



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**Márcia Regina Bernardi da Cunha**  
**Cirurgiã- Dentista**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DO DESGASTE POR ABRASÃO DE  
MATERIAIS RESTAURADORES E DO ESMALTE  
EM DENTES DECÍDUOS**

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da Universidade  
Estadual de Campinas, para obtenção do  
Título de Doutor em Materiais Dentários

Piracicaba  
2003





UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**Márcia Regina Bernardi da Cunha**  
**Cirurgiã- Dentista**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DO DESGASTE POR ABRASÃO DE  
MATERIAIS RESTAURADORES E DO ESMALTE  
EM DENTES DECÍDUOS**

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Piracicaba, da Universidade  
Estadual de Campinas, para obtenção do  
Título de Doutor em Materiais Dentários

**Orientadora: Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani**

**Banca Examinadora:**  
**Prof. Dr. Gilberto Antonio Borges**  
**Prof. Dr. Marcos Antonio Japiassu Resende Montes**  
**Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti**  
**Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**

Piracicaba  
2003

### Ficha Catalográfica

C914a	<p>Cunha, Márcia Regina Bernardi da. Avaliação <i>in vitro</i> do desgaste por abrasão de materiais restauradores e do esmalte em dentes decíduos. / Márcia Regina Bernardi da Cunha. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2003. xxii, 134p. : il.</p> <p>Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Regina Maria Puppini Rontani. Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Materiais dentários. 2. Odontopediatria. 3. Restaurações (Odontologia). I. Rontani, Regina Maria Puppini. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p>
-------	---

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





## **AGRADEÇO...**

A Deus, que nos conduz na estrada da vida, repleta de curvas sinuosas, para que saibamos dar mais valor ao esforço e apoio de pessoas ao nosso redor...

## **DEDICO...**

À minha mãe, Cicília, que sempre teve esperança e fé em Deus e nunca mediu forças, dedicando sua vida para educar a mim e meus irmãos, mesmo diante da grande dificuldade enfrentada devido à ausência física de meu pai.

À minha irmã, Maria Inês, pelo apoio incondicional e presença no âmbito familiar que possibilitou meu afastamento para realização deste trabalho fora do país.

Ao meu irmão, Antonio Carlos, pelo incentivo e ajuda em momentos difíceis.

Ao meu pai, Euclides (*in memoriam*) que apesar de sua breve permanência neste plano, ensinou-me que qualquer objetivo, independentemente de quão difícil este seja, pode ser alcançado através de estudo e força de vontade.

## **OFEREÇO...**

Ao Léon, que apesar de ter estado distante do Brasil mantém-se constante e presente, trazendo esperança e força para que prossigamos com fé na busca pelo futuro e realização dos nossos sonhos.



## **AGRADECIMENTO ESPECIAL...**

À Profa. Dra. **REGINA MARIA PUPPIN RONTANI**, que desde o início acreditou em minhas potencialidades e sempre esteve disponível, partilhando todo seu conhecimento e sempre oferecendo ajuda.

Ao Prof. Dr. **JACK LIBORIO FERRACANE**, que ofereceu segura orientação e sempre se mostrou tão solícito e disponível, diante de qualquer tipo de necessidade, dentro e fora da “Oregon Health & Sciences University”.

---

**REGINA e JACK :**

Valores morais que promovem o crescimento de alunos,  
Igualdade no relacionamento e humildade na dúvida,  
Partilha do conceito fundamental no processo evolutivo de aprendizagem:  
O respeito ao aluno, em todas suas condições.

**MUITO OBRIGADA!**



## **AGRADECIMENTOS**

À Direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu diretor Prof. Dr. **THALES ROCHA DE MATTOS FILHO** e do Diretor Associado Prof. Dr. **OSLEI PAES DE ALMEIDA**.

À Direção da Faculdade de Odontologia da “Oregon Health & Sciences University”, na pessoa da Dra. **SHARON TURNER**, que permitiu meu ingresso nessa unidade para o desenvolvimento do Programa de Desenvolvimento de Estágio no Exterior da CAPES.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES**, pela concessão da bolsa de estudos dentro e fora do Brasil que permitiu a realização do Curso de Pós- Graduação e do Programa de Desenvolvimento de Estágio no Exterior.

Aos Prof. Dr. **SIMONIDES CONSANI**, Titular da Área Materiais Dentários da FOP-UNICAMP pelo apoio e pela formação de espírito crítico em seus alunos durante o curso de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. **LOURENÇO CORRER SOBRINHO**, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, pelo total apoio, companheirismo, ajuda e incansável dedicação nos vários setores que envolvem o curso de Pós-Graduação de Materiais Dentários.



Ao Prof. Dr. **MÁRIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI**, Associado da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, Coordenador do curso de Pós-Graduação pela amizade, serenidade e dedicação aos alunos durante o curso de Pós-Graduação.

Ao Prof. Dr. **MARIO FERNANDO DE GOES**, Titular da Área Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, pelo esclarecimento de dúvidas quanto à composição de alguns materiais utilizados neste estudo e pelo ensino de materiais Dentários durante o curso de Pós-Graduação.

À Profa. Dra. **ALTAIR DEL BEL CURY** pelo grande auxílio no esclarecimento de dúvidas quanto aos documentos requeridos pela CAPES para execução do “P.D.E.E.”

Ao Prof. Dr. **LAWRENCE MUSANJE** e **JOHN RAYMOND CONDON** pelo auxílio nas etapas de adequação da metodologia deste estudo, além da amizade e momentos tão agradáveis vividos dentro e fora da “O.H.S.U.”

Aos Profs. Drs. do Departamento de Biomateriais da “O.H.S.U.”, **DAVID B. MAHLER**, **RONALD SAKAGUCHI**, **JOHN C. MITCHELL**, **TOMAS J. HILTON** e **JACK C. MITCHEM**, pela simplicidade, respeito e inesquecível experiência de convivência durante meu período de pesquisa no exterior. Aos assistentes de pesquisa **BRAD** e **ADAM** pela atenção dispensada e auxílio no laboratório.



Aos Profs. Drs. **LUIZ ANTONIO RUHNKE** e **ANTONIO CARLOS USBERTI**, que foram os responsáveis pelo despertar no interesse pela pesquisa e realização do curso de Pós-Graduação em Materiais Dentários.

Aos Profs. Drs. da Área de Odontopediatria da FOP, **MARINÊS N. DOS SANTOS**, **MARIA BEATRIZ D. GAVIÃO**, **CECÍLIA G. GUIRADO** e **JOSÉ CARLOS C. GAVAZZI**, pela agradável convivência.

Ao **MARCOS BLANCO CANGIANI**, Engenheiro Mecânico da Área Materiais Dentários da FOP-UNICAMP, pela sua imensa serenidade e paz de espírito, amizade, ajuda com palavras de auxílio e sempre disposto a fornecer segura orientação nos trabalhos realizados no laboratório.

À Sra. **SELMA A. B. SEGALLA**, técnica da Área Materiais Dentários da FOP-UNICAMP pela amizade, descontração, apoio, auxílio nos trabalhos do laboratório e toda a atenção dispensada durante o curso.

À Sra. **SÔNIA MARIA L. ARTHUR** e Sra. **ÉRICA ALESSANDRA PINHO SINHORETI**, por terem sempre com muito bom humor oferecido pronto auxílio e esclarecimentos quantos às infinitas dúvidas de “Márcia Overdose”, especialmente no início (P.D.E.E...) e término (Tese...) do curso de Pos- Graduação.

À **MARCELA CRISTINA DE SOUZA** e à “**TUCA**”, funcionárias da Área de Odontopediatria pelo apoio, descontração e auxílio no laboratório e fora dele.



À **ELIENE** e ao **ADRIANO**, do Depto de Morfologia, setor de Microscopia Eletrônica da FOP-UNICAMP, pelo auxílio nos trabalhos executados no laboratório.

A todos funcionários da Biblioteca da FOP, especialmente à “**DORINHA**” e **LOURDES**. À **HELOISA CECOTTI NEVES** pelo auxílio na verificação das referências bibliográficas e à **MARILENE GIRELLO** pela elaboração da ficha catalográfica.

Aos funcionários do serviço de fotocópias da FOP, “**CIDINHA**”, **ARIOVALDO** e **RAFAEL** pela paciência e eficiência em prontamente atender os pedidos de serviços.

Às Cirurgiãs- Dentistas, **ISABEL CRISTINA GARCIA TEIXEIRA** e **THAÍS FERNANDA GIAROLA**, pelo apoio e atendimento durante o período da realização deste estudo.

Aos meus familiares **ILDA**, **ELGA** e **EDNAN**, que independentemente de “onde”, estiveram, estão e sempre estarão comigo, seja qual for a ocasião...

Aos amigos **ROSÂNGELA** e **MARCOS JAPIASSU**, meus irmãos de alma e que sempre incentivaram para prosseguir na busca do meu objetivo profissional. Com vocês, a vida fica mais alegre e repleta de esperança em um mundo com seres humanos que valorizam a verdadeira amizade.



À **LINDA ANN WHEELER, BETTY** e a todos os membros dessa família que me receberam em suas casas e tanto me ajudaram durante a estadia nos E.U.A.

Aos estudantes do Curso de Pós Graduação em Materiais Dentários, especialmente **ALYSSON, GISELE, PAULO HENRIQUE, ROBERTA ALONSO e ROGÉRIO**, pelos inesquecíveis momentos compartilhados dentro e fora da FOP/ UNICAMP.

A **WILSON** (*in memorian*), **NEUSA e MARCELO BRUM CORRÊA**, pela ajuda e apoio no início do curso de Pós- Graduação em Materiais Dentários.

À **VÂNIA KORMAN**, pela confiança e desprendimento que conseqüentemente facilitaram e auxiliaram-me durante os momentos finais da redação da tese.

Ao **ANTONIO CARLOS BONASSI** por fornecer algumas de suas belíssimas fotografias de sua primeira peregrinação à Santiago de Compostela, em 2002.

**MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS...**



## SUMÁRIO

RESUMO.....	01
ABSTRACT.....	03
1- INTRODUÇÃO.....	05
2- REVISÃO DA LITERATURA.....	11
3- PROPOSIÇÃO.....	55
4- MATERIAIS E MÉTODOS.....	57
5- RESULTADOS.....	75
6- DISCUSSÃO.....	91
7-CONCLUSÃO.....	105
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	107
ANEXOS.....	119



## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento do esmalte de dentes decíduos e materiais restauradores submetidos ao desgaste por abrasão por três corpos. Foram preparadas cavidades do tipo Classe V (4mm de comprimento x 2mm de largura x 2 mm de profundidade) com margens em esmalte nas faces linguais de 42 molares decíduos. As cavidades foram restauradas com compósitos (Filtek Z250, Heliomolar, Point 4, SureFil); resinas modificadas pela adição de poliácidos (RMAP) (Dyract AP, F2000) e cimento de ionômero de vidro modificado pela adição de resina (Vitremer) segundo as instruções dos fabricantes. Após o armazenamento em água destilada por 24h em estufa a 37°C os corpos-de-prova foram posicionados na máquina de desgaste “OHSU Oral Wear Simulator” (100.000 ciclos/ carga de 20N) contra cúspide antagonista de esmalte decíduo previamente confeccionada pelo seccionamento de segundos molares decíduos superiores. O desgaste dos materiais restauradores e do esmalte adjacente às restaurações foi analisado em perfilômetro ( $\mu\text{m}$ ) e o desgaste do esmalte nas cúspides antagonistas por um “software” de vídeo-imagem ( $\text{mm}^2$ ). Os resultados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Foram observadas em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), após o ensaio de desgaste, as características superficiais dos materiais restauradores. Vitremer apresentou os maiores valores de desgaste ( $p < 0,05$ ) seguidos pelas RMAP que não apresentaram diferença estatística significativa entre si ( $p > 0,05$ ). Não houve diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ) entre Filtek Z250 e Dyract AP. Os compósitos apresentaram os menores valores de desgaste, os quais não apresentaram diferença estatística significativa entre si ( $p > 0,05$ ). Os maiores valores de desgaste do esmalte adjacente à restauração, foram obtidos quando foi utilizado Dyract AP ( $p < 0,05$ ) e os menores valores para Point 4 e SureFil ( $p < 0,05$ ) que não apresentaram diferença estatística significativa entre os demais materiais testados ( $p > 0,05$ ). Quanto aos valores de desgaste do esmalte nas cúspides antagonistas, houve diferença estatística significativa entre o desgaste causado

por Vitremer e F2000, que não diferiram entre si ( $p>0,05$ ), e SureFil ( $p<0,05$ ). Os corpos-de-prova restaurados com Dyract AP, Heliomolar, Filtek Z250 e Point 4 apresentaram valores intermediários de desgaste não apresentando diferença estatística significativa entre si ( $p>0,05$ ). Houve correlação positiva significativa de Pearson ( $r= 0,85$ ) entre os valores do desgaste no esmalte da cúspide antagonista e os dos materiais restauradores. Entretanto, a correlação de Pearson não foi significativa ( $r= 0,53$ ) entre os valores de desgaste no esmalte adjacente à restauração e o ocorrido no esmalte da cúspide antagonista. Após o ensaio de desgaste, características superficiais entre os materiais restauradores foram observadas em MEV. Através dos resultados desse estudo, foram verificadas diferenças na resistência ao desgaste entre os diferentes materiais restauradores e a influência desses materiais no desgaste do esmalte decíduo. O desgaste por abrasão por três corpos de dentes decíduos restaurados promovido por cúspide em esmalte decíduo demonstrou diferenças entre os materiais, observando-se que os materiais que sofreram maior grau de desgaste da cúspide antagonista, porém não foi observada relação entre o desgaste desses e o esmalte adjacente à restauração.

Palavras chave: Desgaste, Materiais Restauradores, Esmalte, Dentes Decíduos.

## ABSTRACT

The purpose of this study was to verify dental materials and primary enamel wear using the three-body wear machine "OHSU Oral Wear Simulator". Composites (Filtek Z250, Heliomolar, Point 4, Surefil); compomers (CMP) (Dyract AP, F2000) and a resin-modified glass-ionomer (Vitremer) were placed into class V preparations (4 mm length x 2mm width x 2 mm deep) made on the lingual enamel surfaces of 42 second lower primary molars. The restored teeth were aged 1 day in water at 37°C and placed in the OHSU oral wear simulator (100 K cycles) against a primary enamel stylus. The specimens (n = 6) were positioned to produce abrasive wear (load = 20 N) across one margin. Material and enamel wear besides the fillings was estimated by a profilometer and the wear on enamel antagonist cusps by a video-analysis software. Results were compared with ANOVA and Tukey's tests ( $p < 0.05$ ). Vitremer showed the highest wear among all the materials ( $p < 0.05$ ), followed by the COMP which showed no statistical difference between themselves ( $p > 0.05$ ). There was no statistical significant difference between Filtek Z250 and Dyract AP ( $p > 0.05$ ). Filtek Z250, Heliomolar, Point 4 and SureFil, showed the lowest wear values and there was no difference among themselves ( $p > 0.05$ ). The highest wear values on the enamel besides the filling were found when it was applied Dyract AP ( $p < 0.05$ ) and the lowest ones were found when Point 4 and SureFil were used ( $p < 0.05$ ). The specimens filled with Vitremer, F2000, Heliomolar and Filtek Z250 showed no statistical difference among themselves ( $p > 0.05$ ). The highest enamel wear values on the enamel antagonist cusps were found when Vitremer and F2000 AP were used ( $p < 0.05$ ) and there was no statistical significant difference ( $p > 0.05$ ) between themselves. The lowest wear strength values ( $p < 0.05$ ) on the enamel antagonist cusps were showed when SureFil was used. There was no significant difference among wear values on the enamel opposing cusps when Dyract AP, Heliomolar, Filtek Z250 e Point 4 were employed ( $p > 0.05$ ). There was a significant Pearson's correlation coefficient ( $r = 0.85$ ) between wear of dental

restorative materials and wear on the enamel antagonist cusps. Adversely, it was found no significant Pearson`s correlation coefficient ( $r=0.53$ ) between wear on enamel besides the filling and wear on enamel antagonist cusps. Scanning Electronic Microscope observations showed different surface characteristics among the dental restorative materials used in this study, after the wear test. The results of this study showed that there were differences on wear values among restorative dental materials and their influence on enamel primary wear.

Key words: Wear, Dental Materials, Enamel, Primary Teeth.

## 1 - INTRODUÇÃO

O desgaste é um fenômeno complexo que pode ocorrer devido a uma ou mais combinações dos seus diferentes mecanismos (ROULET, 1987; DAHL *et al.*, 1993; MAIR *et al.*, 1996; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998; LUTZ *et al.*, 1984) e desde os mais remotos tempos da Antigüidade, como citado por Titus Carus Lucreticus em *De Rerum Natura* em 55 a.C., o processo de desgaste tem sido observado nas mais diversas áreas que envolvem a matéria existente na natureza e aquela produzida pelo ser humano.

Além da cárie e trauma dental, o processo de desgaste contribui para a perda de esmalte e dentina nas regiões oclusais dos dentes. Em conseqüência da retenção prolongada da dentição natural devido ao melhoramento de saúde bucal, o processo de desgaste é um fenômeno comum em odontologia sendo necessário que se tenha conhecimento dos diferentes mecanismos de desgaste, para que possam ser avaliados os efeitos sobre as estruturas dentais e materiais restauradores (MAIR *et al.*, 1996; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998)

Além do desgaste dental se evidenciar com o passar do tempo (SELIGMAN *et al.*, 1988; MAIR, 1996) também tem sido verificada alta incidência de desgaste dental em crianças (MADLENA, 1989). Apesar de alguns autores afirmarem que não há relação entre o grau de desgaste entre a dentição decídua e permanente (NYSTRÖM *et al.*, 1990) é de fundamental importância a identificação do desgaste excessivo que ocorre na dentição decídua e mista, pois durante essas fases ocorrem mudanças importantes na relação entre a maxila e mandíbula que

poderiam ser afetadas negativamente pelo desgaste dental excessivo (NANDA *et al.* 1973).

Há algumas diferenças morfológicas entre dentes decíduos e permanentes, como a espessura de esmalte e dentina (PROVENZA, 1972; MAIR *et al.*, 1996), controvérsias quanto algumas propriedades físicas apresentadas pelos dentes decíduos, como o valor de dureza (MAHONEY *et al.*, 2000), no grau de força de mordida entre adultos e crianças (PROFFITT & FIELDS, 1983) que promovem a diferença na quantidade de desgaste entre dentes decíduos e permanentes. Além disso, há influência do material restaurador no desgaste *in vitro* e *in vivo* do esmalte ou de materiais utilizados como antagonista (DE GEE *et al.*, 1986).

Algumas observações clínicas e laboratoriais relacionadas aos compósitos foram feitas após sua introdução na década de 60. Naquele período, os compósitos mostraram inadequada resistência ao desgaste nas áreas de contato oclusal, devido à composição do material (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998). Naquela época a inserção de compósitos nas cavidades proximais e oclusais não era recomendada não sendo considerado material indicado para a restauração de dentes posteriores (LAMBRECHTS, 1984, LEINFELDER *et al.*, 1995, SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

Desde a década de 70, tem ocorrido a investigação de diversos tipos e conteúdo de partículas de carga e matrizes orgânicas que conduziu à evolução tecnológica de compósitos odontológicos. Observou-se então, melhoramento das propriedades físicas e mecânicas e o compósito tornou-se um material indicado e satisfatório para ser utilizado em cavidades de dentes posteriores

(LAMBRECHTS, 1984; LEINFELDER, 1995; GARCIA-GODOY, 2000). A controvérsia sobre a utilização de amálgama dental, a estética proporcionada pelos compósitos e outros materiais restauradores resinosos e a minimização do tamanho da cavidade tem contribuído para o sucesso desses materiais (LEINFELDER, 1996; GARCIA GODOY, 2000; FORSS & WIDSTRÖM, 2003).

Devido a algumas propriedades mecânicas satisfatórias (PEUTZFELDT, 1997; ANUSAVICE, 1998) e capacidade de liberação de flúor pelos cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e resinas modificadas por poliácidos, esses materiais têm sido indicados para utilização em Odontopediatria (PEUTZFELDT *et al.*, 1997; GARCIA-GODOY, 2000; FERRACANE, 2001).

A longevidade de restaurações de compósitos está relacionada a vários fatores, tais como a estrutura dental e condições intrabucais, ao tamanho da cavidade dental e ao profissional, como condições inadequadas quanto à aplicação do material restaurador (TURNER & MISSIRLIAN, 1984; EKFELDT *et al.*, 1990; NYSTRÖM *et al.*, 1990; MARS & SMITH, 1992; LEINFELDER, 1996, MAIR *et al.*, 1996; WENDT *et al.*, 1996; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998). Há alguns aspectos relacionados também ao paciente, como qualidade da saliva, hábitos e tipo de alimentação (CARLSSON, 1966; ECCLES & JENKINS, 1974; NORDBÖ *et al.*, 1984; DAHL *et al.*, 1985, LINKOSALO & MARKKANEN, 1985; JÄRVINEM *et al.*, 1988; DAHL *et al.*, 1993; MAIR *et al.*, 1996), processos complexos durante a mastigação e desgaste excessivo causado por parafunções como bruxismo (LINDQVIST & HEIJBEL, 1974; XHONGA, 1977; EGEMARK-

ERIKSSON *et al.*,1987; ROULET, 1987; SELIGMAN *et al.*, 1988; OILO *et al.*, 1990; LYTLE, 2001; BELL, 2002).

O material restaurador ideal seria aquele que apresentasse propriedades físicas iguais ao do elemento dental, inclusive a resistência ao desgaste. A maioria dos compósitos atualmente disponível no mercado apresenta propriedades físicas satisfatórias, entretanto na literatura são encontrados resultados contraditórios quanto à resistência ao desgaste entre as várias categorias desses materiais restauradores (LAMBRECHTS *et al.*, 1984). GARCIA-GODOY, em 2000, indicou a utilização de compósitos compostos por micropartículas ou resinas modificadas por polissais, também conhecidos como compômeros, em molares decíduos em situações em que há bruxismo, pois esses materiais seriam mais resistentes ao desgaste.

São encontrados diversos problemas relacionados aos estudos de desgaste *in vivo* (LAMBRECHTS *et al.*, 1984; ROULET, 1987; SULONG & AZIZ, 1990; DAHL *et al.*, 1993) e as metodologias para avaliação qualitativa do desgaste são criticadas devido ao caráter subjetivo de análise visual do avaliador (CVAR & RYGE, 1971; SMITH & KNIGHT, 1984). As inúmeras dificuldades dos estudos clínicos conduziram ao desenvolvimento de máquinas de desgaste com objetivo de se simular o desgaste que ocorre na cavidade bucal (ROULET, 1987).

A indicação clínica de um material restaurador não pode ser baseada apenas em resultados provenientes de estudos *in vitro*, entretanto a escolha de um equipamento para a realização de estudo de desgaste deve ser feita de maneira criteriosa para que possam ser simuladas condições que se aproximem

daquelas que ocorrem na cavidade bucal. Apesar da quantidade de máquinas disponíveis, até os dias atuais não é encontrada nenhuma máquina de desgaste que seja capaz de reproduzir completamente o mecanismo de desgaste que ocorre na cavidade bucal.

Dentre as máquinas disponíveis, a máquina de desgaste por abrasão por três corpos “OHSU Oral Wear Simulator”, que foi desenvolvida no Departamento de Biomateriais, da “Oregon Health & Sciences University” (U.S.A.) oferece adequadas condições de simulação dos diversos mecanismos de desgaste, tais como uma pasta abrasiva que simula o bolo alimentar, a utilização de uma cúspide antagonista confeccionada com esmalte dental humano, a aplicação de forças e simulação de movimentos que ocorrem durante o processo mastigatório. Além disso, essa máquina demonstrou uma excelente correlação com diversos estudos *in vivo*, quando os mesmos materiais foram utilizados em um estudo clínico em dentes permanentes (CONDON & FERRACANE, 1996).

Devido aos resultados conflitantes do desgaste *in vitro* de materiais restauradores e a inexistência de um estudo *in vitro* sobre a resistência ao desgaste de materiais restauradores com utilização de esmalte decíduo, o objetivo deste estudo foi avaliar a resistência ao desgaste do esmalte e materiais restauradores e verificar a possível correlação entre o desgaste dos materiais restauradores e o esmalte adjacente às restaurações, e o desgaste do esmalte das cúspides antagonistas.



## **2 – REVISÃO DA LITERATURA**

### **Terminologia**

Tribologia é a ciência que estuda as superfícies que interagem entre si em movimento relativo, ou simplesmente “o estudo do desgaste”, fenômeno caracterizado pela sua imprevisibilidade. Apesar de ser exaustivamente estudado, o desgaste que ocorre nos dentes e materiais restauradores é complexo, pois inclui propriedades físicas das superfícies que estão em contato e o meio que se interpõe entre elas (saliva, alimento) (DAHL *et al.*, 1993).

O desgaste de materiais dentários pode ser definido como a perda progressiva de material sólido de um corpo, a partir da sua superfície, resultante de ação mecânica ou química, quando há movimento de superfícies que estão em contato entre si (MAIR *et al.*, 1996; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

### **Mecanismos de desgaste**

A remoção de material sólido na superfície desgastada pode ser causada por diferentes tipos de mecanismos principais como desgaste adesivo, abrasivo, corrosivo e por fadiga, além de outros mecanismos menores de desgaste (ROULET, 1987; MAIR *et al.*, 1996; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

Os diversos processos de desgaste podem ocorrer isoladamente ou em combinação com outros (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998) sendo acelerado por tensões mecânicas, térmicas, químicas e elétricas podem acelerar o processo de desgaste (ROULET, 1987). Procedimentos relacionados ao operador, tais como a

manipulação (incorporação de ar), inserção e polimento do material restaurador na cavidade influenciam o grau de desgaste (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

#### Desgaste por abrasão:

É o tipo mais comum de desgaste e ocorre durante o movimento de deslizamento entre superfícies, onde a superfície dura e rugosa ou partículas duras que se soltas durante o movimento, entram em contato ou são forçadas para dentro da superfície que sofre o desgaste que inicialmente apresenta sulcos microscópicos (SULONG & AZIZ, 1990; MAIR *et al.*, 1996; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

Dependendo do local das restaurações, o desgaste por abrasão dos materiais restauradores pode ocorrer de diferentes maneiras. ASMUSSEN, em 1985, verificou que em restaurações em cavidades dos tipos Classe III e IV, a abrasão ocorre devido à escovação com dentífrico, enquanto que as restaurações em faces oclusais são abrasionadas também durante a mastigação.

