

ANÁLISE IN VITRO DO DESGASTE DE UM COMPÓSITO ODONTOLÓGICO  
MICROHÍBRIDO UTILIZANDO DUAS METODOLOGIAS DIFERENTES

Juliana Antonino de Souza

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS  
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE  
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS  
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA  
METALÚRGICA E DE MATERIAIS.

Aprovada por:

---

Prof. Sérgio Álvaro de Souza Camargo Júnior, D.Sc.

---

Prof. Fernando Luiz Bastian, Ph.D.

---

Prof. Ivo Carlos Corrêa, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL  
MARÇO DE 2006

DE SOUZA, JULIANA ANTONINO

Análise in vitro do desgaste de um compósito odontológico microhíbrido utilizando duas metodologias diferentes [Rio de Janeiro] 2006

XIV, 66 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2006)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Compósito odontológico microhíbrido
2. Propriedade Tribológica/ Desgaste
3. Metodologias de ensaio
4. Análise microestrutural

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

## DEDICATÓRIA

À minha mãe que sempre me ensinou que é preciso ter determinação e fé em Deus quando se deseja realizar um objetivo.

Ao meu pai por me mostrar a importância do desafio, quanto maior o for, melhor o sabor no fim da conquista.

Ao meu avô Luiz (*in memória*) por ser a luz que ilumina meu caminho.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador professor Sergio Álvaro de Souza Camargo Junior, por sua sábia orientação e principalmente pela compreensão diante das minhas dificuldades, me fazendo acreditar que sou capaz.

Aos professores do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Glória Dulce de Almeida Soares, Renata Antoun Simão, Carlos Alberto Achete, Marysilvia Ferreira, Luiz Henrique de Almeida, Fernando Luiz Bastian, Luiz Marcelo M. Tavares e Tsuneharu Ogasawara, pelos ensinamentos durante os cursos tão importantes para o desenvolvimento dessa pesquisa.

À equipe do MEV, pela incansável disposição frente a tantas análises.

À amiga Marta pela ajuda na aquisição das imagens em AFM para esse trabalho.

Ao protético Renan H. Bella pela confecção dos corpos de prova em seu consultório.

Ao técnico Flávio Martins da oficina mecânica da Física pela fabricação dos aparatos utilizados nos ensaios.

Aos técnicos do laboratório de preparação de amostras, Júlio Ferreira, Nelson Aguiar e Osvaldo Pires Filho por toda ajuda e dedicação para comigo.

Aos funcionários do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Paulo Roberto de Jesus Menezes, Elias Xavier Pereira, Francisco de Assis Lima de Souza Junior, Maria Célia Fonseca dos Santos e Bruno Meirelles, pela disposição em ajudar sempre.

Ao pessoal do suporte Metalmat pelo auxílio e apoio.

Ao professor Ivo Carlos Correa pela amizade, oportunidade e apoio durante toda a tese.

Aos amigos Ingrid Russoni, Ledjane Sobrinho, Patrícia Gobbi, Taís Munhoz, Fernando Stavale, Alysson Bueno, Michele Vionet, Vinícius Benfica, Daniella Barini, Marcio Caco, Jeter Ribeiro, Marko, Marília Beltrão, Marcelo Beltrão, Vânia Venâncio, Andréa Mota, Waléria Silva Medeiro, Emanuel Santos Junior, Sinara Borborema Gabriel, Márcia Anjos, pela amizade e por toda a ajuda diante das minhas dificuldades.

Às mais do que amigas Liliane Canuto Dolavale e Camila Dolavale Mayworm, pelo incansável incentivo, pela amizade sincera e por me conduzirem sempre para o caminho certo.

Aos meus irmãos Carolina, Gustavo e Fernanda por serem simplesmente meus irmãos.

A amiga Marinalva, pela amizade incondicional, todo apoio e compreensão, essencial para a minha paz espiritual.

Ao meu namorado Luiz Claudio por todo amor e carinho, e por ter compreendido, por muitas vezes, a minha ausência durante esse árduo trabalho.

A todos os meus familiares pelo estímulo e ajuda.

A CAPES pela concessão da bolsa de estudos durante o desenvolvimento da pesquisa.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE IN VITRO DO DESGASTE DE UM COMPÓSITO MICROHÍBRIDO  
UTILIZANDO DUAS METODOLOGIAS DIFERENTES

Juliana Antonino de Souza

Março/2006

Orientador: Sérgio Álvaro de Souza Camargo Júnior

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O presente estudo tem como objetivo analisar *in vitro* os mecanismos de desgaste de um compósito odontológico microhíbrido – *TPH Spectrum®* (Dentsply), quando submetido a duas metodologias diferentes – Teste de Desgaste Esfera sobre Placa e Teste de Desgaste Linear Alternado. O ensaio de desgaste Esfera sobre Placa é realizado contra uma esfera de aço com adição de uma suspensão de alumina com ciclos variando de 1500 a 24000. No caso do ensaio de Desgaste Linear Alternado foram utilizados pinos de liga metálica de níquel-cromo e pinos cerâmicos do material *Finesse®* (Dentsply), em alguns ensaios saliva artificial foi utilizada. Após os ensaios, utilizando ambas as metodologias, a região desgastada do compósito *TPH Spectrum®* foi analisada por microscopia ótica, microscopia eletrônica de varredura, EDS e AFM. Também foram analisados em cada situação os pinos cerâmicos e metálicos e o material (pó) proveniente do desgaste no caso do ensaio Linear Alternado. No ensaio de desgaste Esfera sobre Placa observa-se um aumento da taxa de desgaste com o número de ciclos e evidencia um mecanismo de desgaste abrasivo apresentando sinais (cicatrizes) resultantes da ação das partículas duras de alumina empregadas. O ensaio de desgaste Linear Alternado produz um desgaste abrasivo do compósito, com a presença de arrancamento de partículas, formação de vazios, trincas e deslocamento de material. A utilização da saliva artificial parece contribuir em alguns casos para a formação de tribocamada. Concluiu-se que os mecanismos de desgaste envolvidos nas duas metodologias são essencialmente distintos entre si. O teste de Desgaste Linear Alternado parece representar uma situação mais realista.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.S.c)

