pasta/resina. Ao final dos três lotes de escovação foram calculadas a perda de massa, de espessura e a diferença de rugosidade. Com respeito à alteração da estrutura do material, nenhuma apresentou perda significativa de

massa, além da espessura. Observou-se uma perda, quatro a cinco vezes maior das resinas microparticuladas do que o observado nas resinas convencionais. Os autores ressaltaram que a associação dos abrasivos dentários e os hábitos de escovação têm influência na superfície dos materiais.

Em 1986, a AMERICAN DENTAL ASSOCIATION[3] (ADA) ressaltou que ainda existiam poucas informações em longo prazo, em relação ao desempenho clínico das resinas compostas em dentes posteriores; informaram que seu conselho havia classificado como provisoriamente aceitável apenas algumas marcas deste material, para restauração de dentes permanentes e, que os limites anteriormente estabelecidos estavam sendo reavaliados. Além de ressaltar a dificuldade em se estabelecer contatos proximais com o referido material, alertou que ele apresentava grande desgaste, tanto oclusais como proximais e, que a classe odontológica deveria estar ciente da limitação de informações a respeito dessas taxas de desgaste.

No mesmo ano, LEINFELDER *et al.*[48] avaliaram as taxas de desgaste de nove resinas compostas para dentes posteriores, após seis meses, tempo que segundo os autores permite predizer a taxa de desgaste anual após três anos por meio de dois métodos, o direto e o indireto utilizando modelos. Neste estudo, foi elaborada uma média de 60 amostras de cada material distribuídas em cavidades classe I e II, em normo oclusão. Os autores observaram que o maior desgaste ocorreu durante os primeiros seis meses de vida clínica. Indicando que as taxas de desgaste diminuem com o passar do tempo.

Em 1988, PALLAV *et al.*[61] desenvolveram uma máquina, por meio da qual materiais restauradores poderiam ser desgastados de forma similar ao desgaste produzido na cavidade oral. Esta máquina consistia de duas rodas cilíndricas que rodavam uma contra a outra, impulsionados por motores individuais, um deles portando as amostras e o outro funcionando como “cúspide antagonista”. Os motores rodavam com uma velocidade de 1.3 Hz, pressionados entres si com uma força de 15 N, para simular a ação de deslizamento dos dentes opostos. Os espécimes ficavam imersos em uma mistura de sementes moídas (36 %), pérolas de polimetilmetacrilato (9 %) e água (55 %), sendo todas estas porcentagens expressas em massa. A análise da quantidade de desgaste era efetuada com o auxílio de um perfilômetro e processadas com a ajuda de um computador. Estes autores apresentaram os valores de desgaste de 19 resinas compostas e de esmalte dentário humano, usando amálgama

Dispersalloy como o padrão. Assim, verificaram que o desgaste relativo foi de 0,5 µm para o esmalte, de 1,2 µm para o Miradapt e o P10, de 2,0 µm para a Herculite.

Em 1989, a AMERICAN DENTAL ASSOCIATION[4] (ADA) descreveu por meio de um relatório, as propriedades mais importantes a serem avaliadas nas resinas compostas, e informou sobre os métodos disponíveis para realizar avaliação *in vitro,* assim como, cinco características que deveria possuir uma resina composta utilizada na região posterior: 1- Proporcionar boa resistência ao desgaste e à abrasão; 2- Permitir uma precisa adaptação às margens cavitárias e promover efetivo vedamento da restauração, quanto ao ingresso de fluídos orais, os quais podem conter microorganismos que criem um ambiente propício para o desenvolvimento de lesões cariosas secundárias; 3- Apresentar adequada resistência à degradação pela água e outros solventes; 4- Ser de característica radiopaca; 5- As técnicas de manipulação e inserção devem ser simples e indicadas explicitamente. A ADA enfatizou que o grupo de trabalho envolvido nesta tarefa continuaria a coletar informações importantes, até que uma especificação razoável pudesse ser descrita, com base em evidências científicas sólidas.

GLASSPOOLE, ERICKSON[30] (1990) avaliaram a influência do grau de polimerização e acabamento de resinas compostas em relação à quantidade de desgaste. Foram empregados materiais com distintas quantidades de fotoiniciador. As resinas foram expostas a dois tempos de fotoativação (20 e 60 segundos) com acabamento imediato e após 24 horas. Os autores observaram que o desgaste *in vitro*, estava relacionado com o grau de polimerização das resinas compostas, como também com o tempo de ativação e a quantidade do fotoiniciador. Além disso, ressaltaram que o acabamento precoce realizado após a polimerização do material, também aumenta a quantidade de desgaste.

Ainda em 1990, YUASA[84] submeteu diferentes compósitos à escovação *in vitro;* confeccionou os tais compósitos, variando o tamanho médio da partícula de carga de sílica (0,04; 1,9; 3,8; 4,3; 7,5; 13,8 e 14,1 µm) e a quantidade da mesma (45%, usando todos os tamanhos referidos, e 35% a 75%, apenas com a partícula de 4,3 µm); também utilizou uma resina sem carga. Detectou forte influência do tamanho e quantidade das partículas, sem diferenças para a variação da matriz resinosa. Informou que a resistência a abrasão diminuiu marcantemente com o decréscimo do tamanho da carga, quando as partículas eram menores que 7,5 µm; inclusive, as resinas com partículas de 0,04 a 1,9 µm foram menos resistentes que a resina sem carga. Relatou que as partículas também contribuíram para o aumento da

resistência à abrasão, em composições com macropartículas (a partir de 7,5 µm). Apoiado em análises de MEV, informou que pareciam existir influências, tanto em relação à distância entre as partículas, como ao tamanho destas.

Em 1991, GOLDSTEIN, LERNER[32] analisaram o efeito dos dentifrícios Crest regular, Rembrant, Supersmile, Colgate winterfresh gel, Topol, Shane, Viadent e Sensodyne na superfície da resina composta híbrida Herculite. Foram confeccionados 24 corpos-de-prova com 10 mm de diâmetro, sendo fotopolimerizados entre duas lâminas de vidro. Após a confecção, as amostras foram conservadas em água a 37°C por uma semana e utilizadas para testar a abrasividade de quatro tipos de escovas dentais sem dentifrício. Em seguida, mais 48 corpos-de-prova foram submetidos a 20.000 ciclos de escovação numa solução de 100 g de um dos oito dentifrícios analisados, e 100 g de água em uma máquina de abrasão. Com o auxílio do perfilômetro Mitotoyo Surftest- 4 foram realizadas seis leituras transversais de 1,5mm sobre a superfície de cada corpo de prova. Os resultados indicaram que a escovação sem dentifrício não alterou a superfície do compósito. O dentifrício Colgate provocou uma maior lisura superficial estatisticamente significante em relação aos outros dentifrícios.

Em 1992, PILO, CARDASH[64] analisaram o grau de polimerização de seis resinas compostas (Silux plus, Visio-Dispers, Valux, Visio-Fill, P-50 e Visio-Molar), medindo a dureza Knoop na superfície e na base dos respectivos espécimes; estas avaliações foram realizadas após 30 m, 1 h, 2 h, 24 h e 72 h da fotoativação. Sua proposta era verificar se ocorria diferença da dureza dos materiais fotoativados por diferentes tempos (20, 40 e 60s), assim como a relação entre o valor máximo de dureza, tanto com o volume da respectiva carga, como com o tamanho médio das partículas desta. Observaram, para todas as resinas, que a dureza ia aumentando (em relação àquela inicialmente verificada), estabilizando-se ao final das primeiras 24 h; também verificaram que a camada basal dos materiais estudados sempre foi mais lentamente influenciada pelo tempo de fotoativação do que a parte superficial; assim, salientaram que, mesmo que o grau de polimerização da superfície parecesse adequado, ele não seria um bom índice para assegurar que todo o corpo do material estivesse também adequadamente endurecido.

Segundo CRAIG[17] (1993), a intensidade da luz para a fotoativação das resinas compostas é um fator a ser considerado crítico, sendo que a luz deve ser mantida à distancia de 1 mm da superfície da restauração, para garantir o máximo de polimerização. A cor de resina composta também é um fator importante, uma vez que em materiais mais escuros a transmissão de luz através da restauração se torna reduzida, alcançando menor profundidade. O autor indicou que, no relacionado ao tempo de 20 segundos, seria o recomendado para a fotoativação adequada de 2 a 2,5 mm de material.

Para LEINFELDER[49] (1993), o pequeno grau de desgaste observado nas resinas deve-se às modificações ocorridas nos materiais, que passam pelo tamanho da carga de 100 para 5 micrômetros, resultando em diminuição de cerca de 50% de desgaste. Para o autor, a mudança da carga de quartzo para vidros moles tais como o bário, estrôncio e o silicato de alumínio de lítio, faz com que o impacto da mastigação seja mais bem assimilado, o que não ocorria quando a carga era de quartzo. Além disso, o pesquisador salientou uma tendência importante, como o arredondamento das partículas, o que diminuiu a concentração de estresse entre o material de carga e a matriz orgânica. Estas alterações levaram a uma profunda diminuição no desgaste, reduzindo de 150 µm ao ano para cerca de 8 µm. No mesmo contexto, DICKINSON *et al.*[21] (1990), constatou que o desgaste médio por ano é de 10 µm. As causas para extraordinária evolução seriam as ligações mais fortes entre a matriz orgânica e as partículas de carga, além da otimização do tamanho das partículas.

Em 1994, MATSAMURA, LEINFELDER[56] usaram um ensaio de desgaste do tipo de três corpos para quatro tipos de resina composta. Os autores verificaram que as resinas compostas com carga apresentavam melhor resistência do que as sem partículas; com base em fotomicrografias, afirmaram que as diferencias de resistência ao desgaste seriam dependentes da força de união entre matriz e carga. Após analisar os resultados, concluíram que a resistência ao desgaste das resinas seria diretamente influenciada pelas condições do ambiente, além de suas próprias características.

Ainda em 1994, RUEGGEBERG *et al.*[69] estudaram a influência da intensidade da fonte de luz e do tempo de exposição (20, 40, 50 e 80 s), sobre o grau de polimerização de duas resinas compostas (P-50 e Silux Plus, com duas cores diferentes), em diferentes profundidades. Utilizaram um fotopolimerizador Demetron, com uma densidade de potência de 800 mW/cm^2 e comprimento de onda entre 400 e 500 nm, inclusive com filtros que reduziam a potência para 578, 400 e 233 mW/cm^2. O grau de polimerização era medido na

idade de 24 h, nas profundidades de 0, 1, 2 e 3 mm, usando espectroscopia por infravermelho. Recomendaram que a densidade mínima, efetiva para polimerização, deveria ser de 400 mw/cm^2 e que, para se obter uma polimerização uniforme, dever-se-ia utilizar incrementos de no máximo 2 mm de espessura.

Em 1996, CONDON, FERRACANE[14] desenvolveram uma máquina que promovia desgaste, envolvendo "os dois mecanismos" presentes na cavidade oral: "a abrasão e a atrição". Compararam os resultados obtidos com esse método com os de estudos clínicos sobre resina composta. Para tanto, utilizaram 11 resinas compostas e um amálgama, para correlacionar o desenvolvimento desta máquina de desgaste com os resultados obtidos na clinica e no laboratório. Para a abrasão, utilizaram uma pasta (composta por água, PMMA e sementes), para simular o bolo alimentar, aplicando uma carga de 20 N; na atrição a força era de 70 N. Este processo era repetido, numa freqüência de 1.0 Hz, até completar 50.000 ciclos. Os espécimes tinham a forma de uma barra, sendo a resina composta fotopolimerizada por 40 s em cada superfície; estes eram armazenados em água a 37 °C, por 24 h, até o momento do ensaio; seu polimento foi efetuado com lixas de granulação 600 e 1.000, seguidas com pasta diamantada; a limpeza foi realizada com banho ultrassônico, por 1 m. Foi utilizado um perfilômetro para a avaliação da profundidade de desgaste. A área a ser avaliada foi dividida em dez partes, sendo os traçados centrais empregados para verificar a abrasão e os demais para avaliar o comportamento frente ao atrito. Relataram ter evidenciado menor taxa de abrasão para o amálgama. No processo de atrição, observaram maiores taxas para o amálgama, as resinas microparticuladas e as hibridas de partículas pequenas; para as demais resinas, não detectaram diferença entre os dois processos.

No mesmo ano, MAIR *et al.*[54] realizaram um *workshop*, no qual eles (dois dentistas clínicos, um tribologista e um pesquisador de materiais dentários) discutiram os mecanismos de desgaste e sua relação com as manifestações e medições em Odontologia. Os quatro palestrantes manifestaram-se sobre alguns conceitos, tais como o desgaste ser uma conseqüência da interação entre superfícies, a qual se manifesta na remoção gradual de material, sendo possível distinguir os quatro tipos principais de processo de desgaste (desgaste adesivo, desgaste abrasivo, desgaste por fadiga e desgaste corrosivo); dentre estes, o desgaste abrasivo (provavelmente o mais comum deles) ocorre quando algo áspero e duro (como os grãos de uma lixa ou um pó abrasivo) entra em atrito com uma superfície mais macia, sendo este desgaste proporcional à dureza dos materiais em contato, da geometria das

partículas abrasivas, da carga e do percurso de deslizamento. Na opinião do tribologista, a inexistência de níveis de correlação entre os estudos clínicos e laboratoriais não deve desestimular o uso de máquinas de desgaste; entretanto, deveriam ser investigados os mecanismos subjacentes que são fundamentais no processo de desgaste empregado, ao invés de se tentar classificar o desempenho clínico dos materiais; também seria essencial que aqueles que estudam o desgaste na Odontologia procurassem trocar conhecimentos com os tribologistas, já que estes possuem experiência de muitos anos com materiais similares àqueles usados em Odontologia.

Ainda em 1996, PEUTZFELDT, ASMUSSEN[62] determinaram laboratorialmente o índice de correlação entre desgaste e dureza de 22 resinas compostas experimentais, analisando a quantidade remanescente das ligações duplas de seus componentes, assim como o efeito de aditivos à base de diacetil ou de propanol e, a dureza Wallace de resinas sem carga. Os testes de desgaste foram realizados numa máquina (similar à descrita por De GEE *et al.*[19], em 1986) que consistia de duas rodas cilíndricas movidas por um motor, girando uma contra a outra, dentro de uma bacia que continha o terceiro corpo (uma solução a base de arroz, sementes e água), exercendo entre si uma pressão de 15 N. Os espécimes de resina foram confeccionados num molde de bronze cilíndrico, tendo sido fotoativados através de tiras transparentes, uma de cada lado plano, por lâmpada halógena, durante 40 s. Cada espécime, imediatamente após sua confecção, era armazenado em água a 37 °C, por uma semana, quanto então eram lixados. Foi detectado que os valores de desgaste diminuíram, em dependência da adição de diacetil ou propanol e, que baixas concentrações de diacetil ou propanol têm um efeito mais pronunciado que altas concentrações. Observou-se, uma correlação significativa entre a quantidade de ligações duplas remanescentes e o desgaste do compósito. Os autores ressaltaram que a adição de diacetil ou propanol na resina composta proporcionaria um moderado efeito na resistência ao desgaste *in vitro*.

VENHOVEN *et al.*[78] (1996) investigaram a influência de três parâmetros de carga, na coerência mecânica de 27 compósitos de pequenas partículas, baseados em diferentes sistemas de monômeros; avaliando-a por meio de desgaste *in vitro*. Utilizaram três formulações de resinas, compostas por BisGMA. Adicionalmente, incorporaram MPS, HPMA e TEGDMA para modificar a viscosidade do co-monómero. A mistura de MPS com uma solução (a base de arroz, semente e água) atuou como o terceiro corpo. Aplicaram uma força de 15 N e, a quantidade de desgaste foi determinada por perfilometría. Os compósitos

foram divididos em três lotes, tendo cada lote a resina P-50 como material referência. Os espécimes foram ativados no forno Dentacolor XS durante 120 s. O primeiro dia da confecção das amostras foi realizado o teste inicial de desgaste (800 000 ciclos), levando 14 dias para determinar o desgaste inicial. O segundo teste de 800 000 ciclos foi realizado seis meses após armazenagem em água, para determinar o desgaste final. Os autores ressaltaram que a relação entre o desgaste e o tamanho das partículas não é proporcional e, que os compósitos com carga que não receberam nenhum tratamento mostraram altas taxas de desgaste, com exceção dos compósitos com co-monómero MPS, os quais mostraram similar desgaste que as cargas não tratadas.

Segundo CONDON, FERRACANE[15] (1997), as análises clínicas eram mais aceitas para avaliar o desempenho das resinas compostas, porém, caras e demoradas; também relataram que existia falta de controle sobre importantes fatores influentes no processo de desgaste, como a força durante a mastigação, entre outros, os quais limitariam tal estudo. Descreveram a máquina de desgaste que idealizaram cujo mecanismo reproduziria adequadamente, o processo oral, porém com redução de tempo e custo. Este complexo equipamento basicamente consistia num disco rotativo horizontal, com quatro esferas de aço presas à sua face inferior, as quais iriam desgastar os espécimes, que estariam presos numa rampa que se deslocava linearmente, cobertos por um material abrasivo. Os autores indicaram que, para se prever o desgaste geral de uma resina composta na clínica, deveria ser analisado o desgaste abrasivo, isoladamente, pois este seria responsável pela remoção gradual das partículas da resina; o efeito do volume destas, na resistência ao desgaste, deveria seguir uma relação linear, como grande redução desta propriedade, quando a resina possuísse menos de 48 %, em volume, de partículas.