O desgaste abrasivo pode ser dividido em desgaste por dois ou três corpos. O desgaste por dois corpos ocorre quando as partículas que promovem os desgaste estão firmemente aderidas a uma das superfícies deslizantes e há grande disparidade entre os valores de dureza das duas superfícies. No desgaste por três corpos, duas superfícies movem-se em direções contrárias ou com diferentes velocidades, havendo uma camada de partículas abrasivas (pastas para polimento, de alimento, etc.) que se movem livremente entre elas (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

Geralmente o processo de desgaste abrasivo é o fator principal no desgaste de materiais restauradores, onde durante a mastigação soltam-se partículas duras que deslizam e são pressionadas contra as superfícies oclusais, contribuindo para o desgaste abrasivo (JÖRGENSEN, 1980; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

#### Desgaste por fadiga:

A tensão localizada devido a carregamentos cíclicos contínuos causa desgaste por fadiga, onde através da maior deformação plástica do material, mais tensão é gerada e há aparecimento de defeitos (trincas) abaixo da superfície do material, com objetivo de se diminuir o nível de tensão (ROULET, 1987; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998). Pela continuidade do processo, a trinca propaga-se paralelamente à superfície até que alguma porção do material é separada do corpo da restauração (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

A cada carregamento cíclico há deformação elástica da restauração cujo grau está relacionado ao módulo de elasticidade do material, qualidade de união existente entre matriz inorgânica e carga, e grau de polimerização do monômero (ROULET, 1987).

#### Desgaste por corrosão:

ROULET, em 1987, definiu o desgaste corrosivo ou triboquímico, como um processo de desgaste químico que resulta da interação do meio com as superfícies deslizantes.

O desgaste corrosivo ocorre quando a degradação de matriz resinosa, partícula inorgânica ou interface matriz-partícula é causada por substâncias químicas presentes no meio bucal proveniente de bebidas, alimentos, microorganismos, ou subprodutos potencialmente tóxicos (WENDT *et al.*, 1996; SODERHOLM & RICHARDS, 1998).

Após a formação de película sobre a superfície, ocorre rápido ataque químico seguido por redução da velocidade ou término da reação. Quando essa película é removida, a superfície original é exposta novamente e o ataque químico se repete (SULONG & AZIZ, 1990; MAIR *et al.*, 1996). No caso de metais, os óxidos liberados pelo processo de corrosão agem como partículas abrasivas (ROULET, 1987).

O desgaste corrosivo de dentes e restaurações é influenciado pela carga oclusal aplicada, efeito lubrificante da saliva; composição do material restaurador; dureza; acabamento e polimento da superfície (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

#### Desgaste por erosão:

Também considerado processo de desgaste por três corpos, o desgaste erosivo ocorre quando partículas abrasivas deslizam ou chocam-se contra uma superfície pela pressão de um gás ou líquido (equipamento abrasivo a ar; ultrassom, etc.).

A erosão é observada nas faces linguais de dentes anteriores superiores de pacientes bulímicos. Em casos de anorexia com bulimia e consumo crônico de

grandes quantidades de bebidas ou alimentos ácidos, a perda do esmalte pode ser tão severa e resultar em sensibilidade, bem como problemas estéticos e funcionais (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

A perimólise que ocorre em pacientes portadores de hérnia de hiato e em casos de gastrite devido à úlceras gástricas é verificada ocorrência freqüente de erosão dental (JÄRVINEM *et al.*, 1988).

### **Metodologias para avaliação da resistência ao desgaste**

A avaliação da resistência ao desgaste que é realizada através de estudos clínicos e laboratoriais é assunto de grande importância na pesquisa, desempenho e longevidade de materiais odontológicos restauradores.

#### Estudos *in vivo*:

O desgaste *in vivo* de dentes e restaurações dentais, pode ser avaliado tanto em seres humanos como em animais. Os estudos em humanos implicam em problemas metodológicos, econômicos e éticos e há grande dificuldade em se quantificar e estabelecer a taxa de desgaste de materiais (SULONG & AZIZ, 1990; DAHL *et al.*, 1993).

Há diversas metodologias para observações *in vivo*, como a avaliação visual e utilização de critérios padrões da condição do material após certo período de tempo. Um dos sistemas que utilizam essa metodologia é o critério USPHS (*United States Public Health Service*), criado por CVAR & RYGE, em 1971, que classifica o desgaste de material restaurador e dental através de avaliação

subjetiva, em índices 'alfa' (sem desgaste); 'bravo' (desgaste que causa aprisionamento da sonda exploradora na margem cavitária) e 'charlie' (desgaste que expõe a junção amelo dentinária). Há mais de dez anos, esse método de verificação clínica tem sido criticado por não ser um método preciso, pois entre os escores 'bravo-charlie' há uma transição de 2500  $\mu\text{m}$ . Entretanto, do ponto de vista clínico há a vantagem de que o escore 'charlie' significa a indicação máxima de que a restauração falhou o que é difícil de ser interpretada clinicamente por valores expressos em micrometros (MAIR *et al.*, 1996).

Outro sistema é o descrito por SMITH & KNIGHT, em 1984, que estabeleceu diferentes escores de desgaste conforme o grau de dentina exposta nas faces oclusal/incisal, lingual e cervical. O poder de discriminação de tais sistemas é limitado (ROULET, 1987) e demanda muito tempo até que os resultados possam ser obtidos (SULONG & AZIZ, 1990).

A comparação de réplicas com modelos de referência pode ser empregada para a avaliação do grau de desgaste, mas apresenta como maior desvantagem a verificação do desgaste somente na margem da restauração. A variação que ocorre nos resultados pode ser devida à obtenção de réplica não fiel e restrições dos dispositivos de avaliações quantitativas e qualitativas que podem ser feitas através de diversos equipamentos como computador (mapeamento tridimensional da restauração), rugosímetro; perfilômetro; estéreomicroscópico, laser holográfico, equipamento radiológicos (radioisótopos marcadores) e microscópio eletrônico (LAMBRECHTS *et al.*, 1984).

### Estudos *in vitro*:

A crescente e rápida introdução de novos materiais restauradores para uso em cavidades de dentes posteriores tem promovido estudos a fim de que seja obtida uma máquina de ensaio de desgaste que possa prever o desempenho clínico de materiais e facilitar o estudo sobre o desgaste. Os estudos *in vitro* abrangem os dispositivos para ensaio de desgaste, incluindo a escovação mecânica (ROULET, 1987).

Na década de 1970 surgiram os primeiros equipamentos para ensaio de desgaste por abrasão de dois corpos e desde 1980 até os dias atuais têm sido desenvolvidas máquinas para ensaio de desgaste por abrasão de dois e três corpos. ROULET, em 1987, afirmou que “há tantos equipamentos para ensaios de desgaste, como cientistas interessados em desgaste”, entretanto, nenhuma máquina de desgaste é capaz de simular todos mecanismos e reproduzir as complexas condições que existem na cavidade bucal (DAHL *et al.*, 1993; MAIR *et al.*, 1996).

### **Desgaste dental**

O esmalte dental é composto por 95% de mineral (cristais de hidroxiapatita), 4% de água e 1% de matriz orgânica. É uma estrutura considerada bifásica, com uma fase incluída em outra, ou seja, esmalte prismático incluído em esmalte interprismático (MAIR *et al.*, 1996). Os prismas de esmalte, compostos

por cristais de hidroxiapatita carbonatada situam-se perpendicularmente a partir da junção amelo-dentinária em direção à superfície do dente. Essa estrutura altamente orientada do esmalte resulta na anisotropia de suas propriedades mecânicas (PROVENZA, 1972).

A atrição mínima e gradual das superfícies oclusais dos dentes é considerada normal, mas o processo excessivo pode resultar em alterações estéticas e funcionais (TURNER & MISSIRLIAN, 1984).

O processo de desgaste dental tem como agente principal, a ação mecânica que está relacionada com a carga aplicada, força, tipo de contato entre os dentes; e presença de fatores erosivos, abrasivos na cavidade oral (DAHL *et al.*, 1993; MAIR *et al.*, 1996) e outras condições associadas.

NANDA *et al.*, em 1973, avaliaram as mudanças de padrão oclusal em crianças com idades entre idade de 2 e 6 anos. Com o aumento da idade das crianças houve diminuição na porcentagem de crianças com “overjet” e relações de molar Classe I e II, e aumento de Classe III. Os autores sugeriram que as mudanças na oclusão de caninos e molares demonstram que a mudança no plano terminal de molares resultou da combinação entre a migração mesial do arco inferior e o deslizamento mesial da mandíbula devido ao crescimento crânio facial.

MADLENA *et al.*, em 1989, através do índice de desgaste dental proposto por SMITH & KNIGHT, em 1984, analisaram o desgaste de 992 dentes decíduos sob lupa estereoscópica em aumento de 25 X. Houve ocorrência de desgaste dental em mais de três quartos da amostra. Os autores concluíram que o desgaste

de dentes decíduos é freqüentemente observado em pacientes com relações de molares Classe I. Também foi observado maior grau de desgaste em primeiros molares do que segundos molares decíduos, e menor grau nos dentes anteriores

ANUSAVICE, em 1998, afirmou que as propriedades do esmalte variam, dependendo da posição do esmalte no dente e também de acordo com a estrutura histológica. O esmalte dental encontrado nas cúspides é mais resistente do que nas faces laterais dos dentes e o esmalte também é mais resistente sobre compressão em uma direção paralela aos prismas de esmalte do que na direção perpendicular a estes.

XU *et al.*, em 1998, verificaram que os valores de dureza de dentes permanente podem variar de acordo com a face do dente, de modo que na face vestibular ou lingual os valores são ligeiramente inferiores (3,62 GPa) aos encontrados na face oclusal (3,37 GPa). Segundo os autores, a diferença encontrada nos valores de dureza em diferentes estudos pode estar relacionada à exposição dos dentes ao flúor durante fase de formação e pós-formação do esmalte dental.

É escassa informação sobre o desgaste do esmalte decíduo relacionado às propriedades mecânicas deste substrato e materiais restauradores. Alguns autores afirmam que a dureza do esmalte decíduo é menor do que o do permanente, devido ao menor grau de mineralização do esmalte decíduo. MAHONEY *et al.*, em 2000, verificaram valores de dureza em molares decíduos através de um de nanodurômetro que registra mudanças durante ciclos de carregamento e de não carregamento permitindo a obtenção de valores de dureza

e módulo de elasticidade através de cálculos e não pela mensuração visual das impressões feitas por uma pirâmide de diamante. Não foi encontrada diferença estatística significativa entre os valores de dureza para os substratos, com o esmalte permanente apresentando 4,45 a 4,74 GPa e o decíduo 4,88 GPa.

#### Condições dentais:

O reduzido número de dentes conduz ao aumento no grau de desgaste (EKFELDT *et al.*, 1990). Não foi encontrada mudança no trespasse horizontal quando comparado com a população com oclusão normal. Resultado semelhante foi encontrado por NYSTRÖM *et al.*, em 1990.

A mineralização deficiente do esmalte é fator que oferece condições para que possa ocorrer maior grau de desgaste dental (MARS & SMITH, 1982).

#### Hiperfunção:

A prevalência de bruxismo tem sido relatada entre 5 a 20% na população normal (SELIGMAN *et al.*, 1988), havendo correlação entre bruxismo e desgaste dental (EGEMARK-ERIKSSON *et al.*, 1987). LYTLE, em 2001, publicou um estudo sobre doença oclusal e afirmou que o bruxismo não ocorre na terceira, quarta, ou quinta década de vida, mas sim tem início na infância e pode passar despercebido devido à substituição por dentes permanentes que por apresentarem maior conteúdo de estrutura mineral terá processo de desgaste dental mais lento quando comparado ao que ocorre na dentição decídua. Pessoas com algum grau de atraso mental demonstram grau excessivo de desgaste e isso

pode estar associado ao bruxismo (LINDQVIST & HEIJBEL, 1974; OILO *et al.*, 1990; BELL *et al.*, 2002).

Uma questão interessante seria se o desgaste excessivo durante a dentição decídua poderia prever a condição de desgaste para a futura dentição permanente. O estudo de NYSTRÖM *et al.*, em 1990, demonstrou que houve fraca correlação positiva entre as facetas de desgaste nos incisivos de crianças com 5, 14 ( $r=0,44$ ) e 18 anos de idade ( $r=0,39$ ). Entretanto, em caráter individual, o desgaste de incisivos decíduos não é indicador preciso para estabelecer prognóstico do grau de desgaste que ocorrerá nos incisivos da dentição permanente.

#### Força de mordida:

São encontradas diferenças no grau de força de mordida entre crianças e adultos (PROFFIT & FIELDS, 1983) que tem sido relacionada com a severidade do desgaste dental que ocorre em dentes permanentes e decíduos com o desgaste dental (DAHL *et al.*, 1985; NYSTRÖM *et al.*, 1990).

A média de carga nas forças mastigatórias varia entre 20 a 530 N (ROULET, 1987). DE GEE *et al.*, em 1986, afirmaram que a média de carga aplicada durante o movimento mastigatório situa-se entre 15 e 20 N, numa frequência de 1 Hz.

#### Saliva:

Apesar do fator mecânico ser o agente principal no processo de desgaste, outros fatores como pH da saliva e sua capacidade tampão, estão relacionados ao processo (MAIR *et al.*, 1996). Experimentos com animais têm demonstrado que se a secreção salivar é bloqueada, o grau de desgaste dental aumenta (CARLSSON, 1966). Não se sabe quais os componentes da saliva são responsáveis pelo agente lubrificante, mas certas hipóteses têm sido levantadas, como a presença de cálcio (NORDBÖ *et al.*, 1984). A capacidade tampão e o conteúdo de certos sais na saliva humana são os fatores de maior importância nessa conexão (EKFELDT *et al.*, 1990).

#### Nutrição/ Hábitos:

O desenvolvimento do desgaste dental no homem moderno não é tão regular como nos aborígenes, devido aos diferentes tipos de alimentos (DAHL *et al.*, 1993). O grau de desgaste varia de acordo com fatores individuais como alimentos ingeridos. O consumo excessivo de sucos de frutas cítricas, maçãs e bebidas com baixo pH, especialmente as “colas”, tem sido indicado como agente causador de perda substancial de tecido dental (ECCLES & JENKINS, 1974).

O uso de rapé e tabaco para mastigar tem sido relacionado com o aumento do desgaste dental que também é verificado em vegetarianos (LINKOSALO & MARKKANEM, 1985). Hábitos nocivos, como fumar cachimbo e morder objetos como canetas ou lápis, contribuem para o desgaste dental (MAIR *et al.*, 1996).

#### Tempo/ Crianças X Adultos:

O grau de desgaste dental é proporcional ao tempo de permanência do dente na cavidade oral e o contato entre superfícies de dentes antagonistas (MAIR *et al.*, 1996). Diversos estudos têm demonstrado que tanto a prevalência quanto o aumento de desgaste dental, aumenta com a idade (SELIGMAN *et al.*, 1988).

O contato entre os dentes ocorre durante processos de mastigação, tegose e bruxismo (MAIR *et al.*, 1996). A perda normal de dimensão vertical de esmalte devido ao processo natural de desgaste tem sido estimada na ordem de 65µm por ano (LAMBRECHS *et al.*, 1984). XHONGA, em 1977, encontraram valores semelhantes, mas três a quatro vezes maior nos bruxistas.

### **Desgaste de materiais restauradores**

O desgaste de compósitos pode provocar mudanças nos padrões de contato oclusal e conduzir à parafunções, causando problemas na articulação temporomandibular e/ou disfunções musculares. Portanto, materiais restauradores devem ser resistentes ao desgaste ou ter as mesmas características do desgaste do esmalte dental (ROULET, 1987).

### **Compósitos odontológicos**

A dificuldade de aceitação de compósitos como material restaurador em cavidades posteriores foi devida principalmente ao alto grau de desgaste que

esses inicialmente apresentavam, na ordem de 80 a 100  $\mu\text{m}$  ao ano (LAMBRECHTS *et al.*, 1984; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

Atualmente os compósitos são utilizados em dentes posteriores devido ao avanço na tecnologia de fabricação de novos materiais com melhores propriedades físicas como a maior resistência ao desgaste que se situa na faixa de 10 a 50  $\mu\text{m}$  ao ano (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998). FORSS & WIDSTRÖM, em 2003, verificaram 2186 restaurações em pacientes menores que 17 anos e o material restaurador mais encontrado foi o cimento de ionômero de vidro modificados pela adição de resina (57,4%), enquanto que nos dentes permanentes foi observada a maior utilização de compósitos (58,7%). Não foram encontradas restaurações de amálgama em dentes decíduos e apenas em 0,6% da dentição permanente.

Apesar do desenvolvimento dos compósitos quanto as propriedades mecânicas, ainda são verificados problemas nas restaurações de compósitos, principalmente em dentes posteriores, como a fratura do corpo da restauração, deterioração marginal e desgaste localizado. WENDT *et al.*, em 1996, verificaram que quatro tipos de compósitos apresentaram valor médio de 200 $\mu\text{m}$  de desgaste na face proximal, o qual foi cerca de dez vezes maior do que o encontrado nas faces oclusais o que poderia causar alterações oclusais.

LEINFELDER, em 1996, afirmou que há necessidade de serem efetuadas mudanças nos preparos cavitários, quando da utilização de compósitos que estarão em contato com dentes antagonistas restaurados com outros tipos de

materiais restauradores. O autor afirmou que há casos específicos onde deve se optar pelo amálgama quando se suspeita que será exercida grande tensão mastigatória em determinada região a ser restaurada. Da mesma forma, para ser minimizado o grau de desgaste que ocorrerá, há necessidade de se localizar os pontos de contatos antes da execução do preparo cavitário evitando-se abranger tais regiões e fazer o biselamento do ângulo cavosuperficial.

#### Influência da composição dos compósitos no desgaste:

O desgaste de compósitos está ligado a diversos fatores tais como a composição química da matriz orgânica, tipo, forma e distribuição da partícula inorgânica; hidrolização do silano, qualidade e tensão na interface entre partículas e matriz (ROULET, 1987).

#### Matriz resinosa e Interface da matriz e carga inorgânica:

Tanto o material quanto os efeitos causados pelo processo de desgaste afetam a matriz e a interface matriz/partícula de carga inorgânica. A presença de poros no interior do material promove menor resistência da matriz ao desgaste (JÖRGENSEN, 1980; OGDEN, 1985).

SÖDERHOLM *et al.*, em 2001, afirmaram que a composição da matriz foi o fator que mais afetou a taxa de desgaste em um estudo *in vivo*. O material que possuía a matriz resinosa composta por mistura de UDMA (uretanodimetilmetacrilato)/ TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato) apresentou menor desgaste e melhor taxa de conversão (70%) através de espectroscopia

infravermelho de Fourier, do que a matriz de Bis-GMA (Bisfenol-A-glicidilmetacrilato)/ TEGDMA (55%).

Com o passar do tempo, o compósito apresenta desgaste inicial da matriz resinosa o que favorece a ação de partículas abrasivas dos alimentos sobre as partículas de carga que cada vez mais expostas, ficam mais sujeitas à tensão mecânica, o que leva geralmente ao deslocamento de partículas (EHRNFORD *et al.*, 1980; McKINNEY & WU, 1982).

A transferência de tensão na interface matriz resinosa/ partícula inorgânica exerce influência no desgaste de materiais restauradores e pode ser minimizada através da melhor união entre a partícula de carga inorgânica e a matriz resinosa ou pelo aumento da área de superfície da carga. (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

#### Partículas de carga inorgânica:

Desde os compósitos compostos por micropartículas ativadas quimicamente, tem sido verificado em diversos estudos *in vivo* e *in vitro* que compararam diversas categorias de compósitos, a superioridade desta categoria quanto à resistência ao desgaste (LAMBRECHTS *et al.*, 1984; PILLIAR *et al.*, 1984; RICE *et al.*, 1984; LAMBRECHTS *et al.*, 1985; SULONG & AZIZ, 1990; YAP, 2002).

PALLAV *et al.*, em 1989, verificaram a influência da alteração da proporção de micro e macropartículas na resistência ao desgaste de compósitos com matriz resinosa à base de Bis-GMA/ TEGDMA. O volume de carga foi mantido constante

(68,5% em volume) nos materiais. Quando as partículas de quartzo (média de 3  $\mu\text{m}$ ) foram substituídas por 3; 5; 7,5; 10; 15 ou 20% de volume sílica coloidal (40 nm), a resistência ao desgaste foi aumentada.

Entretanto, alguns autores afirmaram que os compósitos híbridos exibem resistência superior à abrasão quando comparados com os de micropartículas. Os autores relacionaram essa observação ao coeficiente de expansão térmica, à contração durante a polimerização, resistência à tração, e absorção de água (LEINFENDER, 1985; DE GEE, 1985; SUZUKI & LEINFELDER, 1993; HU *et al*, 2002).

Os compósitos com tamanho médio de partícula de carga inorgânica em torno de 1,0  $\mu\text{m}$ , geralmente apresentam maior volume de partículas com pequeno espaço entre elas, viscosidade adequada, lisura superficial e boa resistência ao desgaste (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

JÖRGENSEN *et al.*, em 1979, e JÖRGENSEN em 1980 verificaram que a adição de partículas de 0,02 a 0,04  $\mu\text{m}$  de sílica pirogênica em um selante promoveu aumento na resistência ao desgaste. A adição de partículas menores resultou em decréscimo do espaço entre partículas e aumento da área de superfície de carga. Os autores concluíram que o espaço entre partículas deve ser entre 0,1 a 0,2  $\mu\text{m}$  para que o material apresente boa resistência ao desgaste.

Há discordância entre os autores com relação à dureza e o grau de desgaste apresentado por compósitos. DRAUGHN & HARRISON, em 1978, verificaram a dureza (DPH) de diferentes compósitos, cujos valores obtidos foram:

Adaptic (Johnson & Johnson, USA); 1094; Portrait (Lorvic Corp., USA): 682; Epoxydent (Lee Pharmaceuticals, USA): 682 e Nuva-Fil (The L.D. Caulk Co., USA): 588. Os graus de desgaste apresentados por esses materiais foram respectivamente: 0,05; 0,05; 0,1 e 0,2  $\mu\text{m}$ . Os autores concluíram que os materiais mais resistentes ao desgaste foram os que apresentaram os maiores valores de dureza.

MAZER *et al.*, em 1992, analisaram as características clínicas do compósito composto por micropartículas, Heliomolar RO (Vivadent, Schaan, Liechtenstein) para determinar os mecanismos responsáveis pela degradação marginal. Para o estudo *in vivo*, foram confeccionadas 68 restaurações do tipo Classe I e II em molares e pré-molares em 17 pacientes. No estudo *in vitro*, após confecção de restaurações do tipo Classe I molares e pré-molares e armazenamento em água destilada por 24 horas a 37°C, o ensaio de fadiga foi conduzido em máquina de ensaio universal (Instron, Canton, USA) sob carga de 20N a cada 3 segundos por 10.000 ciclos. A cada 2.500 ciclos foram obtidas réplicas que para análise sob MEV. As restaurações no estudo *in vivo* foram avaliadas pelos critérios de USPHS, e foi estabelecido o índice 'bravo' para o fator desgaste. Nas restaurações *in vitro*, foram evidenciadas fendas marginais após 5.000 ciclos do ensaio de fadiga. Os autores afirmaram que o compósito Heliomolar RO é muito resistente ao desgaste, e apresentou desgaste *in vitro* de 15,3  $\mu\text{m}$  após 24 meses e não houve fratura do corpo do material restaurador. Geralmente este material apresenta degradação marginal que pode estar associado à absorção de água

(1% em volume) que não é suficiente para compensar a contração de polimerização (2,8% em volume), além de apresentar menor módulo de elasticidade e menor resistência à tração.

BRAEM *et al.*, em 1994, relacionaram o mecanismo de desgaste por fadiga que ocorre em diferentes tipos de compósitos restauradores. Os compósitos compostos por micropartículas geralmente apresentam menor grau de desgaste, mas apresentam menor tempo de vida útil em cavidades posteriores, provavelmente devido ao menor módulo de elasticidade, menor resistência à deformação diante de tensões cíclicas que podem induzir à formação de fendas na matriz resinosa, levando com o passar do tempo à falhas catastróficas no corpo da restauração. Nos compósitos com maior conteúdo de carga inorgânica há menor deformação do material e as fendas tendem a se formar ao redor das partículas, o que induz com o passar do tempo a uma superfície mais porosa em áreas de contato oclusal. Os autores afirmaram que a degradação intrabucal de restaurações de compósitos não tem sido simulada satisfatoriamente através de ensaios laboratoriais e que esforço deve ser feito para ser produzido um dispositivo que simulem condições mais próximas do que ocorrem na cavidade bucal.

LEINFELDER, em 1995, publicou um estudo sobre os compósitos utilizados em dentes posteriores e citou que o maior avanço na resistência ao desgaste ocorreu com a introdução do compósito P10 (3M Dental Products, USA), que surgiu pela modificação do seu predecessor Concise, com redução do tamanho de partícula e maior carregamento de carga inorgânica. Na década de 1970, foram

lançados os compósitos ativados por luz, que apresentaram melhor resistência ao desgaste também devido à maior taxa de polimerização e menor incorporação de bolhas de ar. No final dos anos 70, a empresa Ivoclar (Schaan, Liechtestein) desenvolveu a tecnologia de fabricação de micropartículas, como as que estão presentes nos compósitos Heliomolar RO e Helioprogress, que apresentam a sílica coloidal como partículas de carga inorgânica e tem alta resistência ao desgaste.

A variação no formato e tamanho de partículas tem efeito sobre a resistência do compósito ao desgaste. SUZUKI *et al.*, em 1995, utilizaram diferentes tamanhos de partículas esféricas (0,2; 0,62; 2,01 e 9,88  $\mu\text{m}$ ) e de formato irregular (1,97 e 9,46  $\mu\text{m}$ ) adicionadas à matriz resinosa com 70% em volume de UDMA e 30% de TEGDMA. Foram confeccionadas cavidades cilíndricas com diâmetro de 4 mm e altura de 3 mm nas faces oclusais previamente planejadas de molares permanentes. Após a confecção das restaurações, os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C por 72h e submetidos a ensaio de desgaste por abrasão por três corpos, cujo meio abrasivo foi composto por pasta de PMMA (polimetilmetacrilato) e água. Os parâmetros do teste foram a aplicação de carga de 75,6 N, na frequência de 1,2 vezes por segundo, em média, e 100.000 ciclos. Após o ensaio foram obtidas réplicas em resina epóxica que foram observadas em MEV e o desgaste foi quantificado por meio de análise em perfilômetro com precisão de 1,5  $\mu\text{m}$ . Foi verificado que houve

redução drástica do desgaste quando se utilizado os compósitos com partículas menores, independentemente do formato.