IN VITRO ANALYSIS OF WEAR OF A MICROHYBRID DENTAL COMPOSITE USING  
TWO DIFERENT TESTS

Juliana Antonino de Souza

March/2006

Advisor: Sérgio Álvaro de Souza Camargo Júnior

Department: Metallurgical and Materials Engineering

In this study the wear mechanisms of the *TPH Spectrum*<sup>®</sup> (Dentsply) dental composite were studied using two different methods; Ball on Plane Wear Test (Ball Crater) and Linear Reciprocating Wear Test. In case of the Ball on Plane test, wear was performed against a stainless steel ball with the addition of an alumina water suspension and number of cycles varying between 1500 and 24000. In case of the Linear Reciprocating Wear Test, both NiCr and ceramic pins were employed and the tests were performed both under dry conditions and with the addition of artificial saliva. After the tests, the wear scars were analyzed by optical microscopy, scanning electronic microscopy, EDS and atomic force microscopy. In case of the Linear Reciprocating Wear Test the surface of the pins and the dust resulting from the wear process were also analyzed by the same techniques. Results show that in case of the Ball on Plane Wear Test an increasing wear rate with the number of turns is observed, and shows abrasive wear of the material, with wear scars due to the hard alumina particles. In case of Linear Reciprocating Wear Test Abrasive Wear is also the dominant mechanism, resulting in particle removal, formation of voids, cracks and ploughing of the material. The use of artificial saliva seems to contribute to the formation of an adherent tribolayer. In conclusion, the mechanisms of both methods are essentially different from each other. The Linear Reciprocating Wear Test seems to be a more realistic test.

## SUMÁRIO

<b>1. Introdução</b>	<b>1</b>
<b>2. Revisão Bibliográfica</b>	<b>2</b>
2.1. Materiais Compósitos	2
2.1.1. Compósitos reforçados com partículas	2
2.1.2. Matrizes	3
2.2. Compósitos dentais	3
2.2.1. Microestrutura	4
2.2.2. Classificação dos Compósitos	7
2.2.3. Compósito <i>TPH Spectrum®</i>	11
2.3. Saliva	11
2.3.1. Saliva Artificial	12
2.4. Comportamento dos Compósitos Odontológicos em meio líquido	12
2.5. Cerâmicas Odontológicas	13
2.6. Ligas Metálicas	14
2.6.1. Ligas Metálicas de Níquel-Cromo	15
2.7. Desgaste	16
2.7.1 Propriedades Tribológicas	16
2.7.2. Desgaste dos materiais compósitos na cavidade oral	19
<b>3- Materiais e Métodos</b>	<b>23</b>
3.1. Materiais	23
3.2. Métodos	25
3.2.1. Confeção dos corpos de prova	25
3.2.2. Ensaio de Desgaste	27
3.2.2.1. Ensaio de Desgaste Esfera sobre Placa	27
3.2.2.2. Aquisição de Imagens	29
3.2.2.3. Determinação das Dimensões das Crateras	30
3.2.2.4. Ensaio de Desgaste Linear Alternado	31
3.2.3. Preparo da Saliva Artificial	33
3.3. Metodologia para Análise Microestrutural	34
3.3.1. Análise Microestrutural	34
3.3.1.1. Análise Microestrutural Qualitativa	34
3.3.1.2. Análise Composicional	36

<b>4. Resultados e Discussão</b>	<b>38</b>
4.1. Caracterização Microestrutural do Compósito ( <i>TPH Spectrum®</i> )	<b>38</b>
4.2. Ensaio de Desgaste Esfera sobre Placa	<b>40</b>
4.3. Ensaio de Desgaste Linear Alternado	<b>46</b>
4.3.1. Análise da composição dos pinos	<b>46</b>
4.3.2. Ensaio realizado com Pino Cerâmico a Seco	<b>48</b>
4.3.3. Ensaio realizado com Pino Metálico a Seco	<b>53</b>
4.3.4. Ensaio realizado com Pino Cerâmico e Saliva Artificial	<b>56</b>
4.3.5. Ensaio realizado com Pino Metálico e Saliva Artificial	<b>59</b>
<b>5. Conclusões</b>	<b>61</b>
<b>6. Referências Bibliográficas</b>	<b>62</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Estrutura da molécula de Bis-GMA e TEGDMA.	<b>5</b>
<b>Figura 2</b>	Profundidade de desgaste por abrasão e atrição de compósitos com diferentes níveis de tratamento com silano.	<b>7</b>
<b>Figura 3</b>	Mecanismo de desgaste adesivo.	<b>16</b>
<b>Figura 4</b>	Mecanismo de desgaste abrasivo.	<b>17</b>
<b>Figura 5</b>	Mecanismo de desgaste por fadiga.	<b>18</b>
<b>Figura 6</b>	Processo de delaminação.	<b>18</b>
<b>Figura 7</b>	Mecanismo de desgaste corrosivo.	<b>19</b>
<b>Figura 8</b>	Desgaste nos diferentes tipos de compósitos.	<b>21</b>
<b>Figura 9</b>	Apresentação comercial do material compósito.	<b>23</b>
<b>Figura 10</b>	Apresentação comercial do material cerâmico.	<b>24</b>
<b>Figura 11</b>	Aparelho de fotopolimerização <i>Ultrablue Is</i>	<b>26</b>
<b>Figura 12</b>	Em (a) observa-se o equipamento <i>Gentest</i> utilizado no teste de desgaste Esfera sobre Placa, a bomba peristáltica que bombeia a suspensão abrasiva de alumina durante o ensaio e o agitador magnético cuja finalidade é de permitir que as partículas abrasivas da suspensão de alumina não decantem no fundo do recipiente. Em (b), uma vista aproximada do equipamento <i>Gentest</i> permitindo melhor visualização da área do ensaio (observar o cateter que leva a suspensão abrasiva à esfera metálica que por sua vez se localiza em contato com o corpo de prova).	<b>29</b>
<b>Figura 13</b>	Desenho esquemático do teste de Desgaste Linear Alternado.	<b>33</b>
<b>Figura 14</b>	Esquema de funcionamento de um AFM.	<b>35</b>
<b>Figura 15</b>	Análise por EDS dos elementos químicos presentes no compósito <i>TPH Spectrum®</i> .	<b>38</b>
<b>Figura 16</b>	Micrografia em MEV da superfície polida de uma amostra do compósito <i>TPH Spectrum®</i> .	<b>39</b>
<b>Figura 17</b>	Imagem topográfica em AFM do compósito <i>TPH Spectrum®</i> .	<b>39</b>
<b>Figura 18</b>	Imagem em AFM com força lateral do compósito <i>TPH Spectrum®</i> .	<b>40</b>
<b>Figura 19</b>	Imagens em MO com 25x de aumento das calotas: a) 1500 ciclos, b) 3000 ciclos, c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos.	<b>41</b>