Em 1998, KAWAI *et al.*[45] pesquisaram o efeito da composição do monômero na resistência à abrasão por escovação laboratorial analisando a perda de massa. Sete diferentes compósitos experimentais, utilizando Bis-GMA, UDMA, TMPT e TEGDMA foram misturados. A absorção de água foi controlada para que não interferisse na avaliação. Após duas semanas de armazenagem a seco, foram submetidos ao ensaio totalizando 100.000 movimentos. As composições a base de TMTP-TEGDMA apresentaram maior resistência. As resinas compostas por Bis-GMA e UDMA melhoraram a resistência quando houve acréscimo de TEGDMA. Foi constatada a relação entre resistência e a propriedade de dureza.

Em 1999, a International Organization for Standardization[38] emitiu a especificação técnica ISO/TS 14569-1, descrevendo os meios de padronizar os métodos de testes de resistência ao desgaste, pelo uso de dentifrícios, durante a escovação, para materiais restauradores dentários, coroas e próteses. Existem várias exigências, tais como: os ensaios devem ser efetuados com os espécimes na temperatura de 23±2 °C; a máquina deve ter lugares para dois espécimes, pelo menos; a pressão exercida pela escova no espécime deve estar entre 0,5N e 2,5N; a temperatura do dentifrício deve ser mantida entre 23±3°C; a balança analítica usada deve ter uma precisão de ± 0,1mg; o banho ultrassônico deve conter água deionizada e 1% de detergente, como lauril sulfato de sódio; a mistura de água deionizada com os dentifrícios deve ser feita na proporção de 2 g de água para 1 g de pasta; deve haver pelo menos 5 espécimes de referência, em cada trabalho de pesquisa, sendo que eles devem ser constituídos por poli-metil metacrilato (PMMA), do tipo sem agente de ligação cruzada; este espécime de referência não pode diferir em mais do que 0,2 mm quanto às dimensões correspondentes dos espécimes do material sob ensaio; todos os espécimes, inclusive os de referência, devem ser armazenados em água a 37±1 °C por 7 dias, antes do teste. Os procedimentos dos testes envolvem os seguintes passos: a remoção do espécime do banho de estocagem de água, sua secagem com papel absorvente, sua limpeza em banho ultrassônico (por 1 minuto), nova secagem com papel absorvente, exposição ao ar por 15 segundos, pesagem (para obter-se a massa 1), fixação dos espécimes na máquina de escovação, sua cobertura com dentifrício e escovação até que a mudança de massa no corpo de prova referencial seja de no mínimo 2 mg. Devem ser ensaiados no mínimo cinco espécimes de cada material testado e igual número do material de referência. Em cada lote de ensaio, pode existir mais de um tipo de material. Terminado cada teste, todos os espécimes devem ser removidos da máquina e limpos, para sofrerem pesagem um minuto após sua remoção do frasco com a água, para apurar-se a massa 2. Devem-se calcular os resultados da perda de massa, da perda de volume e do volume relativo perdido.

Também em 1999, os autores FERRACANE *et al.*[27] testaram a resistência à abrasão e à atrição de resinas compostas condensáveis (Alert, SureFil, Solitaire, Pyramid esmalte e Pyramid dentina), comparando-as com duas resinas compostas de indicação universal (Heliomolar e Z100). Os espécimes foram armazenados em água a 37 °C durante 24 h e após este período foram lixados. Foi aplicada uma carga inicial de 20 N, para posteriormente aplicar uma carga de 80 N, completando 50. 000 ciclos no final do teste. Foram realizadas leituras das superfícies em direção à abrasão e à atrição, calculando-se a média destas leituras.

A abrasão para as resinas condensáveis variou entre 7 e 31 µm. A resina Pyramid dentina foi a que apresentou o maior taxa de abrasão. A atrição variou entre 20 a 50 µm, observando-se maiores valores de atrição para a resina Pyramid dentina. Com exceção da resina Z100, os demais materiais apresentaram valores de atrição mais altos que comparados aos seus valores correspondentes ao processo de abrasão. Ao MEV, os padrões observados foram semelhantes, em geral as resinas Alert e Pyramid dentina apresentaram maior rugosidade. De forma geral, os valores de atrição foram maiores que os valores de abrasão. Segundo estes autores, esta nova categoria de resinas não parece mostrar um comportamento diferente das resinas usualmente empregadas em dentes posteriores, sendo seu desempenho semelhante.

Ainda em 1999, FRIEDMAN *et al.*[29] apontaram que os Cirurgiões-Dentistas precisam entender a química dos materiais, a dinâmica de polimerização, os fatores de estresse criados e as exigências necessárias para obter melhores resultados. Após estudar as novas opções de luz fotoativadora para resina composta, indicaram que, se um clínico opta por utilizar algum sistema de polimerização não tradicional, ele precisa consultar com o fabricante o espectro de luz do sistema. Além disso, ressaltaram serem promissores os recentes desenvolvimentos tecnológicos baseados em experiências laboratoriais e clínicas. Porém, ainda existe a necessidade de desenvolver estudos clínicos multidisciplinares para provar sua segurança.

No mesmo ano, LEINFELDER[50] questionou qual seria a melhor intensidade de luz para fotoativação. Segundo o autor, vários fabricantes recomendam os fotoativadores com alta intensidade de luz, mas uma quantidade mínima de intensidade é também comumente aceita para garantir uma ótima polimerização. Recomenda-se que o clínico monitore freqüentemente a intensidade da luz, utilizando um radiômetro. Nos últimos anos, várias publicações têm recomendado uma intensidade mais baixa (em torno de 250 mW/cm²) por 10 segundos ou uma intensidade mais alta (cerca de 650 a 850 mW/cm²) por 20 segundos. Novos aparelhos fotoativadores vêm sendo produzidos para promover este objetivo de duas maneiras: um tipo gera dois níveis distintos de radiação e outro produz um nível mais baixo de luz seguido por um aumento gradual ou em rampa da luz até um nível definido de intensidade. Esta nova proposta relaciona a distribuição de vetores de tensão com o posicionamento da tensão máxima dentro da restauração, que ocorre como resultado do processo de polimerização. O autor ressaltou que uma aplicação inicial de irradiação de alta intensidade pode causar um aumento da tensão na interface dente/restauração, podendo potencialmente haver a formação de fendas.

Com a intenção de avaliar o desgaste de resinas compostas condensáveis, SUZUKI[72] (1999) comparou as resinas SureFill, Alert modificada, Alert e Solitaire a uma resina híbrida controle, a Prisma TPH. Foram realizadas sete restaurações classe I em molares humanos extraídos e planificados. Após as restaurações, foram polidas com lixa 600 e submetidas ao ensaio em um simulador de desgaste, sob uma carga de 75N, realizando-se 400.000 ciclos para o desgaste generalizado e 100.000 ciclos para o desgaste localizado e de esmalte. Foram confeccionadas sete amostras por grupo. O desgaste foi avaliado por um perfilômetro. As resinas Sure Fill e Alert modificada apresentaram o menor desgaste generalizado e localizado, opostamente à resina controle. A resina Solitaire apresentou menor abrasividade, embora tenha demonstrado valores consideráveis de desgaste. Pelos resultados, algumas resinas compostas condensáveis apresentaram melhor comportamento de desgaste em comparação à resina controle, apesar de um potencial de abrasividade semelhante.

Em 2000, PEUTZFELDT, ASMUSSEN[63] determinaram o efeito de diferentes métodos de polimerização no grau de conversão, nas propriedades mecânicas e no desgaste *in vitro* de duas resinas compostas (Z100 e Charisma). Realizaram a polimerização dos espécimes com unidade portátil Translux EC (10 min), caixa de luz Translux EC (10 Min), unidade Triad II (10 min) ou água aquecida (processo que denominaram como pós-polimerização), nas temperaturas de 40 ºC (10 min), 70 e 110 ºC (estas por 10 min, 1 h, 6 h ou 24 h), armazenando-os por uma semana em água a 37 ºC. Além de avaliar outras propriedades (resistência à tração diametral, resistência à flexão e módulo de flexão), verificaram o desgaste *in vitro* utilizando um simulador de desgaste, do tipo de três corpos. Os autores afirmaram que a maioria dos processos de pós-polimerização fez aumentar o grau de conversão de ambos os materiais e que apenas a resina Charisma apresentou uma melhora na resistência ao desgaste.

TANOUE *et al.*[73], em 2000, avaliaram um material resinoso para restaurações de uso indireto (Artglass), assim como, a influência da fonte de polimerização na resistência abrasiva. Para cada grupo de espécimes analisados foram obtidas cinco unidades. Na avaliação da influência da variação de resina, uma fonte de lâmpada estroboscópica de xenônio UniXS foi utilizada. Para a verificação do tipo de fonte, foram testadas com espécimes de resina de esmalte, três diferentes fontes: Hyper LII, Labolight LV-II (fluorescente) e UniXS. Estes dois aspectos foram avaliados por meio da escovação em laboratório, utilizando dentifrício Colgate Fluoriguard contendo abrasivo de hidróxido de

alumínio, obtendo-se uma mistura com água de 1:1, e escovas dentais Oral-B 40. A quantidade de perda vertical e da superfície rugosa dos espécimes depois de 20.000 ciclos foi determinada com o uso do perfilômetro. Na comparação entre as variações de resina, o valor obtido para o tipo de resina de esmalte apresentou comportamento superior de abrasão e rugosidade comparado à resina para dentina. Os resultados também mostraram diferenças em função da fonte polimerizadora, sendo os melhores resultados obtidos pelo LII seguido de UniXS e LBL. A resina para esmalte apresentou melhor comportamento do que a para dentina frente à abrasão, resultado provavelmente em função da maior quantidade de sílica. A partir deste estudo, os autores concluíram que a resina apresenta um melhor comportamento quando do uso de uma fonte de alta intensidade de luz, resultando mais resistente à abrasão.

Em 2001, KURACHI *et al.*[46] compararam a eficiência de 2, 3, 4, 5 ou 6 LEDs, com o de uma unidade de lâmpada halógena. Para estimar a capacidade de polimerização de cada fonte de luz foi utilizado o teste de dureza Vickers, da face não irradiada. Os espécimes (com espessuras de 0,35, 1,25 e 1,8 mm) foram preparados com resina composta (Z100) na cor A3. Mais de 80 % da energia total da lâmpada de luz halógena estava além do limite aproveitável para a polimerização. A maior parte de energia é removida pela interferência do filtro usado e, apenas uma fração de luz polimeriza a resina. Por outro lado, 100 % da luz remanescente emitida pela luz azul da LED encontra-se dentro do espectro que pode ser utilizado para polimerizar uma resina. A irradiação da lâmpada de luz halógena se difunde aproximadamente três vezes mais quando comparada à LED, o que pode ter significância na eficiência de polimerização em comparação com a fonte LED. Pelos resultados obtidos, os autores indicaram que para os dispositivos LED testados foram necessários tempos de exposição mais longos do que para a lâmpada de luz halógena, isto para todas as espessuras estudadas. Concluíram que a pesar dos dispositivos apresentados neste estudo, ainda não estarem preparados para um ótimo desenvolvimento clínico, sua eficiência como fonte ativadora se mostra promissória num futuro.

Em 2002, LIM *et al.*[52] estudaram o desgaste por abrasão e atrição de quatro compósitos microparticulados experimentais e, sua relação com o conteúdo de carga e o tratamento da superfície. Foram confeccionados quatro grupos (três com superfície tratada com silano e um sem tratamento). Desta maneira, os grupos ficaram compostos e identificados da seguinte forma: F= silano funcional, NF= silano no funcional, U= no tratado. Os espécimes foram confeccionados em forma de barras, fotoativados por 40s e, armazenados

em água deionizada a 37 °C por 24 h. Para o grupo controle foi empregada a resina Silux Plus (3M, EUA). Para o teste (de 50 000 ciclos) foi utilizada uma pasta abrasiva (a base de esmalte, pérolas de PMMA e sementes). A análise do desgaste foi realizada por meio de perfilometria e MEV. Os autores observaram que o desgaste foi reduzido quando a carga era aumentada, não obstante os tratamentos da carga, assim como os compósitos com tratamento com silano funcional produziram um menor desgaste que a resina microparticulada no funcional. Concluíram que a resistência ao desgaste de compósitos microparticulados é aumentada por os altos valores de carga, independentemente do tratamento da superfície, mas que uma boa adesão da matriz é necessária para diminuir o desgaste.

BIANCHI *et al.*[9], em 2003, avaliaram o desgaste abrasivo das resinas compostas disponíveis no mercado brasileiro, e verificaram que dentre os métodos de avaliação do desgaste abrasivo das resinas, o método clínico, a pesar de ser um método que utiliza as reais condições as quais estão submetidos esses materiais, é um método de difícil concretização, pois depende não só do experimento em si, mas também da colaboração dos pacientes. Além disso, é um método de difícil análise de resultados, sendo que há uma grande variabilidade de hábitos alimentares entre os pacientes, gerando condições adversas nas respectivas restaurações. Dessa forma, não se encontram parâmetros fixos que possam ser utilizados para a análise dos resultados, pois existem pacientes que têm hábitos alimentares mais severos que outros, provocando maior índice de desgaste para um mesmo tipo de resina utilizada nas restaurações, em um mesmo período de tempo. Por esse e outros motivos, o método laboratorial vem superando o método clínico quanto à confiabilidade e facilidade de obtenção de resultados.

No mesmo ano, FERRAREZI *et al.*[28] avaliaram a efetividade de dois tipos de aparelhos fotopolimerizadores, lâmpada halógena (Curing light 2500) e LED (Ultraled), na polimerização de materiais a base de resina. Foram confeccionados 20 corpos-de-prova para cada material testado (Z100, Definite e Dyract). Estes foram divididos em quatro subgrupos, fotopolimerizados por 40 e 60 s por os diferentes tipos de aparelhos. Foram realizadas medições de microdureza na superfície e na base de cada espécime. Os autores observaram que não houve diferença entre as fontes de luz na superfície de Z100 e de Dyract, enquanto que a microdureza da superfície foi significantemente mais baixa quando o Definite foi polimerizado com o LED. Contudo, a microdureza da base do Dyract e da Definite foi significantemente mais baixa do que a superfície quando polimerizados por LED. Concluíram

que o LED testado não foi capaz de produzir a mesma microdureza dos materiais em comparação à lâmpada halógena.

Por meio de escovação *in vitro*, ASENJO[6] (2004) avaliou o desgaste e a rugosidade de uma resina composta (Filtek Z250), em função de diferentes energias (6 e 12 J/ cm^2) e fontes de luz (lâmpada halógena e LED). Foi utilizada uma matriz de aço inoxidável para a confecção de 40 corpos-de-prova, os quais foram divididos em quatro grupos polimerizados (por 20s) com diferentes densidades de potência (300 e 600 mW/cm^2). Foi realizado um total de 200. 000 ciclos de escovação. O desgaste foi determinado com a ajuda do rugosimetro, após cinco leituras para cada espécime. O autor conclui que a fonte de luz halógena proporcionou melhor comportamento físico-mecânico da resina composta, em comparação à fonte de luz LED, quando utilizada a mesma energia de ativação.

Em 2005, MUSANJE *et al.*[60] avaliaram o desgaste por abrasão e atrição de compósitos experimentais com diferentes viscosidades de resina (TEGDMA, UDMA e Bis-GMA) e de superfícies tratadas com sílica silanizada e não silanizada. Foram elaborados dois compósitos para cada composição de resina (num total de seis), um contendo silano e outro uma quantidade equivalente de sílica não silanizada. Foram confeccionados espécimes (com dimensões de 12.5 x 5 x 2.5 mm) e fotoativados com lâmpada halógena por 40 s (por ambas as superfícies) e, armazenados em água a 37 °C, por 7 dias. Após este período, os espécimes foram lixados com lixa # 600 e polidos com um pano com pasta a base de óxido de alumínio. O teste de abrasão e atrição foi realizado no simulador OHSU *Oral Wear Simulator*, utilizando uma pasta abrasiva e seções de esmalte humano, sendo exercida uma pressão de 18 a 20 N para o processo de abrasão e de 80 a 90 N para o de atrição. O desgaste foi analisado por meio de perfilometria e MEV, sendo que os espécimes foram divididos em dez partes iguais, representando a parte 4 - 6 a região abrasionada e, a região 8 e 9 à de atrição. Observaram que o desgaste por atrição foi significativamente maior que a abrasão e, que o grau de abrasão, não muda dependendo do tipo de tratamento da superfície ou do grau de viscosidade. Porém, verificaram que o desgaste por atrição aumenta geralmente com a viscosidade da resina nos compósitos com nanoparticulas silanizadas, quando comparado aos compósitos de baixa viscosidade.

TURSSI *et al.*[76] (2005) avaliaram o desgaste e grau de conversão de 12 tipos de resina composta experimental e a relação com as características de suas partículas. As resinas estavam constituídas por uma combinação de BisGMA (bisfenolglicidilmetracrilato), UDMA

(dimetacrilato de uretano) e TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato), tendo como fotoiniciador a canforoquinona. Foram confeccionadas as amostras (2.5 mm de espessura, com 5,0 mm de largura e 12,0 mm de altura), as quais foram posicionadas numa base de aço inoxidável e fotopolimerizadas por meio de uma lâmpada halógena (Optilux 501, Demetron Kerr, Danbury, CT, EUA), durante 40 segundos por cada lado. Após confecção das amostras, estas foram retiradas e armazenadas em 10 ml de água deionizada a 37 ºC durante 24 h. Após este período as amostras foram polidas com lixa # 600 e 1.000 respectivamente, e inseridas no ultra-som durante 10 minutos. As amostras foram submetidas a teste de escovação sob uma carga de 80 N, completando 100. 000 ciclos. A profundidade do desgaste foi avaliada quantitativamente por meio de um perfilômetro. Os autores concluíram que a perda de material pode ser reduzida pela diminuição no tamanho das partículas, ressaltando que esta característica pode manter um nível adequado em relação ao grau de conversão.