Diversas máquinas para ensaio de desgaste *in vitro* são encontradas e com o objetivo de simular os movimentos e algumas condições existentes na cavidade bucal, como a força e o movimento mastigatório, CONDON & FERRACANE, em 1996, desenvolveram o dispositivo de ensaio de desgaste por abrasão por três corpos, a “OHSU Oral Wear Simulator”. A máquina permite a utilização de uma cúspide antagonista confeccionada com esmalte dental humano que apóia-se sobre a pasta abrasiva e desliza com aplicação de uma carga de 20N por uma trajetória linear de 8 mm e ao final dessa é exercida a aplicação de uma carga de 70N. Após o ensaio (50.000 ciclos/ freqüência de 1 Hz) foi utilizado um perfilômetro para quantificação do desgaste. Não houve diferença estatística entre os valores de abrasão para Dispersalloy (Caulk/Dentsply); Clerfil Photo Posterior (Kuraray, Japan); Heliomolar; Silux Plus e Z100 (3M Dental Products, USA). Os materiais Dispersalloy, Heliomolar, Herculite, Silux Plus e Prisma TPH (Caulk/Dentsply) apresentaram diferença estatística significativa entre os valores de abrasão e atrição, o que podem demonstrar a maior susceptibilidade ao desgaste localizado. A observação sob MEV demonstrou que os materiais com tamanho de partícula de carga inorgânica maior do que 1  $\mu\text{m}$  apresentaram após o ensaio, superfícies mais “rugosas” Os autores também observaram que compósitos com maior tamanho de partícula foram os que promoveram maior desgaste no esmalte antagonista. Os autores também verificaram forte correlação

positiva ( $r^2=0,90$ ) entre os resultados deste estudo *in vitro* e outros estudos *in vivo*, conduzidos por diferentes pesquisadores.

O grau de polimerização, quantidade de partículas inorgânicas e grau de silanização deve ser otimizado para melhoria na resistência ao desgaste de compósitos restauradores. Assim, CONDON & FERRACANE, em 1997a, realizaram um estudo para verificar o efeito destes fatores na abrasão dos materiais e no esmalte antagonista. Os compósitos foram elaborados pela adição de diferentes volumes (37; 48; 53 e 62%) de partículas de estrôncio, com tamanho médio de 1 a 2  $\mu\text{m}$ , em matriz inorgânica de 50% de Bis-GMA e 50% de TEDGMA. Variou-se também, entre 20 a 100%, o volume de partículas de carga tratadas com agente silano. Os compósitos foram colocados em pequenos incrementos e receberam fotoativação pela unidade de luz visível Triad II (Dentsply, USA). Após armazenamento em água destilada por 37°C por 24 h, os corpos-de-prova foram submetidos a 50.000 ciclos de desgaste na máquina “OHSU Oral Wear Simulator” na frequência de 1 Hz e cargas de 20 e 70 N. A avaliação quantitativa do desgaste foi feita por análise em perfilômetro e os resultados foram submetidos à análise estatística. Houve forte correlação positiva ( $r^2=0,88$ ,  $p<0,05$ ) entre o maior grau de desgaste e menor quantidade de partículas de carga inorgânica. Também foi verificada forte correlação positiva ( $r^2=0,99$ ,  $p<0,05$ ) entre o maior grau de desgaste e o menor conteúdo de partículas de carga silanizadas.

Em virtude da informação encontrada na literatura sobre as possíveis vantagens dos compósitos do tipo “packable” sobre os convencionais, COBB *et*

*al.*, em 2000, realizaram estudo com objetivo de serem comparadas algumas propriedades físicas (Resistência à tração diametral, compressão, flexão e profundidade de polimerização). Os Compósitos do tipo “packable” foram utilizados: Alert (Jeneric Pentron, USA), SureFil High Density Posterior Restorative (Dentsply Caulk, USA) e Solitaire (Heraeus Kulzer, German). O compósito híbrido, TPH Spectrum (Dentsply Caulk, USA) e o composto por micropartículas, Heliomolar Radiopaque (Ivoclar-Vivadent) também foram avaliados. Os resultados obtidos demonstraram que TPH apresentou maior resistência à flexão e tração do que os outros dois compósitos convencionais. Não houve diferença estatística significativa entre os valores de resistência à tração e flexão do Alert e SureFil, mas foram maiores daqueles apresentados por Heliomolar. SureFil apresentou o maior valor de resistência à compressão, seguido de TPH Spectrum, Solitaire e Alert que foram semelhantes entre si e significativamente mais resistentes do que Heliomolar. TPH e Alert apresentaram maior grau de conversão do que todos os outros compósitos, seguidos em ordem decrescente por SureFil, Solitaire e Heliomolar. Os autores concluíram que apesar dos compósitos do tipo “packable” terem apresentado melhores propriedades físicas em relação aos compostos por micropartículas, ainda não devem ser usados em substituição aos compósitos híbridos por terem apresentado inferiores propriedades físicas.

Em 2000, MANHART *et al.*, verificaram propriedades mecânicas e o desgaste de compósitos do tipo “packable”. O ensaio de desgaste *in vitro* foi conduzido na máquina de ensaio por abrasão por dois corpos (“Munich Artificial Mouth”) que utiliza como antagonista o material Degusit (Degussa, Germany). Foi

aplicada a carga de 50 N e realizados 6.000, 10.000, 30.000 e 50.000 ciclos. Através de um “scanner” de leitura tridimensional foram obtidos os resultados de desgaste dos materiais. Entre os materiais avaliados, não houve diferença estatística significativa entre Definite (Degussa, Germany) e SureFil, entretanto os menores valores de desgaste foram obtidos com o compósito Solitaire. Os autores afirmaram que SureFil por ser baseado na tecnologia de “interlocking” das partículas de carga inorgânica unidas à matriz de Bis-GMA uretano modificada, apresenta melhor resistência ao desgaste devido a maior dificuldade de desprendimento da partícula de carga inorgânica da matriz resinosa.

YAP *et al.*, em 2002, verificaram a dureza e o desgaste de quatro compósitos restauradores (Silux Plus, Z100, Ariston pHc (Dentsply-Caulk, USA) e Surefil. Os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C por sete dias em água e em diferentes soluções líquidas para simular alimentos. Após esse período foi realizado ensaio *in vitro* de desgaste com aplicação de 20MPa de carga e duração de 20.000 ciclos . Os resultados de desgaste foram obtidos através da leitura em perfilômetro e submetidos à análise estatística. O compósito Surefil foi o que apresentou menores valores de desgaste após o armazenamento em água e saliva artificial.

Segundo SÖDERHOLM *et al.*, em 2001, as partículas de vidro de bário apresentam menor dureza e desgastam mais do que partículas duras de quartzo que com o processo de abrasão deslocam-se da superfície e promovem maior grau de desgaste.

LIM *et al.*, em 2002, verificaram a resistência ao desgaste dos compósitos compostos por micropartículas com diferentes volumes de carga de partículas inorgânicas. Para este estudo foram fabricados quatro tipos de compósitos com micropartículas com conteúdos de carga de 20, 25, 30 e 35% em volume de sílica coloidal. A partícula de carga recebeu ou não tratamento da superfície através da aplicação de silano funcional ou não funcional. Os corpos-de-prova foram confeccionados pela inserção dos compósitos experimentais em matriz metálica (2,5 mm de espessura, 5 mm de altura e 12mm de comprimento) que foram fotoativados por 40 segundos pela unidade de luz Triad II e armazenados em água destilada a 37°C por 24h. O ensaio de desgaste foi realizado na máquina “OHSU Oral Wear Simulator” e teve duração de 50.000 ciclos e aplicação de cargas de 20 e 80 N para simular abrasão e atrição respectivamente. A quantificação do desgaste foi realizada por análise em perfilômetro e imagens representativas dos corpos-de-prova que após o desgaste foram obtidas em MEV. Os autores verificaram que o aumento de volume de carga promoveu maior resistência ao desgaste dos compósitos de micropartículas, independentemente do tipo de tratamento de superfície realizado. As fotomicrografias dos corpos-de-prova do grupo que não recebeu a aplicação do silano funcional mostraram grandes aglomerados de partículas (tamanho maior que 1 $\mu$ ) na matriz, enquanto que nos grupos em que as partículas não foram tratadas ou receberam a aplicação do silano funcional, mostraram menores aglomerados. Nos compósitos compostos

por maior volume de micropartículas, o silano mostrou efeito positivo na resistência ao desgaste.

### **Cimentos de ionômero de vidro modificados pela adição de resina**

O cimento de ionômero de vidro modificado pela adição de resina (CIVR), Vitremer, apresenta três tipos de reações: a reação ácido-base que ocorre entre o vidro de silicato de flúor-alumínio e o ácido carboxílico; fotoativação e liberação de radicais livre que geram a polimerização de grupos metacrilato do polímero e HEMA (2-hidroxietilmetacrilato) e por reação de oxiredução que permite a polimerização de grupos metacrilato na ausência de fotoativação (3M Dental Products, Vitremer Technical Product Profile).

A sensibilidade à umidade e a baixa resistência inicial dos cimentos de ionômero de vidro são resultados da lenta reação ácido-base. Alguns grupos funcionais têm sido adicionados às formulações para conferir processos adicionais de polimerização que podem superar essas duas desvantagens inerentes e permitir a maturação do corpo do material (PEUTZFELDT *et al.*, 1997; ANUSAVICE, 1998).

DE GEE *et al.*, em 1996, avaliaram as mudanças ocorridas em longo prazo nos CIV, CIVR e CIV modificado pela adição de metais (CIVM), através de ensaios de desgaste por abrasão por três corpos que foram conduzidos durante um ano, sendo ensaio realizado em pH 5 ou 6. Os CIVR apresentaram desgaste significativamente mais rápido do que os CIV. A maior parte dos CIVR não foram afetados no pH igual a 6, enquanto que no pH igual a 5 somente os CIV e CIVM

apresentaram aumento na taxa de desgaste. Os autores concluíram que devido à baixa resistência ao desgaste dos CIVR e o alto desgaste inicial dos CIV e CIVM, esses materiais não devem ser utilizados em áreas sujeitas a grande tensão mastigatória.

PEUTZFELDT *et al.*, em 1997, afirmaram que não houve correlação positiva forte ( $r=-0,75$ ,  $p< 0,0005$ ) entre o valor de dureza Rockwell e o grau de desgaste por abrasão por três corpos (“ACTA Machine”) entre os materiais restauradores avaliados no estudo. Os valores de dureza RHN e desgaste para a resina modificada pela adoção de poliácido Dyract, CIV Fuji IX (GC América, USA) e CIVR Vitremer foram respectivamente:  $38,9 \pm 1,5$  e  $76 \pm 2 \mu\text{m}$ ;  $35,5 \pm 1,5$  e  $49 \pm 6 \mu\text{m}$ ;  $14,1 \pm 2,7$  e  $82 \pm 5 \mu\text{m}$ . Os autores concluíram que os CIVR e as RMAP não são totalmente superiores aos CIV e que estudos adicionais devem ser conduzidos para se analisar os mecanismos responsáveis pela baixa resistência ao desgaste de CIVR e RMAP.

Na literatura são encontrados poucos estudos sobre as propriedades mecânicas e microestrutura dos CIVR. XIE *et al.*, em 2000, verificaram propriedades mecânicas (resistência ao desgaste, tração diametral, compressão e flexão; e dureza Knoop) e a microestrutura através de MEV de dez cimentos de ionômero de vidro (CIV). Os CIVR apresentaram maiores valores de resistência à flexão e tração diametral e menores valores de resistência ao desgaste e dureza do que os CIV. Através da análise em MEV foi observado que o CIVR Vitremer

apresentou partículas vítreas grandes e essa microestrutura pode ter contribuído para a menor resistência ao desgaste.

SUNNEGARDH-GRÖNBERG *et al.*, em 2002, não encontraram correlação positiva forte entre valores de dureza e desgaste por abrasão por três corpos que foi conduzido na “ACTA machine” com diversos materiais restauradores. A dureza Wallace e desgaste apresentado por Dyract AP e Vitremer foram respectivamente de  $10,6 \pm 0,8 \mu\text{m}$  e  $40,3 \pm 4,0 \mu\text{m}$ ; e  $11,3 \pm 1,0 \mu\text{m}$  e  $108,5 \pm 2,9 \mu\text{m}$ . Do mesmo modo o cimento cerâmico experimental, Experimental DoxaDent (Doxa Certex, Sweeden), apresentou pequena resistência ao desgaste ( $59,5 \pm 1,6 \mu\text{m}$ ) e teve valor expressivo de dureza ( $7,1 \pm 0,5 \mu\text{m}$ ). Os autores afirmaram que o desgaste foi determinado por outros fatores independentes da dureza dos materiais, como a união das partículas à matriz

Após 100.000 ciclos de desgaste na máquina de desgaste por abrasão por três corpos “ACTA Machine” os corpos-de-prova foram submetidos à análise em perfilômetro para análise quantitativa de desgaste. A análise estatística, demonstrou que os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, Vitremer (3M Dental Products, USA), KetacFil (ESPE, Germany) e Fuji II LC (ESPE, Germany), apresentaram valores de desgaste superiores ao F2000 (3M Dental Products, USA) (Technical Profile Product, F2000, 3M Dental Products,).

### **Resina modificada pela adição de poliácidos**

Também conhecido como compômero, palavra formada pela mistura de “compósito” e “ionômero”, essa classe de material sugere apresentar características intermediárias entre esses materiais. Como os compósitos, são sistemas de pasta única que necessitam da aplicação de luz visível para que ocorra a polimerização. A composição básica assemelha-se aos compósitos com a diferença que as resinas modificadas pela adição de polissais (RMAP) possuem uma molécula adicional com grupos de ácido carboxílico, como presente nos CIV e CIVR. Esta condição implica que nos compômeros ocorre reação ácido-base, entretanto esse material não contém água. Após o material ser fotoativado e ter recebido procedimentos de acabamento e polimento, a água na saliva é absorvida pelo material e reação ácido-base pode ocorrer com o passar do tempo. A água leva a hidrolização dos grupos carboxílicos e a acidez produz o ataque no vidro e conseqüente liberação de íons metálicos que formam ligações cruzadas com os grupamentos ácidos (GARCIA-GODOY, 2000; FERRACANE, 2001).

As RMAP têm propriedades que são intermediárias aos compósitos e CIV e CIVR, mas estão mais próximos dos compósitos. Há menor liberação de flúor do que os CIV, mas novos produtos comerciais têm este aspecto melhorado. Em algumas regiões da Europa, esse material é popular e diversos estudos têm relatado bom desempenho clínico quando empregado em dentes anteriores. Entretanto, as formulações mais antigas demonstraram desgaste excessivo quando foram utilizados nas faces oclusais de molares decíduos e isso gerou a recomendação para não que não fosse utilizado na mesma situação em dentes permanentes (FERRACANE, 2001).

GLADYS *et al.*, em 1997 e EL KALLA & GARCIA-GODOY, em 2000, verificaram que a resistência à tração, flexão e desgaste das RMAP, são superiores às dos CIV. Entretanto GARCIA-GODOY, em 2000, recomendou que as RMAP ou os compósitos compostos por micropartículas fossem usados em pacientes com sinais de bruxismo.

Após 100.000 ciclos de desgaste na máquina de desgaste por abrasão por três corpos "ACTA Machine" os corpos-de-prova foram submetidos à análise em perfilômetro para avaliação quantitativa do desgaste e não foi verificada diferença estatística entre os valores de Dyract AP (Denstply/ Caulk) e F2000 (3M Dental Products, USA) (3M Dental Products, F2000 Technical Product Profile).

ATTIN *et al.*, em 1996, verificaram que algumas propriedades mecânicas das RMAP foram semelhantes ao compósito híbrido *blend-a-lux* (Blendax) e superiores ao CIVR Vitremer. Os valores de dureza (VHN), resistência à compressão (N/ mm<sup>2</sup>), flexão (N/ mm<sup>2</sup>) e abrasão (μm) do Dyract foram maiores do que aqueles encontrados para Vitremer. Não houve relação entre os valores de dureza desses materiais, onde Dyract e Vitremer apresentaram valores de dureza de 54,9 e 41,9 respectivamente, e a quantidade de desgaste após o ensaio de escovação mecânica. Houve diferença estatística entre os valores de desgaste causado por Dyract (53,6 μm) e Vitremer (28,8 μm).

Alguns autores afirmam que algumas RMAP comportam-se como compósitos híbridos. HSE & WEI, em 1997, avaliaram após 12 meses, através do método USPHS, restaurações realizadas com Prisma TPH e Dyract. Para os

critérios cor, integridade marginal e forma anatômica houve semelhança dos resultados entre os materiais, mas o desgaste e descoloração marginal foram inferiores para Dyract. Os autores consideraram a não utilização de agente de união para a confecção das restaurações e a velocidade da taxa de desgaste e concluíram que Dyract é um material restaurador indicado para restauração de dentes decíduos.

YAP *et al.*, em 1997, verificaram a dureza e o desgaste de diversos materiais restauradores através de dois simuladores de desgaste. Os materiais foram aplicados conforme as instruções dos fabricantes para obtenção de corpos-de-prova (10 mm de comprimento e 2 mm de altura) que foram armazenados a 37°C por sete dias. Foram realizados os procedimentos de polimento da superfície com lixas de carbetto de silício (granulações de 180 a 1000) sob refrigeração à água para subsequente avaliação da dureza. Para o ensaio de desgaste “pin-on-disc” foi utilizado um antagonista de cobalto cromo com diâmetro de 2 mm. Foi aplicada a carga de 15 N e o ensaio teve a duração de 19.200 ciclos. Para o simulador de mastigação foi utilizada carga de 6,5 KgF e a duração foi de 4000 ciclos. Os corpos-de-prova foram analisados em perfilômetro para quantificação dos resultados de desgaste. Dyract e Vitremer apresentaram valores de dureza Vickers de 51 e 50, respectivamente. Os resultados do ensaio na máquina “pin-on-disc” e no simulador de mastigação respectivamente foram de aproximadamente 11,2 e 1,2  $\mu\text{m}$  para Dyract e 27,08 e 5,6  $\mu\text{m}$  para Vitremer. Os autores concluíram que Dyract apresentou propriedades de dureza e desgaste semelhante ao

compósito híbrido utilizado nesse estudo TPH (Dentsply/ Caulk, USA) e que não houve correlação entre os valores de dureza e desgaste ocorrido após os dois ensaios.

FRAZIER *et al.*, em 1998, avaliaram a resistência ao desgaste de diversos materiais restauradores, incluindo três RMAP e verificaram que Dyract e Hytac (ESPE, Germany) apresentaram valores de desgaste similares aos apresentados pelo compósito do tipo híbrido Herculite XRV (Kerr, USA) e pelos CIVR Vitremer, Photac-Fil (ESPE, Germany) e Fuji II LC. Compoglass (Ivoclar-Vivadent, USA) apresentou o maior valor de desgaste entre todos os materiais. Os autores concluíram que há grande variação de valores de desgaste entre as RMAP e não houve relação entre o grau de desgaste e a porcentagem em massa do conteúdo de carga inorgânica nos materiais avaliados.

São escassos os trabalhos encontrados na literatura que comparem valores de desgaste *in vitro* de RMAP. LATTA *et al.*, em 2001, utilizaram a máquina de ensaio de desgaste “Leinfelder” e após 400.000 ciclos, dez corpos-de-prova de cada material que foram avaliados em perfilômetro para obtenção dos resultados quantitativos de desgaste. Em ordem crescente foram encontrados:  $112,2 \pm 10,2$   $\mu\text{m}$  (F2000);  $132,8 \pm 9,3$   $\mu\text{m}$  (Hytac);  $144,3 \pm 23,1$   $\mu\text{m}$  (Elan/ Kerr, USA);  $168,3 \pm 13,0$   $\mu\text{m}$  (Compoglass);  $194,0 \pm 19,7$   $\mu\text{m}$  (Dyract AP) e  $220 \pm 15,8$   $\mu\text{m}$  (Dyract). Os autores concluíram que houve diferença estatística no grau de desgaste *in vitro* entre as RMAP.

### **Relação entre o desgaste dental e materiais restauradores**

O desgaste lento e gradual dos dentes é processo normal na dentição humana. Entretanto esse processo pode ser acelerado por dentes antagonistas restaurados com materiais restauradores que têm propriedades de desgaste que diferem daquelas encontradas na estrutura dental por elas substituídas, provocando condições patológicas devido a mudanças na função e estética dental (SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998).

#### *Influência de antagonistas utilizados nos ensaios in vitro.*

A dificuldade de obtenção, limitação de uso e variações na morfologia e propriedades físicas do esmalte humano, tem gerado estudos com finalidade de ser encontrado indicação quanto ao material mais indicado para substituir o esmalte humano. Diversos materiais têm sido empregados como antagonistas no ensaio de desgaste por abrasão, como o aço inoxidável e esteatita (DE GEE *et al.*, 1986).

O esmalte apresenta pequeno desgaste quando abrasionado contra compósitos ou amálgama. Entretanto, deve se ter atenção quanto aos possíveis efeitos de certos materiais restauradores que irão opor-se à estrutura dental existente, particularmente quando a estrutura dentinária está exposta. CHAPMAN & NATHANSON, em 1983, observaram alto grau de desgaste na estrutura de dentes naturais quando compósitos foram usados como antagonistas. Os autores utilizaram compósitos convencionais com partículas de quartzo e justificaram que o grande tamanho das partículas de carga podem ter causado a abrasão. Os

autores sugeriram que compósitos com partículas menores poderiam causar menor desgaste por abrasão em outros substratos

SUZUKI *et al.*, em 1996, verificaram o grau de desgaste de diversas categorias de compósitos quando colocados em oposição ao esmalte humano. Os materiais restauradores foram colocados em cavidades confeccionadas em molares que tiveram faces previamente planificadas. O ensaio de desgaste foi realizado na máquina de desgaste UAB (“University of Alabama Wear Simulator”) sob carga de 75N, frequência de 1,2 Hz e duração de 100.000 ciclos. Os dados de desgaste do esmalte foram obtidos por análise em perfilômetro. Para avaliação do desgaste de materiais restauradores foi utilizado um programa de vídeo-imagem para cálculo da perda de volume. O menor desgaste de esmalte dental antagonista foi promovido pelo compósito composto por micropartículas. Não houve diferença estatística significativa entre os diversos tipos de compósitos. Os compósitos Clearfil Photo Posterior (Kuraray, Osaka, Japan), Z100 e P50 (3M Dental Products, USA) promoveram o maior grau de desgaste no esmalte antagonista.

No estudo *in vivo* de WILLEMS *et al.*, em 1993, foi verificado após três anos que Marathon e o compósito experimental EXP LF, apresentaram os maiores valores de desgaste na área de contato oclusal, 242 e 221  $\mu\text{m}$ , respectivamente e também foram os que promoveram maiores valores de desgaste no esmalte antagonista, 87 e 66  $\mu\text{m}$ , respectivamente.

Em 1997b, CONDON & FERRACANE, verificaram fatores que afetam o desgaste *in vitro* de diversas categorias de compósitos. Foi utilizada a máquina “OHSU Oral Wear Simulator” provida de cúspide antagonista confeccionado com esmalte humano ou esteatita, na presença de meio abrasivo ou água. Os corpos-de-prova foram confeccionados pela inserção dos compósitos em matriz metálica. Após 50.000 ciclos, na frequência de 1 Hz e aplicação de cargas de 20 e 80 N, os corpos-de-prova foram analisados em perfilômetro e os resultados foram submetidos à análise estatística. Exceto no caso da resina sem partículas de carga, não houve diferença estatística no desgaste entre os compósitos pela aplicação da maior carga, quando foi usada água ou pasta abrasiva e com esmalte antagonista. Quando a pasta abrasiva foi utilizada, o desgaste por abrasão por três corpos foi similar para todos os materiais, exceto Clearfil Photo Posterior (Kuraray, Japan) e Fulfil (Caulk/Dentsply, USA), que apresentaram maior desgaste com o antagonista de esteatita. O desgaste do esmalte antagonista, quando apenas a água foi utilizada, foi maior do que o ocorrido quando a pasta abrasiva estava presente, embora as diferenças não foram significativas entre os dois compósitos compostos por micropartículas, Silux Plus (3M Dental Products, USA) e Heliomolar RO (Vivadent, Liechtenstein). Na presença da pasta abrasiva, o desgaste dos antagonistas em esmalte ou esteatita, foram os mesmos para todos os materiais, exceto para os compósitos compostos por micropartículas e amálgama que promoveram menor grau de desgaste da esteatita.

KREJCI *et al.*, em 1999, realizaram estudo sobre a influência da padronização do antagonista nos ensaios de desgaste por abrasão e também

verificaram o desempenho da esteatita como material para substituir o esmalte antagonista. Durante a padronização do esmalte, a camada de esmalte aprismático, que apresenta maior dureza, localizada na porção externa da cúspide foi removida e pode ter influenciado na menor resistência do esmalte ao desgaste. As cúspides de esteatita não apresentaram bom desempenho e não foram indicadas como adequadas para exercer a função de antagonistas. Os autores também verificaram que ocorreu grande desvio padrão nos grupos em que foram usados esmalte padronizado ou não, para os antagonistas e alguns materiais restauradores testados nesse estudo e justificaram estes fatores pela falta de homogeneidade do substrato dental e do material restaurador.

GÖHRING *et al.*, em 2002, realizaram estudo de desgaste *in vitro* com diferentes tipos de antagonistas (esmalte humano, ouro, cerâmicas e compósitos) sobre diferentes compósitos indicados para a confecção de restaurações indiretas. Após ciclos que variaram entre 120.000 a 1.200.000 foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre os compósitos com a utilização de diferentes antagonistas. Os autores concluíram que cúspides não padronizadas de esmalte são os antagonistas ideais a serem utilizados em ensaios *in vitro*, e que os fabricantes deveriam fornecer recomendações quanto aos materiais que seriam adequados para restaurações antagonistas.