<b>Figura 20</b>	Imagem em MEV do interior da calota com 500x de aumento: a) 1500 ciclos; b) 3000 ciclos, c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos.	<b>42</b>
<b>Figura 21</b>	Imagem em MEV do interior da calota com 1000x de aumento: a)1500 ciclos; b) 3000 ciclos; c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos.	<b>43</b>
<b>Figura 22</b>	Imagem em MEV do interior da calota com 3000x de aumento: a) 1500 ciclos; b) 3000 ciclos; c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos.	<b>44</b>
<b>Figura 23</b>	Gráfico do Volume desgastado X n° de ciclos.	<b>45</b>
<b>Figura 24</b>	Gráfico da Taxa de desgaste X n° de ciclos.	<b>46</b>
<b>Figura 25</b>	Análise por EDS dos elementos químicos presentes na cerâmica <i>Finesse®</i> .	<b>47</b>
<b>Figura 26</b>	Análise por EDS dos elementos presentes na liga metálica de níquel-cromo.	<b>48</b>
<b>Figura 27</b>	Análise por EDS dos elementos químicos presentes na amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino cerâmico sem polimento.	<b>48</b>
<b>Figura 28</b>	Análise por EDS dos elementos químicos presentes na amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino cerâmico polido.	<b>49</b>
<b>Figura 29</b>	Imagem em MEV do teste de desgaste com pino polido.	<b>50</b>
<b>Figura 30</b>	Imagem em MEV do teste de desgaste com pino cerâmico polido.	<b>51</b>
<b>Figura 31</b>	Imagem em MEV do teste de desgaste com pino cerâmico sem polimento.	<b>51</b>
<b>Figura 32</b>	Imagem em MEV do teste de desgaste com pino cerâmico sem polimento.	<b>52</b>
<b>Figura 33</b>	Análise por EDS dos elementos químicos presentes no pó do ensaio com pino cerâmico polido.	<b>52</b>
<b>Figura 34</b>	Imagem em MEV do pó do pino cerâmico: a) 500x de aumento e b) 3000x de aumento	<b>53</b>
<b>Figura 35</b>	Análise por EDS dos elementos químicos presentes na amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino metálico a seco.	<b>53</b>
<b>Figura 36</b>	Imagens em MEV do ensaio de desgaste com pino metálico a seco: a) 500x de aumento (a seta mostra a direção do deslizamento), b) 1000x de aumento e c) 3000x de aumento	<b>54</b>
<b>Figura 37</b>	Imagens em MEV do ensaio de desgaste com pino metálico a	<b>55</b>

seco: a) 500x de aumento (a seta mostra a direção do deslizamento), b) 1000x de aumento e c) 3000x de aumento.

<b>Figura 38</b>	Imagem em MEV do pó do pino metálico.	<b>55</b>
<b>Figura 39</b>	Imagem em MEV da amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino cerâmico e saliva artificial.	<b>56</b>
<b>Figura 40</b>	Gráfico com os picos dos elementos presentes apenas no compósito <i>TPH Spectrum®</i> .	<b>57</b>
<b>Figura 41</b>	Gráfico com os picos dos elementos presentes na tribocamada	<b>57</b>
<b>Figura 42</b>	Gráfico com os picos dos elementos presentes na tribocamada	<b>58</b>
<b>Figura 43</b>	Gráfico com os picos dos elementos presentes na tribocamada	<b>58</b>
<b>Figura 44</b>	Imagens em MEV do desgaste com pino cerâmico e saliva artificial: a) aumento de 1000x e b) aumento de 3000x.	<b>59</b>
<b>Figura 45</b>	Gráfico com os picos dos elementos químicos presentes no ensaio com pino metálico e saliva artificial.	<b>59</b>
<b>Figura 46</b>	Imagem em MEV do desgaste produzido pelo pino metálico na presença de saliva artificial: a) 500x de aumento, b) 1000x de aumento e c) 3000x de aumento.	<b>60</b>

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Peso molecular x viscosidade dos monômeros utilizados na formulação dos compósitos dentais.	5
Tabela 2	Classificação dos compósitos dentais.	9
Tabela 3	Propriedades mecânicas dos compósitos dentários.	10
Tabela 4	Composição das Ligas de Ouro.	15
Tabela 5	% em peso de outros elementos presentes na liga de níquel-cromo.	15
Tabela 6	Especificação técnica do compósito <i>TPH Spectrum</i> ®.	24
Tabela 7	Especificação técnica da cerâmica <i>Finesse</i> ®.	25
Tabela 8	Composição da SAGF médium.	33
Tabela 9	Relação entre o volume desgastado e o número de ciclos.	45
Tabela 10	Relação entre a taxa de desgaste e o n° de ciclos.	46

## LISTA DE EQUAÇÕES

<b>Equação 1</b>	Taxa de desgaste.	<b>30</b>
<b>Equação 2</b>	Profundidade da calota de desgaste.	<b>30</b>
<b>Equação 3</b>	Volume de material desgastado no desgaste.	<b>30</b>
<b>Equação 4</b>	Distância percorrida em cada volta.	<b>30</b>

## 1. Introdução

Os materiais são partes integrantes da nossa vida, uma vez que os produtos são feitos de materiais. Nessa compreensão, os materiais dentários se tornam essenciais para a fabricação de aparatos odontológicos, restauração e recuperação de estruturas dentárias danificadas e para o estabelecimento da função e da estética dental.

Dentre os materiais dentários restauradores mais utilizados atualmente estão o compósito e a cerâmica. Pode-se relacionar essa tendência à transformação sócio-econômica e cultural da sociedade, onde diversas modificações nos padrões de estética ocorreram e isso refletiu diretamente na odontologia.

Nos últimos anos, a estética é provavelmente a palavra mais difundida no meio odontológico. Nunca se falou tanto em Odontologia Estética e os tratamentos realizados visando o mais belo e o mais harmonioso sorriso jamais foram tão procurados como hoje em dia (CHAIN *et al.*, 2001).