Em 2006, DeLONG[20] discutiu acerca dos parâmetros de desgaste que têm relevância clínica, assim como, os métodos para medir de modo preciso estes parâmetros de forma *in vivo* e *in vitro*. Dentre estes indicou: 1- Fricção, 2- Fadiga e, 3- Mastigação. Dentre os métodos utilizados para medir desgaste, o autor ressaltou que o teste não paramétrico planejado pelo Serviço Público de Saúde dos Estados Unidos (USPHS) é o método mais universal, o qual apresenta vantagens como de não requer equipamentos especiais. Entretanto, possui duas grandes desvantagens, como ser subjetivo e precisar de grandes períodos de tempo para obter resultados significantes. Outro método muito utilizado é o do Leinfelder, no qual réplicas de restaurações são comparadas aos moldes padrão, que apresentam um desgaste crescente em etapas de aproximadamente 0.1 mm, sendo que o desgaste é medido nas bordas da restauração (perda na dimensão vertical). Dentre as vantagens deste método encontra-se a rapidez e baixo custo do procedimento, mas que tende a subestimar o desgaste. Segundo o referido autor, o melhor método para medir desgaste é a comparação seqüencial 3D, no qual imagens são capturadas usando vários tipos de varredura, tais como, os perfilómetros, *scanners* a laser ou o micro ou *scanner* CT. A varredura tridimensional é considerada um método ideal para medir desgaste devido à análise quantitativa, exata e qual permite guardar imagens 3D na base de dados. Assim os autores, concluíram que o parâmetro preferido para medir desgaste é o volume, sendo este independente dos fatores oclusais, além de, apresentar valor clínico.

FERRACANE[25] (2006) discutiu os fenômenos básicos influentes em processos de desgaste e ressaltou algumas questões críticas: 1- Qual tipo de desgaste (abrasivo, atritivo, erosivo ou adesivo) deveria estar envolvido num aparelho, e qual deveria ser o parâmetro de medida (profundidade, área ou volume) utilizada no processo?; 2- Qual deveria ser o nível conveniente de capacidade discriminatória do aparelho? e, 3- Quais características necessárias (acuidade, precisão, desempenho dos padrões) deveriam ser levadas em consideração, para prover um adequado nível de certeza dos resultados alcançados?

No mesmo ano, LAMBRECHTS *et al.*[47] realizaram uma análise crítica dos fatores que contribuíam para o processo de desgaste biológico, avaliando os simuladores de desgaste existentes no mercado em relação à sua capacidade de reproduzir as condições de desgaste. Indicaram que o conhecimento dos tipos deste fenômeno, agrupados sob o nome de biotribocorrosão, combinado com a análise dos diferentes aparelhos que o simulavam, permitiriam entender melhor a natureza global do problema. Esclareceram que os especialistas neste assunto, os tribologistas, descreveram a existência de cinco termos importantes: a abrasão de dois corpos, a abrasão de três corpos, o desgaste por fadiga, o desgaste triboquímico (erosão dentária) e o desgaste adesivo. Informando também, que vários centros de pesquisa desenvolveram aparelhos de ensaio de desgaste, de diferentes graus de complexidade, envolvendo três aproximações mecânicas, as quais podem ser consideradas como diferentes técnicas de simulação de desgaste: máquinas de escovação, máquinas de desgaste de dois corpos e máquinas de desgaste de três corpos. Os autores citaram 19 fatores que julgavam como complicadores na simulação de desgaste *in vitro*, dos quais podem ser ressaltados a padronização do agente agressor, a carga envolvida, o número de ciclos, a freqüência do contato dos agentes envolvidos (duração), a homogeneidade do material testado e a existência de fragmentos de desgaste, entre outros aspectos.

MARTINELLI *et al.*[57] (2006) compararam a resistência à abrasão das resinas compostas (TPH - Dentsply, Definite - Degussa, Charisma - Heraus Kulzer) fotoativadas com LED (luz emitida por diodo) com as fotoativadas com lâmpada de luz halógena. Foram confeccionados vinte corpos-de-prova (12 mm de diâmetro e 1,0 mm de espessura) de cada uma das resinas, sendo 10 espécimes polimerizados por LED e 10 polimerizados por lâmpada de luz halógena durante 40 segundos. Os corpos-de-prova foram polidos, levados ao rugosímetro para análise da rugosidade superficial (Ra inicial- µm) e armazenados em água a 37°C por 15 dias. Os corpos-de-prova foram pesados (M1) e submetidos à escovação com

suspensão preparada com dentifrício de alta abrasividade. Após 100 minutos no aparelho de escovação, os espécimes foram limpos e tiveram o peso (M2) e rugosidade superficial (Ra final-µm) aferidos novamente. A perda de massa foi calculada pela diferencia entre M1 e M2. Os resultados demonstraram que a resina Definite foi o material que apresentou menor resistência à abrasão quando polimerizada com LED, apresentando maiores valores de rugosidade superficial e perda de massa. Quando utilizada a lâmpada halógena, os valores não apresentaram diferença estatisticamente significante entre si. O LED não mostrou a mesma eficiência que a lâmpada halógena para polimerização desta resina especificamente. Os autores concluíram que a unidade de luz fotopolimerizadora e a composição das resinas compostas interferiram na resistência à abrasão dos materiais restauradores testados.

ALMEIDA *et al.*[2] (2007) avaliaram a resistência ao desgaste abrasivo de dois cimentos de ionômero de vidro (o Vidrion R e o Chem Flex), frente a dois dentifrícios (o Baby Barney e o Tandy), por meio de escovação *in vitro*. Apesar deste estudo avaliar o desgaste abrasivo de cimentos de ionômero de vidro, observou-se um dado importante, no aspecto relacionado à variação dos índices da perda de massa, quando o mesmo tipo de material foi ensaiado sob escovas em posições diferentes, no mesmo aparelho de escovação.

Em 2007, PRAKKI *et al.*[67] avaliaram laboratorialmente a resistência ao desgaste, por meio da perda de peso e da variação de rugosidade, de alguns “cimentos resinosos” (Enforce, Rely X, Variolink II, Artglass, Duceram Plus), após escovação simples e também após escovação associada a uma variação cíclica envolvendo pH; foram confeccionadas 100 amostras, divididas em dez grupos; cada espécime era inicialmente pesado e sofria rugosimetria; durante o período de armazenamento, alguns espécimes permaneciam em água deionizada, a 37 °C; no processo de escovação, a solução dentifrícia era composta por creme dental Colgate MFP e água deionizada, na proporção 2:1 em peso; entre outros aspectos, concluíram que existiu uma diferença estatisticamente significante entre os materiais estudados, em relação à perda de peso.

Em 2008, BARKMEIER *et al.*[8] afirmaram terem desenvolvido uma nova forma de relacionar o desgaste verificado em laboratório com aquele observado na clínica da Creighton University, à qual pertenciam; analisaram as resinas compostas P50 e Z100, confeccionando, para cada uma delas, 30 espécimes, cada um deles com 4.5 mm de diâmetro e 4 mm de altura; na idade de 24 h, sua superfície (a ser posteriormente escovada) era regularizada com lixas apropriadas; durante a escovação os ciclos eram efetuados durante 100. 000, 400. 000 ou

800. 000 vezes; no ensaio de desgaste propriamente dito, era utilizado um estilete cilíndrico, de aço inoxidável, o qual aplicava sobre cada espécime uma força de 78,5 N; foi utilizada uma pasta confeccionada com perolas de PMMA e água; assim, laboratorialmente, estariam efetuando a simulação das condições clínicas geralmente existentes; finalizado o processo de desgaste, cada espécime era lavado em ultra-som, para que a quantidade de desgaste fosse determinada por meio de perfilometria, através de um programa computacional próprio, o AnSur 3D, o qual tinha a capacidade de calcular a taxa de desgaste; através de regressão linear, afirmaram ter determinado um método no qual os resultados de desgaste, laboratoriais e clínicos, podiam ser adequadamente comparados entre si, inclusive com um deles permitindo a previsão do outro.

PIRES[65] (2008) avaliou o desgaste abrasivo de uma resina composta (Tetric Ceram), por meio de escovação laboratorial. Foram confeccionados 10 espécimes de resina composta e 10 espécimes de referência (PMMA). Para o processo de abrasão foram utilizadas escovas dentais *Classic* (Colgate-Palmolive), de formato oval e com cerdas macias, juntamente com uma solução abrasiva à base de dentifrício Sorriso e água, na proporção de 1:2 em peso. Este processo foi desenvolvido com cada uma das dez escovas exercendo, sob o respectivo espécime uma carga de 3N (equivalente a 300 g), numa velocidade de 4,5 ciclos/s, até totalizar 100 000 ciclos, o que despendeu cerca de 8 h. Foi observada uma maior taxa de desgaste para a resina composta, em relação ao material de referência.

WONGLAMSAM *et al.*[82] (2008) estudaram os efeitos do desgaste de quatro resinas compostas (Clearfill AP-X, Z100, Solidex e Solare P), por meio de um teste combinado (abrasão e atrição). Os espécimes foram confeccionados numa matriz de metal de 15 mm de diâmetro e 8 mm de profundidade, fotoativados através de uma lamínula e, lixados, todo o processo de confecção dos espécimes foi realizado seguindo as recomendações ISO 4049 e ISO 14569-1. Após este processo, os espécimes eram armazenados em água destilada a 37 ºC, por 24 h. Para o desgaste oclusal foi utilizada uma cerâmica, sob 40 N. A cada 50 ou 150 ciclos os espécimes eram lavados e submetidos ao desgaste por escovação, aplicando 1.5 N e, após 20 ou 50 ciclos de escovação, estes eram lavados novamente e, submetidos ao outro tipo de desgaste, até completar um total de 100 vezes. A medida do volume de desgaste e a máxima profundidade foram realizadas por meio de um microscópio, o qual proporcionava uma imagem tridimensional; também realizaram fotomicrografias com SEM. Os resultados evidenciaram no caso de Clearfill APX, um aumento na taxa de desgaste, conforme iam

aumentando o número de ciclos oclusais; já para Z100, observou-se aumento no desgaste no decorrer dos ciclos de escovação e oclusão e, para Solidex notou-se que, o incremento no número de ciclos não teve influência na quantidade de desgaste, tanto para o desgaste por escovação, quanto para o desgaste oclusal. Os autores concluíram que a taxa de desgaste, em relação ao número de ciclos, varia de acordo com o tipo de composição da resina.

No mesmo ano, YESIL *et al.*[83] compararam o desgaste por abrasão das resinas compostas nanoparticuladas (Filtek Supreme e Premise) com o desgaste da resina microhibrida Point 4 e a microparticulada Heliomolar RO. Foram confeccionados seis espécimes (2 mm de espessura e 15 mm de diâmetro) de cada material, em discos de plástico presos entre duas placas de vidro, e fotoativados por 60 s cada lado. Após a confecção, os espécimes eram lixados e armazenados em água destilada a 37 °C, por sete dias. Para produzir o desgaste por abrasão e atrição foi utilizado esmalte humano, aplicando-se uma carga de 20 N e 70 N respectivamente; está seqüência foi realizada até alcançar os 50.000 ciclos. Para a mensuração da quantidade de desgaste por abrasão e atrição foi empregada a perfilometria, assim como MEV. Os resultados indicaram que o tipo de resina composta não afetou de modo significante a taxa de desgaste por atrição, mas influenciou no desgaste por abrasão, sendo que a resina microparticulada apresentou menor abrasão que a resina nanohibrida. Os autores ressaltaram que a incorporação de nanoparticulas não influenciou na taxa de desgaste por abrasão ou atrição dos materiais testados.

3 - PROPOSIÇÃO

3 – PROPOSIÇÃO

3.1 - Objetivo geral

Avaliar o desgaste abrasivo promovido em uma máquina de escovação, utilizando uma combinação de creme dentifrício/escova, sobre espécimes de uma resina composta, confeccionados com duas cores diferentes (A3 e C4) e polimerizados por meio de um aparelho fotoativador de lâmpada halógena, pelos tempos de 20 e 40 segundos.

3.2 - Objetivos específicos

1. Verificar, para cada uma das cores, se a polimerização pelo mesmo tempo (20 ou 40 s) provoca diferentes taxas de desgaste;
2. Verificar, para cada uma das tais cores, se os diferentes tempos de polimerização promovem diferença nas respectivas taxas de desgaste.

3.3 - Hipóteses de nulidade (H_0)

1. Os diferentes tempos de fotoativação não promoverão aumento da resistência ao desgaste, para nenhuma das cores da resina composta;
2. Para cada cor de resina, não haverá diferença da resistência ao desgaste em função do tempo de polimerização;
3. Nenhuma condição envolvendo os fatores acima citados terá desgaste diferente daquela do PMMA.

4 - MATERIAL E MÉTODOS

4 - MATERIAL E MÉTODOS

4.1 - Material empregado

O presente estudo foi desenvolvido no laboratório da Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo (FOB/USP). Para a realização deste trabalho foi selecionada uma marca comercial de resina composta microhibrida, 4Seasons®, fabricada pela Ivoclar-Vivadent, Schaan/Liechtenstein, nas cores A3 (número de lote K12994 e validade 2011-04) e C4 (número de lote J27237 e validade 2010-12), ambas para esmalte, como ilustrado pela figura 1. No final do presente capítulo se encontram as respectivas figuras ilustrativas dos materiais e procedimentos utilizados neste estudo. A tabela 1 a seguir ilustra a composição básica da resina composta que foi avaliada neste trabalho.

Tabela 1- Composição do material testado*

Material	Matriz orgânica	Partícula inorgânica	Peso (%)	Tamanho médio de partícula (µm)
4 Seasons®	Bis-GMA, TEDGMA, UDMA	Vidro de bário, Trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de Ba-Al, dióxido de dilício altamente disperso,e óxidos mistos esferoidais	75-77	0,6

*Informação fornecida pelo fabricante.

Foram confeccionados 50 corpos de prova, distribuídos em cinco grupos. A tabela 2 mostra o posicionamento dos corpos-de-prova (espécimes) dentro de cada grupo.

Tabela 2- Posicionamento dos espécimes dentro de cada grupo

Posição / grupo	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**
1	PMMA	C4 40s	C4 20s	A3 40s	A3 20s
2	A3 20s	PMMA	C4 40s	C4 20s	A3 40s
3	A3 40s	A3 20s	PMMA	C4 40s	C4 20s
4	C4 20 s	A3 40s	A3 20s	PMMA	C4 40s
5	C4 40s	C4 20s	A3 40s	A3 20s	PMMA
6	PMMA	C4 40s	C4 20s	A3 40s	A3 20s
7	A3 20s	PMMA	C4 40s	C4 20s	A3 40s
8	A3 40s	A3 20s	PMMA	C4 40s	C4 20s
9	C4 20s	A3 40s	A3 20s	PMMA	C4 40s
10	C4 40s	C4 20s	A3 40s	A3 20s	PMMA

O procedimento de desgaste por abrasão *in vitro* foi realizado numa máquina de escovação, projetada e construída pela firma Elquip, São Paulo, Brasil, que consistia de um motor com dez braços, como ilustrada na figura 2. Estes braços produzem movimentos de vaivém, nos quais foram fixadas as cabeças das escovas dentais, viabilizando a escovação simultânea de dez corpos-de-prova. Além desta máquina foi empregado o dentifrício Colgate Tripla Ação, fabricado pela Colgate-Palmolive Indústria e Comércio, São Bernardo do Campo - SP, Brasil e as escovas dentais da marca Sorriso Kolynos, de forma retangular e de cerdas médias, fabricado pela Colgate-Palmolive Indústria e Comércio, São Bernardo do Campo - SP, Brasil, como ilustrado pelas figuras 3.

4.2 – Métodos

4.2.1 – Confecção dos corpos-de-prova

Todos os espécimes do estudo foram confeccionados no laboratório da Disciplina de Materiais Dentários (FOB/USP), em ambiente com temperatura mantida na faixa de 23±2 ^{o}C e a umidade relativa do ar na faixa de 50±10 %.

Para confeccionar cada espécime, foi utilizada uma matriz, constituída por politetrafluoretileno (PTFE), cujas dimensões estão apresentadas na figura 4.

Cada espécime foi confeccionado com o material a ser analisado (resina composta 4Seasons®), o qual ficava preso a uma placa metálica, constituída em aço inoxidável e denominada placa-suporte, cujas dimensões constam na figura 5. Assim, foram construídos dois conjuntos de placas-suporte, cada um deles com dez unidades, todas numericamente identificadas; nas quais a face superior de cada uma apresentava um orifício central cônico com diâmetro menor.

Para compor cada espécime, inicialmente tomava-se uma das matrizes e nela acoplava-se uma placa-suporte, como está ilustrado pela figura 6. Pode ser notado que, neste acoplamento, a placa-suporte ficava invertida, neste momento, com sua face superior voltada para baixo, estando o conjunto pronto para nele ser aplicada a resina composta.

Para efetuar a fotopolimerização da resina composta selecionada foi utilizado o aparelho Ultralux EL, fabricado pela Dabi Atlante Médico Odontológicas Ltda., Ribeirão Preto-SP, Brasil. A lâmpada deste fotopolimerizador emite luz azul, a qual emerge por uma ponta ativa de 12 mm de diâmetro, como ilustrado pela figura 7. Nesta mesma figura, pode ser observado o radiômetro modelo 100 (Demetron *Research Corporation*, Danbury – CT, EUA), usado nas suas rotineiras aferições, as quais sempre mostraram a taxa de 500 mW/cm^2. Este aparelho, segundo o fabricante, tem a capacidade de medir a densidade ótica, numa faixa de até 1000 mW/cm^2, para a luz azul de cumprimento de onda entre 400 a 500nm.

Cada espécime do grupo experimental foi confeccionado com resina composta selecionada, a qual foi inserida com a ajuda de uma espátula para manipulação de compósitos, na cavidade cilíndrica da matriz, através do orifício da placa-suporte a ela acoplada, por meio de um único incremento, preenchendo-a com um pequeno excesso do material. Em seguida, foi colocada uma tira de poliéster, imediatamente pressionada por uma pequena lâmina de vidro, como ilustrado pela figura 8, fazendo com que esta tira viesse a encaixar-se no trilho da placa-suporte, sob uma ligeira pressão digital, para então ser fotoativada pelo tempo pré-estabelecidos para cada espécime.