Em 2002, SUZUKI *et al.*, avaliaram o desgaste *in vitro* de compósitos indicados para confecção de restaurações indiretas. Como grupo controle foi utilizada uma liga de ouro tipo III. Cavidades cilíndricas Classe I (4mm de diâmetro e 3mm de profundidade) foram confeccionadas na face oclusal de molares

previamente planejadas. “Inlays” com os compósitos restauradores foram fabricados sobre modelos de gesso conforme as instruções dos fabricantes. Três diferentes tipos de ensaios de desgaste (desgaste localizado, generalizado e no esmalte antagonista) foram realizados pela máquina de desgaste UAB. Para produção do desgaste localizado foi usada pasta abrasiva (PMMA/ água) na proporção 1:1. e antagonista confeccionado com esmalte ou aço inoxidável. O ensaio teve a duração de 100.000 ciclos, carga de 75N e frequência de 1,2 Hz. Através de perfilômetro os resultados de desgaste ocorridos no esmalte e compósitos restauradores foram obtidos e submetidos à análise estatística. A liga de ouro apresentou pequeno desgaste localizado ( $13,8 \pm 5,0 \mu\text{m}$ ) quando comparado com os compósitos. O compósito Estenia (Kuraray, Osaka, Japan) apresentou valor mínimo de desgaste ( $12,8 \pm 4,9 \mu\text{m}$ ) que não apresentou diferença estatística do controle. Entretanto o compósito Estenia promoveu o maior desgaste no esmalte antagonista ( $66,0 \pm 14,0 \mu\text{m}$ ) entre todos os materiais restauradores. Os autores concluíram que compósitos com micropartículas ou contendo contém silicato de bário apresentaram resistência ao desgaste semelhante ao grupo controle e que compósitos com grande conteúdo de carga, como Estenia (92% em massa) podem promover maior desgaste no esmalte antagonista.

*Influência da pasta abrasiva utilizada nos ensaios “in vitro”.*

Estudos *in vitro* têm sido conduzidos para verificar a influência das partículas existentes na pasta abrasiva (abrasão por três corpos) ou as que estão aderidas a uma das superfícies (abrasão por dois corpos).

ROOTARE *et al*, em 1979, correlacionaram a dureza Knoop (KHN) de diversas partículas abrasivas com o grau de desgaste por abrasão por dois corpos dos compósitos Adaptic (A) e Adaptic Radiopaque (AR) (Johnson & Johnson, U.S.A.) e um experimental (S) (Kerr, U.S.A.) As partículas abrasivas de carbetto de silício apresentaram o maior KHN (2480) seguido por alumina (KHN=2080), quartzo (KHN= 1360), vidro (composto por lítio, alumínio e sílica) (KHN= 530) e ocorreu correlação linear positiva forte entre o grau de dureza das partículas abrasivas e o desgaste ( $r=0,99/A$ ;  $r=0,995/AR$ ;  $r=0,988/S$ ). Os autores também concluíram que a adição de vidro ao quartzo diminuiu a resistência ao desgaste dos compósitos.

DE GEE *et al.*, em 1986, fabricaram a máquina de desgaste por abrasão por três corpos "ACTA machine" e investigaram o efeito de diversos meios abrasivos sobre o desgaste de compósitos. As pastas consistiam na mistura de perólas de PMMA) e água; sementes de painço e PMMA e água, ou apenas água. Os autores concluíram que as proporções em massa de 80% de sementes de painço e 20% de PMMA promoveram o padrão de desgaste mais próximo do que foi obtido através de estudo *in vivo* de LUTZ *et al.*, 1984 que utilizaram os mesmos compósitos

O estudo realizado por SARRET *et al.*, em 1991, teve como objetivo avaliar o grau de desgaste por abrasão por dois corpos de diferentes categorias com dois

tipos diferentes de abrasivos: carbonato de cálcio ( $\text{CaCO}_3$ ) ou carbeto de silício. O compósito híbrido Occlusin (Coe Laboratories, USA) apresentou a maior resistência ao desgaste. Quando foi usado o  $\text{CaCO}_3$ , este compósito apresentou perda mínima de matriz resinosa e houve achatamento das partículas de carga (vidro de bário). Os autores argumentaram que a densidade das partículas de carga de Occlusin é tão alta que impossibilita o acesso das partículas abrasivas de  $\text{CaCO}_3$  à matriz. Entretanto, quando foi utilizado carbeto de silício houve perda de matriz resinosa e as partículas de Occlusin protruíram da superfície. As partículas de carbeto de silício são mais duras e com a aplicação da carga elas penetram na matriz e subseqüentemente promovem o arrancamento das partículas. Para o compósito composto por micropartículas Silux (3M Dental Products, USA) que apresentou menor volume de partículas de carga inorgânica, os dois tipos de partículas abrasivas foram capazes de promover o maior grau de desgaste neste compósito.

SATOU *et al.*, em 1992, avaliaram a resistência *in vitro* ao desgaste de compósitos híbridos e compostos por micropartículas, causado por duas pastas abrasivas - pó de hidroxiapatita e água (HA); partículas de carborundum verde (GC) e água. A pasta HA promoveu maior desgaste dos compósitos compostos por micropartículas em relação ao que foi observado nos híbridos e houve correlação negativa entre o desgaste e a dureza Knoop dos compósitos. Entretanto, o desgaste foi maior para os compósitos híbridos quando foi utilizada a pasta GC. Os autores afirmaram que a pasta HA apresenta partículas com menor dureza e tem menor capacidade de agir na superfície mais dura dos compósitos

híbridos. Quando foi empregada a pasta GC, composta por partículas abrasivas duras, os compósitos híbridos foram menos resistentes ao desgaste do que os compostos por micropartículas.

Apesar da literatura demonstrar o efeito da pasta abrasiva quanto ao desgaste por abrasão, atenção deve ser dada quanto ao material gerado após o ensaio de desgaste. LUGASSY & GREENER, em 1972, afirmaram que os resultados obtidos quanto ao grau de desgaste que ocorreu em determinados materiais foi mais influenciado pelas partículas desprendidas das superfícies que sofreram o desgaste por abrasão do que pela própria ação da pasta abrasiva.

*Influência de carga, ácidos e enzimas durante ensaio de desgaste por abrasão por dois ou três corpos.*

A pressão exercida durante a mastigação definida pela carga aplicada, e o tamanho da área de contato oclusal, são fatores importantes no desgaste de compósitos e esmalte. LUTZ *et al.*, em 1992, realizaram ensaio de desgaste para verificar o efeito da pressão sobre o desgaste de diferentes compósitos e cúspides antagonistas padronizadas de esmalte. Os corpos-de-prova foram imersos em solução de etanol a 75% por 24h e em seguida submetidos à escovação mecânica por 30 minutos com carga de 2N. O ensaio de desgaste por abrasão por dois corpos teve duração de 300 minutos (120.000 ciclos) e foi realizado na frequência de 1,7 Hz e com variação de temperatura entre 5 e 55°C. Os resultados foram obtidos por “scanner” tridimensional e MEV. O aumento na pressão, de 6,58 a 26,32 MN/m<sup>2</sup> promoveu aumento do grau de desgaste para os compósitos e

esmalte, exceto para o esmalte no grupo onde foi utilizado o compósito Heliomolar. Houve correlação entre o desgaste causado no esmalte antagonista e o tamanho médio de partículas dos compósitos. Os compósitos compostos por micropartículas foram denominados “enamel friendly”, como Heliomolar que por apresentar partículas de sílica pirogênica e fluoreto de itérbio é considerado compósito com capacidade mínima de abrasão ao antagonista devido à estrutura aglomerada de partículas esféricas e de pequenas dimensões.

DE GEE *et al.*, em 1996, realizaram um estudo para verificar a influência de enzimas e ácidos provenientes do biofilme dental sobre o desgaste *in vitro* de compósitos. Foi utilizada a máquina de desgaste “ACTA Machine”, com aproximação das engrenagens a 15% ou 90%. Diferentes meios foram utilizados como segundo e terceiro corpo de desgaste. A pasta abrasiva básica consistiu da mistura de 120g de arroz branco, 30g de casca de sementes de painço e 275mL de água destilada. Foi adicionado um agente desinfetante para prevenir a contaminação bacteriana durante o ensaio que durou 55 horas. Foi adicionado 0,1 M de hidróxido de sódio ou mistura de ácido láctico, acético, propiônico e succínico para que a pasta apresentasse pH neutro ou ácido, respectivamente. Também foi acrescentado estearase à pasta básica para simular condição do meio bucal. No caso do desgaste por dois corpos, a pasta foi excluída e os meios utilizados foram água ou soluções ácidas e enzimáticas, com as mesmas substâncias, com pH de 2,7 e 8,0 respectivamente. Após 200.000 ciclos de ensaio, foi verificado que a 15% nenhum dos compósitos apresentou efeito quando foi utilizada a pasta abrasiva ácida ou com enzimas. No entanto, com o

“slip” de 90%, verificou-se que a tanto a pasta abrasiva ácida, como a solução ácida, proporcionaram menor desgaste em todos os compósitos, indicando a possibilidade de efeito lubrificante dos ácidos, condição não oferecida pelas enzimas. Os compósitos Heliomolar (Ivoclar/Vivadent) e Silux Plus (3M Dental Products, USA) não foram influenciados pela água ou enzimas, provavelmente devido às superfícies lisas que são obtidas com esses materiais. Os autores concluíram que pequenas exposições à soluções ácidas não influem no desgaste de compósitos, tanto em regiões em que ocorre ou não contato oclusal, entretanto deve ser verificado em estudos de longo prazo, o efeito da difusão de elementos químicos na matriz resinosa que poderá causar maior desgaste.

Em 2002, SHABANIAN & RICHARDS, verificaram o desgaste de materiais restauradores quando submetidos a graus diferentes de pH (1,2; 3,3 ou 7,0) e cargas aplicadas (0; 3,2; 6,7 e 9,95 KgF). Foi utilizada máquina eletromecânica de desgaste por abrasão de dois corpos que utiliza esmalte como antagonista. Cavidades cilíndricas (1,2 mm de diâmetro e 2,0 mm de altura) foram confeccionadas na face vestibular ou lingual de molares permanentes e restaurados com compósito Z100 (3M Dental Products, USA), cimento de ionômero de vidro convencional Fuji IX (GC Corp., Japan) e o cimento de ionômero de vidro modificado por resina, Fuji II LC (GC Corp., Japan). Os corpos-de-prova foram armazenados por 1h a 100% de umidade relativa e em seguida por 24h a 37°C. Para quantificação do grau de desgaste obtido através da análise da altura do corpo-de-prova, foi utilizado microscópio óptico modificado pela conexão de uma sonda. Foi verificado que a variação de pH influenciou mais o

desgaste de esmalte e menos o de Z100. Tanto o esmalte quanto Fuji IX apresentaram graus semelhantes de desgaste com os diferentes graus de cargas aplicadas. O compósito Z100 foi mais resistente que Fuji IX quando aplicadas cargas de 6,7 e 9,95 Kg. A resistência ao desgaste apresentada por Fuji II LC nas condições de menor pH e cargas aplicadas foi intermediária entre a apresentada por Fuji IX e Z100. Os autores concluíram que restaurações pequenas expostas a cargas baixas e condições normais de pH produzirão comportamento semelhante entre o material restaurador e esmalte adjacente.



### 3 - PROPOSIÇÃO

Devido aos resultados conflitantes da literatura quanto ao desgaste *in vitro* e a importância do estudo sobre a resistência ao desgaste de materiais restauradores com utilização de esmalte decíduo, os objetivos deste estudo foram:

1 - Avaliar o desgaste:

1.1 - de materiais restauradores;

1.2 - do esmalte adjacente à restauração;

1.3 - do esmalte na cúspide antagonista;

2 - Verificar os níveis de correlação entre o desgaste:

2.1 – de material restaurador e do esmalte da cúspide antagonista;

2.2 – do esmalte adjacente à restauração e o do esmalte da cúspide antagonista;

3 - Verificar as características das superfícies dos materiais restauradores após o ensaio de desgaste através de avaliação em Microscopia Eletrônica de Varredura.



## 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1- MATERIAIS

Para a realização deste estudo foram utilizados quatro compósitos, duas resinas modificadas pela adição de poliácidos (RMAP) e um cimento de ionômero modificado por resina composta (CIVR). Os materiais utilizados e seus respectivos fabricantes e lotes, estão dispostos na TAB.1. A composição dos materiais restauradores com relação às partículas de carga inorgânica está descrita na TAB. 2.

TABELA 1  
Materiais, fabricante e lotes utilizados no estudo

Materiais	Fabricantes	Lotes
Filtek Z250	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA	2 TK
Heliomolar	Ivoclar-Vivadent AG Schaan, Liechtenstein	E50807
Point 4	Kerr, Orange, CA, U.S.A.	206494
SureFil	Dentsply-Caulk, Milford, DE, U.S.A	E50807
Dyract AP	Dentsply-Caulk, Milford, DE, U.S.A	206060
F 2000	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.	2 EA
Vitremer	3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.	2 EM

TABELA 2 – Características dos materiais utilizados no estudo, quanto à partícula de carga inorgânica

Material	% carga (volume)	Tamanho médio ( $\mu\text{m}$ )	Tipo da partícula inorgânica
Heliomolar	49**	0,04**	Dióxido de silício, trifluoreto de itérbio
Point 4	57**	0,4**	Vidro de silicato de Bário Flúor-Alumínio
Z250	57**	0,6**	Dióxido de silício/ zircônio
SureFil	66**	0,8**	Vidro de silicato de Bário Flúor-Alumínio, Dióxido de silício "I.P.T"***
Dyract AP	58**	2,3*	Vidro de silicato de Flúor-Estrôncio
F2000	67**	3,0**	Vidro de silicato de Flúor-Alumínio
Vitremer	98,6**	6,7*	Vidro de silicato de Flúor-Alumínio

\* Segundo GLADYS *et al.*, 1997 \*\* Informações do fabricante \*\*\* *Interlocking Particle Technology*

## 4.2. – MÉTODOS

### 4.2.1 – Preparo dos corpos-de-prova

O projeto de pesquisa foi aprovado no Comitê de Ética da “Oregon Health & Sciences University” para a realização do estudo (ANEXOS). Assim, quarenta e dois segundos molares decíduos inferiores hígidos foram selecionados e seccionados no sentido méso-distal sob refrigeração à água, através do uso de uma cortadeira de precisão provida de disco de diamante (Isomet, Buehler) e

apenas as faces linguais foram selecionadas por apresentarem menor convexidade.

Os fragmentos dentais foram desgastados manualmente em lixa de carbetto de silício de granulação 600, sob refrigeração, para planificação da superfície de esmalte. Os fragmentos dentais foram incluídos em anéis acrílicos (25,5 mm de diâmetro externo, 19 mm de diâmetro interno e 9,5 mm de altura) obtidos em torno mecânico a partir de tubos de acrílico (Multicraft Plastics, U.S.A), sendo confeccionado um sulco na face interna para aumento da retenção da resina usada para inclusão. Em seguida, os anéis acrílicos e os fragmentos dentais foram posicionados sobre uma fita adesiva de dupla face e feito o embutimento com resina epóxica (Epoxicure Resin resin- Lote 20-8130-032/ Epoxicure hardener – Lote 20-8132-008, Buehler, U.S.A) proporcionada na ordem de 5:1 (FIG. 1). O conjunto foi levado à estufa na temperatura de 37° C por duas horas. Após a polimerização da resina, promoveu-se o desgaste manual do conjunto em lixa de carbetto de silício de granulação 600 sob refrigeração, para remoção de eventual excesso de resina epóxica que houvesse sido depositado sobre a superfície do esmalte. Após esse procedimento, foi efetuada limpeza em ultra-som por 5 minutos.



FIGURA 1 – Fragmento dental no anel acrílico

Foram confeccionadas cavidades retangulares (4 mm de comprimento no sentido cérvico-oclusal, 2 mm de largura no sentido mesio-distal e 2 mm de profundidade) com ponta cilíndrica diamantada 1091 (Diamond Star, USA) com margens em esmalte sem biselamento do ângulo cavo-superficial. Com o auxílio de microscópio estereoscópico (SMZ800, Nikon, U.S.A) procedeu-se a aferição das dimensões das cavidades. Nos grupos (n=6) em que foram utilizados compósitos e RMAP, foi aplicado ácido fosfórico a 35% (Lote 2YR, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.) por 15 segundos. As cavidades foram lavadas e o excesso de umidade foi removido com papel filtro e então foi aplicado o sistema adesivo Single Bond (Lote 2HB, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.), de acordo com as instruções do fabricante. No caso do grupo do CIVR, após o procedimento do preparo cavitário, o condicionador foi aplicado por 30 segundos (Lote 2AJ, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.) seguido de leve jato de ar e, em seguida, manipulação e inserção do cimento segundo as instruções do fabricante.

Todas as restaurações foram confeccionadas através de inserção de incremento único do material restaurador, sobre o qual foi posicionado um fragmento de tira de matriz de poliéster. A unidade fotoativadora utilizada foi a Optilux 400 (modelo VCL 400, Demetron Research Corporation, U.S.A.) com intensidade média de luz aferida em  $635\text{mW}/\text{cm}^2$  conforme a leitura do radiômetro Demetron (modelo 100, Demetron Research Corporation, U.S.A.). Com a utilização de politriz mecânica a 150 rpm procedeu-se os procedimentos de acabamento e polimento das restaurações, que foram realizados sob aplicação de suave pressão manual sob refrigeração à água e uso de lixas de carbetto de silício de granulação 600 e 1000, seguido por disco de feltro e pó de carbetto de silício de granulação 1000. Após esse procedimento, os corpos-de-prova foram novamente levados para exame em lupa estereoscópica para verificação da manutenção das margens da restauração em esmalte. As cavidades que foram restauradas com Vitremer receberam a aplicação prévia do “gloss” (Lote 2AY, 3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.) antes do armazenamento em água destilada em estufa a  $37^\circ\text{C}$ .

Os corpos-de-prova foram submetidos à limpeza em água destilada sob ultra-som durante 10 minutos e armazenados em água destilada por 24 horas a  $37^\circ\text{C}$  antes de serem submetidos ao ensaio de desgaste.

#### **4.2.2– Preparo das cúspides antagonistas**

Molares decíduos superiores hígidos foram selecionados e seccionados no sentido méso-distal com auxílio de alta-rotação sob refrigeração com água para

obtenção de cúspides de esmalte. Parafusos de “nylon” com 3 cm de comprimento foram rosqueados em suporte acrílico e sobre a cabeça desses foram fixadas as cúspides com cimento de polimetilmetacrilato (Self-Cure Tray plastic, Power & Liquid, Super Dent, Rockville Centre, NY, U.S.A) (FIG. 2a e 2b).

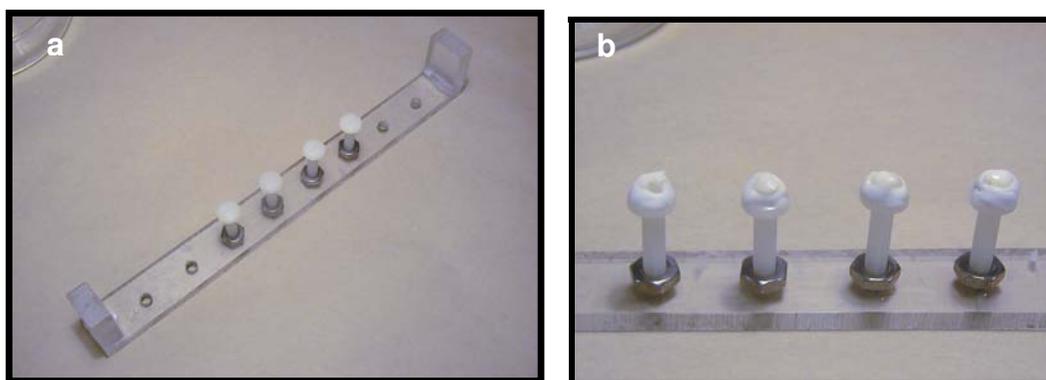


FIGURA 2 – a- Suporte acrílico com parafusos de “nylon”; b- Cúspides de esmalte cimentadas sobre a cabeça dos parafusos.

Com auxílio de um cilindro metálico (10mm de diâmetro) com ponta cônica (FIG. 3A- a1) foram confeccionados moldes com silicona polimerizada por adição (Reprosyl, Dentsply Caulk, Milford, DE, U.S.A) (FIG. 3 A –a4). Aplicou-se vaselina no interior dos moldes que foram fixados sobre uma placa plástica provida de fita adesiva de dupla face. Após a presa do cimento de polimetilmetacrilato foi manipulada resina epóxica (Buehler, U.S.A) na proporção de 5:1 e vertida para o interior dos moldes. Em seguida, o suporte acrílico foi invertido, o que permitiu o embutimento dos parafusos com as cúspides na resina epóxica (FIG. 3B).

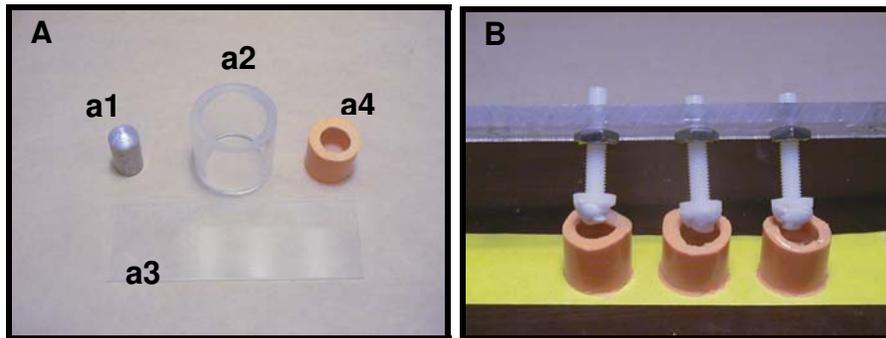


FIGURA 3 – A: Materiais necessários para confecção do molde em silicona (a1- cilindro metálico, a2- anel acrílico, a3- lâmina de vidro e a4- molde confeccionado; B- Parafusos com cúspides sendo levadas ao embutimento nos moldes já preenchidos com a resina epóxica.

Após a polimerização da resina epóxica, o corpo-de-prova que consistia do parafuso de “nylon” com a cúspide fixada e incluída foi removido do molde e do suporte plástico e procedeu-se ao torneamento das cúspides incluídas em resina. Para tal procedimento, foi utilizado um torno mecânico em cujo mandril estava localizado o corpo-de-prova. Acoplado ao torno, um dispositivo contendo uma ponta tronco-cônica, diamantada, com amplitude de movimento  $180^{\circ}$ , no sentido vertical, foi movimentado produzindo o desgaste da resina epóxica e subsequente exposição da cúspide de esmalte (FIG. 4).



FIGURA 4 – Procedimento de torneamento da cúspide.

Após a exposição de adequada área de esmalte ( $5\text{mm}^2$ ) foram realizados os procedimentos de polimento e limpeza, que consistiram no uso de lixas carbeto de silício de granulação 600 e 1000, disco de feltro com pó de carbeto de silício de granulação 1000, sob refrigeração a água e posterior limpeza banho de ultra-som por 10 minutos. Finalmente, para evitar dessecação do esmalte, as cúspides antagonistas foram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente (FIG. 5).



FIGURA 5 – Cúspide antagonista após procedimento de acabamento e polimento

#### 4.2.3– Preparo da pasta

Para simulação do terceiro corpo no teste de desgaste, foram utilizados 4g de sementes de papoula (Whole Dutch-Poppy seed, Mc Cormick & Co, Inc., Hunt Valley, MD, U.S.A), 2g de Polimetilmetacrilato (Dentsply Repair Material, Powder Pink, Dentsply International Inc, York, PA, U.S.A) e 20 mL de água destilada. Os ingredientes foram misturados com um pistilo em gral de cerâmica para que fosse promovida a mistura dos elementos entre si (FIG. 6). Essa pasta sempre foi preparada minutos antes de cada ensaio de desgaste ser realizado e a quantidade foi considerada suficiente para as quatro câmaras da máquina de desgaste.

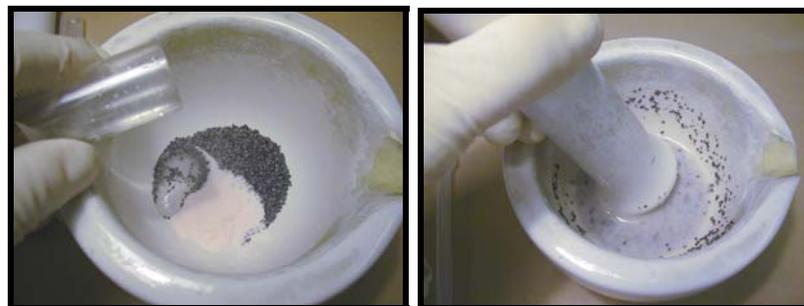


FIGURA 6 - Preparo da pasta de sementes de papoula em gral de cerâmica

#### 4.2.4– Ajuste da máquina de desgaste

As duas máquinas utilizadas nesse estudo, que contém duas câmaras de desgaste cada foram calibradas antes e após o teste para aferição da carga

aplicada e foram estabelecidos apenas os parâmetros referentes à abrasão, com aplicação de carga de 20N, frequência de 2 Hz e 100.000 ciclos (FIG. 7).