Para restaurar dentes posteriores, que se submetem a uma grande força oclusal, um material dentário deve apresentar propriedades mecânicas satisfatórias como módulo de elasticidade compatível com o dente, baixa taxa e desgaste e baixa contração de polimerização. Os compósitos dentários não possuem todas essas características conjuntamente, gerando dúvidas quanto a sua utilização em alguns casos.

Nos últimos anos, muito se vem fazendo para vencer esses problemas. O aumento da fração volumétrica de partículas bem como a diminuição do diâmetro das mesmas resultou em compósitos dentários mais resistentes a fratura e menos susceptível ao desgaste (MANHART *et al.*, 2000). Portanto, aumentando a quantidade e diminuindo o tamanho das partículas pode-se reduzir o desgaste e obter dureza adequada dos compósitos permitindo que esses materiais sejam indicados para restaurar dentes posteriores, principalmente em cavidades classe I e classe II.

Diante disso, foi escolhido um compósito odontológico disponível no mercado do tipo microhíbrido (TPH Spectrum®/Dentsply), que apresenta uma mistura de micropartículas e partículas maiores, com 75% em peso inseridas em uma matriz polimérica para ser submetido a testes de desgaste *in vitro*. Objetiva-se com isso avaliar e comparar os mecanismos de desgaste envolvidos durante os ensaios de desgaste. Foram utilizadas duas metodologias diferentes, Teste de Desgaste Esfera sobre Placa e Teste de Desgaste Linear Alternado.

## **2- Revisão de literatura**

### **2.1. Materiais compósitos**

De uma maneira geral, pode-se considerar um compósito como sendo qualquer material multifásico que exiba uma proporção significativa das propriedades das fases que o constituem, de tal modo que é obtida uma melhor combinação dessas propriedades (CALLISTER,1994). Desta maneira, os compósitos são materiais que possuem características que não podem ser descritas por nenhum dos componentes separados (CHAWLA, 1997).

Os materiais compósitos apresentam como vantagens a capacidade de combinação única de propriedades, onde essas propriedades podem variar de acordo com os seus componentes. Assim, os compósitos podem alcançar um valor de uma dada propriedade física não alcançada por qualquer dos seus componentes sozinho (CHOU, 1993).

A maioria dos materiais compósitos é formada por apenas duas fases: uma chamada de matriz, que é contínua e envolve a outra fase, denominada de fase dispersa. Um esquema simples de classificação dos materiais compósitos consiste em três categorias principais – reforçados com partículas, reforçados com fibras e compósitos estruturais (CALLISTER, 1994).

#### **2.1.1. Compósitos reforçados com partículas**

As duas subclassificações dos compósitos reforçados com partículas são: compósitos com partículas grandes e compósitos reforçados por dispersão. A distinção entre eles é baseada no mecanismo de endurecimento ou reforço. O termo “grande” é usado para indicar que a interação matriz-partícula não acontece no nível atômico ou molecular.

Para muitos compósitos, a fase dispersa é mais dura e forte do que a matriz. As partículas de reforço tendem a restringir o movimento da fase matriz nas vizinhanças de tais partículas. Essencialmente, a matriz transfere o carregamento para as partículas que sustentam uma fração de carga. O grau de reforço ou o comportamento mecânico aprimorado depende da forte ligação na interface matriz-partícula. As partículas podem ter uma variedade de geometrias, mas devem ter aproximadamente a mesma dimensão em todas as direções (equiaxial). Para um reforço efetivo, as partículas devem ser pequenas e distribuídas igualmente no interior da matriz. No entanto, sua fração volumétrica influencia no comportamento. Em geral

as propriedades mecânicas dos compósitos são melhoradas com o aumento do número de partículas (CALLISTER, 1994).

### **2.1.2. Matrizes**

Polímero, metal e cerâmica são usados como material de matriz nos materiais compósitos, dependendo do uso em particular. A matriz envolve o reforço formando uma estrutura única protegendo a fase dispersa de danos externos transferindo e distribuindo a carga aplicada e, em muitos casos, a matriz ainda contribui com algumas propriedades necessárias como ductilidade, resistência mecânica e isolamento elétrico. Uma ligação forte entre a interface matriz-reforço é desejável; logo a matriz deve ser capaz de desenvolver uma ligação química ou mecânica com o reforço. O reforço e a matriz devem ser compatíveis quimicamente, para evitar falha na interface.

Polímeros são inquestionavelmente os materiais mais usados para matrizes nos compósitos modernos (GIBSON, 1994).

## **2.2. Compósitos dentais**

O primeiro material dito estético utilizado na odontologia como restaurador direto foi a resina acrílica. Esse material alcançou relativo sucesso entre a década de 40 e início da década de 50, visto que até então os dentes eram restaurados com amálgamas ou outro tipo de liga metálica. Entretanto, a resina acrílica apresenta baixa resistência ao desgaste, alto coeficiente de expansão térmica e alta contração de polimerização. Para superar essas deficiências, partículas inorgânicas foram adicionadas ao material. Porém, a falta de união entre a matriz polimérica e às partículas de carga resultou em falhas no interior do material, facilitando o manchamento por fluidos orais e diminuindo, por conseguinte, a resistência ao desgaste devido à maior facilidade das partículas de carga se desprender da superfície dos materiais (CONCEIÇÃO, 2002).

Somente na metade da década de 60, BOWEN (1962) desenvolveu um novo tipo de material compósito. Sua principal inovação foi a utilização do bisfenol-A glicidil metacrilato (Bis-GMA), um dimetacrilato, e o emprego do silano para revestir as partículas de carga para que estas tivessem adesão química à matriz orgânica. O emprego do dimetacrilato também resultou em uma grande extensão de ligações cruzadas e em uma melhora nas propriedades do polímero (ANUSAVICE, 1998).

Portanto pode-se definir uma resina compósita odontológica como sendo materiais poliméricos constituídos de inúmeras ligações cruzadas reforçados por uma dispersão de vidro, cristais ou partículas de carga orgânicas e/ou pequenas fibras unidas à matriz por agentes de união (ANUSAVISE, 2005).