Cada espécime de referência foi confeccionado em PMMA, por torneamento num pequeno torno mecânico, até se obter um disco cilíndrico com as dimensões apresentadas na figura 9.

A peça acrílica obtida foi fixada na respectiva placa-suporte, por sua face inferior, por meio de uma resina acrílica do tipo quimicamente ativado (JET, da firma Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil), empregando-se a técnica do pincel, como está ilustrado pela figura 10. Foram aguardados dez minutos, para alcançar-se uma taxa de polimerização razoável. Após a confecção de ambos os grupos de espécimes (experimental e referência), estes eram imersos em água deionizada, contida num frasco plástico individual, onde permanecia até o momento do lixamento.

A título de ilustração, a aparência de um espécime de resina composta e de um de referência (PMMA), nesta ocasião, é apresentada na figura 11.

Após 24 horas de imersão na água deionizada, qualquer um dos tipos de espécime tinha sua face superior aplainada, através de lixas d'água (inicialmente de granulação 600, para remover material mais rapidamente, e finalmente de granulação 1.000, para obter alto grau de lisura), sempre sob irrigação abundante com água deionizada, até perder 0,3 mm de sua altura. Para que fosse mantido o paralelismo entre a face superior da resina composta/acrílico e a face inferior da respectiva placa-suporte, cada espécime era submetido ao tal lixamento, estando posicionado na fenda de uma régua auxiliar, confeccionada em aço inoxidável, colocada sobre cada lixa d'água.

Após este processo os corpos-de-prova eram lavados em ultrasom, para posteriormente ser armazenados (em água deionizada) no seu frasco plástico individual, como apresentado na figura 12, onde permaneceram dentro de uma estufa, da marca Fanem Ltda., São Paulo, Brasil, numa temperatura de 37 ± 2 ºC durante sete dias.

Considerando-se que a máquina de escovação comporta apenas dez espécimes de cada vez, decidiu-se usar lotes compostos por oito espécimes de resina composta e dois espécimes de referência (PMMA).

4.2.2 – Limpeza dos corpos-de-prova

Após a confecção dos corpos-de-prova, assim como no final do processo de escovação, os espécimes eram lavados com água corrente. Em seguida, eram colocados no interior de um aparelho de ultra-som, o Cleaned, fabricado pelo Tempo *Ultrasonic* Ind. Com. Ltda., Taboão da Serra-SP, Brasil, e, imerso em água deionizada, por dois minutos, como ilustrado pela figura 13**.** Posteriormente foram secados com papel absorvente e ao ar livre por 15 minutos.

4.2.3. – Determinação da massa inicial e final

Após a confecção dos corpos-de-prova e prévio à escovação, assim como após o processo, estes eram pesados em uma balança analítica modelo 2662, fabricada pela Sartorius-Werke A.G., Gottingern, Alemanha, como ilustrado pela figura 14, aparelho com acuidade de 0,0001 g e capacidade de pesagem de no máximo 200 g, na qual a massa inicial e final foi aferida e se obteve a média aritmética após três operações de pesagem.

4.2.4 – Procedimento de abrasão

A máquina de escovação consistia de um motor com dez braços, como ilustrada na figura 15. Estes braços produzem movimentos de vaivém, nos quais foram fixadas as cabeças das escovas dentais, viabilizando a escovação simultânea de dez corpos-de-prova. O equipamento utilizado é dotado de um sensor de temperatura que viabiliza a escovação a temperatura de 37 ± 2° C, por meio de monitoramento preciso e livre de interferências externas. A velocidade foi ajustada a 4,5 ciclos por segundo (movimento completo de vai-vem), completando um total de 150. 000 ciclos, em aproximadamente doze horas, com carga de cerca de 3 N. Durante a escovação a máquina foi ajustada para injetar, em cada corpo-de-prova, 0,4 ml da solução abrasiva a cada dois minutos.

As dimensões de cada corpo de prova reproduziram fielmente o tamanho das dez cavidades encontradas na barra de aço inoxidável do equipamento. Em seguida, as cabeças das escovas dentais foram colocadas e fixadas, de modo que fiquem sobre os corpos-de-prova, áreas as quais foram submetidas ao teste de escovação, como ilustrado pela figura 16.

A suspensão abrasiva utilizada consistia de dentifrício e água deionizada na proporção de 1:2, em peso, de acordo com especificações da ISO[38,39]. Esta solução era misturada no interior de um Becker, imediatamente antes da sua utilização e inserção no interior das dez seringas que foram acopladas na máquina de escovação.

Para o procedimento de escovação, os corpos-de-prova foram escolhidos aleatoriamente, totalizando no final dos cinco lotes de escovação 750.000 ciclos.

4.2.5- Determinação da rugosidade superficial inicial e final

Para as leituras da rugosidade superficial, foi utilizado o rugosímetro Hommel Tester T1000 basic, fabricado pela Hommelwerke Gmbh ref # 240851, Schwenningem- Alemanha, o qual se encontra constituído por um aparelho de alta sensibilidade com ponta ativa de diamante, como ilustrado na figura 17 e 18, empregado para medir a rugosidade superficial de forma quantitativa.

O parâmetro empregado para a obtenção da rugosidade superficial foi o Ra, definida como a amplitude média do perfil em relação à linha de referência, sobre um comprimento de perfil correspondente a cada comprimento amostral considerado (ISO/TS 4288[40], 1996; Carpinetti *et al.*[13], 1996).

Os parâmetros escolhidos neste estudo foram:

Tolerância mínima (T mínima)= 0,01 µm

Tolerância máxima (T máxima)= 8,00 µm

Extensão do trajeto (Lt)= 1,5 mm

Limite de medição (Lm)= 1,25 mm

Limite *Cut-off* (filtragem- Lc)= 0,25 mm

4.2.6 – Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Este procedimento foi realizado exclusivamente com finalidade ilustrativa. As fotomicrografias foram realizadas em aumento de 350x no microscópio JEOL JSM T 220A, Japão.

4.2.7 - Análise dos Resultados

Os dados coletados foram tratados com uma análise de variância a um critério, modelo fixo.

Figuras

Fig. 1- Resina composta 4Seasons, da Ivoclar-Vivadent.

Fig. 2- Máquina de escovação empregada no desenvolvimento do estudo.

Fig. 3- Escovas dentais e dentifrício utilizado neste trabalho.

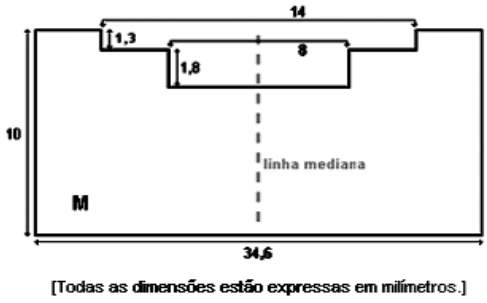


Fig. 4- Dimensões da matriz de politetrafluoretileno (PTFE).

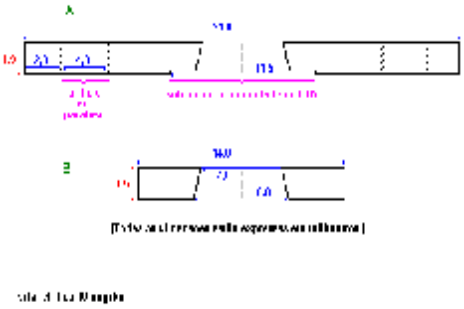


Fig. 5- Dimensões da placa-suporte, constituída em aço inoxidável.

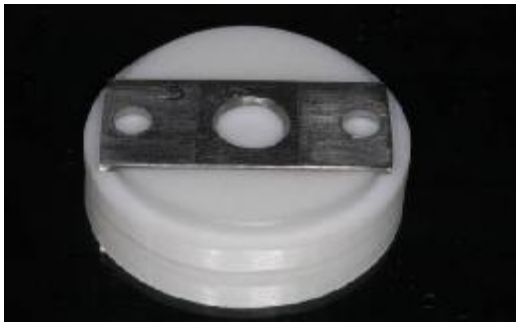


Fig. 6- Placa-suporte acoplada à matriz de politetrafluoretileno.

Fig. 7- Aparelho de lâmpada halógena, empregado para a polimerização dos espécimes do grupo experimental.

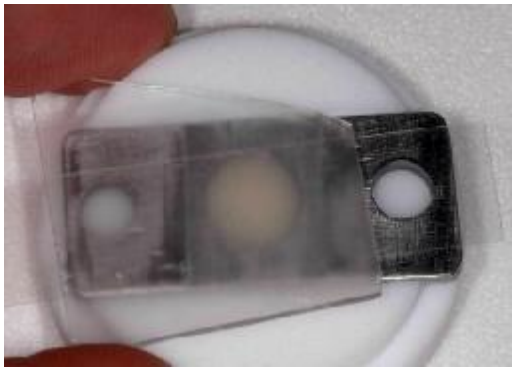


Fig. 8- Confecção dos espécimes do grupo experimental, com a ajuda de tira de poliéster e lâmina de vidro.

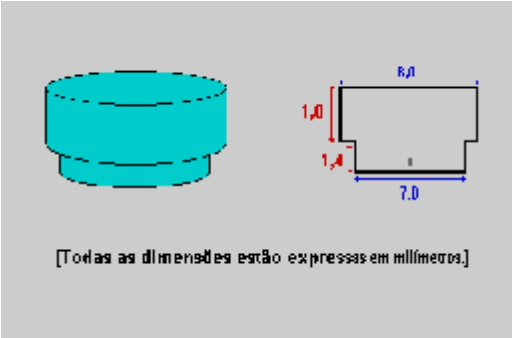


Fig. 9- Dimensões do espécime de referência, confeccionado em (PMMA).

Fig. 10- Peça acrílica sendo fixada na placa-suporte, com resina acrílica.

Fig. 11- Aparência dos espécimes de PMMA e de resina.

Fig. 12- Espécimes armazenados em frascos plásticos contendo água deionizada.

Fig. 13- Espécimes prontos para receber banho em ultra-som.

Fig. 14- Balança analítica, para a pesagem pré e pós teste de escovação.

Fig. 15- Disposição dos braços/escovas na máquina de escovação.

Fig. 16- Vista do processo de escovação dos espécimes.

Fig. 17- Aparelho utilizado na avaliação da rugosidade.

Fig. 18- Ponta ativa do rugosímetro Hommel Tester T1000.

5 - RESULTADOS

5 – RESULTADOS

5.1 – Da perda de massa

A tabela 3 apresenta a perda de massa, expressa em miligramas (mg), dos espécimes de todos os grupos de materiais do presente estudo, juntamente com a média, o desvio padrão e o coeficiente de variação.

Tabela 3- Valores da perda de massa, expressos em mg, de cada espécime (cp), para cada grupo estudado, acrescido da média (m), do desvio padrão (dp) e do coeficiente de variação (cv).

	Grupos				
cp	**PMMA**	**A3 20s**	**A3 40s**	**C4 20s**	**C4 40s**
1	5,7	6,1	2,8	3,5	3,1
2	2,7	11,3	4,2	5,0	0,1
3	1,4	2,4	6,8	9,8	3,9
4	2,5	2,6	3,7	6,0	5,4
5	3,5	6,6	0,7	4,6	6,4
6	4,7	2,7	5,7	1,3	3,8
7	0,8	7,1	3,7	4,4	1,4
8	2,0	5,0	11,1	9,6	6,8
9	2,8	2,1	6,5	2,1	2,7
10	1,9	8,8	2,1	7,5	8,0
m	**2,8**	**5,5**	**4,7**	**5,4**	**4,2**
dp	**1,5**	**3,1**	**2,9**	**2,9**	**2,5**
cv	**0,53**	**0,56**	**0,62**	**0,54**	**0,59**

A tabela 4 mostra as médias aritméticas, expressas em miligramas, do peso inicial, do peso final e da respectiva perda de massa, para os cinco grupos aqui estudados.

Tabela 4 - Médias aritméticas (mg) da massa inicial (mi), da massa final (mf) e da perda de massa (pm), para os grupos estudados.

Grupos	mi	mf	pm
PMMA	4.127,6	4.124,8	2,8
A3 20s	4.254,2	4.248,7	5,5
A3 40s	4.243,6	4.238,9	4,7
C4 20s	4.218,8	4.213,4	5,4
C4 40s	4.225,5	4.221,3	4,2

O teste de Levene, aplicado aos valores obtidos, mostrou existir homogeneidade das variâncias entre os grupos, para $p < 0,5$.

Os resultados da análise de variância indicaram não haver diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p=0,166$).

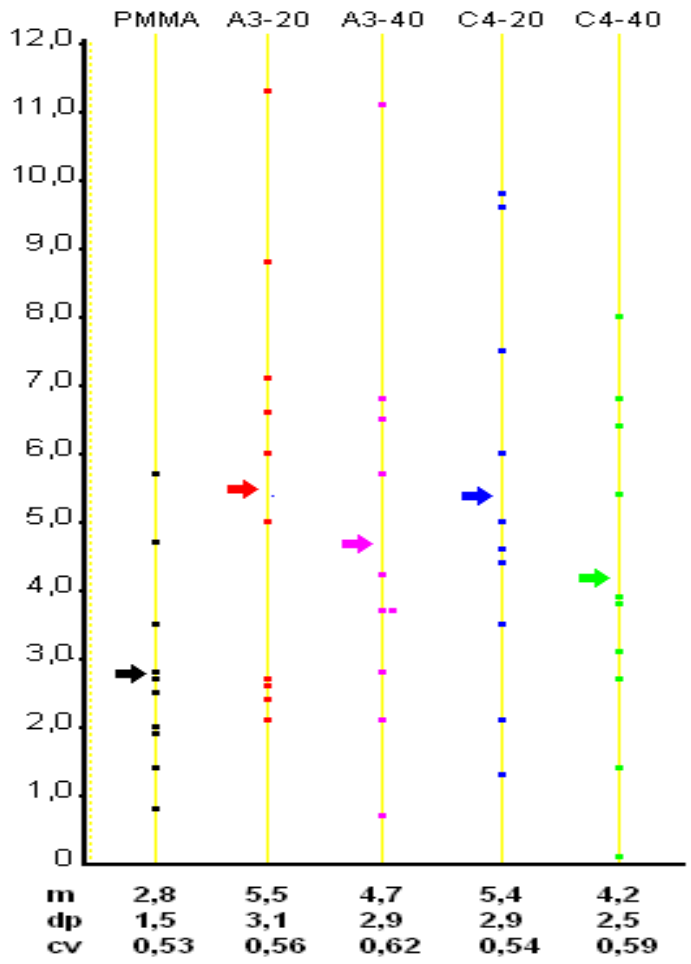
Na tabela 5 apresenta os intervalos de confiança das médias baseados no modelo de análise de variância

Tabela 5 – Intervalo de confiança das médias

Grupo	Média estimada	Intervalo de confiança (95%)	
		Limite inferior	Limite superior
PMMA	2,8	1,7	3,9
A3 20s	5,5	3,2	7,7
A3 40s	4,7	2,6	6,8
C4 20s	5,4	3,3	7,4
C4 40s	4,2	2,4	5,9

O gráfico 1 mostra os valores das médias.

Gráfico 1- Valores das médias da perda de massa (mg)



5.2 - Da rugosidade

No presente tópico, são apresentados os gráficos relativos à rugosidade, com finalidade ilustrativa, sobre os quais serão discutidos alguns aspectos.

Foi verificada a rugosidade de cinco espécimes (um de cada um dos cinco grupos específicos), os quais foram confeccionados exclusivamente para esta verificação e não sofreram escovação.

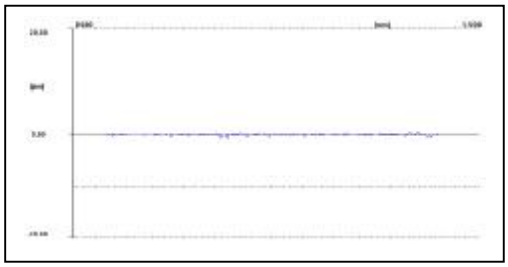
Foram também lidos todos os exemplares componentes de cada grupo específico, na condição escovada. De cada um destes grupos, foi escolhido um único espécime (o qual, nos gráficos seguintes, já está ressaltado com um asterisco), para ser posteriormente fotografado ao MEV; esta escolha foi feita, em função da constatação de que o espécime era representativo do seu grupo específico, em termos de rugosidade.

No Conjunto I de gráficos, podem ser encontrados os cinco gráficos relativos aos espécimes sem escovação. Ao lado de cada gráfico, encontra-se uma tabela com os dados de rugosidade média (Ra), rugosidade máxima (Rmax), rugosidade central (Rk), maior pico (Rp) e diferença entre o maior pico e o maior vale (Rt). Através da análise desses dados, pode ser verificado que a rugosidade inicial era praticamente igual para todos os espécimes, de PMMA e de resina composta.

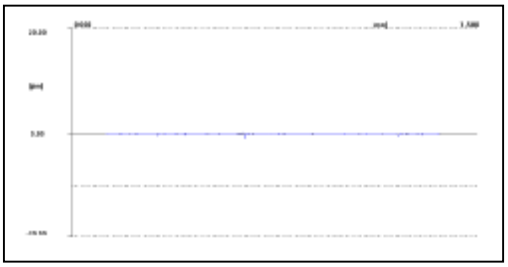
O Conjunto II de gráficos (com estrutura semelhante ao do conjunto anterior e composto por cinco subconjuntos) engloba todos os espécimes escovados. Pode-se notar, em todos os grupos específicos, que, em relação à rugosidade inicial, houve um aumento da rugosidade, aumento este com índices bastante variáveis.