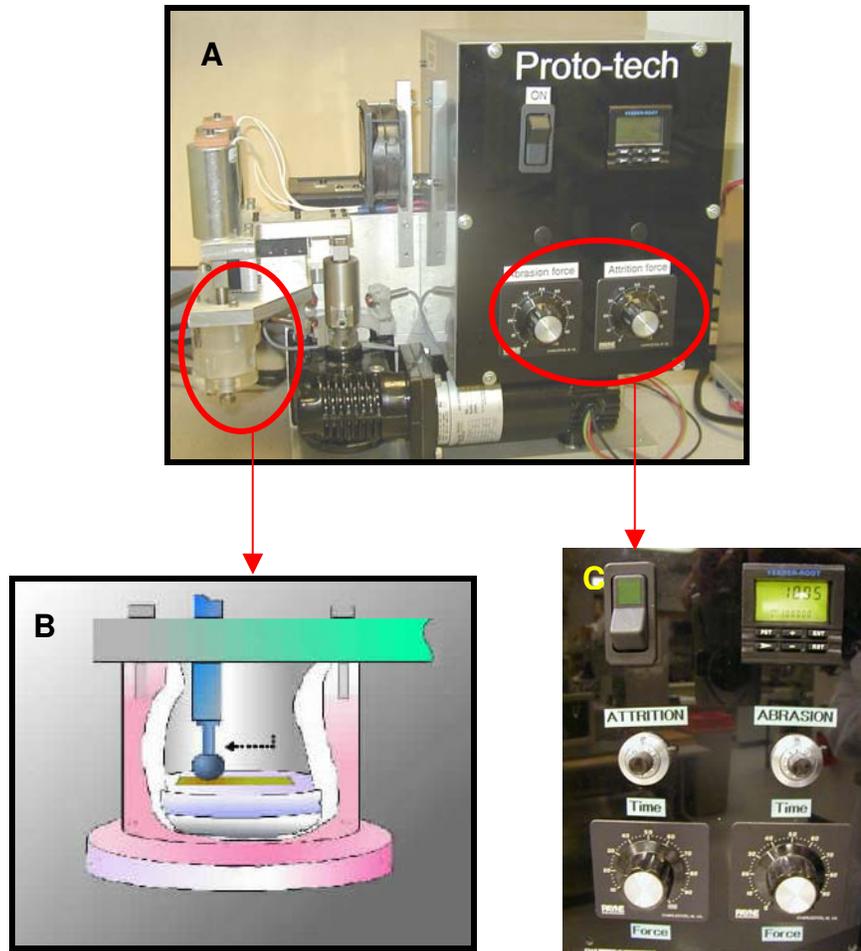


FIGURA 7 – A- Máquina de desgaste “O.H.S.U. Oral Wear Simulator”, B- Câmaras de desgaste; C- Controles da máquina para ajuste de parâmetros para ensaio de desgaste.

#### 4.2.5– Montagem dos corpos-de-prova na máquina de desgaste

Após o período de armazenamento por 24h a 37°C, cada grupo teve seus respectivos corpos-de-prova colocados nas câmaras de desgaste. Com o objetivo

de se evitar o extravasamento da pasta durante o ensaio, foi dispensada fina camada da silicona polimerizada por adição (Reprosyl) no degrau interno da câmara e o corpo-de-prova foi posicionado (FIG. 8a e 8b).

Após a presa da silicona, a câmara foi fechada através da base inferior e ajuste do parafuso central cuja função era garantir a estabilidade do corpo-de-prova durante o ensaio (FIG. 8c).

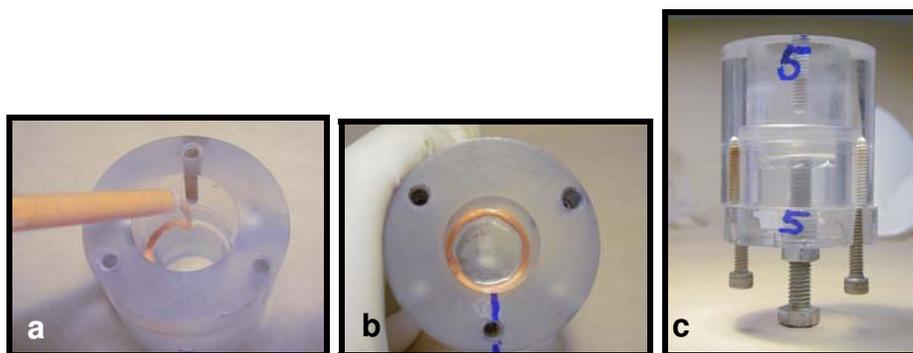


FIGURA 8 – Câmara de desgaste: a- Aplicação de Reprosyl para vedamento; b- Corpo-de-prova posicionado; c- Base fixada

Para cada corpo-de-prova foi usada uma cúspide antagonista que foi fixada abaixo de cada pistão pneumático (FIG. 9a). Após o correto ajuste da distância entre o corpo-de-prova e a cúspide, a câmara de desgaste teve os parafusos firmemente apertados a fim de se evitar qualquer deslocamento durante o ensaio. Foi adicionada a pasta de sementes e a máquina, previamente ajustada com os parâmetros devidos, foi acionada para início do ciclo de desgaste (FIG. 9a). Após completado o ensaio de desgaste, os corpos-de-prova e as cúspides antagonistas foram removidos da máquina e cuidadosamente lavados sob água corrente para remoção de pasta e *debris*.

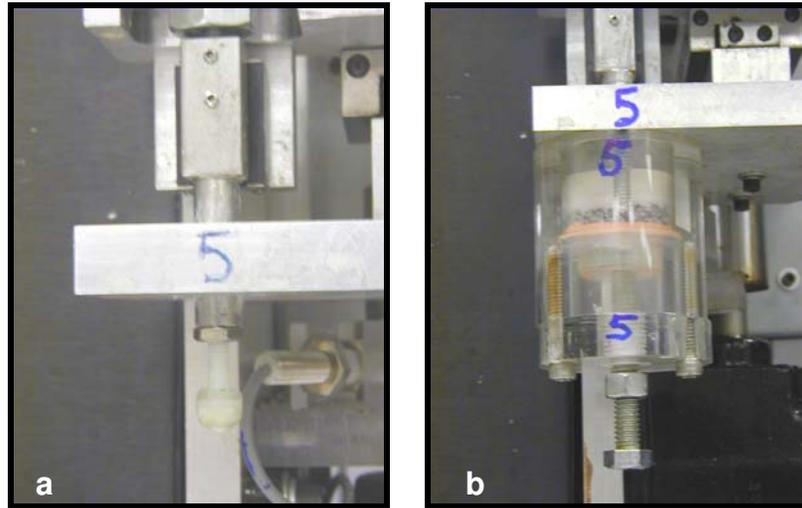


FIGURA 9 – a- Parafuso com cúspide fixada na máquina de desgaste; b- Câmara de desgaste com o corpo-de-prova posicionado e pasta de sementes.

#### 4.2.6 – Avaliação quantitativa do desgaste

##### Avaliação do desgaste do material restaurador e do esmalte no corpo-de-prova

Para a análise do desgaste foi utilizado um perfilômetro (FIG.10) que através de controle manual (FIG.10b) promovia movimentação do corpo-de-prova nos sentidos norte, sul, leste e oeste, o que possibilitava o posicionamento da extremidade diamantada (FIG. 10c) do aparelho sobre a margem do material restaurador e o esmalte.

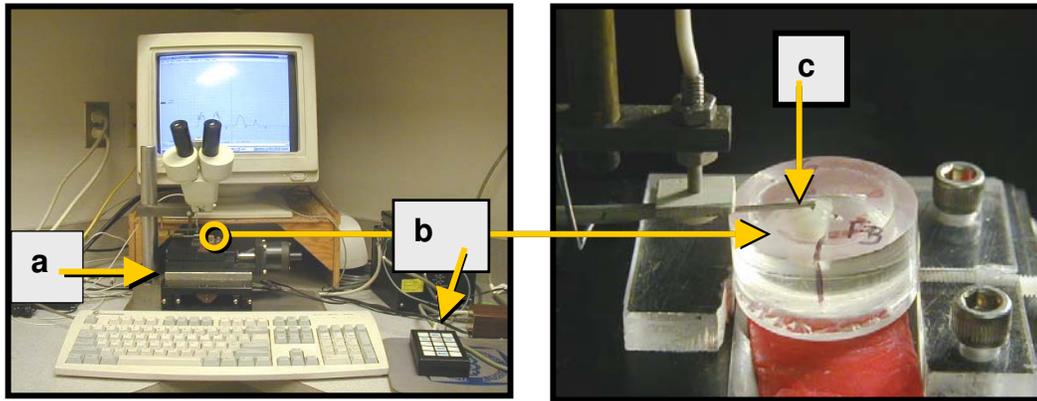


FIGURA 10 – Perfilômetro: a- Plataforma móvel; b- Controle da plataforma, c- extremidade diamantada.

Para que fosse possível a obtenção dos dados de desgaste no material e em esmalte, o fabricante da máquina de desgaste elaborou um programa computadorizado para que o movimento percorrido fosse conforme na FIG. 11 (traçado em vermelho). O corpo-de-prova foi posicionado na plataforma e ajustado de forma que o ponto inicial do percurso seria o correspondente ao ponto “1” e assim sucessivamente até “8”. A distância estabelecida entre os pontos 3-4 e 7-8 foi de 0,25 mm.

O transdutor do tipo LVDT (“Linear Variable Differential Transformer”) captava o sinal elétrico, cuja visualização em tempo real foi possível através do *software* WinDaq/XL (DATAQ, Akron, OH, U.S.A) (FIG. 11). Após verificação do adequado sinal elétrico, este foi gravado e os dados coletados foram transferidos para planilha do Microsoft Excel onde foram feitos os cálculos necessários para obtenção dos resultados de profundidade de desgaste expressos em micrometros.

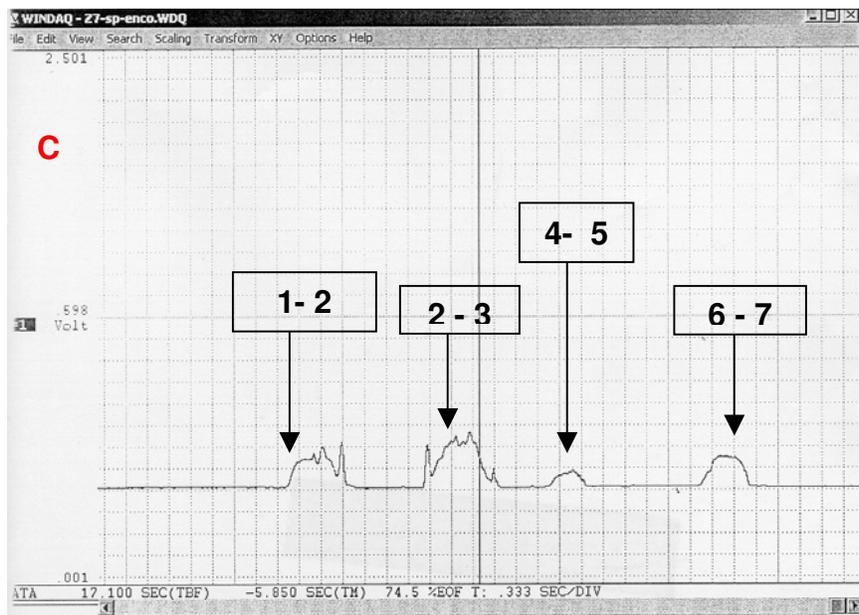
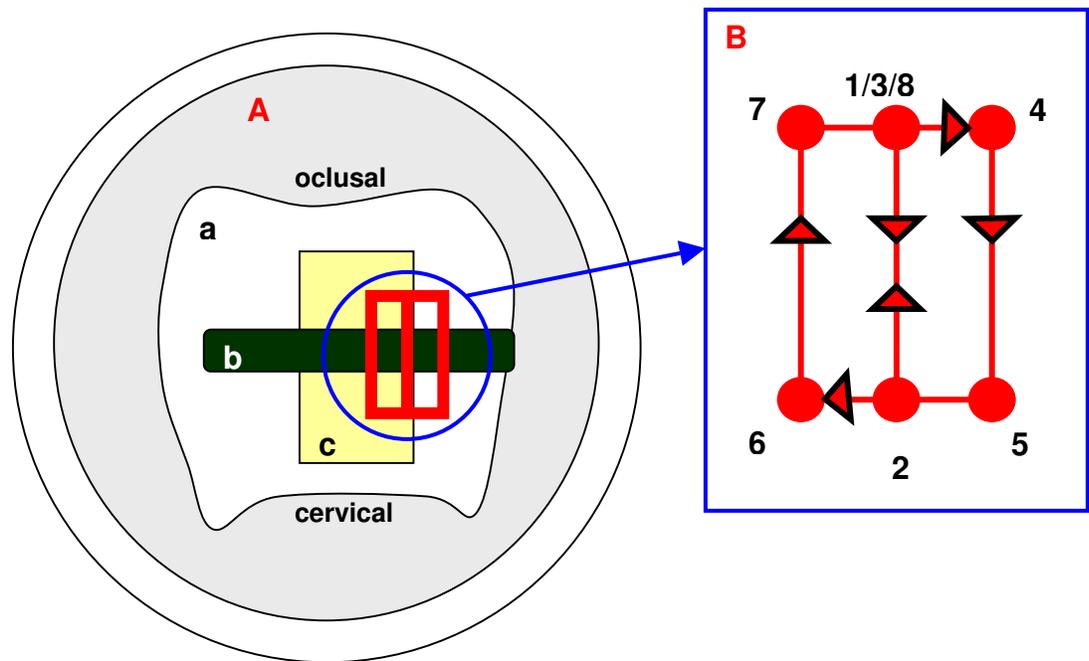


FIGURA 11 – A- Representação esquemática do corpo-de-prova durante a perfilometria (a-esmalte; b- traço do desgaste; c-restauração); B- Detalhe do traçado seqüencial realizado pelo perfilômetro (1 a 8) C - Sinal elétrico obtido referente ao traçado esquemático (1-2; 2-3: Margens da restauração, 4-5: Esmalte; 6-7: Material Restaurador (corpo-de-prova Z7/ Filtek Z250).

#### 4.6.1 – Avaliação do desgaste do esmalte na cúspide antagonista

Após o ensaio a cúspide antagonista foi moldada com silicona polimerizada por adição (Reposyl, Dentsply Caulk, Milford, DE, U.S.A). Os moldes obtidos foram vazados com resina epóxica (Buehler, U.S.A) e após a polimerização receberam a cobertura com liga de ouro-paládio (Denton Vacuum, LLC, Moorestown, NJ, U.S.A). A obtenção das imagens de cada faceta de esmalte foi realizada através de uma câmera digital (Olimpus, NK 6R, Japan) que foi acoplada ao microscópio estereoscópio (SMZ 600, Nikon, U.S.A) sob aumento de 40X. Antes da obtenção das imagens, os corpos-de prova foram apoiados sobre fina camada de cera utilidade e levados a um nivelador para que fosse permitido o correto posicionamento, evitando distorções quando as imagens fossem obtidas.

Foi feita calibração prévia da unidade a ser usada para medir a área da faceta de desgaste ( $\text{mm}^2$ ) por uma lâmina de vidro com malha quadriculada de área de  $1 \text{ mm}^2$ . Após estabelecidos os parâmetros de medição, cada imagem foi analisada e teve a área de desgaste calculada através da utilização de vídeo-imagem (UTHSCA, Image Tools, U.S.A). A FIG. 12b ilustra a simulação da delimitação da área de desgaste na cúspide antagonista de esmalte após o ensaio de desgaste, para obtenção dos resultados expressos em  $\text{mm}^2$ .

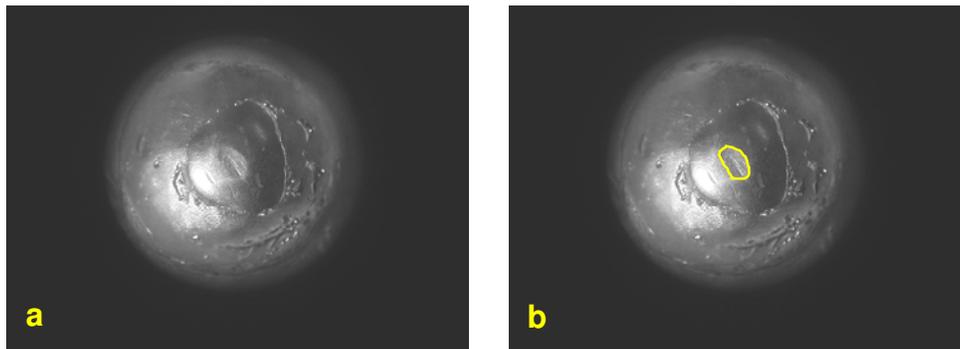


FIGURA 12 – a - Fotografia representativa de cúspide antagonista após o ensaio de desgaste e antes da demarcação da área de desgaste; b - Área de desgaste demarcada para análise no programa de vídeo-imagem.

#### 4.2.7 – Avaliação qualitativa do desgaste

Após a obtenção dos valores de desgaste, os corpos-de-prova foram removidos do anel acrílico, com auxílio de disco de diamante de dupla face acoplado à máquina para corte, sob refrigeração à água (South Bay Technology, California), e receberam a cobertura com liga de ouro-paládio (Balzers–SCD 050, Germany), para posterior análise em Microscópio Eletrônico de Varredura (JEOL, Tokyo, Japan) em aumento de 500X e distância focal constante em todos os grupos. Após verificação do traço de desgaste causado pela abrasão do material restaurador, foram selecionadas áreas centrais no material restaurador onde pudesse ser evidenciada a região onde houve ou não desgaste (FIG. 13). As superfícies dos materiais restauradores foram observadas na área de desgaste e

nas áreas não desgastadas, para efeito de comparação das modificações superficiais decorrentes do ensaio de desgaste.

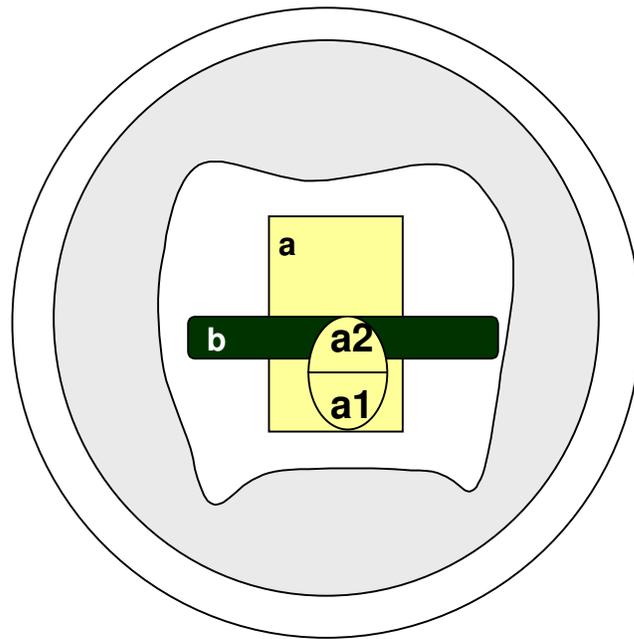


FIGURA 13 - Representação esquemática do corpo-de-prova com as regiões selecionadas para avaliação da superfície após o ensaio de desgaste: a- Restauração; a1 - Região do material restaurador que não sofreu desgaste; a2 – Região do material restaurador que sofreu desgaste; b- Traço do desgaste causado pelo movimento de abrasão.



## 5 – RESULTADOS

### 5.1 – Avaliação quantitativa do desgaste

#### 5.1.1 – Avaliação do desgaste dos materiais restauradores:

Os valores de desgaste obtidos no ensaio estão registrados nas TAB. 9 a 15 (ANEXOS). Os valores originais foram submetidos à análise de variância e de acordo com a TAB. 6 (ANEXOS) o fator material apresentou diferença estatisticamente significativa em nível de 5% de significância e foi submetido ao teste de Tukey. Os resultados estão apresentados na TAB. 3 ilustrados na FIG. 14.

TABELA 3

Médias de desgaste ( $\mu\text{m}$ ) dos materiais restauradores

MATERIAL	DESGASTE
Vitremer	84,51 (9,78) A
F2000	46,19 (11,44) B
Dyract AP	37,83 (10,2) BC
Filtek Z250	24,33 (9,78) CD
Heliomolar	19,71 (5,51) D
Point 4	19,71 (6,58) D
SureFil	14,48 (4,41) D

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na coluna diferem entre si em nível de 5% de significância pelo Teste de Tukey

( ) Desvio Padrão

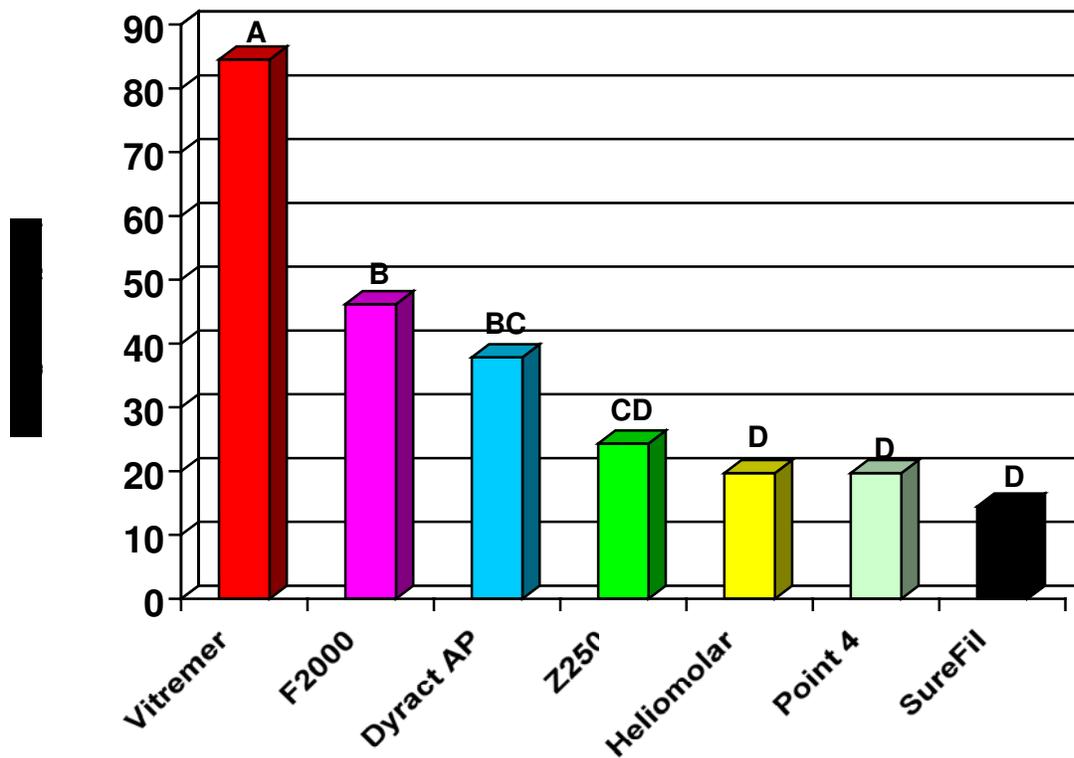


FIGURA 14 – Ilustração dos valores médios de profundidade de desgaste ( $\mu\text{m}$ ) dos materiais restauradores

De acordo com a TAB. 3 e FIG. 14, houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores médios de profundidade de desgaste dos materiais restaurados nos diferentes grupos de materiais. Os valores médios de profundidade de desgaste de Vitremer diferiram ( $p < 0,05$ ) em relação aos demais materiais restauradores. Entre as RMAP, não foi verificada diferença estatística significativa ( $p > 0,05$ ). Todos os compósitos, com exceção de Filtek Z250, apresentaram os menores valores médios de desgaste, e SureFil apresentou o menor valor nominal de desgaste. O compósito Filtek Z250 apresentou valor médio de profundidade de desgaste que não diferiu em relação ao Dyract AP ( $p > 0,05$ ).

### 5.1.2 – Análise do desgaste do esmalte adjacente à restauração

Os valores de desgaste obtidos no ensaio estão registrados nas TAB.9 a 15 (ANEXOS). Os valores originais foram submetidos à análise de variância e de acordo com a TAB. 7 fator desgaste do esmalte adjacente à restauração, apresentou diferença estatisticamente significativa em nível de 5% de significância e foi submetido ao teste de Tukey. Os resultados estão apresentados na TAB. 4 ilustrados na FIG. 15.

TABELA 4

Médias originais de desgaste ( $\mu\text{m}$ ) do esmalte no corpo-de-prova

MATERIAL	DESGASTE
Dyract AP	30,56 (19,85) A
Vitremer	17,49 (8,8) AB
F2000	16,54 (5,87) AB
Heliomolar	14,56 (6,11) AB
Filtek Z250	13,55 (7,73) AB
Point 4	11,89 (3,04) B
SureFil	7,94 (3,32) B

Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na coluna diferem entre si em nível de 5% de significância pelo Teste de Tukey

( ) Desvio Padrão

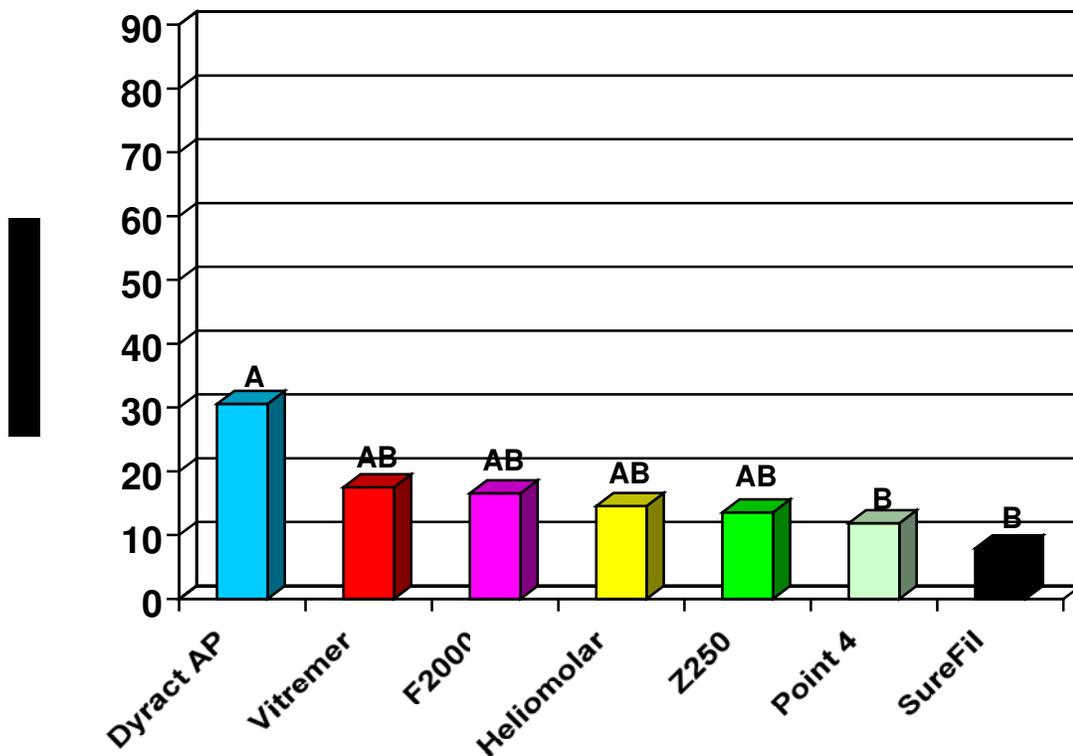


FIGURA 15 – Ilustração dos valores médios de profundidade de desgaste ( $\mu\text{m}$ ) do esmalte adjacente às restaurações.