O material ideal para servir como restaurador não deve apresentar contração de polimerização, ser biocompatível, se aproximar ao máximo da cor dos dentes, selar a interface e ter resistência ao desgaste semelhante à do dente. Entretanto, nenhum material comercialmente utilizado apresenta todas essas características conjuntamente, de modo que o desgaste representa uma limitação clínica comum (WELLINGHOFF, 2003).

A resistência ao desgaste dos compósitos odontológicos está relacionada com a quantidade de partículas existente no interior da matriz polimérica, pois são as partículas que protegem o material como um todo das agressões oriundas do processo mastigatório. Em geral, os compósitos dentais possuem de 60 a 77% em volume de partículas de carga, entretanto segundo ALLEN (2003), o espaço entre elas é muito mais importante do que sua quantidade, visto que apenas 35 a 48% em volume (aproximadamente 25 a 35% em peso) de micropartículas deveriam ser necessárias para conferir proteção ao desgaste mastigatório.

### **2.2.1. Microestrutura**

Os compósitos restauradores modernos são baseados na mesma formulação descrita por BOWEN (1962), porém com algumas modificações introduzidas no decorrer do tempo. Os principais constituintes utilizados são: matriz, partículas de carga, iniciadores de polimerização, agente de cobertura das partículas de carga, conhecido como silano. Além desses componentes, são incorporados também inibidores para minimizar ou prevenir a polimerização espontânea dos monômeros (hidroquinona), e modificadores óticos para que a coloração (cor) e a translucidez da restauração se enquadrem à aparência do dente (ANUSAVICE, 2005).

- Matriz polimérica – A matriz polimérica é comumente constituída por Bis-GMA (bisfenol-A glicidilmetacrilato) ou pelo UDMA (uretano dimetacrilato). Esses componentes orgânicos constituem a parte quimicamente ativa dos compósitos resinosos, pois são esses monômeros que irão estabelecer ligações cruzadas no momento da polimerização, conferindo resistência ao material.

Devido ao alto peso molecular, o Bis-GMA e o UDMA são extremamente viscosos (tabela 1) à temperatura ambiente, o que dificulta a incorporação de carga à matriz resinosa. Para superar esse problema são adicionados diluentes à base de

dimetacrilatos com o objetivo de tornar o material mais fluido para ser utilizado clinicamente. É obtida uma significativa melhora na viscosidade utilizando diluentes como o TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato) e o EDGMA (etileno glicol dimetacrilato) (CONCEIÇÃO, 2002; ANUSAVICE, 2005). É necessário que haja um adequado controle da viscosidade para que não afete as propriedades físicas do material. A diluição pode diminuir a resistência mecânica e aumentar a absorção de água do material (KRAUSE *et al.*, 1989).

Tabela 1 – Peso molecular x viscosidade dos monômeros utilizados na formulação dos compósitos dentais (MOSZNER *et al.*, 2001).

Monômero	Peso molecular (g/mol)	Viscosidade (mPa.s)
TEGDMA	286	100
UDMA	470	5000-10000
Bis-GMA	512	500000-800000

Os dimetacrilatos produzem cadeias com ligações cruzadas ao longo das cadeias poliméricas e isso resulta em uma matriz resinosa rígida resistente ao amolecimento e degradação pelo calor e solventes, como água e álcool. A figura 1 ilustra a estrutura molecular do Bis-GMA e do TEGDMA.

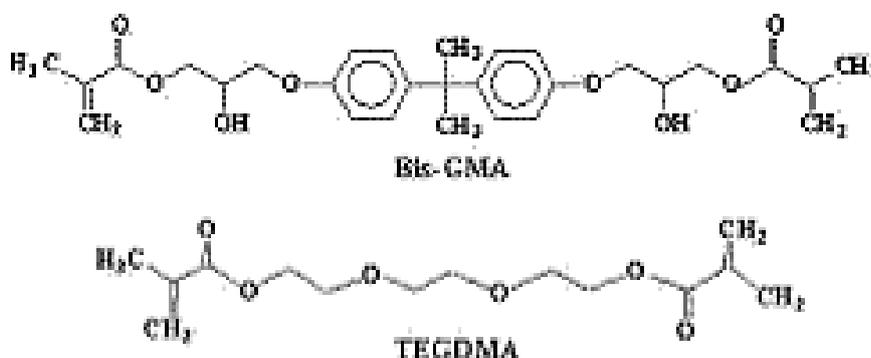


Figura 1 – Estrutura da molécula de Bis-GMA utilizado como matriz e TEGDMA que atua como plastificante.

- Partículas de carga – Com o desenvolvimento do Bis-GMA por BOWEN (1962), foi possível incorporar partículas inorgânicas à parte orgânica, de modo a aperfeiçoar as propriedades físicas do material (CONCEIÇÃO, 2002).

Obviamente, devido à menor quantidade de resina presente no compósito, a contração de polimerização é reduzida. A absorção de água e o coeficiente de

expansão térmica também são menores quando comparados às resinas sem carga. Propriedades mecânicas como resistência à compressão, resistência à tração, módulo de elasticidade e resistência ao desgaste são significativamente melhores com o aumento da fração volumétrica de partículas (ANUSAVICE, 2005).

Partículas de quartzo ou vidro, obtidas de diferentes tamanhos por meio de um processo de moagem, são as partículas de carga mais empregadas. Também são utilizadas partículas de sílica submicrométrica de tamanho coloidal com aproximadamente 0,04  $\mu\text{m}$  (micropartículas) obtidas através de processo pirolítico (queima) ou de precipitação (CHAIN *et al.*, 2001; ANUSAVICE, 2005).

O bário (Ba), o estrôncio (Sr) e o zircônio (Zr) são também incorporados à matriz para conferir radiopacidade ao material (CONCEIÇÃO, 2002).

Características como a composição, o tamanho, a fração volumétrica bem como a distribuição das partículas de carga dentro da composição do compósito possuem potencial de influenciar a resistência ao desgaste destes materiais existindo, também uma relação com o módulo de elasticidade e a tenacidade à fratura (LIM *et al.*, 2002; MANHART *et al.*, 2000).

- Iniciadores de polimerização – São agentes que, quando ativados, desencadeiam a reação de polimerização dos compósitos resinosos. Nos compósitos fotopolimerizáveis o uso de luz visível com comprimento de onda em torno de 470 nm ativa a canforoquinona (fotoiniciador), propiciando uma interação reativa com uma amina terciária (CONCEIÇÃO, 2002).