Conjunto I de gráficos - Espécimes sem escovação

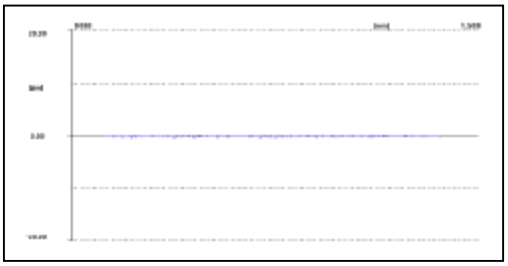
PPMA	Ra = 0,11 µm
	Rmax = 0,94 µm
	Rk = 0,33 µm
	Rp = 0,36 µm
	Rt = 1,08 µm



A3 20s	Ra = 0,05µm
	Rmax = 1,18 µm
	Rk = 0,13 µm
	Rp = 0,19 µm
	Rt = 1,18 µm

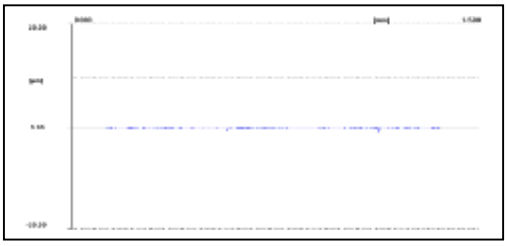


A3 40s	Ra = 0,06µm
	Rmax = 0,52 µm
	Rk = 0,19 µm
	Rp = 0,21 µm
	Rt = 0,54 µm



C4 20s	Ra = 0,06µm
	Rmax = 0,74 µm
	Rk = 0,17 µm
	Rp = 0,23 µm
	Rt= 0,75µm

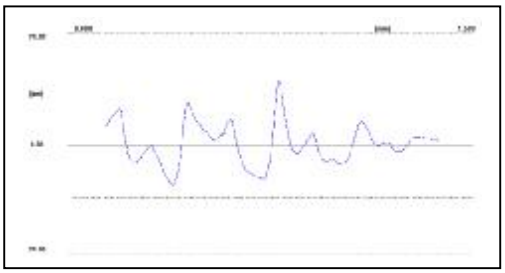
C4 40s	Ra = 0,06µm
	Rmax = 1,03 µm
	Rk = 0,2 µm
	Rp = 0,21 µm
	Rt = 1,07 µm



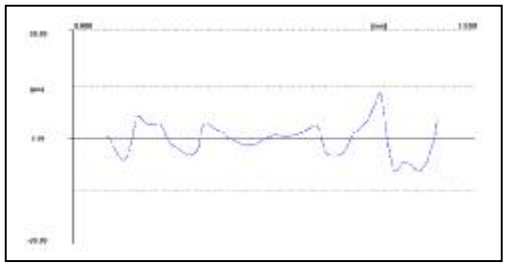
Conjunto II- Espécimes escovados

Sub conjunto IIa - PMMA

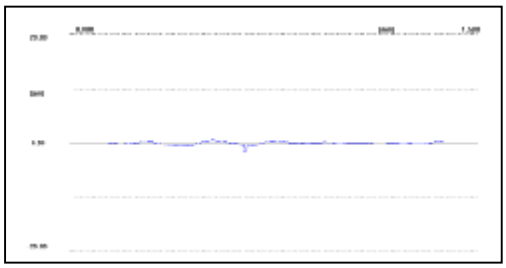
1	PPMA	Ra = 2,91 µm
		Rmax = 18,49 µm
		Rk = 10,19 µm
		Rp = 11,92 µm
		Rt = 19,75



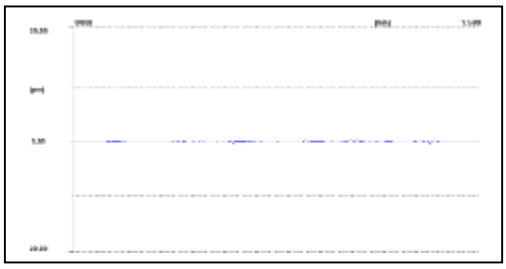
2	PPMA	Ra = 2,42µm
		Rmax =14,98 µm
		Rk = 7,64 µm
		Rp = 8,68 µm
		Rt = 14,98 µm



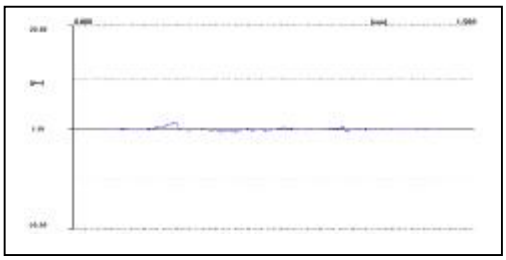
3	PPMA	Ra = 0,24µm
		Rmax =2,11 µm
		Rk = 0,95 µm
		Rp = 0,66 µm
		Rt = 2,25 µm



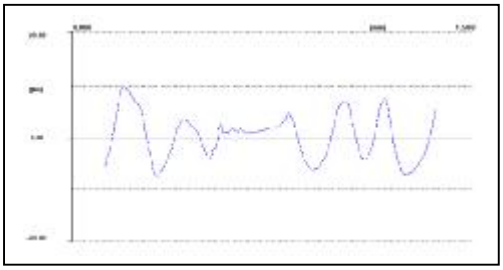
4 *	PPMA	Ra = 0,07µm
		Rmax = 0,45 µm
		Rk = 0,30 µm
		Rp = 0,21 µm
		Rt = 0,54 µm



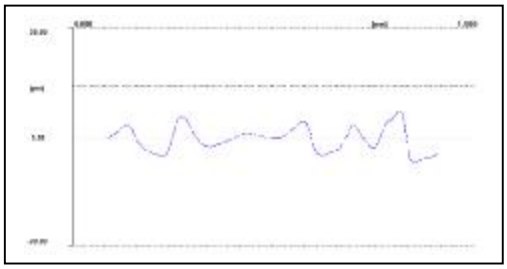
5	PPMA	Ra = 0,21µm
		Rmax = 2,09 µm
		Rk = 0,67 µm
		Rp = 1,29 µm
		Rt = 2,09 µm



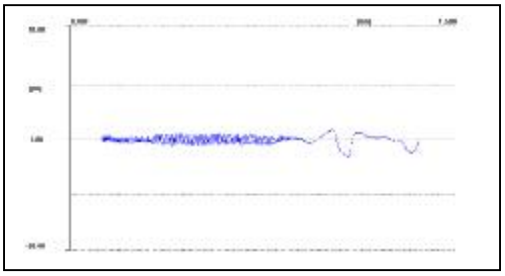
6	PPMA	Ra = 3,66µm
		Rmax = 17,43 µm
		Rk = 9,85 µm
		Rp = 9,78 µm
		Rt = 17,43 µm



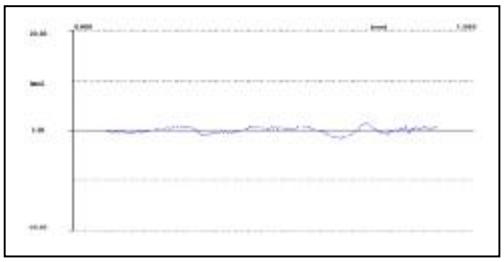
7	PPMA	Ra =1,88 µm
		Rmax = 9,89 µm
		Rk = 6,89 µm
		Rp = 5,20 µm
		Rt = 9,89 µm



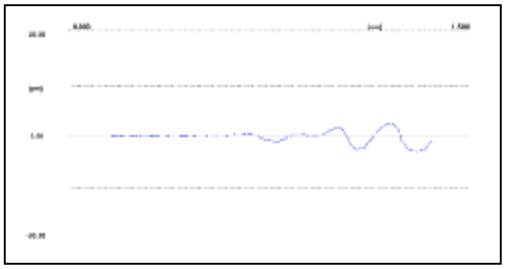
8	PPMA	Ra = 0,67 µm
		Rmax = 5,05 µm
		Rk = 1,94 µm
		Rp = 1,97 µm
		Rt = 5,05 µm



9	PPMA	Ra = 0,51µm
		Rmax = 3,31 µm
		Rk = 1,37 µm
		Rp = 1,55 µm
		Rt = 3,31 µm



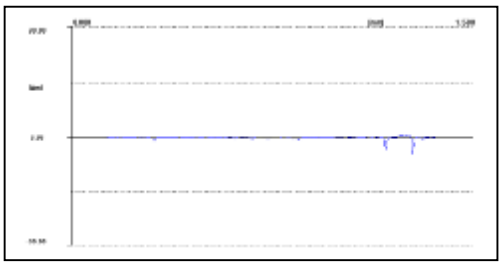
10	PPMA	Ra = 0,73µm
		Rmax = 5,57 µm
		Rk = 0,82 µm
		Rp = 2,53 µm
		Rt = 5,57 µm



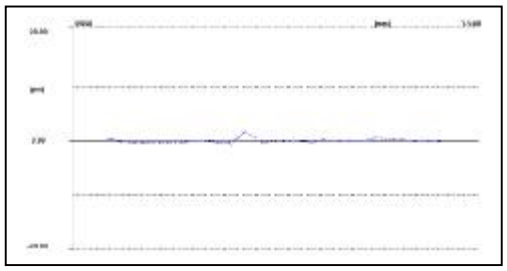
Conjunto II- Espécimes escovados

Sub conjunto IIb - A3 20s

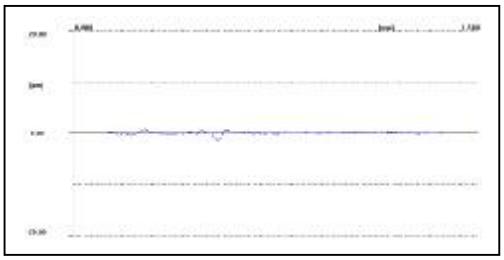
1	A3 20s	Ra = 0,14 µm
		Rmax = 3,59 µm
		Rk = 0,37 µm
		Rp = 0,44 µm
		Rt = 3,59 µm



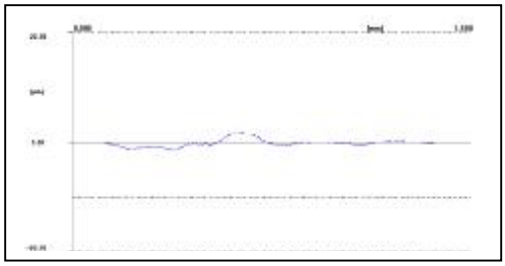
2	A3 20s	Ra = 0,30µm
		Rmax = 2,05 µm
		Rk = 1,05 µm
		Rp = 1,61 µm
		Rt = 2,45µm



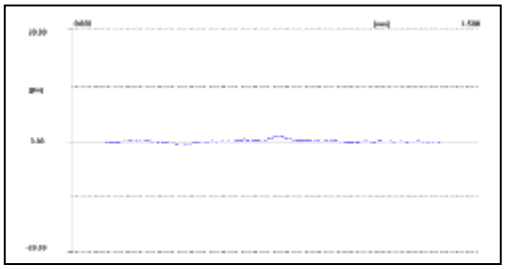
3	A3 20s	Ra = 0,17 µm
		Rmax = 2,11 µm
		Rk = 0,45 µm
		Rp = 0,86 µm
		Rt = 2,31 µm



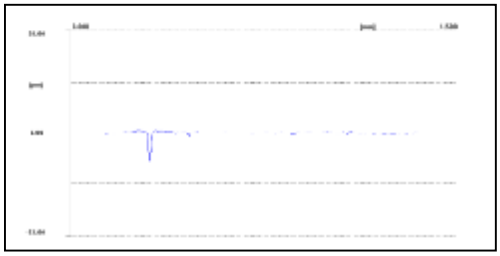
4	A3 20s	Ra = 0,57 µm
		Rmax = 3,27 µm
		Rk = 1,86 µm
		Rp = 1,94 µm
		Rt = 3,35µm



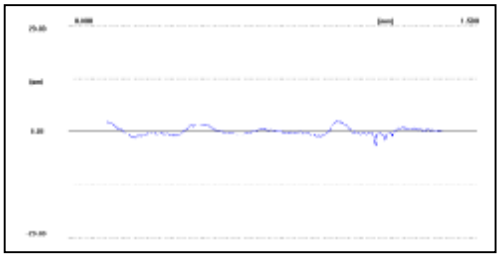
5 *	A3 20s	Ra = 0,20µm
		Rmax = 0,96 µm
		Rk = 0,54 µm
		Rp = 0,94 µm
		Rt = 1,70 µm



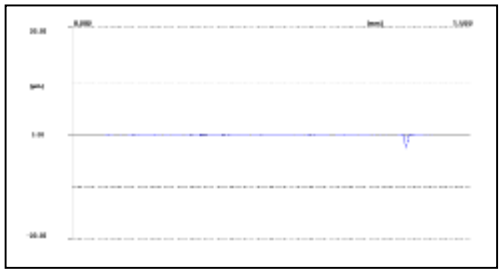
6	A3 20s	Ra = 0,14 µm
		Rmax = 6,02 µm
		Rk = 0,19 µm
		Rp = 0,56 µm
		Rt = 6,02 µm



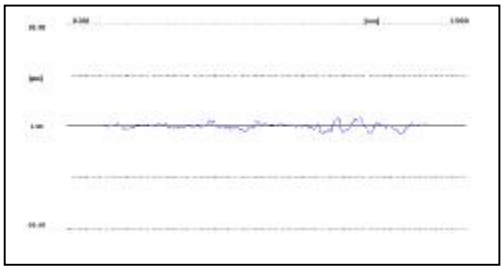
7	A3 20s	Ra = 0,60µm
		Rmax = 4,78 µm
		Rk = 2,20 µm
		Rp = 1,93 µm
		Rt = 4,78µm



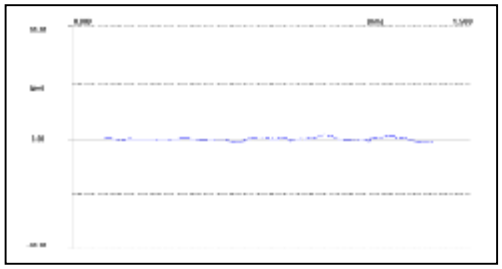
8	A3 20s	Ra = 0,09µm
		Rmax = 2,76 µm
		Rk = 0,20 µm
		Rp = 0,18 µm
		Rt = 0,2,76µm



9	A3 20s	Ra = 0,44µm
		Rmax = 2,99 µm
		Rk = 1,53 µm
		Rp = 1,71 µm
		Rt = 3,22 µm



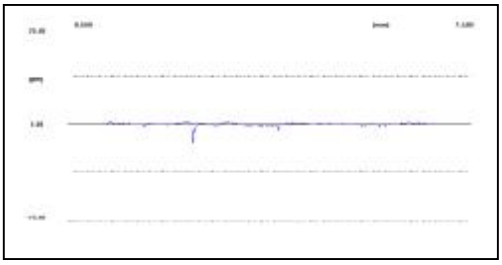
10	A3 20s	Ra = 0,2 µm
		Rmax = 1,22 µm
		Rk = 0,57 µm
		Rp = 0,87µm
		Rt = 1,58 µm



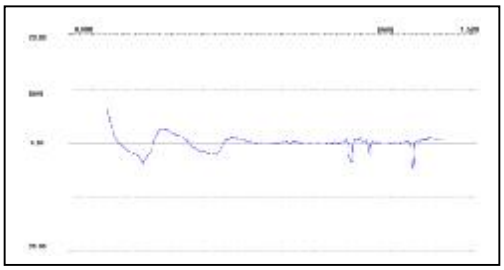
Conjunto II- Espécimes escovados

Sub conjunto IIc - A3 40s

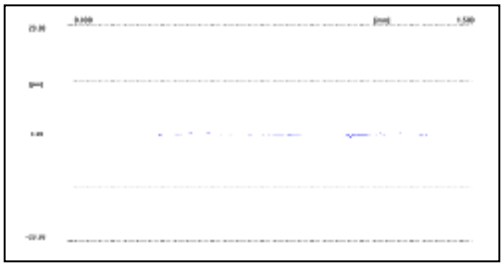
1	A3 40s	Ra = 0,19µm
		Rmax = 4,53 µm
		Rk = 0,54 µm
		Rp = 0,60 µm
		Rt = 4,53 µm



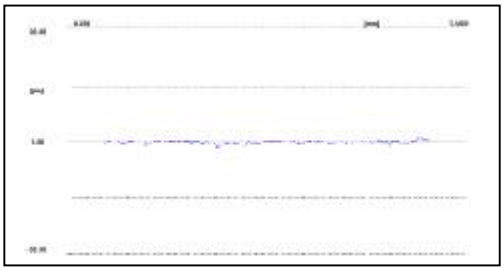
2	A3 40s	Ra = 0,91µm
		Rmax = 10,10 µm
		Rk = 1,19 µm
		Rp = 6,25 µm
		Rt = 11,05 µm



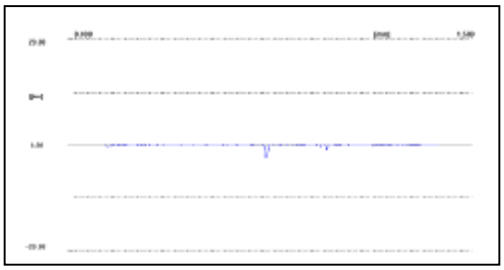
3 *	A3 40s	Ra = 0,08µm
		Rmax = 0,85 µm
		Rk = 0,23 µm
		Rp = 0,21 µm
		Rt = 0,93 µm



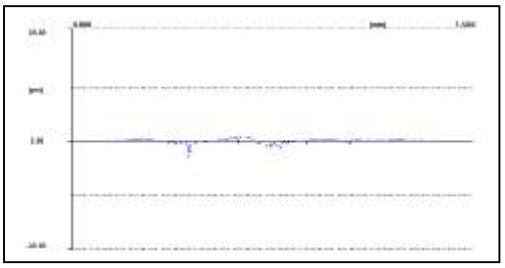
4	A3 40s	Ra = 0,15 µm
		Rmax = 1,48 µm
		Rk = 0,40 µm
		Rp = 1,00 µm
		Rt = 2,11 µm