De acordo com a TAB. 4 e FIG. 15, houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores médios de profundidade de desgaste do esmalte adjacente à restauração nos diferentes grupos dos materiais restauradores. Os grupos de dentes que receberam como materiais restauradores Vitremer, F2000, Heliomolar e Filtek Z250 não diferiram entre si e em relação aos demais grupos ( $p > 0,05$ ). Os corpos-de-prova que foram restaurados com Dyract AP apresentaram os maiores valores de desgaste ( $p < 0,05$ ) no esmalte adjacente à

restauração e diferiram em relação aos grupos restaurados com SureFil e Point4 (p<0,05).

### 5.1.3 – Análise do desgaste do esmalte na cúspide antagonista:

Os valores de desgaste obtidos no ensaio estão registrados nas TAB. 16 a 22 (ANEXOS). Os valores originais foram submetidos à análise de variância e de acordo com a TAB. 8 o fator desgaste do esmalte apresentou diferença estatisticamente significativa em nível de 5% de significância e foi submetido ao teste de Tukey. Os resultados estão apresentados na TAB. 5 e ilustrados na FIG. 16.

TABELA 5

Médias originais de desgaste (mm<sup>2</sup>) do esmalte das cúspides antagonistas

MATERIAL	DESGASTE
Vitremer	28,81 (4,27) A
F2000	27,29 (8,8) A
Dyract AP	23,03 (10,84) AB
Heliomolar	21,64 (4,02) AB
Filtek Z250	18,74 (4,57) AB
Point 4	17,63 (10,79) AB
SureFil	12,93 (1,75) B

\* Médias seguidas por letras maiúsculas distintas na coluna diferem entre si em nível de 5% de significância pelo Teste de Tukey ( ) Desvio padrão

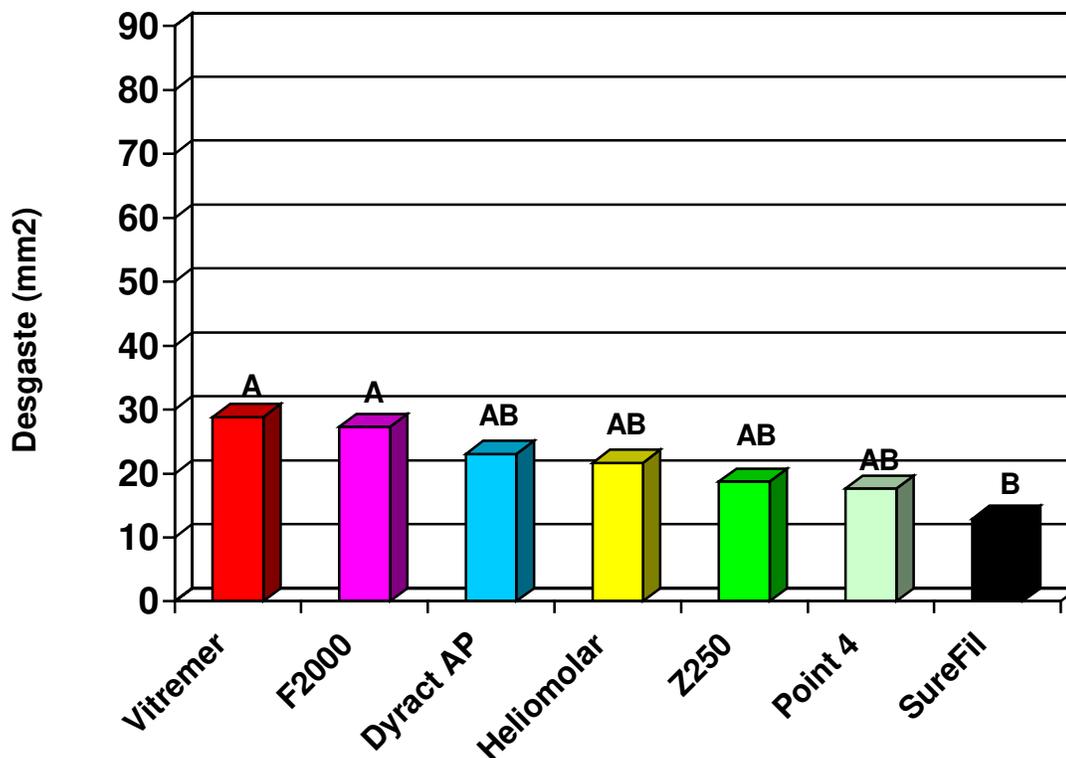


FIGURA 16 – Ilustração dos valores médios de desgaste (mm<sup>2</sup>) da cúspide de esmalte antagonista

De acordo com a TAB. 5 e FIG. 16, houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores médios de desgaste do esmalte da cúspide antagonista. As amostras de Vitremer e F2000 promoveram o maior grau de desgaste nas cúspides antagonistas ( $p < 0,05$ ) e diferiram em relação às amostras de SureFil. As cúspides antagonistas utilizadas para o ensaio de desgaste nos corpos-de-prova restaurados com Dyract AP, Heliomolar, Filtek Z250 e Point 4 não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si ( $p > 0,05$ ) e em relação aos demais.

## 5.2 – Correlação entre o desgaste dos materiais restauradores e o desgaste na cúspide antagonista

Através de teste de regressão linear e correlação de Pearson (ANEXOS) foi verificada a correlação entre valores do desgaste dos materiais restauradores e esmalte nas cúspides antagonistas.

Conforme verificado na análise estatística (ANEXOS) e na FIG. 17, houve correlação ( $r=0,85$ ) entre valores médios do desgaste dos materiais restauradores e o esmalte nas cúspides antagonistas.

Valores médios do desgaste do esmalte ( $\text{mm}^2$ ) das cúspides antagonistas

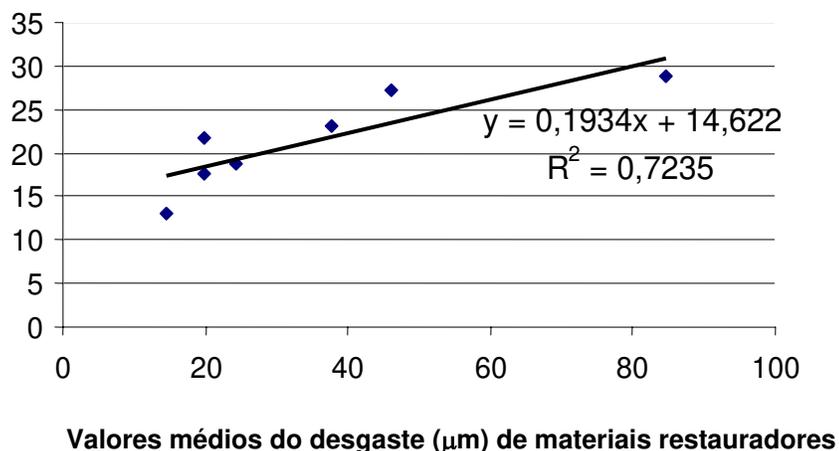


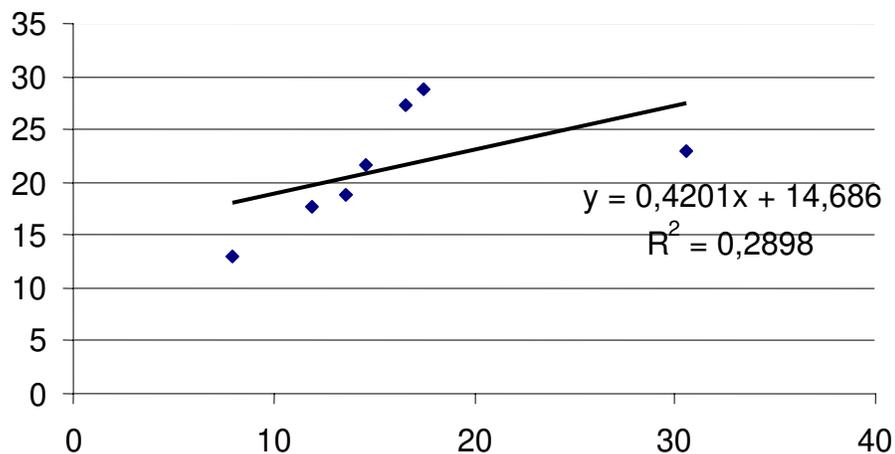
FIGURA 17. Diagrama de dispersão e ajuste de reta de regressão aos dados de desgaste dos materiais restauradores e do esmalte das cúspides antagonistas.

### 5.3 – Correlação entre o desgaste dos materiais restauradores e o desgaste na cúspide antagonista

Também foi correlacionado os valores médios do desgaste ocorrido no esmalte adjacente às restaurações e o e o desgaste do esmalte nas cúspides antagonistas.

Não houve correlação ( $r=0,53$ ) (ANEXOS) entre os valores de desgaste do esmalte adjacente à restauração no corpo-de-prova e o ocorrido nas cúspides de esmalte antagonistas (FIG. 18).

Valores médios do desgaste do esmalte ( $\text{mm}^2$ ) das cúspides antagonistas



Valores médios do desgaste ( $\mu\text{m}$ ) do esmalte adjacente às restaurações

FIGURA 18. Diagrama de dispersão e ajuste de reta de regressão aos dados de desgaste do esmalte adjacente às restaurações e de esmalte das cúspides antagonistas.

#### **5.4 – Avaliação qualitativa do desgaste**

As legendas das fotomicrografias ilustradas nas FIG. 19 a FIG. 32, apresentam as características de superfície em regiões nas quais ocorreu ou não desgaste para cada grupo de materiais restauradores

Foram observadas características superficiais similares entre os compósitos Heliomolar e Point 4 (FIG. 20 e FIG. 22), com ocorrência de perda de material e padrão regular de desgaste.

As FIG. 26 e FIG. 28, apresentam as fotomicrografias de Filtek Z250 e Dyract AP, respectivamente, onde pode ser evidenciado a semelhança entre as características superficiais desses materiais após o ensaio de desgaste.

Vitremer e F2000 apresentam entre todos os materiais restauradores, as características mais severas com relação ao padrão de desgaste, onde são observadas a perda de corpo de material, partículas de carga projetadas nas superfícies e grande incidência de poros (FIG. 30 e FIG. 32).

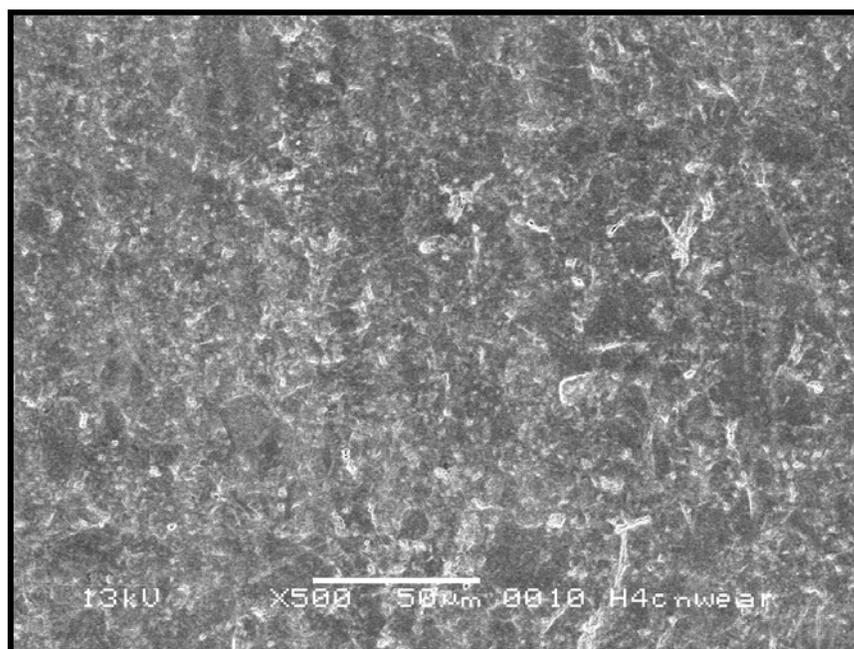


FIGURA 19 - Fotomicrografia ilustrando região de superfície do composto Heliomolar que não sofreu desgaste.

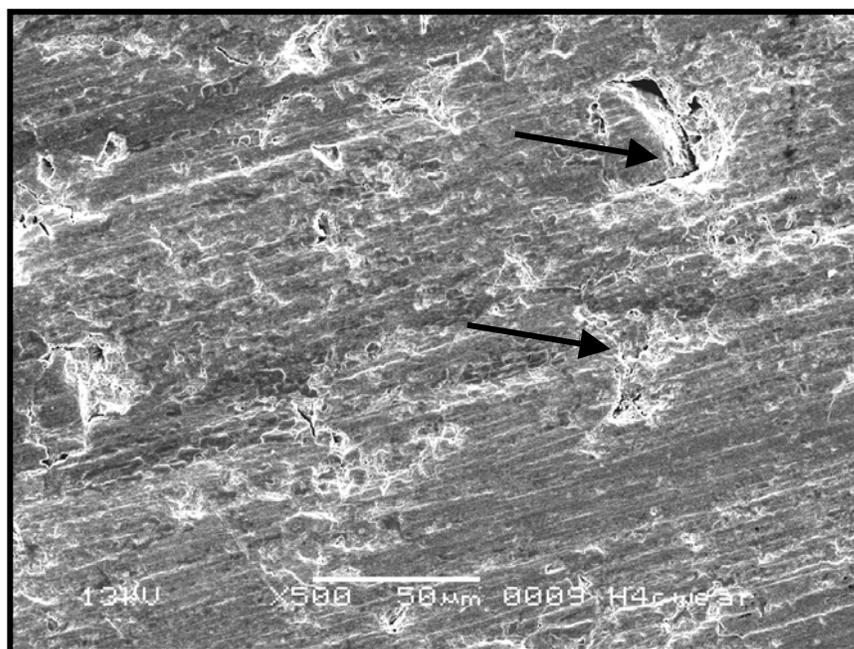


FIGURA 20 - Fotomicrografia ilustrando a superfície de Heliomolar após o ensaio de desgaste por abrasão. Notar que a superfície do composto tem aparência lisa e padrão homogêneo de desgaste, com áreas onde ocorreu perda de material (setas)

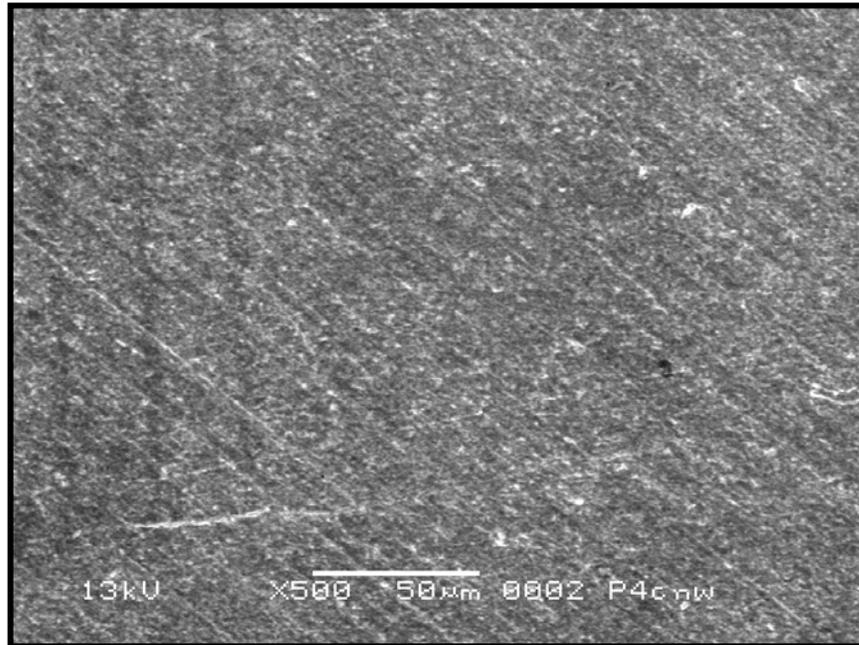


FIGURA 21 - Fotomicrografia ilustrando região de superfície do compósito Point 4 que não sofreu desgaste.

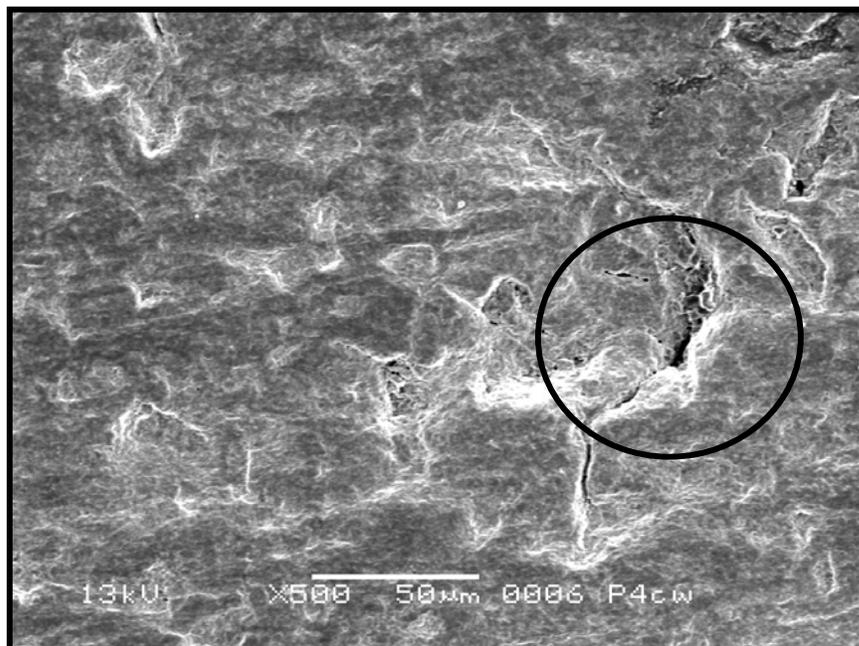


FIGURA 22 - Fotomicrografia ilustrando a superfície do compósito Point 4 após o ensaio de desgaste por abrasão. Notar que a superfície do compósito tem padrão regular de desgaste e ocorreu perda de material (círculo).

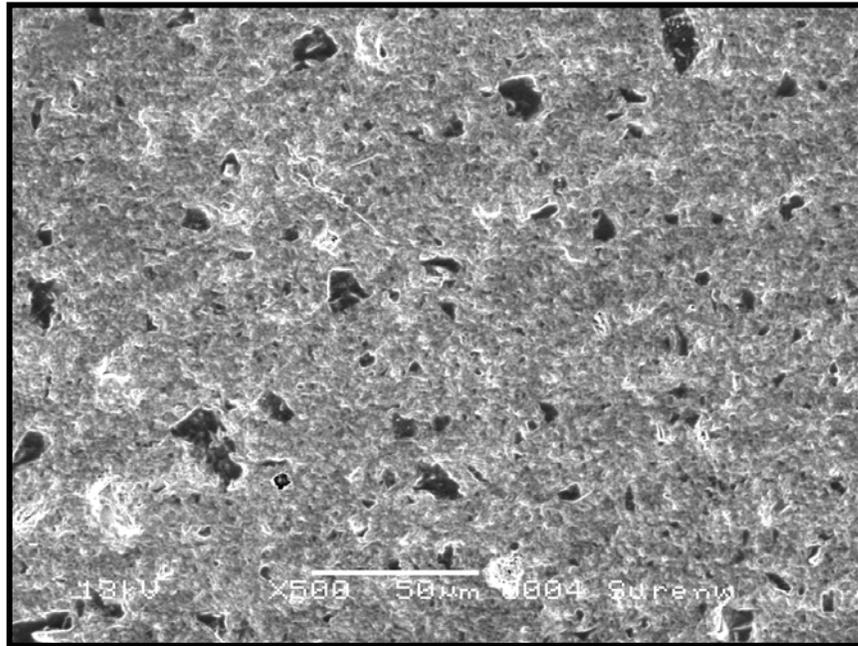


FIGURA 23 - Fotomicrografia ilustrando região de superfície do compósito SureFil que não sofreu desgaste. Notar a presença de partículas de carga de diferentes tamanhos e formatos.

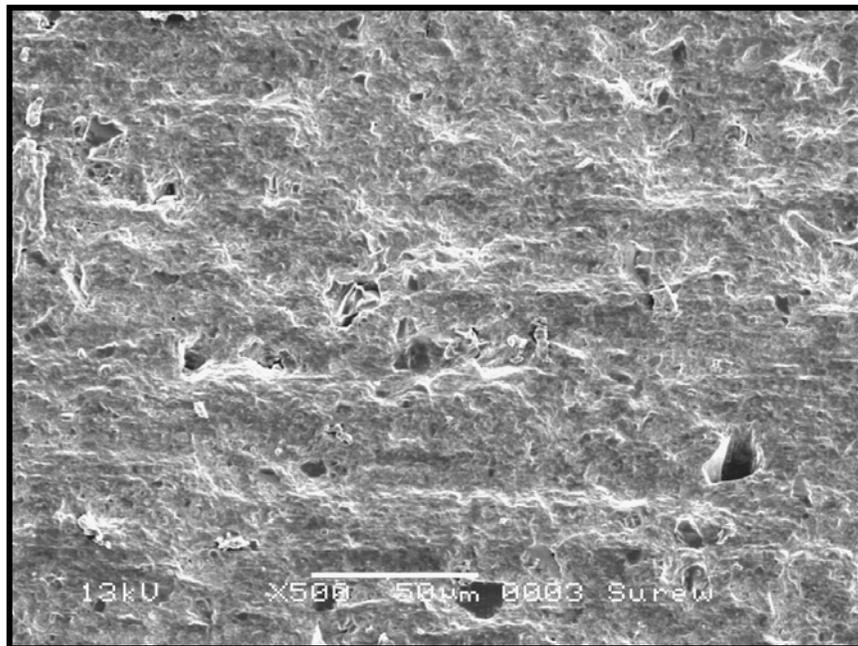


FIGURA 24 - Fotomicrografia ilustrando a superfície do compósito SureFil após o ensaio de desgaste por abrasão. Notar o padrão regular de desgaste e a pouca ocorrência de poros e partículas protruídas.

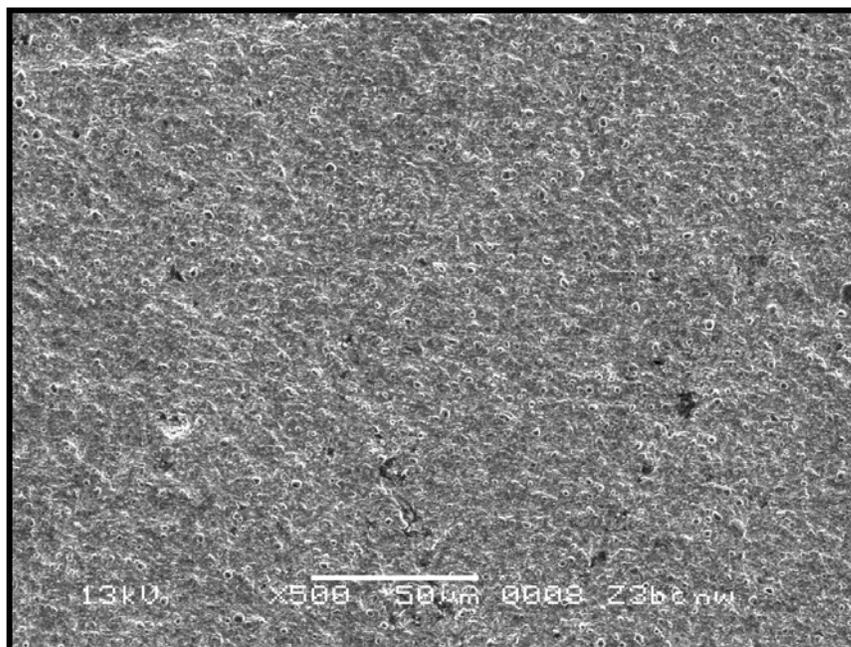


FIGURA 25 - Fotomicrografia ilustrando região de superfície do compósito Filtek Z250 que não sofreu desgaste.

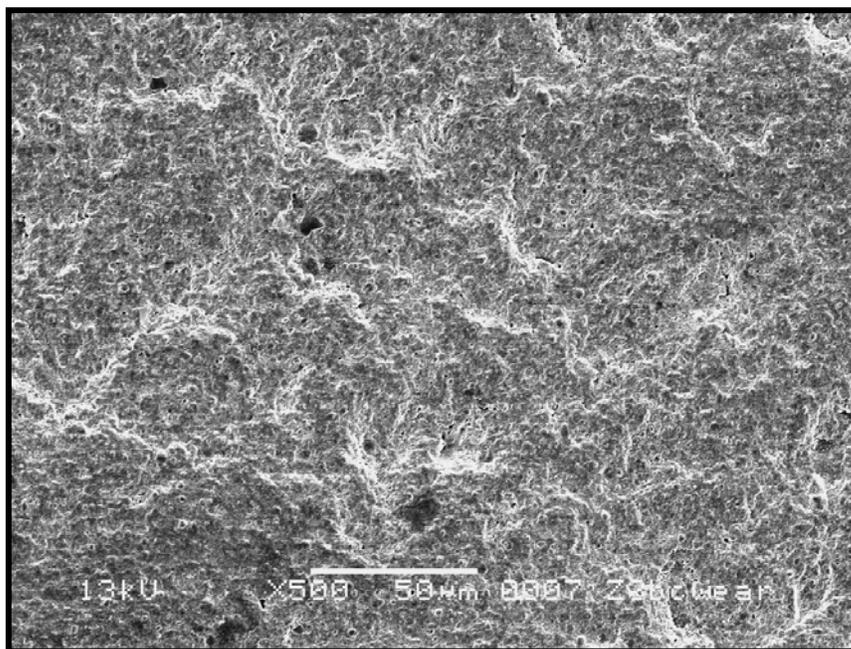


FIGURA 26 - Fotomicrografia ilustrando a superfície do compósito Filtek Z250 após o ensaio de desgaste por abrasão. Observar a superfície com desgaste irregular e com maior profundidade e a pouca ocorrência de poros e partículas protruídas.



FIGURA 27 - Fotomicrografia ilustrando região de superfície de Dyract AP que não sofreu desgaste.