- Agente de cobertura (silanos) – Para que os compósitos resinosos apresentem um comportamento mecânico satisfatório é necessário que as partículas de carga estejam unidas de maneira estável à matriz orgânica. Essa união é realizada por meio de um silano (CONCEIÇÃO, 2002).

Esse agente é essencial para a melhoria das propriedades físicas e mecânicas, pois estabelece uma transferência de tensões da matriz polimérica mais flexível para as partículas de carga de maior módulo de elasticidade (mais rígidas) (LUTZ & PHILLIPS, 1983; ANUSAVICE, 2005).

Uma diminuição na profundidade de desgaste ocorre quando as partículas de carga de silicato de vidro são tratadas com silano, como pode ser visto na figura 2 (CONDOM & FERRACANE, 1997). Nos compósitos em que as partículas de carga não são tratadas com silano observa-se a ausência de ligação química dessas com a matriz resinosa, e as partículas de carga são expostas e arrancadas do interior do material (LIM *et al.*, 2000).

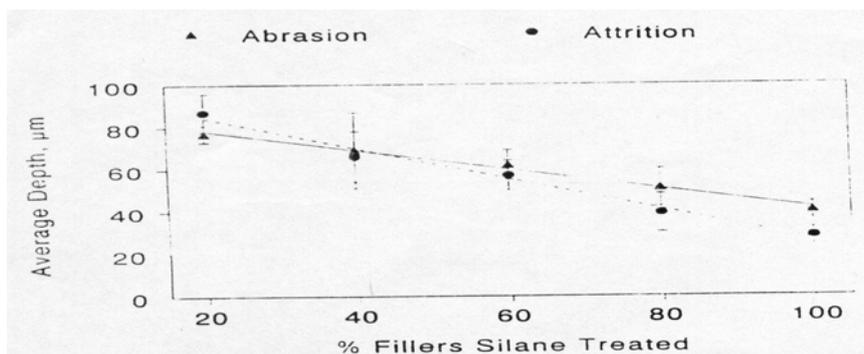


Figura 2 – Profundidade de desgaste por abrasão e atrição de compósitos com diferentes níveis de tratamento com silano (CONDON & FERRACANE, 1997).

A contínua evolução dos sistemas adesivos tem possibilitado um aumento significativo das alternativas restauradoras disponíveis atualmente. Aliado a esse fato os materiais restauradores, em particular, a resina compósita, experimentaram uma melhora considerável em suas propriedades mecânicas, ópticas e características de manipulação (CONCEIÇÃO, 2002).

### 2.2.2. Classificação dos Compósitos

No início da década de 80 foi introduzido um sistema de classificação para os compósitos baseados no tamanho de partículas de carga, na técnica de fabricação e na composição química das partículas (LUTZ & PHILLIPS, 1983). Desde então, muitos outros sistemas de classificação têm sido propostos e a nomenclatura varia de acordo com cada autor (LEINFELDER, 1991; WILLEMS et al., 1992; CONCEIÇÃO, 2002, ANUSAVICE, 2005).

Segundo ANUSAVISE (2005), os compósitos odontológicos são freqüentemente classificados de acordo com o tamanho médio das partículas de carga e sua distribuição por tamanho. A tabela 2 apresenta essa classificação.

Pela classificação de ANUSAVICE (2005), os compósitos tradicionais utilizam a sílica amorfa finamente moída e o quartzo como partícula de carga. Embora o tamanho médio das partículas possa variar de 8 a 12 µm, partículas tão grandes quanto 50 µm podem também estar presentes. A quantidade de partículas no material geralmente situa-se entre 70 e 80% em peso ou 60 a 70% em volume. Como principal desvantagem destes materiais está a alta rugosidade superficial e baixa resistência ao desgaste. Estes compósitos não são indicados para dentes posteriores e são poucos utilizados atualmente.

Os compósitos híbridos de partículas pequenas (PTP) foram desenvolvidos com o objetivo de diminuir a rugosidade e ainda manter ou melhorar as propriedades físicas e químicas dos compósitos tradicionais. Neste caso, o tamanho médio das partículas varia de 0,5 a 3,0  $\mu\text{m}$ , mas com ampla distribuição de tamanhos. Esse tipo de distribuição facilita a inclusão de uma grande quantidade de partículas de carga, contendo, portanto, mais carga inorgânica (80% a 90% em peso e 65 a 77% em volume) do que os compósitos tradicionais. Devido ao aumento da fração volumétrica de cargas, as resinas compósitas de partículas pequenas são indicadas para aplicações onde há maiores tensões mastigatórias e maior tendência ao desgaste, uma vez que possuem maior resistência à compressão e maior módulo de elasticidade em comparação aos compósitos tradicionais e os de micropartículas.

As resinas compósitas de micropartículas possuem a sílica coloidal como carga inorgânica com tamanho médio de aproximadamente 0,04  $\mu\text{m}$ . Esses materiais possuem propriedades físicas e mecânicas inferiores aos compósitos tradicionais, pois apresentam um volume de 40 a 80% de matriz resinosa. A grande quantidade de polímero comparada à carga inorgânica resulta em grande absorção de água, elevado coeficiente de expansão térmica e redução no módulo de elasticidade. Comparadas com as resinas acrílicas sem carga, apresentam propriedades melhores e fornece uma superfície menos rugosa dentre as restaurações estéticas de resina compósita.

As resinas compósitas híbridas de partículas possuem uma superfície ainda menos rugosa do que as realizadas com as de partículas pequenas, mantendo as propriedades desejáveis destas últimas. São constituídas por uma mistura de partículas de carga de sílica coloidal e vidro, com um conteúdo de 75% a 80% em peso. As propriedades físicas e mecânicas desse sistema são superiores às das resinas compósitas microparticuladas variando entre aquelas das resinas compósitas tradicionais e de partículas pequenas. Algumas propriedades mecânicas estão relacionadas na tabela 3.

Tabela 2 – Classificação dos compósitos dentais segundo ANUSAVICE (2005).