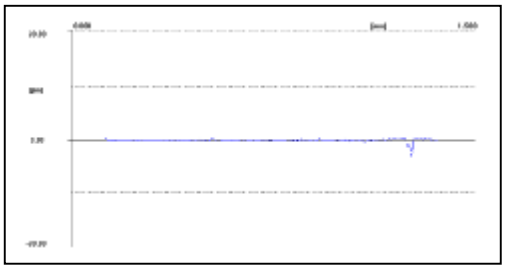
5	A3 40s	Ra = 0,10 µm
		Rmax = 2,66 µm
		Rk = 0,26 µm
		Rp = 0,26 µm
		Rt = 2,66 µm



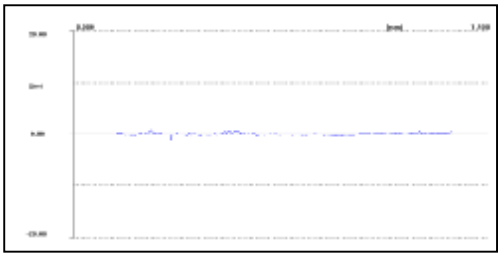
6	A3 40s	Ra = 0,26 µm
		Rmax = 3,62 µm
		Rk = 0,62 µm
		Rp = 0,84 µm
		Rt = 3,81 µm



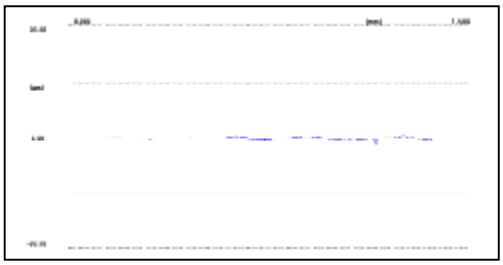
7	A3 40s	Ra = 0,12 µm
		Rmax = 3,52 µm
		Rk = 0,22 µm
		Rp = 0,41 µm
		Rt = 3,52 µm



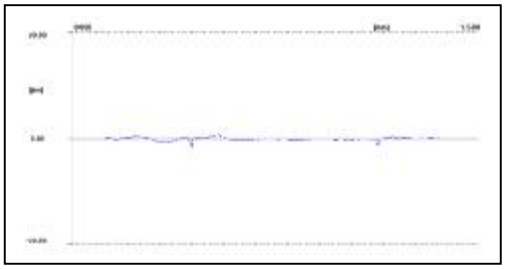
8	A3 40s	Ra = 0,18 µm
		Rmax = 1,90 µm
		Rk = 0,73 µm
		Rp = 0,77 µm
		Rt = 1,90 µm



9	A3 40s	Ra = 0,16 µm
		Rmax = 1,89 µm
		Rk = 0,56 µm
		Rp = 0,50 µm
		Rt = 1,89 µm



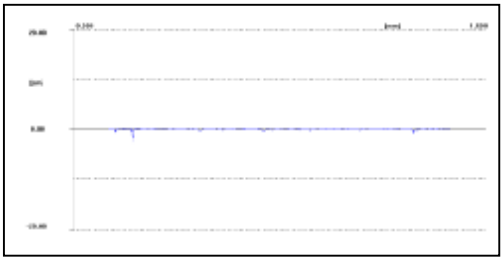
10	A3 40s	Ra = 0,18 µm
		Rmax = 2,79 µm
		Rk = 0,46 µm
		Rp = 1,04 µm
		Rt = 2,79 µm



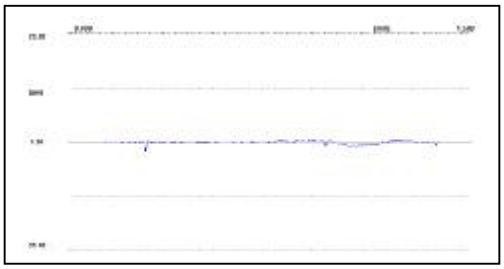
Conjunto II- Espécimes escovados

Sub conjunto IId-C4 20s

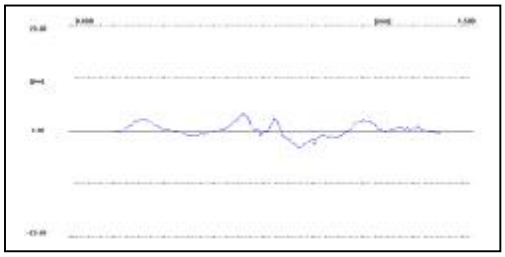
1	C4 20s	Ra = 0,09 µm
		Rmax = 2,67 µm
		Rk = 0,26 µm
		Rp = 0,23 µm
		Rt = 2,69 µm



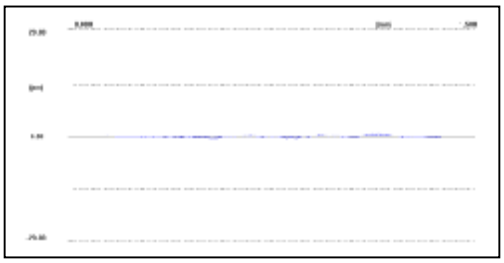
2	C4 20s	Ra = 0,24 µm
		Rmax = 2,00 µm
		Rk = 0,68 µm
		Rp = 0,57 µm
		Rt = 2,27 µm



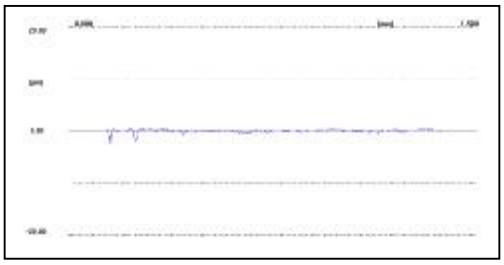
3	C4 20s	Ra = 1,00 µm
		Rmax = 6,5 µm
		Rk = 3,64 µm
		Rp = 3,2 µm
		Rt = 6,5 µm



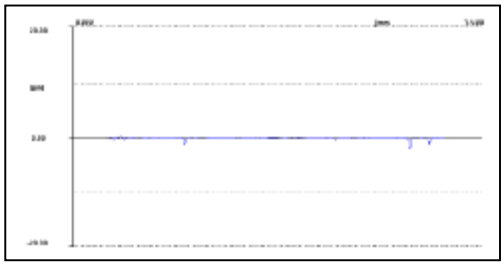
4 *	C4 20s	Ra = 0,14 µm
		Rmax = 0,89 µm
		Rk = 0,49 µm
		Rp = 0,56 µm
		Rt = 1,00 µm



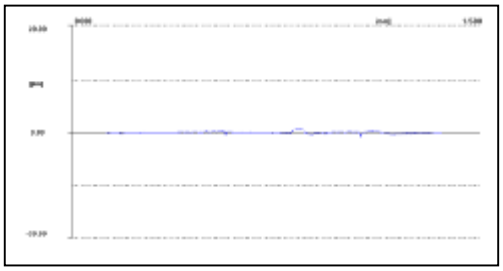
5	C4 20s	Ra = 0,18 µm
		Rmax = 2,80 µm
		Rk = 0,57 µm
		Rp = 0,49 µm
		Rt = 2,80 µm



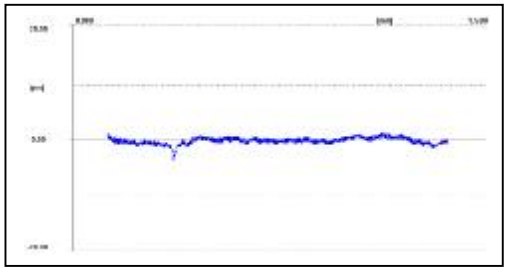
6	C4 20s	Ra = 0,09 µm
		Rmax = 2,05 µm
		Rk = 0,25 µm
		Rp = 0,34 µm
		Rt = 2,23 µm



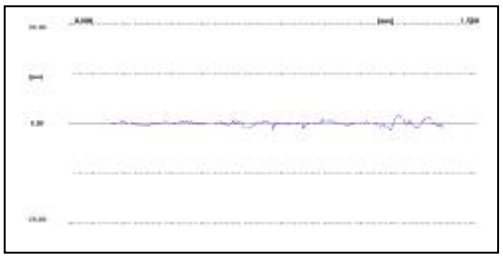
7	C4 20s	Ra = 0,14 µm
		Rmax = 1,13 µm
		Rk = 0,36 µm
		Rp = 0,88 µm
		Rt = 1,64 µm



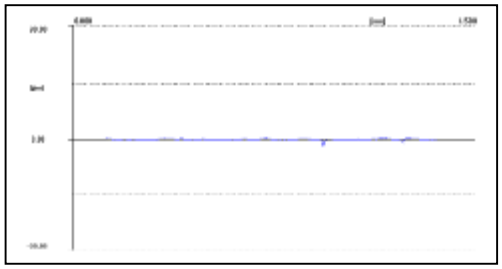
8	C4 20s	Ra = 0,49 µm
		Rmax = 4,97 µm
		Rk = 1,88 µm
		Rp = 1,42 µm
		Rt = 5,20 µm



9	C4 20s	Ra = 0,29 µm
		Rmax = 3,14 µm
		Rk = 0,78 µm
		Rp = 1,65 µm
		Rt = 3,14 µm



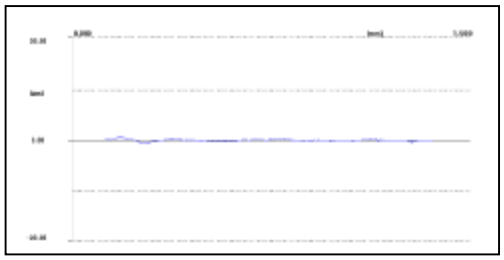
10	C4 20s	Ra = 0,08 µm
		Rmax = 1,47 µm
		Rk = 0,22 µm
		Rp = 0,25 µm
		Rt = 1,56 µm



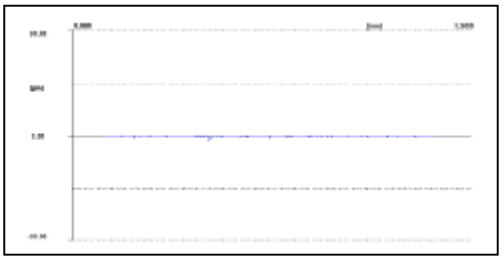
Conjunto II- Espécimes escovados

Sub conjunto IIe- C4 40s

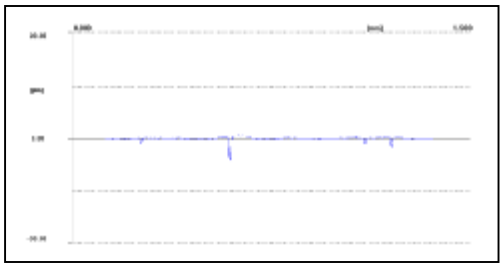
1	C4 40s	Ra = 0,14 µm
		Rmax = 1,07 µm
		Rk = 0,51 µm
		Rp = 0,57 µm
		Rt = 1,08 µm



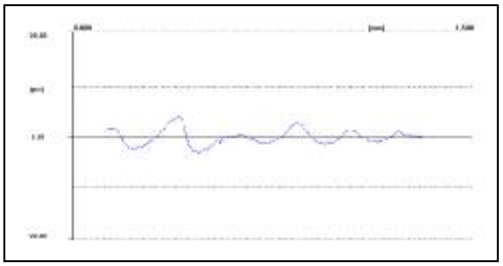
2 *	C4 40s	Ra = 0, 05 µm
		Rmax = 1,10 µm
		Rk = 0,16 µm
		Rp = 0,14 µm
		Rt = 1,10 µm



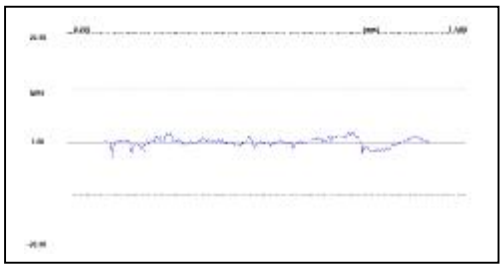
3	C4 40s	Ra = 0, 15 µm
		Rmax = 4,80 µm
		Rk = 0,32 µm
		Rp = 0,63 µm
		Rt = 4,91 µm



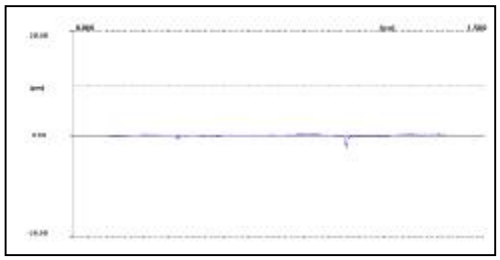
4	C4 40s	Ra = 1,16 µm
		Rmax = 7,15 µm
		Rk = 4,67 µm
		Rp = 4,10 µm
		Rt = 7,15 µm



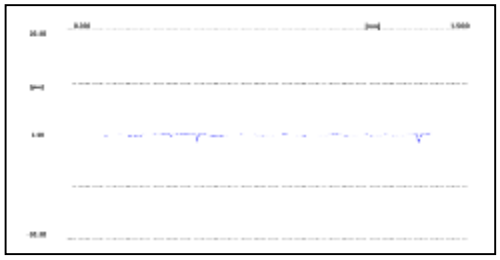
5	C4 40s	Ra = 0,59 µm
		Rmax = 4,66 µm
		Rk = 1,61 µm
		Rp = 1,81 µm
		Rt = 4,85 µm



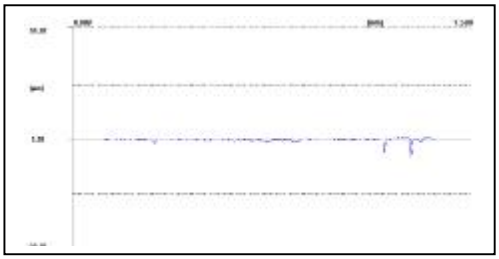
6	C4 40s	Ra = 0,12 µm
		Rmax = 2,87 µm
		Rk = 0,40 µm
		Rp = 0,29 µm
		Rt = 2,87 µm



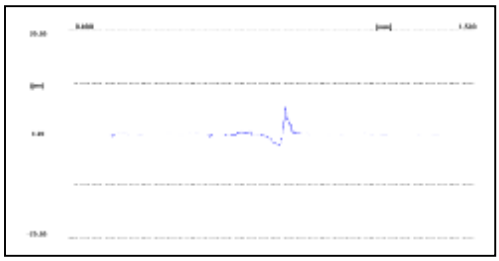
7	C4 40s	Ra = 0,12 µm
		Rmax = 1,82 µm
		Rk = 0,32 µm
		Rp = 0,48 µm
		Rt = 1,82 µm



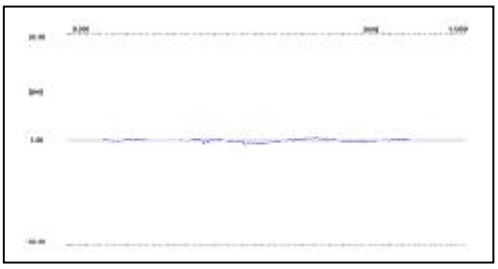
8	C4 40s	Ra = 0,14 µm
		Rmax = 3,55 µm
		Rk = 0,33 µm
		Rp = 0,50 µm
		Rt = 3,55 µm



9	C4 40s	Ra = 0,22 µm
		Rmax = 7,55 µm
		Rk = 0,21 µm
		Rp = 5,20 µm
		Rt = 7,55 µm



10	C4 40s	Ra = 0,18 µm
		Rmax = 1,20 µm
		Rk = 0,51 µm
		Rp = 0,50 µm
		Rt = 1,48 µm



5.3 – Fotomicrografias ao MEV

No presente tópico, são apresentadas fotomicrografias, com finalidade ilustrativa, sobre as quais serão discutidos alguns aspectos.

Foi fotografado um espécime de cada uma dessas condições (PMMA, A3 20s, A3 40s, C4 20s e C4 40s), os quais propositadamente não sofreram escovação, visto que a película de ouro, necessária para que a fotomicrografia fosse tomada, iria atrapalhar o processo de escovação. As respectivas fotomicrografias compõem as figuras 19 a 23. Através da análise visual dessas fotomicrografias, pode-se notar que a rugosidade, em termos gerais, é bastante semelhante, o que é coerente com o que foi observado na leitura da rugosidade, no tópico 5.2.

Somente foi fotografado um espécime escovado (aquele identificado pelo asterisco no Conjunto II de gráficos), de cada um dos grupos específicos, os quais respectivamente compõem as figuras 24 a 28; cada um desses exemplares escovados foi escolhido por ser representativo da sua condição específica, em termos de aparência na fotomicrografia. Também existiu, a mesma coerência já apontada no parágrafo anterior, ao se analisar as fotomicrografias dos espécimes escolhidos, dentro da condição escovada.