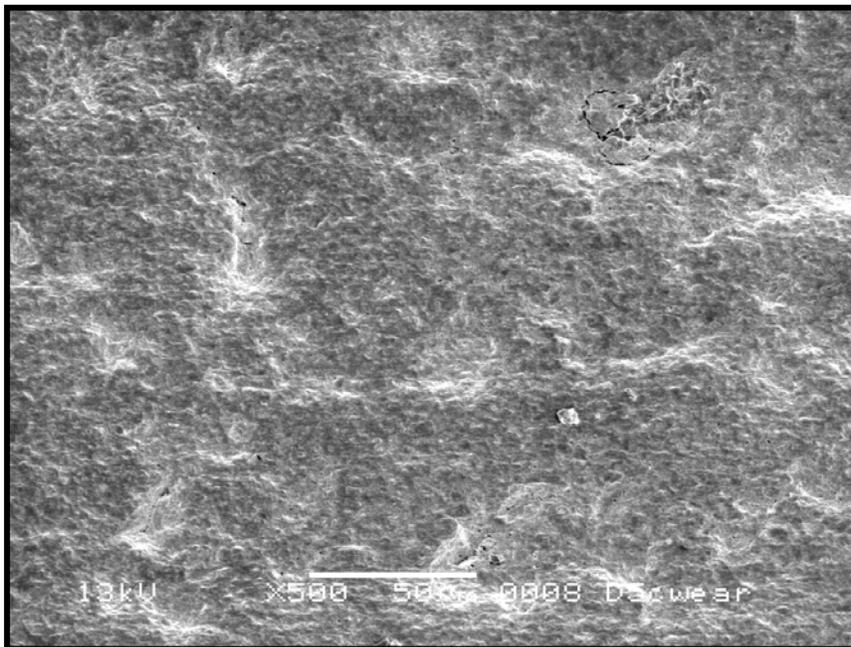


FIGURA 28 - Fotomicrografia ilustrando a superfície de Dyract AP após o ensaio de desgaste por abrasão. Observar o padrão regular de desgaste e pouca ocorrência de poros e partículas protruídas.

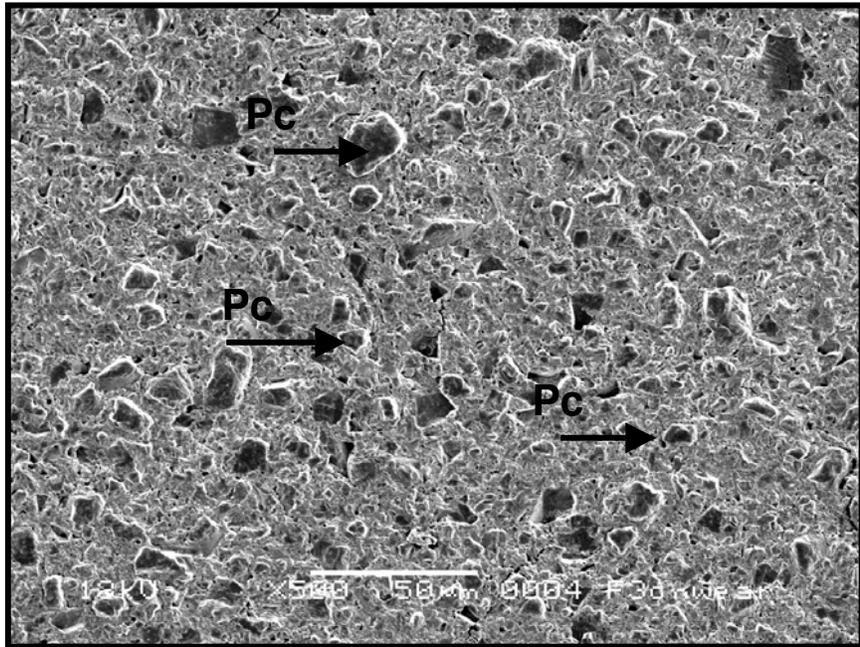


FIGURA 29 - Fotomicrografia ilustrando a superfície de F2000 que não sofreu desgaste. Notar o maior tamanho das partículas de carga com diferentes formatos (Pc).

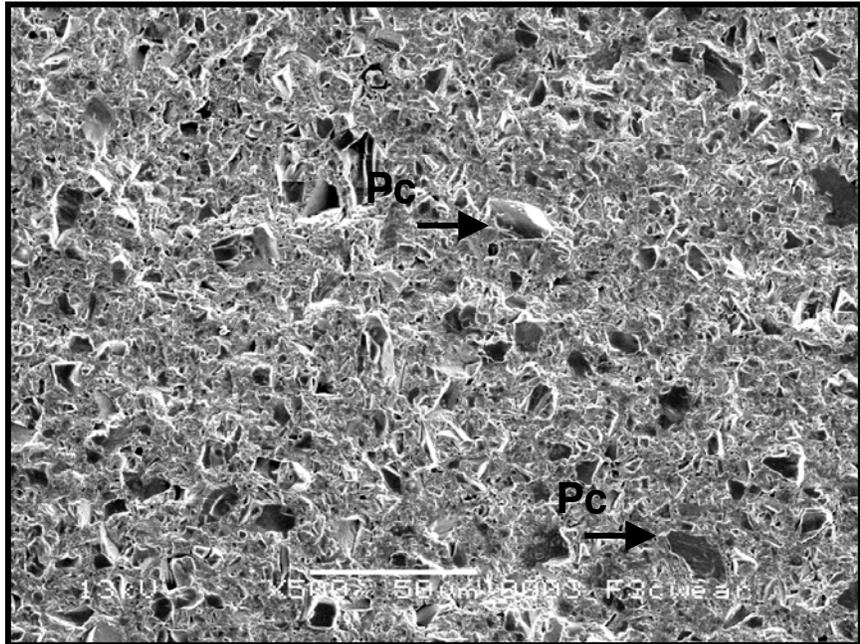


FIGURA 30 - Fotomicrografia ilustrando a superfície de F2000 após o ensaio de desgaste por abrasão. Observar o padrão mais severo e profundo de desgaste, com grande presença de partículas de carga projetadas na superfície (Pc).

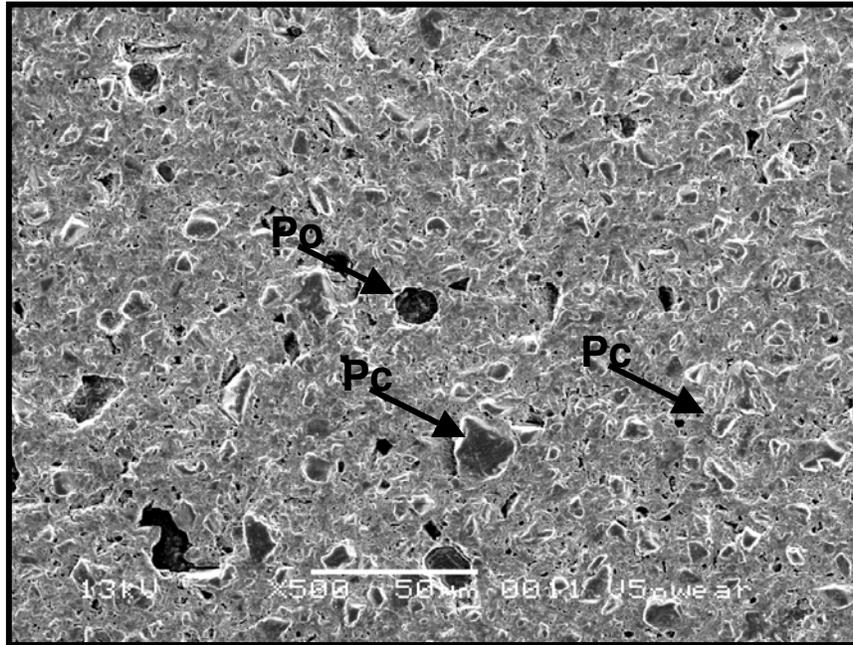


FIGURA 31 - Fotomicrografia ilustrando a superfície de Vitremer, que não sofreu desgaste. Notar o maior tamanho das partículas de carga com diferentes formatos (Pc).

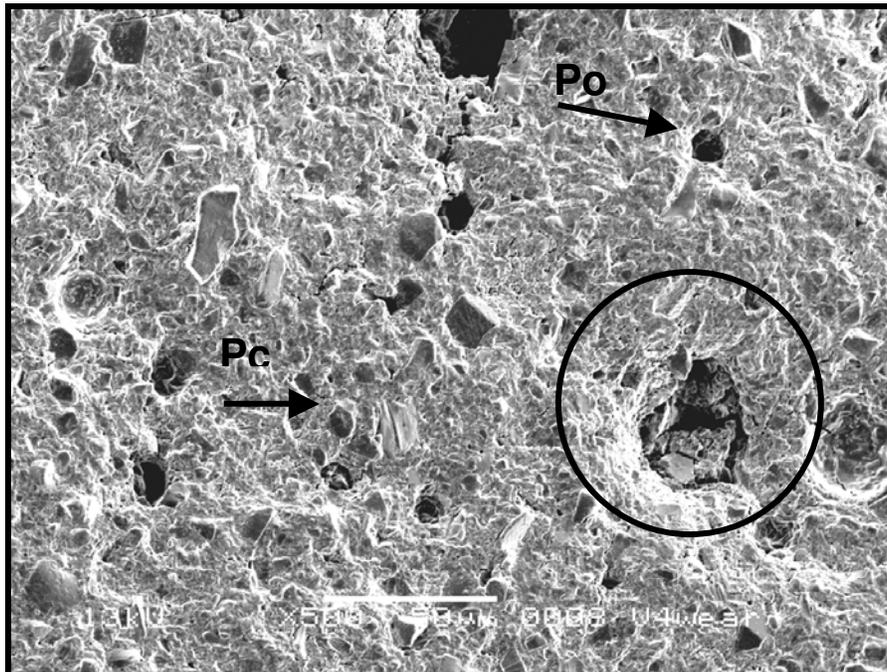


FIGURA 32 - Fotomicrografia ilustrando a superfície de Vitremer, após o ensaio de desgaste por abrasão. Observar o padrão severo e profundo de desgaste (círculo), com grande presença de poros (Po) e algumas partículas pequenas projetadas na superfície (Pc).

## 6 – DISCUSSÃO

Vários fatores estão relacionados com a resistência dos materiais odontológicos, assim como a resistência ao desgaste, que é influenciada pela composição do material odontológico.

Em relação aos diferentes tipos de materiais empregados neste estudo, observaram-se os maiores valores de desgaste relacionado ao Vitremer quando comparado com os demais materiais restauradores. A maior quantidade de desgaste apresentada pode estar relacionada a vários fatores, entre eles a estrutura e composição do material, que sendo um cimento de ionômero de vidro modificado por resina composta, apresenta partículas de vidro de silicato de Flúor-Alumínio com os maiores tamanhos (TAB. 2). Além do tamanho das partículas, pode-se associar a possível fragilidade da união destas com a matriz orgânica, em comparação com as dos compósitos que além de apresentarem tamanho muito menor, apresentam melhor ligação à matriz orgânica.

Durante o processo de desgaste, as superfícies que se atritam tendem a se romper pela fadiga, levando à formação de trincas na superfície subjacente do material, promovendo o deslocamento conjunto de porções da matriz polimerizada e partículas de carga inorgânica, expondo matriz orgânica e partículas inorgânicas (MAZER *et al.*, 1992; BRAEM *et al.*, 1994). Como os materiais que estão em atrito são de diferentes composições e estruturas, porções duras tendem a se desprender da superfície de atrito, funcionando como parte de um terceiro corpo

durante a abrasão. De acordo com o volume desprendido e a dureza dessas porções, será maior ou menor o desgaste e a perda estrutural.

Assim, para o material Vitremer, com partículas maiores e precária união entre a porção orgânica e inorgânica do material, o desprendimento das partículas de carga e o desgaste da matriz orgânica seriam maiores, como evidenciado pela FIG. 32 comparada à FIG. 20, relativa à superfície do compósito Heliomolar, FIG. 22 relativa ao Point 4, e FIG. 24, relativa ao SureFil, submetidas ao desgaste (PEUTZFELDT *et al.*, 1997).

Entre os materiais restauradores sob atrito do esmalte do dente decíduo, as RMAP não apresentaram diferença significativa entre os valores médios de desgaste. O mesmo foi observado para os compósitos, que não apresentaram diferença significativa quanto aos valores médios de desgaste. Mais uma vez, pode-se induzir que o processo de desgaste parece estar relacionado à composição e estrutura do material, já que grupos de materiais similares apresentaram comportamentos similares frente ao mesmo ensaio mecânico.

Não foi verificada diferença estatística nos resultados de desgaste entre os diferentes tipos de compósitos, concordando com CONDON & FERRACANE, em 1996, que também utilizaram a mesma máquina de desgaste com os mesmos parâmetros de carga e pasta abrasiva. Além disso, a ausência de diferença estatística nos resultados de desgaste dos compósitos poderia estar relacionada ao volume adequado e reduzido espaço entre as partículas inorgânicas e união satisfatória à matriz (JÖRGENSEN *et al.*, 1979; JÖRGENSEN, 1980; CONDON & FERRACANE, 1996; SÖDERHOLM & RICHARDS, 1998; LIM *et al.*, 2002).

Deve-se salientar que o padrão de abrasão apresentado neste estudo para os compósitos foi o mesmo observado por CONDON & FERRACANE, 1996 que utilizaram o mesmo processo de desgaste, mesmo tendo sido utilizado cúspides em esmalte de dentes permanentes como agente do atrito. Pode-se inferir que independente da estrutura que está promovendo a abrasão, o comportamento dos materiais está associado principalmente à própria composição e estrutura do material.

Provavelmente os fatores relacionados às características das partículas inorgânicas que mais influenciaram o grau de desgaste nas diferentes categorias de compósitos odontológicos parece estar mais ligado ao tipo e tamanho, do que ao conteúdo dessas nos materiais. CONDON & FERRACANE, em 1997a, afirmaram que os volumes de partículas inorgânicas nos compósitos influenciam a resistência ao desgaste. Isso não foi observado neste estudo, pois Heliomolar e SureFil que apresentam considerável diferença no conteúdos de partículas inorgânicas, 49% e 66%, respectivamente, não apresentaram diferença estatística quanto aos seus valores de desgaste desses materiais.

Neste estudo, apesar de não ter sido observada diferença estatística significativa entre os compósitos, verificou-se menores valores de desgaste para os compósitos compostos por micropartículas Heliomolar e Point 4. Desde a introdução dos compósitos compostos por micropartículas, diversos autores têm verificado a boa resistência ao desgaste desta categoria de compósitos (LAMBRECHTS *et al.*, 1984; PILLIAR *et al.*, 1984; RICE *et al.*, 1984; LAMBRECHTS *et al.*, 1985; PALLAV *et al.*, 1989; SULONG & AZIZ, 1990;

LEINFELDER, 1995; SUZUKI *et al.*, 1995; GLADYS *et al.*, 1997; YAP, 2002). Entretanto, outros autores justificaram que os compósitos híbridos apresentam melhor resistência ao desgaste do que os compósitos compostos por micropartículas, provavelmente devido ao maior tamanho de partícula de carga inorgânica (LEINFELDER, 1985; DE GEE *et al.*, 1985; SUZUKI & LEINFELDER, 1993; HU *et al.*, 2002). Deve-se salientar que esses resultados foram obtidos por um estudo *in vivo*, (LEINFELDER, 1985); por ensaio de desgaste por abrasão por três corpos com máquina de escovação mecânica (DE GEE *et al.*, 1985), por ensaio de desgaste por abrasão por três corpos com antagonista confeccionado em metal (SUZUKI & LEINFELDER, 1993) e por ensaio de desgaste por abrasão por dois e três corpos com antagonista em metal (HU *et al.*, 2002). Isso poderia indicar que diferentes metodologias de ensaios de desgaste, apresentando diferentes parâmetros, podem comprometer a comparação de resultados de diferentes estudos.

As FIG. 20 e FIG. 22 evidenciam o padrão uniforme e a característica de lisura após o ensaio de desgaste do Heliomolar e Point 4, respectivamente. Entretanto, em diversas regiões da superfície do material foram evidenciados locais onde houve a perda de material, podendo ser uma indicação de que esses compósitos seriam susceptíveis às conseqüências do desgaste causado por fadiga (MAZER *et al.*, 1992; BRAEM *et al.*, 1994). Assim, apesar de Heliomolar não ter apresentado diferença estatística significativa quando comparado aos demais compósitos, a degradação marginal que freqüentemente ocorre com os

compósitos compostos por micropartículas quando são submetidos à maior carga deve ser considerada (MAZER *et al.*, 1982; BRAEM *et al.*, 1996).

Diante de tais fatos, são necessários estudos *in vitro* de maior duração de tempo para que seja observado o desempenho de compósitos compostos por micropartículas quando expostos a soluções com diferentes características de pH, como ressaltado também por DE GEE *et al.*, 1996.

Não foi observada diferença estatística significativa para os valores de desgaste entre o compósito SureFil e os demais compósitos, entretanto esse material foi o que apresentou o menor valor nominal de desgaste. Alguns autores, como YAP, em 2002, verificaram que SureFil apresentou os menores valores de desgaste entre diferentes tipos de compósitos, concordando com diversos autores que verificaram que esse material apresentou satisfatória resistência ao desgaste e justificaram os resultados dos estudos provavelmente devido à presença do monômero UDMA existente na matriz orgânica do material e à aglomeração de partículas inorgânicas de carga (COBB *et al.*, 2000; MANHART *et al.*, 2000; SÖDERHOLM *et al.*, 2001). Na FIG. 23 a superfície do SureFil apresenta partículas de tamanho relativamente grande quando comparada com a superfície de Filtek Z250 (FIG.25), entretanto após o ensaio de desgaste SureFil (FIG.24) apresentou aparência similar ao Filtek Z250 (FIG. 26), o que poderia ser uma indicação da eficácia da resistência coesiva desse material.

Nos estudos de desgaste *in vitro* há variação quanto à força aplicada e tipo de pasta abrasiva (ROOTARE *et al.*, 1989; SARRET *et al.*, 1991). SATOU *et al.*, em 1992, verificaram que dependendo do tipo de partículas presentes na pasta

abrasiva, haverá favorecimento da resistência ao desgaste para alguns tipos de compósitos. Neste estudo, foi utilizada uma mistura de sementes de papoula, PMMA e água, que segundo DE GEE *et al.*, em 1986; é composta por elementos que simulariam satisfatoriamente a abrasividade causada pela maioria dos alimentos.

A diferença estatística que ocorreu entre os valores de desgaste de Vitremer, F2000 e Dyract AP e os compósitos, provavelmente foi devido ao fato de que esses materiais apresentam tamanhos médios de partículas inorgânicas entre 2,5 e 6,5  $\mu\text{m}$ , ou seja, maior que 1  $\mu\text{m}$  que segundo CONDON & FERRACANE, em 1996, deve ser o valor dimensional limite de partículas presentes em materiais restauradores para que apresentem adequada resistência ao desgaste.

Segundo o perfil técnico do Vitremer, o tamanho médio de partícula de carga inorgânica é de 3 a 5  $\mu\text{m}$ , entretanto GLADYS *et al.*, em 1997, verificaram que o valor médio foi de 6,2  $\mu\text{m}$ , sendo o tamanho mais freqüentemente observado de 6,7  $\mu\text{m}$ . Como pode ser observado na FIG. 31, há a presença de vazios (poros) e partículas grandes e com diferentes formatos. Durante o ensaio essas partículas foram removidas e poderiam ter influenciado no desgaste da superfície do material, como sugerido por LUGASSY & GREENER (1972), EHRNFORD *et al.* (1980), MCKINNEY & WU (1982), WILLEMS *et al.* (1993) e SÖDERHOLM *et al.* (2001).

São encontrados diversos estudos que empregaram diferentes metodologias onde foi verificada a baixa resistência ao desgaste do Vitremer (DE

GEE *et al*, 1996; PEUTZFELDT *et al*, 1997; SUNNEGARDH-GRONBERG *et al.*, 2001; XIE; 2002). Neste estudo Vitremer apresentou o maior valor de desgaste entre todos os materiais ( $p < 0,05$ ) e provavelmente os fatores que influenciaram esse resultado estão relacionados ao grande tamanho e diferentes formatos das partículas de vidro e a ligação dessas com a matriz resinosa, à presença de vazios (poros) no corpo do material e à própria matriz resinosa (OGDEN *et al.*, 1985).

Além disso, como pode ser observado na FIG. 32, a superfície de Vitremer apresentou grande desgaste e quantidade de vazios. Segundo MAIR, em 1996, as partículas de carga presentes nos cimentos de ionômero de vidro podem permanecer intactas e transmitir força subjacente à matriz, levando à formação de trincas. Com o passar do tempo as partículas seriam removidas quando a matriz orgânica com estrutura trincada não conseguiria mais retê-las (MAIR *et al*, 1996). O contato do Vitremer com a cúspide de esmalte antagonista conduziu ao aumento significativo de desgaste desse material provavelmente devido ao fenômeno de fadiga na superfície subjacente do material concordando com DE GEE *et al*, em 1996.

PEUTZFELDT *et al.*, em 1997, afirmaram que nos CIVR as cadeias de poliácido são formadas por ligações cruzadas que têm comprimento suficiente para impedir que duas cadeias unidas de poliácidos fiquem próximas na região das ligações cruzadas, e nessa região os grupos carboxilatos nas duas cadeias de poliácidos não ficarão próximos o suficiente para que ocorra a ligação via cálcio que geralmente ocorre quando não há ligação cruzada. O resultado desse efeito desestabilizante da ligação cruzada do metacrilato é a diminuição na resistência

ao desgaste e menor resistência da superfície quando cargas são aplicadas durante o teste de dureza.

Não foi observada diferença estatística de desgaste entre Dyract AP e Filtek Z250. Diversos autores afirmaram que algumas RMAP apresentam resistência ao desgaste semelhante aos compósitos híbridos (ATTIN *et al*, 1996; GLADYS *et al*, 1997; HSE & WEI; 1997; YAP *et al*, 1997; FRAZIER *et al*, 1998). A observação da semelhança das características superficiais apresentadas por Dyract AP e Filtek Z250 (FIG. 26 e FIG. 28) poderia inferir que esses materiais apresentariam adequada resistência coesiva, justificando a ausência de diferença estatística para os valores de desgaste entre esses materiais encontrados neste estudo.

LATTA *et al.*, em 2001, através de um ensaio de desgaste por abrasão por três corpos com antagonista metálico, encontraram maiores valores de desgaste em corpos-de-prova de Dyract, AP do que F2000, mas não justificaram tal resultado, alegando apenas que são verificados diferentes valores de desgaste entre os diferentes tipos de RMAP. Neste estudo, provavelmente a semelhança no tamanho médio das partículas de carga inorgânica presente nos materiais Dyract AP e F2000, de 2,3  $\mu\text{m}$  e 3  $\mu\text{m}$  respectivamente, justifique a ausência de diferença estatística dos valores de desgaste entre esses dois materiais.

Neste estudo foi encontrada diferença estatística significativa entre os valores de desgaste dos materiais Vitremer e as RMAP, sendo que o Vitremer apresentou as maiores médias de desgaste, concordando com SUNNEGARDH-GRONBERG *et al.*, em 2002 e PEUTZFELDT *et al.*, em 1997. Entretanto ATTIN *et*

*al.*, 1996, verificou maiores valores de desgaste para Dyract AP e o compósito híbrido *blend-a-lux* do que para Vitremer, mas esses autores não justificaram esses resultados, indicando apenas que o Dyract AP se comportou como o compósito híbrido que liberaria partículas duras na pasta abrasiva, promovendo maiores valores de desgaste no material.

Quando se utilizam cúspides de esmalte permanente antagonistas há indicação de que não seja removida a camada aprismática de esmalte, que devido aos procedimentos de padronização poderia influenciar os resultados (KREJCI . *et al.*, 1999; GOHRING *et al.*, 2002). Neste estudo, esforços foram feitos para que essa camada externa fosse mantida durante o procedimento de torneamento, acabamento e polimento das cúspides antagonistas, para evitar a influência deste fator, apesar de terem sido utilizados molares decíduos esfoliados por rizólise completa o que poderia indicar que a camada aprismática de esmalte já tivesse sido removida pela função do dente na cavidade bucal.

Conforme pode ser observado na FIG. 17 e pela presença de correlação, houve relação entre os valores de desgaste dos materiais restauradores e o esmalte das cúspides antagonistas. Um dos fatores associados ao desgaste do dente antagonista à restauração pode ser atribuído ao tamanho da partícula de carga inorgânica presente no material restaurador que se desprenderia da superfície do material e atuaria como agente de abrasão no tecido dental. Os materiais Vitremer e F2000 apresentam, como já mencionado, maiores tamanhos de partículas, em comparação com os materiais utilizados neste estudo. Esses resultados concordam com diversos autores que demonstraram haver relação

entre o tamanho de partículas de carga inorgânica e o desgaste causado no antagonista (LUTZ *et al*, 1992; CONDON & FERRACANE, 1996; SUZUKI *et al*, 1996; SÖDERHOLM *et al*, 2001; SUZUKI *et al*, 2002).

CONDON & FERRACANE, em 1997b, afirmaram que os compósitos com menor tamanho de partícula causaram os menores valores de desgaste nas cúspides de esmalte permanente antagonistas, o que poderia ser explicado para SureFil que apesar de não ter apresentado diferença estatística entre os demais compósitos, foi aquele que apresentou o menor valor nominal de desgaste no material e produziu o menor desgaste na cúspide antagonista de esmalte decíduo. Além disso, neste estudo não houve diferença estatística significativa entre os valores de desgaste nas cúspides antagonistas e os diferentes compósitos, concordando com CONDON & FERRACANE, em 1997b.

As fotomicrografias representativas do F2000 e Vitremer estão ilustradas nas FIG. 29 a FIG. 32. Segundo CONDON & FERRACANE, em 1996, os materiais que apresentam partículas inorgânicas com tamanho superior a 1  $\mu\text{m}$  produzem aparência irregular à superfície do material após o ensaio de desgaste, quando observadas em MEV. Isso foi verificado neste estudo, onde também pode ser observada a maior quantidade de partículas grandes e com formato irregular que provavelmente exerceu influência nos maiores valores de desgaste no esmalte decíduo da cúspide antagonista. Do mesmo modo essas características das superfícies do material em conjunção com a presença de vazios poderia ter contribuído para o maior grau de desgaste encontrado nesses materiais.