<b>Classe da resina compósita</b>	<b>Tipo e tamanho das partículas (em µm)</b>
Tradicionais (partícula grande)	Vidro de 1-50
Híbrida (partícula grande)	(1) Vidro de 1-20 (2) Vidro de 0,04
Híbrida (partícula média)	(1) vidro de 0,1-10 (2) sílica de 0,04
Híbrida (minipartículas/PTP)	(1) vidro de 0,1-2,0 (2) sílica de 0,04
Híbrida compactável	Partículas médias/minipartículas, mas com alta fração volumétrica de cargas.
Micropartículas heterogêneas	(1) sílica de 0,04µm (2) partículas de resina pré-polimerizadas contendo sílica de 0,04 µm.

Uma outra maneira de classificar os compósitos odontológicos é quanto ao método de polimerização. São eles:

*a) Quimicamente ativados:* são os compósitos resinosos que apresentam uma pasta base e outra catalisadora: o material somente polimeriza após a mistura de ambas.

*b) Fotopolimerizáveis:* são os compostos que apresentam foto-iniciadores e somente polimerizam-se em presença de luz.

*c) Duais:* são os compósitos que apresentam os dois sistemas de ativação, químico e físico (luz).

De acordo com CHAIN et al (2001), é possível uma outra classificação para as resinas compósitas, quanto à sua capacidade de escoamento:

*a) Alto escoamento (flow):* são os compósitos resinosos que apresentam baixa viscosidade e são usualmente denominadas flow.

*b) Médio escoamento:* são os compósitos micro-híbridos e microparticulados que devido à sua viscosidade podem ser inseridos na cavidade com auxílio de uma espátula.

*c) Baixo escoamento (condensável):* são os compósitos que apresentam como principal característica uma alta viscosidade, mesmo quando se utiliza um condensador. Este tipo de material possibilita a obtenção de um ponto de contato interproximal sem a necessidade de uso de outros dispositivos ou técnicas.

Tabela 3 - Propriedades mecânicas dos compósitos dentários (ANUSAVISE, 2005).

Propriedade/ característica	Tradicional	Híbrida (PTP <sup>1</sup> )	Híbrida (M <sup>2</sup> )	Microparticulada	Esmalte	Dentina
Tamanho (µm)	8-12	0,5-3	0,4-1	0,04-0,4	-	-
Carga inorgânica (% em volume)	60-70	65-77	60-65	20-59	-	-
Carga inorgânica (% em peso)	70-80	80-90	75-80	35-67	-	-
Resistência à compressão (MPa)	250-300	350-400	300-350	250-350	384	297
Módulo de elasticidade (GPa)	8-15	15-20	11-15	3-6	84	18
Coef. Expansão térmica (10 <sup>-6</sup> /°C) <sup>1</sup>	25-35	19-26	30-40	50-60	-	-
Absorção de água (mg/cm <sup>2</sup> )	0,5-0,7	0,5-0,6	0,5-0,7	1,4-1,7	-	-
Dureza Knoop (KHN)	55	50-60	50-60	25-35	350-430	68
Resistência à tração (MPa)	50-65	75-90	40-50	30-50	10	52

1- PTP, partícula de tamanho pequeno.

2- M, multiuso.

Segundo CONCEIÇÃO (2002), os compósitos dentários também podem ser classificados quanto à sua forma de utilização:

*a) Compósitos para uso direto*

Os procedimentos restauradores diretos apresentam a vantagem de não necessitarem de etapas laboratoriais para a conclusão do trabalho; entretanto, o sucesso clínico depende de, em grande parte, do material e da técnica restauradores empregados (CONCEIÇÃO, 2002).

Embora os compósitos para uso direto tenham evoluído bastante, principalmente no que se referem as suas propriedades físicas e mecânicas, eles ainda apresentam limitações que podem resultar em falhas quando utilizados nos trabalhos clínicos de maiores proporções (CHAIN *et al.*, 2001). A incidência dessas falhas está relacionada a três fatores principais como a contração de polimerização, a baixa resistência ao desgaste e a dificuldade técnica de obtenção de contornos satisfatórios e do restabelecimento do ponto de contato com o dente contíguo.

### *b) Compósitos para uso indireto*

As restaurações indiretas de compósitos resinosos são aquelas confeccionadas em um modelo de gesso no laboratório protético. Esse tipo de restauração permite um melhor restabelecimento das convexidades naturais do dente levando a um adequado contato proximal.

Os compósitos dentários para uso em restaurações indiretas possuem melhores qualidades físico-mecânicas como: resistência à fratura, resistência ao desgaste, dureza, estabilidade de cor, resistência à compressão e estabilidade dimensional devido ao maior grau de conversão de polimerização. Porém, as restaurações indiretas de resina compósita requerem maior tempo de trabalho, o que eleva o seu custo.

#### **2.2.3. Compósito *TPH Spectrum*®**

De acordo com o fabricante, o *TPH Spectrum*®, é um compósito universal fotopolimerizável indicado para restaurar dentes anteriores e posteriores. Contém micropartículas inorgânicas de bário e sílica com tamanho médio de aproximadamente 0,8 µm. A quantidade de partículas é de cerca de 79% em peso. Este material apresenta uma combinação de matrizes poliméricas de Bis-GMA, UDMA e diluente do tipo TEGDMA.

### **2.3. Saliva**

A saliva é uma secreção exócrina muco-serosa, transparente e ligeiramente ácida que é secretada pelas glândulas salivares diretamente na cavidade bucal. As glândulas salivares maiores, que são a parótida, a submandibular e sublingual estão localizadas no assoalho bucal e as glândulas salivares menores são encontradas nos lábios, no palato, na língua, nas bochechas e na faringe (HUMPHREY *et al.*, 2001).

A saliva natural é um sistema extremamente complexo com numerosos constituintes que variam quanto à sua concentração de acordo com o período do dia, entre outros fatores, e por isso é impossível de reproduzi-la com exatidão (GAL *et al.*, 2000).

THELDA *et al* (1998), reportaram a variação do fluxo salivar durante um período de 24 horas. Durante a manhã ocorre uma redução e há um aumento à tarde, sendo quase nula durante o sono. A quantidade máxima de saliva secretada é de aproximadamente 1ml/min por grama de tecido glandular, o que corresponde à aproximadamente 1-1,5 litros por dia (THELDA *et al.*, 1998; HUMPHRET *et al.*, 2001).

A saliva é composta por uma variedade de eletrólitos, incluindo o sódio, o potássio, o cálcio, o magnésio, bicarbonatos e fosfatos, além de imonoglobulinas, proteínas, enzimas, mucinas e produtos nitrogenados, como a uréia e a amônia (HUMPHREY *et al.*, 2001). A concentração dos vários constituintes inorgânicos depende do fluxo salivar, sendo composta de aproximadamente 99% de água.