Espécimes sem escovação

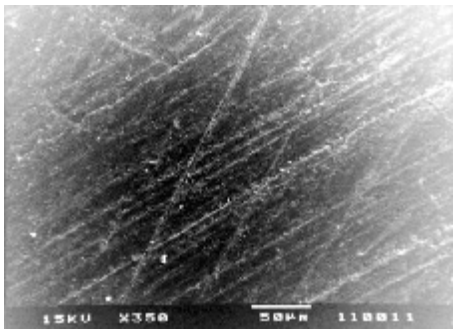


Fig. 19- PMMA

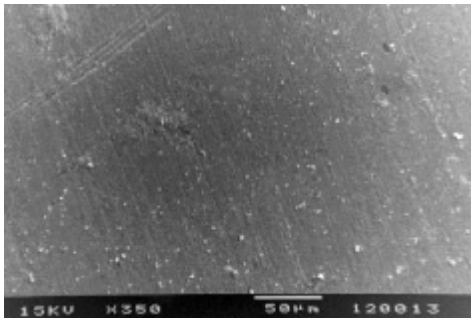


Fig. 20- A3 20s

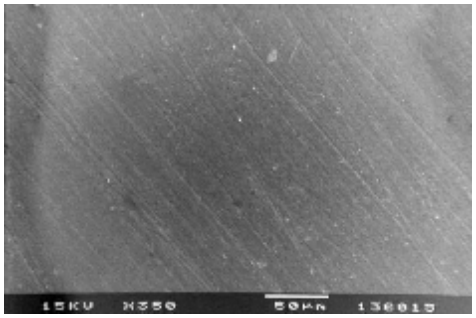


Fig. 21- A3 40s

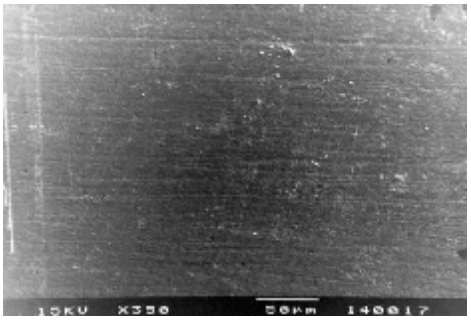


Fig. 22- C4 20s

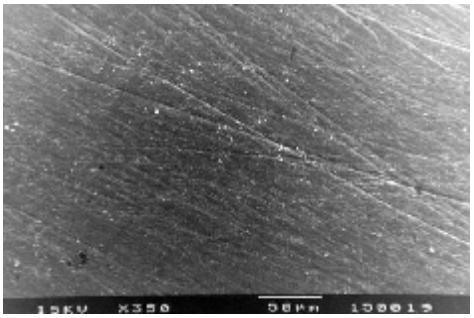


Fig. 23- C4 40s

Espécimes escovados

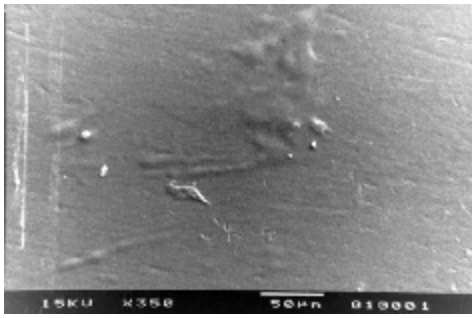


Fig. 24- PMMA

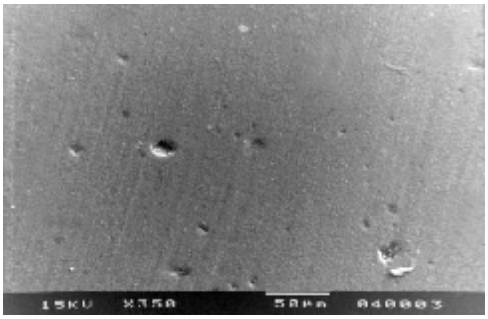


Fig. 25- A3 20s

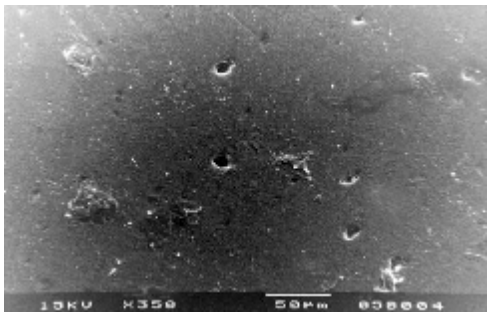


Fig. 26-A3 40s

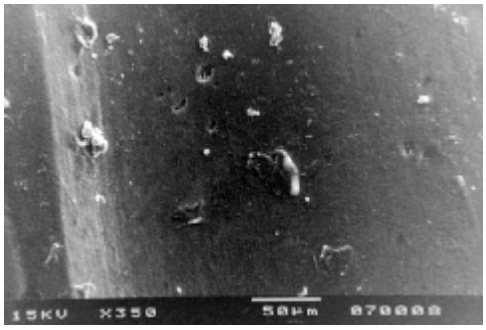


Fig. 27- C4 20s

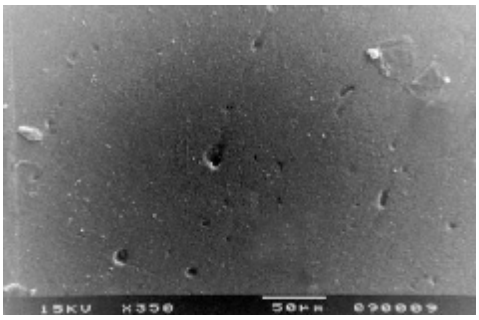


Fig. 28- C4 40s

6 - DISCUSÃO

6 – DISCUSSÃO

No presente tópico, será efetuada uma discussão a respeito do método de trabalho empregado, assim como dos resultados obtidos no presente estudo.

6.1 – Do método

A melhora na qualidade de vida da população modificou o perfil dos pacientes, tornando-os mais exigentes quanto às expectativas de seus tratamentos de saúde, inclusive em relação à longevidade dos materiais utilizados, o que implica também em tratamentos odontológicos; este ponto de vista também foi expresso por Bishop *et al.*[10] (1997) e Kawai *et al.* [45] (1998).

Neste sentido, a evolução das resinas compostas usadas em Odontologia revolucionou as indicações dos procedimentos restauradores, pela melhora na suas propriedades físico-químicas, resultando num desempenho clínico mais eficiente; assim, foram superados antigos conceitos que limitavam seu uso em diversas situações presentes na clínica odontológica. Este aumento no número de indicações se deve, dentre outros fatores, a que estes materiais conseguem reproduzir, cada vez mais, as características ópticas dos tecidos dentários; além disso, por permitirem uma maior conservação da estrutura dentária, possibilitam a obtenção de uma melhor estética e de maior longevidade, em relação aos seus predecessores.

O incremento na demanda por serviços de Odontologia Estética ainda gera dúvidas, tanto para restauração dos dentes anteriores quanto para dos posteriores, devido ao fato de que são muitos os fatores que influenciam na degradação da resina composta, tal como o desgaste, o qual representa umas das causas mais comuns de alteração da resina composta, na opinião de Mazer *et al.*[58],1992. Entretanto, muitos esforços têm sido realizados pelos fabricantes, para diminuir o grau de desgaste deste material, o que consequentemente preservaria sua integridade por maior tempo, como detectaram Lim *et al.*[52] (2002); Condon, Ferracane[15] (1997); Ferracane *et al.*[26] (1998) e Watts, Al Hindi[81] (1999).

De acordo com Mair *et al.*[54] (1996), o desgaste dos materiais, incluindo as resinas compostas, ocorre por diferentes mecanismos, como adesão, abrasão, fadiga e corrosão, os quais podem atuar isoladamente ou em conjunto. Considerando o meio ambiente complexo da cavidade oral, Lim *et al.*[52] (2002), afirmaram que o processo de desgaste dos materiais

dentários é muito complexo, sendo mais observados os fenômenos de desgaste por abrasão e "por atrição". Ferracane[24] (1994), também indicou outra possibilidade, que seria a "eluição" (*component elution*) dos componentes dos compósitos e de suas implicações no mecanismo do desgaste; talvez este pesquisador tenha assim se referido ao fato de que os fragmentos removidos do substrato modifiquem o processo de desgaste, transformando-o de dois corpos para três corpos.

Diversos pesquisadores e centros de desenvolvimento de materiais odontológicos apontaram a necessidade de avaliar a resistência ao desgaste de materiais a base de resina composta. Neste sentido, segundo Bianchi *et al.*[9], 2003, o método clínico, realizado há muito anos, representa um método que utiliza as reais condições às quais estão submetidos esses materiais, porém sendo de difícil concretização, pois depende não só do experimento em si, mas também da colaboração dos pacientes. Além disso, Heath, Wilson[36], 1976; Aker[1], 1982 e Bianchi *et al.*[9],2003 apontaram-no como um método no qual a análise de resultados é difícil, devido à grande variabilidade de hábitos alimentares dos pacientes e das respectivas forças de mordida, durante a mastigação.

Estudos laboratoriais permitem um maior controle das variáveis, o que não acontece nos estudos *in vivo*, como inclusive afirmaram Heath, Wilson[36], 1976; Aker[1], 1982; Embong *et al.*[23],1987 e Yesil *et al.*[83], 2008. Apesar de que alguns autores, como Leinfelder, Suzuki[51] (1999) e Barkmeier *et al.*[8] (2008), terem reportado uma alta taxa de correlação entre o desgaste promovido clínica e laboratorialmente, deve ser lembrado que Mair *et al.*[54]*,1996,* expressaram seu ponto de vista, de que estes níveis de correlação não estão bem estabelecidos.

No presente estudo, foram seguidas as especificações emitidas pela entidade denominada *International Organization for Standardization* (ISO 14569-1)[38,39] a respeito das condições ambientais de temperatura e umidade, durante a confecção dos espécimes e os procedimentos de escovação.

A resina composta 4Seasons foi escolhida como material a ser aqui analisado devido ao fato de que atualmente tem tido ampla divulgação em diversos eventos científicos importantes, além de aparentemente ter um alto grau de aceitação, tanto localmente, quanto dentro da comunidade odontológica internacional.

O PMMA foi escolhido como material de referência, em função da Norma ISO[38,39]. Na confecção dos espécimes de resina composta que foram analisados foi seguida a Especificação n. 27 da ADA[5].

Cada conjunto de placas-suporte era composto por dez unidades, pois este é o número de espécimes comportado pela barra-suporte existente no interior da máquina de escovação. A padronização dos corpos-de-prova de resina composta foi realizada com a referida matriz de PTFE, com a ajuda da placa-suporte; os espécimes de PMMA, obtidos via torneamento, tinham dimensões semelhantes aos de resina composta, assim obedecendo também a Norma ISO[38,39].

O sistema de fotoativação por lâmpada halógena foi escolhido, pois com ele têm sido obtidos resultados adequados da qualidade de polimerização, como pode ser observado na maioria dos trabalhos compulsados na literatura pertinente, mesmo para os mais diversos tipos de resina composta. Inclusive, Kurachi *et al.*[46], 2001, observaram que a irradiação da lâmpada de luz halógena se difunde aproximadamente três vezes mais, quando comparada à do LED, fatos também apontados por Ferrarezi *et al.*[28], 2003, Asenjo[6], 2004 e Martinelli *et al.*[57], 2006.

É conveniente aqui lembrar que, no presente trabalho, a polimerização da resina composta era efetuada apenas na face basal do espécime; assim, ao final da fotoativação, se alguma porção de resina não estivesse eventualmente bem polimerizada, seria aquela que estava em contato com o fundo da cavidade da matriz. Ora, o respectivo ensaio de escovação somente seria efetuado após uma semana de sua confecção, assim contornando-se o problema apontado por Pilo e Cardash[64] (1992).

O lixamento de cada espécime de resina composta, após as 24 h de armazenamento, tinha, além da função de padronizar sua altura, também padronizar a rugosidade superficial da sua área que seria exposta à escovação.

As lavagens que foram realizadas por meio de ultrasom obedeceram à exigência da Norma ISO 14569-1[38,39]; elas sempre foram efetuadas para remover resíduos existentes, tanto ao final do processo de lixamento, quanto após o processo de escovação.

Aliás, os referidos processos de lixamento e de lavagem com ultrasom também foram utilizados nos métodos de outros trabalhos, tais como o de Tanoue *et al.*[73], 2000, o de Barkemeier *et al.*[8], 2008 e o de Yesil *et al.*[83],2008.

O tempo de armazenamento dos espécimes, nos diversos trabalhos compulsados a respeito de resistência ao desgaste, mesmo usando-se substratos diferentes, foi variável. Assim, para Powell *et al.*[66], 1975 e para Correr Sobrinho *et al.*[16], 2001, este tempo foi de 24 h; Entretanto, o referido tempo foi de no mínimo sete dias, na maior parte dos trabalhos de pesquisa (Aker[1], 1982; Ehrnford[22],1980; Ramos *et al.*[68], 1999; Tanoue *et al.*[73], 2000; Lim *et al.*[52], 2002; Wang *et al.*[80], 2004; Prakki *et al.*[67], 2007 e Yesil *et al.*[83], 2008). Também é conveniente agora lembrar que, neste contexto, Heath, Wilson[36] (1976) comentaram que a possibilidade de manter o espécime de resina armazenado em água por um período mínimo de sete dias resultaria em sua maior estabilidade, devido à sorção de água e á conseqüente liberação de monômeros residuais. A decisão de escolher sete dias como o tempo de armazenagem dos espécimes, no presente trabalho, baseou-se no fato da maioria dos trabalhos correlatos tê-lo usado, além de que esta é também uma exigência da referida Norma ISO 14569-1[38,39].

Em relação ao meio de armazenamento, cabe lembrar que inclusive Luggassy, Greener[53] (1972) compararam a resistência à abrasão de resinas compostas, em condições de peso constante, tanto a seco como através da técnica úmida, verificando a diminuição na resistência quando o material era mantido no estado seco. Portanto, quanto a esse aspecto, no presente estudo foi seguida a Especificação ISO 14569-1[38,39], a qual recomenda que seja mantida a temperatura de 37± 2 ºC, durante sete dias; provavelmente, esta temperatura tenha sido escolhida pelos autores da referida Norma, por ser aquela existente na cavidade oral.

O método aqui utilizado para a secagem do espécime, antes de cada pesagem, mostrou ser o mais adequado, durante a fase de estudo-piloto, quando foi verificado que ocorria a estabilidade dos valores da massa, para um mesmo espécime, num período de 15 min, após a secagem com papel absorvente, nas condições ambientais já referidas.

Outras decisões foram tomadas, com a finalidade de tornar as condições deste estudo tão próximas quanto possível daquelas encontradas na cavidade oral. Assim, foi mantida a temperatura de 37 ±2 ºC no interior da câmara de escovação da máquina; poderia ser tomada a decisão de ajustar-se o respectivo sensor para outra temperatura. Também aqui cabe relembrar que alguns pesquisadores, como Heath, Wilson[36] (1976), chamaram a atenção para a importância do monitoramento da temperatura, já que diferentes materiais apresentam distintos comportamentos, quando submetidos a testes de desgaste, em temperatura ambiente ou na temperatura de 37 ±2 ºC; outros pesquisadores, como Harte, Manly[35] (1976), apontaram

que a rigidez das cerdas das escovas dentais diminui, com o aumento da temperatura, reduzindo sua capacidade abrasiva, em aproximadamente 28%, quando atingida uma temperatura de 37 ºC.

No processo de escovação, foi estabelecido que existisse um espécime de cada grupo posicionado sob cada uma das escovas, ou seja, que o conjunto de espécimes de um mesmo grupo fosse escovado, estando sob cada um de todos os dez braços do aparelho. Esta decisão foi tomada devido ao fato que, analisando-se os resultados de um trabalho similar, executado recentemente aqui nesta Faculdade (Almeida *et al.*[2], 2007), percebeu-se que espécimes de uma mesma condição, em posições diferentes, sofriam taxas de desgaste muito variáveis.

Uma das maiores dificuldades encontradas, durante a elaboração da presente discussão, foi poder comparar os resultados do método aqui empregado com os de outros trabalhos de pesquisa, mesmo que a similaridade entre eles muitas vezes parecesse bastante grande; foram bastante comuns as diferenças relativas a diversos fatores, tais como velocidade, número de ciclos, tempo de injeção da solução abrasiva, área do espécime a ser escovada, entre vários outros aspectos.

É lógico esperar que a carga exercida sobre o substrato, durante o processo de escovação, tenha alta influência sobre o desgaste. Inclusive, isto foi verificado por Stookey, Muhler[71] (1968), os quais, aplicando cargas variáveis de 75 a 300 g, puderam observar um aumento progressivo da taxa de desgaste, a qual era diferente para esmalte e dentina. Adicionalmente, Heath, Wilson[36] (1976) também detectaram existir, nos seus trabalhos, um limite de carga até o qual a escova exercia a sua função adequadamente, aproximadamente de 7N, acima do qual ocorria uma diminuição dos valores de desgaste, provavelmente devido a um afastamento das cerdas entre si, assim promovendo um menor contato com a área a ser escovada. Na literatura pertinente, foi constatado que as cargas aplicadas em diferentes estudos de escovação não foram sempre as mesmas: De Gee *et al.*[18] *(*1985) empregaram 125g; Wang *et al.*[80], (2004) utilizaram 200g; Turssi[75] (2001) e Prakki *et al.*[67] (2007) empregaram 300g. A carga utilizada no presente estudo, que é característica da máquina de escovação, é de aproximadamente 300gr, o que é equivalente a 3N; apesar da Norma ISO 14569-1[38,39] recomendar que a carga a ser exercida fosse de no máximo 2,5 N, o ajuste não era possível ser efetuado na referida máquina, por ocasião do desenvolvimento do presente estudo.

Também é lógico esperar que quanto maior a velocidade da escova, maior o desgaste provocado, como foi constatado por De Gee *et al.*[19] *(*1986). Além disso, em 2000, Buchalla *et al.*[12] afirmaram que uma pessoa costuma realizar em média 4,5 ciclos de escovação por segundo. Na maior parte dos trabalhos desenvolvidos aqui na Faculdade, entre eles o de Prakki *et al.*[67], 2007, a velocidade escolhida foi de 4,5 ciclos por segundo, que por isto mesmo foi aqui utilizada; esta velocidade equivale a 18 cm/s e pode ser ajustada, na referida máquina.