Houve fraca correlação entre os valores de desgaste dos materiais restauradores e o esmalte adjacente à restauração, conforme pode ser observado na FIG. 18. Não há nenhum outro estudo *in vitro* que tenha utilizado cúspide de esmalte decíduo antagonista o que torna inviável a comparação com os resultados deste estudo. Entretanto a falta de correlação pode ter ocorrido em virtude do ensaio de desgaste ter promovido maior desgaste na cúspide antagonista, removendo a camada aprismática de esmalte, da cúspide, tornando-o menos resistente e incapaz de promover o desgaste no esmalte adjacente à restauração .

Os resultados da avaliação do desgaste do esmalte adjacente à restauração demonstraram que o esmalte adjacente aos materiais que sofreram menor quantidade de desgaste, foi também menos desgastado, como observado com os materiais SureFil e Point 4. Entretanto, o esmalte adjacente à restauração com Dyract AP exibiu a maior quantidade de desgaste comparado àqueles materiais.

SHABANIAN & RICHARDS, em 2002, utilizaram máquina de desgaste por abrasão por dois corpos com esmalte permanente antagonista e verificaram que a aplicação da carga satisfatória e com condição de pH neutro, deverá ocorrer comportamento semelhante entre o desgaste do esmalte adjacente e o material restaurador.

Apesar de não ter sido verificado neste estudo, alguns autores têm relacionado o grau de dureza de materiais restauradores e o grau de desgaste ocorrido após ensaios de desgaste. Os resultados são conflitantes, onde para um mesmo material são encontrados resultados opostos. ATTIN *et al*, em 1996 e

PEUTZFELDT *et al*, em 2002 encontraram maiores valores de dureza para Dyract do que Vitremer e maior resistência ao desgaste para Dyract do que Vitremer. XIE *et al*, 2000, encontraram maiores valores de dureza e menores valores de desgaste para Vitremer. YAP *et al*, em 1997, encontraram valores de dureza semelhante entre Dyract e Vitremer e maiores valores de desgaste para Vitremer do que Dyract quando as duas diferentes máquinas de desgaste foram utilizadas. Finalmente SUNNEGARDH-GRONBERG *et al*, em 2001, verificaram menor grau de dureza para Dyract AP que apresentou maior resistência ao desgaste.

Pode ser observado que as diversas metodologias e mensurações do desgaste *in vitro* e parâmetros estabelecidos nas máquinas de desgaste, torna polêmica a avaliação do grau de desgaste de diferentes materiais restauradores. Assim, o ideal seria que houvesse uma padronização de parâmetros, tais como pastas abrasivas, material utilizado para a confecção do antagonista, cargas e movimentos, permitindo a completa comparação de resultados.

Antes da realização deste estudo, uma das hipóteses levantadas seria a de que o esmalte adjacente à restauração desgastar-se-ia mais do que o material restaurador e pudesse confirmar o desgaste que freqüentemente ocorre no esmalte decíduo adjacente à restauração. Após a realização do ensaio de desgaste esta hipótese não foi confirmada, pois todos os materiais apresentaram maior desgaste do que o esmalte adjacente à restauração. Um dado interessante a ser considerado é a relação de desgaste material/ esmalte adjacente à restauração. Neste estudo, a mais adequada relação (material/ esmalte adjacente) de desgaste foi obtida quando se verificou o comportamento do Dyract AP que

apresentou uma relação de 1,24; seguido pelo Heliomolar (1,4), Point 4 (1,7) e SureFil e Z250 (1,8). Esse fato indica que outros estudos com diferentes valores de carga aplicados e meios abrasivos sejam conduzidos nessa máquina de desgaste. Entretanto, a correlação que foi observada neste estudo entre o desgaste de materiais restauradores e o esmalte das cúspides antagonistas implica na criteriosa seleção de materiais restauradores a serem empregadas em odontopediatria, especialmente nos casos de pacientes que apresentam condições que potencializem o desgaste dental, como aqueles previamente mencionados neste estudo.

A Associação Dentária Americana (ADA) recomenda que o desgaste máximo de qualquer material restaurador situe-se ao redor de 175  $\mu\text{m}$  no período de quatro anos. Os parâmetros estabelecidos na máquina de desgaste utilizados neste estudo equivalem a um ano contínuo, sem interrupções, no processo mastigatório. Considerando o tempo de permanência de molares decíduos na cavidade bucal e a relativa capacidade de liberação de flúor pelas RMAP, os valores de desgaste obtidos neste estudo demonstraram que esses materiais estão dentro dos padrões estabelecidos pela ADA. Há necessidade, entretanto, de realização de estudos *in vivo* com esses materiais para que possa ser confirmada a hipótese de que as RMAP são materiais restauradores indicados para restaurações posteriores de molares decíduos devido à satisfatória resistência ao desgaste que acompanharia o mesmo grau de desgaste fisiológico do esmalte

decíduo, evitando interferências no relacionamento oclusal que ocorre durante a transição da dentição decídua para permanente.

Diante de tais observações, além da ausência de outro estudo *in vitro* com utilização de dentes decíduos como substrato, novos estudos devem ser conduzidos na máquina de desgaste “OHSU Oral Wear Simulator” que demonstrou ser adequada para a reprodução do desgaste por abrasão por três corpos em dentes decíduos.

## 7- CONCLUSÃO

Com base nos resultados encontrados podemos concluir que:

1. Os maiores valores de desgaste no material após o ensaio foram encontrados para o Vitremer e os menores valores para SureFil, Point 4 e Heliomolar.
2. Os maiores valores de desgaste do esmalte adjacente à restauração foram encontrados quando foi utilizado Dyract AP e os menores valores para SureFil e Point 4.
3. Os maiores valores de desgaste do esmalte na cúspide antagonista foram encontrados quando foi utilizado Vitremer e F2000 e os menores valores para SureFil
4. Houve correlação do desgaste entre o material restaurador e o desgaste do esmalte na cúspide antagonista
5. Não houve correlação entre o desgaste do esmalte adjacente e o desgaste do esmalte na cuspida antagonista.
6. Foram observadas em Microscopia Eletrônica de Varredura características morfológicas distintas nas superfícies dos materiais restauradores após o ensaio de desgaste de acordo com a estrutura dos diferentes materiais restauradores.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

ANUSAVICE, K.J. **Materiais dentários de Phillips**. 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. p.38, 319-320.

ATTIN, T.; VATASCHKI, M.; HELLWIG, E. Properties of resin-modified glass-ionomer restorative materials and two polyacid-modified resin composite materials. **Quintessence Int**, Berlin, v.27, n.3, p.203-209, Mar. 1996.

BELL, E.J.; KAIDONIS, J.; TOWNSEND, G.C. Tooth wear in children with Down syndrome. **Aust Dent J**, Saint Leonards, v.47, n.1, p.30-35, Mar. 2002.

BRAEM, M., LAMBRECHTS, P., VANHERLE, G. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. **J Dent**, v.22, n.2, p.97-102, 1994.

CARLSSON, G.E.; HUGOSON, A.; PERSSON, G. Dental abrasion and alveolar bone loss in the white rat.II. **Odontol Revy**, Lund, v.17, n.1, p.44-49 1966.

COBB, D.S. *et al.*. The physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: a comparison. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.131, n.11, p.1610-1615, Nov. 2000.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. **Dent Mater**, Oxford, v.12, n.4, p.218-226, July 1996.

---

\* De acordo com a NBR 6023, de 2002, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. Factors effecting dental composite wear in vitro. **J Biomed Mater Res**, New York, v.38, n.4, p.303-313, Winter 1997b.

CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. **J Dent Res**, Washington, v.76, n.7, p.1405-1411, July 1997a.

CVAR, J.F.; RYGE, G. **Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials**. San Francisco: US Government Printing Office. US Public Health Service publication No.790-244 1971.

DAHL, B.L.; CARLSSON, G.E.; EKFEJDT, A. Occlusal wear of teeth and restorative materials. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.51, n.5, p.299-311, Oct. 1993.

DAHL, B.L.; FLØYSTRAND, F.; KARLSEN, K. Pathological attrition and maximal bite force. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.12, n.8, p.337-342, July 1985.

FORSS, H.; WIDSTROM, E. The post-amalgam era: a selection of materials and their longevity in the primary and young permanent dentitions. **Int J Paediatr Dent**, Oxford, v.13, n.3, p.158-164, May 2003.

DE GEE, A.J. *et al.* Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. **J Dent Res**, Washington, v.75, n.8, p.1613-1619, Aug. 1996.

DE GEE, A.J.; PALLAV, P.; DAVIDSON, C.L. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. **J Dent Res**, Washington, v.65, n.5, p.654-658, May 1986.

DE GEE, A.J.; TEN HARKEL-HAGENAAR, H.C.; DAVIDSON, C.L. Structural and physical factors affecting the brush wear of dental composites. **J Dent**, Oxford, v.13, n.1, p.60-70, Mar. 1985.

ECCLES, J.D.; JENKINS, W.G. Dental erosion and diet. **J Dent**, Oxford, v.2, p.153-159, July 1974.

EGERMARK-ERIKSSON, I.; CARLSSON, G.E.; MAGNUSSON, T. A long-term epidemiological study of the relationship between occlusal factors and mandibular dysfunctions in children and adolescents. **J Dent Res**, Washington, v.66, n.1, p.67-71, Jan. 1987.

EHRNFORD, L. *et al.* An abrasion test for composite resins. **J Dent Res**, Washington, v.59, n.4, p.716-720, Apr. 1980.

EKFELDT, A. *et al.* An individual tooth wear index and an analysis of factors correlated to incisal and occlusal wear in an adult Swedish population. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v. 48, n.5, p.343- 349, Oct. 1990.

FERRACANE, J.L. **Materials in dentistry:** principles and applications. 2.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p.109.

FRAZIER, K.B.; RUEGGERBERG, F.A.; METTENBURG, D.J. Comparison of wear-resistance of Class V restorative materials. **J Esthet Dent**, Hamilton, v.10, n.6, p.309-314, Oct.-Nov. 1998.

GARCIA-GODOY, F. Resin-based composites and compomers in primary molars. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.44, n.3, p.541-570, July 2000.

GLADYS, S.; VAN MEERBEEK, B.; BRAEM, M. Comparative physico-mechanical **J Dent Res**, Washington, v.76, n.4, p.883-894, Apr. 1997.

GOHRING, T.N.; BESEK, M.J.; SCHMIDLIN, P.R. Attritional wear and abrasive surface alterations of composite resin materials in vitro. **J Dent**, Oxford, v.30, n.2-3, p.119-127, Feb.-Mar. 2002.

HARRISON, A. Wear of Dental Materials. Part II. Wear specifically related to dentistry. **Dent Adviser**, v.40, p.10-14, 1984a.

HSE, K.M.; WEI, S.H. Clinical evaluation of compomer in primary teeth: 1-year results. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.128, n.8, p.1088-1096, Aug. 1997.

HU, X.; SHORTALL, A.C.; MARQUIS, P.M. Wear of three dental composites under different testing conditions. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.29, n.8, p. 756-764, Aug. 2002.

JÄRVINEN, V. *et al.* Dental erosion and upper gastrointestinal disorders. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, Saint Louis, v.65, n.3, p.298-303, Mar. 1988.

JÖRGENSEN, K.D. Restorative resins: abrasion vs. mechanical properties. **Scand Dent Res**, Copenhagen, v.88, n.6, p.557-568, Dec. 1980.

JÖRGENSEN, K.D. *et al.* Abrasion of class I restorative materials. **Scand Dent Res**, Copenhagen, v.87, n.2, p.140-145, Apr. 1979.

KREJCI, I.; ALBERT, P.; LUTZ, F. The influences of antagonist standardization on wear. **J Dent Res**, Washington, v.78, n.2, p.713-719, Feb. 1999.

LAMBRECHTS, P. *et al.* Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique. **J Dent**, Oxford, v.12, n.3, p.252-267, Sept. 1984.

LAMBRECHTS, P. *et al.* Quantitative in vivo wear of posterior dental restorations. Four-year result. **J Dent Res**, Washington, v.64, n.1, Spec. Issue, p.70, Jan. 1985. [Abstract 1759].

LATTA, M.A. *et al.* Localized wear of compomer restorative materials. **Am J Dent**, San Antonio, v.14, n.4, p.238-240, Aug. 2001.

LEINFELDER, K.F. Composite resins. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v.29, n.2, p.359-371, Apr. 1985.

LEINFELDER, K.F. Posterior composite resins: the material and their clinical performance. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.126, n.5, p.663-676, May 1995.

LEINFELDER, K.F. A conservative approach to placing posterior composite resin restorations. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.127, n.6, p.743-748, June 1996.

LIM, B.S. *et al.* Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. **Dent Mat**, Oxford, v.18, n.1, p.1-11, Jan. 2002.

LINDQVIST, B.; HEIJBEL, J. Bruxism in children with brain damage. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v.32, n.5, p.313- 319, June 1974.

LINKOSALO, E.; MARKKANEN, H. Dental erosion in relation to lactovegetarian diet. **Scand J. Dent Res**, Copenhagen, v.93, n.5, p.436-441, Oct. 1985.

LUGASSY, A.; GREENER, E.H. An abrasion resistance study of some dental resins. **J Dent Res**, Washington, v.51, n.4, p.967-972, July- Aug. 1972.

LUTZ, F.; KREJCI, I.; BARBAKOW, F. Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. **J Dent Res**, Washington, v.71, n.8, p.1525-1529, Aug. 1992.

LUTZ, F. *et al.* In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. **J Dent Res**, Washington, v.63, n.6, p.914-920, June 1984.

LYTLE, J.D. Occlusal disease revisited: Part I - Function and parafunction. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v.21, n.3, p.273-279, June 2001.

MADLENA, M. *et al.* The attrition of deciduous teeth. **Fogorv Sz**, Budapest, v.82, n.9, p.273-276, Sept. 1989.

MAHONEY, E. *et al.* The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. **J Dent**, Oxford, v.28, n.8, p.589-594, Nov. 2000.

MAIR, L.H. *et al.* Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. **J Dent**, Oxford, v.24, n.1-2, p.141-148, Jan.-Mar. 1996.

MANHART, J. *et al.* Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. **Dent Mater**, Oxford, v.16, n.1, p.33-40, Jan. 2000.

MARS, M.; SMITH, B.G. Dentinogenesis imperfecta. **Br Dent J**, London, v.152, n.1, p.15-18, Jan. 1982.

MAZER, R.B.; LEINFELDER, K.F.; RUSSELL, C.M. Degradation of microfilled posterior composite. **Dent Mater**, Oxford, v.8, n.3, p.185-189, May 1992.

MCKINNEY, J.E.; WU, W. Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. **J Dent Res**, Washington, v.61, n.9, p.1083-1088, Sept. 1982.

NANDA, R.S.; KHAN, J.; ARNAND, R. Age changes in the occlusal pattern of deciduous dentition. **J Dent Res**, Washington, v.52, n.2, p.221-224, Mar.-Apr. 1973.

NORDBÖ, H.; DARWISH, S.; BHATNAGAR, R.S. Salivary viscosity and lubrication: influence of pH and calcium. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v.92, n.4, p.306-314, Aug. 1984.

NYSTRÖM, M. *et al.* Development of horizontal tooth wear in maxillary anterior teeth from five to 18 years of age. **J Dent Res**, Washington, v.69, n.11, p.1765-1770, Nov. 1990.

OGDEN, A.R. Porosity in composite resins. An Achilles heel? **J Dent**, Oxford, v.13, n.4, p.331-340, Dec. 1985.

OILO, G. *et al.* Wear of teeth in a mentally retarded population. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.17, n.2, p.173-177, Mar. 1990.

PALLAV, P. *et al.* The influences of admixing microfiller to small-particle on composite resin on wear, tensile strength, hardness and surface roughness. **J Dent Res**, Washington, v.68, n.3, p.489-490, 1989.

PEUTZFELDT, A.; GARCIA-GODOY, F.; ASMUSSEN, E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. **Am J Dent**, San Antonio, v.10, n.1, p.15-17, Feb. 1997.

PILLIAR, R.M.; SMITH, D.C.; MARIC, B. Oscillatory wear tests of dental composites. **J Dent Res**, Washington, v.63, n.9, p.1166-1172, Sept. 1984.

PROFFIT, W.R.; FIELDS, H.W.; NIXON, W.L. Occlusal forces in normal- and long-face children. **J Dent Res**. Washington, v. 62, n. 5, p. 571-574, May 1983.

PROVENZA, D.V. **Fundamentals of oral histology and embriology**. Philadelphia: Lippincott, 1972. p.107-119.

RICE, S.L. *et al.* Comparative in vitro sliding-wear study of conventional, microfilled, and light-cured composite restoratives. **J Dent Res**, Washington, v.63, n.9, p.1173-1175, Sept. 1984.

ROOTARE, H.M.; POWERS, J.M.; CRAIG, R.G. Wear of composites by abrasives of varying hardness. **J Dent Res**, Washington, v.58, n.3, p.1097-1100, Mar. 1979.

ROULET, J.F. **Degradation of dental polymers**. New York: Karger, 1987.

SARRETT, D.C.; SODERHOLM, K.J.; BATICH, C.D. Water and abrasive effects on three-body wear of composites. **J Dent Res**, Washington, v.70, n.7, p.1074-1081, July 1991.

SATOU, N. *et al.* In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.19, n.1, p.31-37, Jan. 1992.

SELIGMAN, D.A.; PULLINGER, A.G.; SOLBERG, W.K. The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion, and TMJ symptomatology. **J Dent Res**, Washington, v. 67, n.10, p.1323-1333, Oct. 1988.

SHABANIAN, M.; RICHARDS, L.C. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.87, n.6, p.650-656, June 2002.

SMITH, B.G.N.; KNIGHT, J.K.K. An index for measuring the wear of the teeth. **Br Dent J**, London, v.156, n.12, p.435-438, June 1984.

SÖDERHOLM, K.J.; RICHARDS, N.D. Wear resistance of composites: a solved problem? **Gen Dent**, Chicago, v.46, n.3, p.256-265, May-June 1998.

SÖDERHOLM, K.J. *et al.* Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.109, n.4, p.273-281, Aug. 2001.

SULONG, M.Z; AZIZ, R.A. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.63, n.3, p.342-349, Mar. 1990.

SUNNEGARDH-GRONBERG, K.; PEUTZFELDT, A.; VAN DIJKEN, J.W. Hardness and in vitro wear of a novel ceramic restorative cement. **Eur J Oral Sci**, Copenhagen, v.110, n.2, p.175-178, Apr. 2002.

SUZUKI, S.; LEINFELDER, K.F. Localized wear and marginal integrity of posterior resin composites. **Am J Dent**, San Antonio, v.6, n.4, p.199-203, Aug. 1993.

SUZUKI, S.; SUZUKI, S.H.; COX, C.F. Evaluating the antagonist wear of restorative materials. **J Am Dent Assoc**, Chicago, v.127, n.1, p.74-80, Jan. 1996.

SUZUKI, S. *et al.* Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. **Am J Dent**, San Antonio, v.8, n.4, p.173-178, Aug. 1995.

SUZUKI, S. *et al.* In vitro wear of indirect composite restoratives. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v.88, n.4, p.431-436, Oct. 2002.

**TECHNICAL Product Profile F2000.** 3M Dental Products. p.7, 18.

**TECHNICAL Product Profile Vitremer.** 3M Dental Products. p.5-8.

TURNER, K.A.; MISSIRLIAN, D.M. Restoration of the extremely worn dentition. **J Prosthet Dent**, Saint Louis, v. 52, n. 4, p.467-474, Oct. 1984.

WENDT, S.L. JR; ZIEMIECKI, T.L.; LEINFELDER, K.F. Proximal wear rates by tooth position of resin composite restorations. **J Dent**, Oxford, v. 24, n.1-2, p.33-39, Jan.-Mar. 1996.

WILLEMS, G. *et al.* Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear. **J Dent**, Oxford, v.21, n.2, p.74-78, Apr. 1993.

XHONGA, F. Bruxism and its effect on the teeth. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.4, n.1, p.65-76, Jan. 1977.

XIE, D. *et al.* Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. **Dent Mater**, Oxford, v.16, n.2, p.129-138, Mar. 2000.

XU, H.H.K.; SMITH, D.T.; JAHANMIR, S. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentine. **J Dent Res**, Washington, v.77, n.3, p.472-480, 1998.

YAP, AU. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.29, n.2, p.194-200, Feb. 2002.

YAP, A.U. *et al.* Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.24, n.8, p.574-580, Aug. 1997.

YAP, A.U. *et al.* Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.29, n.1, p.87-97, Jan. 2002.



## ANEXOS

TABELA 6

Análise de variância para os valores de desgaste dos materiais restauradores

<b>FONTE</b>	<b>G,L,</b>	<b>S,Q,</b>	<b>Q,M,</b>	<b>VALOR F</b>	<b>PROB,&gt;F</b>
TRATAMENTO	6	21519,06	3586,51	50,49	<0,001
ERRO	35	2486,42	71,04		
TOTAL	41	24005,47			

TABELA 7

Análise de variância para os valores de desgaste do esmalte do corpo-de-prova

<b>FONTE</b>	<b>G,L,</b>	<b>S,Q,</b>	<b>Q,M,</b>	<b>VALOR F</b>	<b>PROB,&gt;F</b>
TRATAMENTO	6	1747,71	291,29	3,1	0,0166
ERRO	32	3008,23	94,01		
TOTAL	38	4755,95			

TABELA 8

Análise de variância para os valores de desgaste do esmalte da cúspide antagonista

<b>FONTE</b>	<b>G,L,</b>	<b>S,Q,</b>	<b>Q,M,</b>	<b>VALOR F</b>	<b>PROB,&gt;F</b>
TRATAMENTO	6	1060,39	176,73	3,68	0,00068
ERRO	32	1537,18	48,04		
TOTAL	38	2597,57			

TABELA 9

Resultados da análise quantitativa de desgaste do material Heliomolar

Corpo-de-prova	Abrasão Esmalte ( $\mu\text{m}$ )	Abrasão Heliomolar ( $\mu\text{m}$ )
HM3	37,10	18,00
HM4	11,40	20,40
HM5c	22,60	30,10
HM5d	09,90	19,00
HM6	19,60	16,60
HM7	09,30	14,20

TABELA 10

Resultados da análise quantitativa de desgaste do material Point 4

Corpo-de-prova	Abrasão Esmalte ( $\mu\text{m}$ )	Abrasão Point 4 ( $\mu\text{m}$ )
P3	08,70	17,70
P3b	12,70	19,20
P4	17,05	12,35
P5	11,90	18,90
P6	12,10	30,40
P7	08,90	56,70

TABELA 11

Resultados da análise quantitativa de desgaste do material SureFil

Corpo-de-prova	Abrasão Esmalte ( $\mu\text{m}$ )	Abrasão SureFil ( $\mu\text{m}$ )
S3	37,50	19,00
S4	09,70	18,10
S5	03,90	07,80
S6	07,05	15,30
S7	06,45	10,50
S8b	12,60	16,20

TABELA 12

Resultados da análise quantitativa de desgaste do material Z250

Corpo-de-prova	Abrasão esmalte ( $\mu\text{m}$ )	Abrasão Z250 ( $\mu\text{m}$ )
Z3	25,10	2950
Z3b	16,40	38,00
Z4b	06,45	16,35
Z5c	06,70	17,35
Z6	48,10	18,20
Z7	13,10	26,60

TABELA 13

Resultados da análise quantitativa de desgaste do material Dyract AP

Corpo-de-prova	Abrasão Esmalte ( $\mu\text{m}$ )	Abrasão Dyract ( $\mu\text{m}$ )
D3	16,10	22,60
D4	19,90	43,30
D4b	61,60	52,30
D5	23,00	30,80
D6	49,10	38,50
D7	13,70	36,80

TABELA 14

Resultados da análise quantitativa de desgaste do material F2000

Corpo-de-prova	Abrasão Esmalte ( $\mu\text{m}$ )	Abrasão F2000 ( $\mu\text{m}$ )
F3	22,90	57,70
F4	11,30	34,50
F5	12,40	42,60
F6	15,80	40,80
F7	24,75	63,05
F8	12,10	38,50

TABELA 15

Resultados da análise quantitativa de desgaste do material Vitremer

Corpo-de-prova	Abrasão Esmalte ( $\mu\text{m}$ )	Abrasão Vitremer ( $\mu\text{m}$ )
V3	29,60	76,10
V3b	13,00	84,60
V4	24,30	103,00
V5	6,05	77,40
V6	11,60	80,70
V7	20,40	85,30

TABELA 16

Resultados da análise quantitativa de desgaste na cúspide antagonista com o material Heliomolar

Cúspide	Abrasão Esmalte ( $\text{mm}^2$ )
HM3	26,28
HM4	24,29
HM5c	16,91
HM5d	19,86
HM6	17,64
HM7	24,91

TABELA 17

Resultados da análise quantitativa de desgaste na cúspide antagonista com o material Point 4

Cúspide	Abrasão Esmalte ( $\text{mm}^2$ )
P3	08,28
P3b	35,83
P4	12,93
P5	12,66
P6	00,00
P7	18,45

TABELA 18

Resultados da análise quantitativa de desgaste na cúspide antagonista com o material SureFil

Cúspide	Abrasão Esmalte (mm <sup>2</sup> )
S3	11,07
S4	13,07
S5	11,07
S6	14,90
S7	12,44
S8b	15,02

TABELA 19

Resultados da análise quantitativa de desgaste na cúspide antagonista com o material Z250

Cúspide	Abrasão Esmalte (mm <sup>2</sup> )
Z3	11,06
Z3b	25,11
Z4b	19,31
Z5c	17,65
Z6	20,66
Z7	18,65

TABELA 20

Resultados da análise quantitativa de desgaste na cúspide antagonista com o material Dyract AP

Cúspide	Abrasão Esmalte (mm <sup>2</sup> )
D3	00,00
D4	12,81
D4b	37,65
D5	31,26
D6	15,19
D7	18,24

TABELA 21

Resultados da análise quantitativa de desgaste na cúspide antagonista com o material F2000

Cúspide	Abrasão Esmalte (mm <sup>2</sup> )
F3	0,000
F4	37,69
F5	21,44
F6	25,84
F7	16,79
F8	34,70

TABELA 22

Resultados da análise quantitativa de desgaste na cúspide antagonista com o material Vitremer

Cúspide	Abrasão Esmalte (mm <sup>2</sup> )
V3	31,29
V3b	23,38
V4	27,65
V5	18,00
V6	26,68
V7	35,82