Com respeito ao abrasivo, Ashmore *et al.*[7] (1972) detectaram não existir influência da diluição do abrasivo, ao contrário do que foi observado nos estudos de Harte, Mainly[35] (1975); Heath, Wilson[36] (1976), nos quais foi detectada a necessidade do dentifrício ser diluído, em taxas progressivamente diferentes. No presente estudo, foi seguida a exigência da Especificação ISO 14569-1[38,39], usando-se a solução abrasiva constituída de dentifrício e água deionizada, na proporção de 1:2, em peso.

Num processo de desgaste por escovação, mesmo que seja apenas *in vitro*, existe influência de diversos fatores, tais como a pressão da escova sobre o substrato, a velocidade de deslocamento da escova, o número de ciclos assim realizados, o tipo de escova e de dentifrício envolvidos; estas e todas as demais variáveis necessitam ser padronizadas, em qualquer pesquisa do gênero.

6.2 - Dos resultados

Como foi visto, no presente estudo, a determinação da resistência ao desgaste por escovação foi verificada pela perda de massa.

A análise de variância mostrou não existir diferença estatisticamente significante entre os grupos (p= 0,166). Os coeficientes de variação dos cinco grupos (encontrados na tabela 3) foram bastante semelhantes, o que significa que o método de trabalho estava adequando e que este foi adequadamente desenvolvido.

De acordo com Aker[1] (1982), o tamanho das partículas de carga afeta a resistência à abrasão e a perda de massa é causada pela combinação da remoção da matriz, com o eventual deslocamento/desgaste de algumas partículas. Inclusive, Harrison, Draughn[34] (1976); Manhart *et al.*[55] (2000); Tanoue *et al.*[73] (2000) e Teixeira *et al.*[74] (2005) observaram que a resistência

ao desgaste de resinas compostas poderia estar influenciado não só pelo tipo de carga e pelos tamanhos de suas partículas, senão também por outros fatores de interação entre carga-matriz.

No presente trabalho, esses fatores não foram determinantes para causar diferenças quanto ao desgaste, talvez pelo fato da resina composta estudada não apresentar grandes diferenças de composição nas duas cores estudadas, a A3 e a C4. A variação do tempo de polimerização (20 ou 40 s) também não promoveu diferenças, talvez devido ao fato de que o menor deles já havia promovido uma taxa adequada do grau de conversão dos monômeros. Além disso, não foi detectada diferença do comportamento da resina, nos quatro grupos específicos, em relação ao material de referência, o PMMA. Todos estes raciocínios estão embasados nos gráficos de rugosidade e nas fotomicrografias aqui apresentados.

Kanter *et al.*[44] (1982) notaram que, para a resina composta por eles estudada, havia uma relação inversamente proporcional entre desgaste e rugosidade superficial, ou seja, quando havia maior perda de massa, a rugosidade superficial era menor. Este raciocínio não pode obviamente ser generalizado para quaisquer resinas compostas, dentro da presente linha de pesquisa. Para corroborar este ponto de vista, pode ser consultado o trabalho de Wang *et al.* [80] (2004), de avaliação laboratorial do desgaste por escovação de materiais restauradores, por meio da alteração de massa, no qual não foi detectado um alto coeficiente de correlação entre a perda de massa e a rugosidade superficial. No presente trabalho, as fotomicrografias apresentadas têm apenas o intuito de mostrar as alterações da rugosidade superficial, nos cinco grupos estudados.

Muitas das resinas compostas convencionais estão elaboradas à base de resina BisGMA, a qual, por ser altamente viscosa, muitas vezes requer diluentes como as resinas TEGDMA e UDMA, as quais comumente encontram-se presentes. Neste sentido, devido a segredo dos fabricantes, cada uma das diferentes composições necessitaria investigação. Inclusive, segundo Grabenstetter *et al.*[31] (1958), as distintas formulações de resina composta apresentam comportamentos totalmente diferentes, ante a ação abrasiva dos diferentes dentifrícios.

Cabe mais uma vez relembrar que diversos fatores têm influência nos resultados de diversos trabalhos envolvendo desgaste por escovação, que vão desde o tipo de material, o número de ciclos e o tipo de abrasivo, entre outros. Portanto, os resultados do presente estudo foram obtidos sob as condições específicas do método de trabalho aqui utilizado.

Numa análise global do presente estudo, foi possível notar que a resistência ao desgaste das resinas compostas analisadas, para ambas as cores e para ambos os tempos de fotopolimerização, foi semelhante à do PMMA, ao contrário do que aconteceu no estudo de Pires[65] (2008), no qual a resina composta sofreu maior desgaste que o PMMA.

O desgaste do PMMA foi de 1,6 no trabalho de Pires[65] (2008), e de 2,8 no presente estudo; isto implica em que a severidade no presente trabalho foi 1,75 maior do que o observado no referido estudo.

7 - CONCLUSÃO

7 – Conclusão

Baseado nos resultados obtidos, nas condições metódicas estabelecidas, foi possível concluir que:

> A resistência ao desgaste abrasivo dos grupos (PMMA, A3 20s, A3 40s, C4 20s, C4 40s) foi semelhante entre si.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Aker JR. New composite resins: comparison of their resistance to toothbrush abrasion and characteristics of abraded surfaces. J. Am. Dent. Assoc. 1982 Oct;105 (4): 633-5.

2. Almeida CT, Freitas CA, Freitas MFA, Bianchi EC, Imai LJ. Desgaste dos cimentos de ionômero de vidro Vidrion R e ChemFlex, promovido pelos dentifrícios infantis Tandy e Baby Barney em máquina de escovação. Rev. Pós Grad. 2007; 14(1):45-51.

3. American Dental Association. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Posterior composite resins. J Am Dent Assoc. 1986 May; 112(5):707-9.

4. American Dental Association. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Obstacles to the development of a standard for posterior composite resins. J Am Dent Assoc. 1989 May; 118(5): 649-51.

5. American Dental Association. Council on Dental Materials and Devices. Specification n. 27 for direct filling resins. J Am Dent Assoc.1977;94(6):1191-5.

6. Asenjo MM. Avaliação do desgaste e da rugosidade superficial de uma resina composta, após escovação simulada, em função de diferentes energias e fontes de luz usadas na polimerização. [Dissertação]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2004.

7. Ashmore H, Van Abbe NJ, Wilson SJ. The measurement *in vitro* of dentine abrasion by toothpaste. Br Dent J., 1972 July; 133(2): 60-6.

8. Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Wilwerding TM. Wear simulation of resin composites and the relationship to clinical wear. Oper Dent, 2008; 33 (2): 177-82.

9. Bianchi EC, Aguiar PR, Poggi MR, Salgado MH, Freitas CA, Bianchi ARR. Estudo do desgaste abrasivo das resinas compostas disponíveis no mercado brasileiro. Mat res. 2003 Apr/Jun; 6(2): 255-64.

10. Bishop K, Kelleher M, Briggs P, Joshi R. Wear now? Na update on the etiology of tooth wear. Quintessence Int. 1997 May;28(5):305-12.

11. Bowen RL. Properties of a sílica-reinforced polymer for dental restorations. J Amer Dent Assoc. 1963;28(5):57-64.

12. Buchalla W, Attin T, Hellwig E. Brushing abrasion of luting cements under neutral and acidic conditions. Oper Dent. 2000;25:482-7.

13. Carpinetti LCR, Gonçalves Filho EV, Porto AJV, Jasinevicius RG. Rugosidade Superficial: conceitos e princípios de medição. São Carlos. Secção de Publicações. EESC-USP, Engenharia Mecânica. 1996.

14. Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear Simulator. Dent Mater. 1996 July; 12(4): 218-26.

15. Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment**.** J Dent Res. 1997; 76: 1405-11.

16. Correr Sobrinho L, Francisco MU, Consani S, Sinhoreti MAC, Consani RLX. Influência da escovação na rugosidade de superfície de matérias restauradores estéticos. RPG Rev Pós Grad.UNESP. 2001;4(1):47-55.

17. Craig RG. Restorative dental materials. 9 ed. St Louis: Mosby; 1993.

18. De Gee AJ, ten Harkel-Hagenaar HC, Davidson CL. Structural and physical factors affecting the brush wear of dental composites. J Dent. 1985;13(1):60-70.

19. De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam *in vitro*. J Dent Res. 1986; 65: 654-58.

20. De Long R. Intra-oral restorative material wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. Dent Mater. 2006; 22: 702-11.

21. Dickinson GL, Leinfelder KF, Mazer RB, Russell CM. Effect of surface penetrating sealant on wear rate of posterior composite resins. J Am Dent Assoc. 1990; 121(2): 251-5.

22. Ehrnford L, Dérand T, Larsson LA, Svensson A. An abrasion test for composite resins. J Dent Res. 1980 Apr; 59(4): 716-20.

23. Embong A, Glyn Jones J, Harrison A. The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel. Dent Mater 1987;3:236-40.

24. Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil. 1994; 21(4):441-52.

25. Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? Dent Mater. 2006; 22: 689-92.

26. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. J Biomed Mater Res 1998;42:462-72.

27. Ferracane JL, Choi KK, Condon JR. In vitro wear of packable dental composites. Comp. Continuing Educ. Dent. 1999 Nov; 20: Supl. 60-6.

28. Ferrarezi GAO, Cefaly DFG, Navarro MFL. Microdureza de materiais resinosos polimerizados com luz halógena e luz emitida por diodo (LED). Pesq odontol Bras. 2003;17: 94. Suplemento 2 /Resumo Ic 118/.

29. Friedman MJ, Blankenau R, Erickson RL, Rueggeberg F. New light curing options for composite resin restorations. Compend Contin Educ Dent. 1999; 20:122-35.

30. Glasspoole EA, Erickson RL. Effect of finishing and degree of cure on composite wear. In: International Association for Dental Research. General Session, 68. Cincinnati, 1990. Abstract 145. Chicago. J Dent Res. 1990;69:127.

31. Grabenstetter RJ, Broge RW, Jackson FL, Radjke AW. The measurent of the abrasion of human teeth by dentifrice abrasives: a test utilizing radioactive teeth. J Dent Res. 1958;37:1060-8

32. Goldstein GR, Lerner T. The effect of toothbrushing on a composite resins. J. Prosthet Dent. 1991 Oct; 66 (4):498-500.

33. Harrington E, Jones PA, Fisher SE, Wilson HJ. Toothbrush-dentifrice abrasion. Br Dent J. 1982 Aug; 17;153(4):135-8.

34. Harrison A, Draughn RA. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins-Is there a relationship? J Prosthet Dent.1976;36(4):395-8.

35. Harte DB, Mainly RS. Effect of toothbrush variables on wear of dentin produced by four abrasives. J Dent Res.1975;54(5):993-8.

36. Heath JR, Wilson HJ. Abrasion of restorative materials by toothpaste. J Oral Rehab. 1976 Feb; 3(2): 121-38.

37. Heferren JJA. A laboratory method for assessment of dentifrice abrasivity. J Dent Res. 1976 July/Aug.; 55(4): 563-73.

38. International Organization for Standardization. ISO/TS 14569-1: Dental Materials-Guidance on testing of wear resistance. Part 1: Wear by tooth brushing. Technical Specification. Switzerland; 1999.

39. International Organization for Standardization. ISO/TR 14569-1: Dental Materials-Guidance on testing of wear resistance. Part 1: Wear by tooth brushing. Technical Report. Switzerland; 2007.

40. International Organization for Standardization. ISO/TS 4288: Technical Specification for Surface Roughness. Switzerland; 1996.

41. Jones DW, Jones PA, Wilson HJ. A simple abrasion test for composites. J Dent. 1972 Oct; 1 (1): 28-34.

42. Jones PA, Fisher SE, Wilson HJ. Abrasivity of dentifrices on anterior restorative materials. Brit Dent J. 1985 Feb;158(3): 130-3.

43. Jorgensen KD. Restorative resins: abrasion vs. mechanical properties. Scand J Dent Res. 1980 June;88(6):557-68.

44. Kanter J, Koski RE, Martin D. The relationship of weight loss to surface roughness of composite resins from simulated toothbrushing. J Prosthet Dent. 1982 May; 47(5): 505-13.

45. Kawai K, Iwami Y, Ebisu S. Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. J Oral Rehab. 1998 Apr; 25(4): 264-8.

46. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerizated with experimental Led-based devices. Dent Mater. 2001 Jul;17(4):309-15.

47. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. Dent Mater. 2006; 22: 693-701.

48. Leinfelder KF, Wilder AD, Teixeira LC. Wear rates of posterior composite resins. J Am Dent Assoc. 1986 Jun; 112: 829-33.

49. Leinfelder KF. Composite resin systems for posterior restorations. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1993 Apr; 5 (3 Suppl 1): 23-7.

50. Leinfelder KF. Ask the expert. What intensity is best in light curing? J Am Dent Assoc.1999 Apr; 130 (4): 534.

51. Leinfelder KF, Suzuki S. In vitro wear device for determining posterior composite wear. J Am Dent Assoc. 1999;30(9):1347-53.

52. Lim B-S, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. Dent Mater. 2002;18:1-11.

53. Lugassy AA, Greener EH. An Abrasion resistance study of some dental resins. J Dent Res. 1972 July/Aug; 51(4): 967-89.

54. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J Dent 1996; 24: 141-48.

55. Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. Journal of Biomedical Materials Research, 2000;53:353-61.

56. Matsumura H, Leinfelder KF. Three-body wear of four types of light-activated composite resin veneering materials. Quintessence Int. 1994 Jun;25(6): 425-30.

57. Martinelli J, Pires de Souza FCP, Casemiro LA, Tirapelli C, Panzeri H. Abrasion resitance of composite polymerized by light-emitting diodes (LED) and halogen light-curing units. Braz Dent J. 2006; 17(1): 29-33.

58. Mazer RB, Leinfelder KF, Russel CM. Degradation of microfilled posterior composite. Dent Mater 1992; 8:185-9.

59. Miller WD. Experiments and observations on the wasting of tooth tissue variously designated as erosion, abrasion, chemical abrasion, denudation, etc. Dent. Cosmos 1907 Jan; 49 (1): 1-23.

60. Musanje L, Ferracane JL, Ferracane LL. Effects of resin formulation and nanofiller surface treatment on in vitro wear of experimental hybrid resin composite. J Biomed Mater Res. 2006; Part B: Appl Biomater 77 B: 120-25.

61. Pallav P, Davidson CL, De Gee AJ. Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions. J Prosthet Dent. 1988 Apr; 59(4): 426-9.

62. Peutzfeldt A, Asmussen E. *In vitro* wear, hardness, and conversion of diacetyl-containing and propanal-containing resin materials. Dent Mater. 1996; 12:103-08.

63. Peutzfeldt A, Asmussen E. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and *in vitro* wear of two resin composites. J Dent. 2000; 28: 447-52.

64. Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composite. Dent Mater. 1992 Sept.; 8(5):299-303.

65. Pires LC. Desgaste abrasivo da resina composta Tetric Ceram, através de uma máquina de escovação. [Trabalho de conclusão de curso]. Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2008.

66. Powell JM, Phillips RW, Norman RD. In vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. J Dent Res. 1975;54(6):1183-95.

67. Prakki A, Araújo PA de, Navarro MFL de, Mondelli J, Mondelli RFL. Effect of toothbrushing abrasion on weight and surface roughness of pH- cycled resin cements and indirect restorative materials. Quintessence Int 2007;38(4):798.e544-554.

68. Ramos RP, Palma Dibb RG, Lara EHG. Influência de diferentes agentes de cobertura na integridade superficial de uma resina composta. Rev. Odontol. UNESP.1999;28(2):451-64.

69. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. Oper Dent. 1994 Jan-Feb;19(1): 26-32.

70. Sexson JC, Phillips RW. Studies on the effect of abrasives on acrylic resins. J Prosthet Dent. 1951;1(4): 454-71.

71. Stookey GK, Muhler JC. Laboratory studies concerning the enamel and dentin abrasion properties of common dentifrice polishing agents. J Dent Res. 1968 Jul-Aug;47(4):524-32.

72. Susuki S. In vitro Wear of condensable resin composite restoratives. J Dent Res. [Special Issue / Abstract 2734] 1999;78:447.

73. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Analysis of composite type and different sources of polymerization light on in vitro toothbrush/dentifrice abrasion resistance. J Dent. 2000 July;28(5):355-9.

74. Texeira ECN, Thompson JL, Piascik JR, Thompson JY. In vitro toothbrush-dentifrice abrasion of two restorative composites. J Esthet Restor Dent 2005;17:172–82.

75. Turssi CP. Micromorfologia superficial de materiais estéticos submetidos a diferentes processos de degradação. [Dissertação]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2001.

76. Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. Biomaterials. 2005; 26: 4932-7.

77. Van Dijken JWV, Stadigh J, Meurman JH. Appearance of finished and unfinished composite surfaces after toothbrushing. A scanning electron microscopy study. Acta Odont Scand. 1983;41(6):377-83.

78. Venhoven BAM, De Gee AJ, Werner A, Davidson CL. Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. Biomaterials. 1996;17:735-40.

79. Vieira DF. Studies on hardness and abrasion resistance of acrylic resins [Dissertação]. Indiana: Indiana University School of Dentistry; 1960.

80. Wang L, Garcia FCP, Araújo PA, Franco EB, Mondelli RFL. Wear resistance of packable resin composites after simulates toothbrushing test. J Esthet Restor Dent. 2004;16(5):303-14.

81. Watts DC, Al Hindi A. Intrinsic ‘soft start’polymerization shrinkage-kinetics in a acrylate-based resin-composite. Dent Mater. 1999;15:39-45.

82. Wonglamsam A, Kakuta K, Ogura H. Effects of oclusal and brushing on wear of composite resins in combined wear test. Dent Mater J. 2008;27(2):243-50.

83. Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR. Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. J Prosthet Dent. 2008;99(6): 435-443.

84. Yuasa S. Influences of composition on brush wear of composite resins. Influences of particle size and content filler. Shika Zairyo Kikai. 1998 July;9(4):659-78. Resumo disponível na internet. www.ncbi.nlm.nih.gov.