O pH normal da saliva é entre 6 e 7, ou seja, levemente ácido, mas podem ocorrer variações entre 5,3 (fluxo mínimo) e 7,8 (fluxo máximo). As glândulas salivares maiores são responsáveis pelo volume e conteúdo de eletrólitos de secreção salivar, enquanto que as glândulas salivares menores contribuem para a secreção de substâncias originárias do sangue (HUMPHREY *et al.*, 2001).

As funções da saliva podem ser organizadas dentro de cinco categorias que servem para manter a saúde oral e criar um apropriado equilíbrio ecológico: (1) lubrificação e proteção, (2) solução tampão e limpeza, (3) manutenção da integridade dos dentes, (4) atividade anti-bacteriana e (5) digestão (HUMPHREY *et al.*, 2001).

### **2.3.1. Saliva Artificial**

Devido à natureza inconsistente e instável da saliva natural, não é possível obter uma duplicação exata das suas propriedades. Estudos realizados por GALL *et al* (2001), de diferentes formulações, revelaram que todas são uma reunião arbitrária de substâncias, podendo ter maior ou menor similaridade com a composição da saliva humana (GAL *et al.*, 2001, LEUNG *et al.*, 1997).

Ainda de acordo com GAL *et al* (2001), diversas formulações tem sido utilizadas na tentativa de simular o ambiente oral. Esses autores tentaram aperfeiçoar uma formulação para testes *in vitro*. A nova fórmula é composta por apenas componentes minerais do produto original, sem conter fração orgânica de glicoproteínas como mostra a tabela 5 sessão 3.2.3.

## **2.4. Comportamento dos Compósitos Odontológicos em meio líquido**

A cavidade oral é um meio altamente complexo e diversificado. Ácidos provenientes da alimentação e da placa bacteriana podem provocar desgaste dos dentes e das restaurações. O mecanismo de higiene oral que inclui o tipo de dentífrício, o tipo de escova dental e o padrão de escovação resultam em uma abrasividade gerando desgaste nos elementos dentários.

O meio químico é uma característica do ambiente oral que exerce influência na degradação *in-vivo* dos compósitos dentários. A matriz polimérica pode se tornar

macia e as partículas podem ser arrancadas quando esses compósitos são expostos a determinados meios químicos (YAP *et al.*, 2002).

No meio oral, inúmeros ácidos são produzidos pelo metabolismo bacteriano e conseqüentemente ocorre variação do pH (LINGSTROM *et al.*, 1993). Os ácidos orgânicos predominantemente produzidos pelas bactérias no meio oral são os ácidos acéticos, propiônicos e os lácticos (PRAKKI *et al.*, 2005). Esses ácidos atuam amolecendo a matriz polimérica dos materiais e isso acarreta num aumento da taxa de desgaste (ASMUSSEN, 1984; CHADWICK *et al.*, 1990; BUCHALLA *et al.*, 2000).

Os compósitos odontológicos ao serem imersos em água e saliva artificial apresentam expansão volumétrica e aumento do peso (MARTIN *et al.*, 2003). Segundo KIM *et al.* (2002), o tamanho, a quantidade e a forma das partículas estão relacionadas com a dureza, a resistência à compressão e o módulo de elasticidade do compósito. Aumentado a fração volumétrica de partículas de carga, diminui-se a absorção de água e tem-se um aumento da resistência à abrasão, tanto durante a escovação com também durante a mastigação.

## **2.5. Cerâmicas Odontológicas**

As cerâmicas são materiais utilizados por diversos fins há mais de 10000 anos. Seu emprego na odontologia se deu em 1789 por um dentista francês, e a partir dessa data, a técnica de fabricar dentes de porcelana foi sendo aprimorada, até que em 1903, foi introduzida uma das primeiras próteses unitárias cerâmicas na odontologia. A técnica utilizava uma matriz de folha de platina e porcelana feldspática de alta temperatura de fusão. Essas próteses apresentavam uma excelente estética, mas a sua baixa resistência flexural resultou em um alto índice de fracassos (ANUSAVISE, 2005).

Segundo CONCEIÇÃO (2005), as cerâmicas odontológicas podem ser classificadas de acordo com o tipo em dois grandes grupos: (1) cerâmicas feldspáticas e (2) cerâmicas reforçadas.

A cerâmica feldspática, também conhecida como convencional ou tradicional, é essencialmente uma mistura de feldspato de potássio ou feldspato de sódio, que após a fusão incongruente do feldspato, se tem origem duas fases distintas, que são a fase vítrea constituída basicamente pela sílica e responsável pela translucidez do material, e uma fase cristalina a base de cristas de leucita que confere resistência.

As cerâmicas reforçadas foram desenvolvidas para melhorar a resistência à fratura da cerâmica. Como o processo de fratura está associado com a propagação de fendas através do material, a presença de um maior número de cristas, reduz,

dificulta e/ou impede essa propagação, aumentando a resistência intrínseca da cerâmica (CONCEIÇÃO, 2005). Essas cerâmicas são caracterizadas por apresentar uma maior quantidade de fase cristalina, onde diversos cristais têm sido empregados, como a alumina, a leucita, o dissilicato de lítio e a zircônia.

Dentre as cerâmicas reforçadas, as denominadas vidro-cerâmicas vem sendo empregadas nos últimos 15 anos. Esse grupo de cerâmicas caracteriza-se pela cristalização controlada de um vidro, onde um grande número de pequenos cristais são uniformemente distribuídos na matriz vítrea.

A cerâmica Finesse All-Ceramic<sup>®</sup>/ Dentsply é uma vidro-cerâmica com propriedades físicas otimizadas devido ao menor tamanho dos cristais de leucita (3 – 5µm) e uma distribuição uniforme desses cristais na matriz vítrea. A principal vantagem desse sistema é apresentar um desgaste mais compatível com os dentes naturais quando comparado aos outros sistemas cerâmicos. Pode ser indicadas para confeccionar inlays, onlays, facetas laminadas e coroas totais anteriores (BOTTINO *et al.*, 2001).

Apesar dos materiais cerâmicos possuírem uma excelente estética, boa estabilidade de cor, alta resistência flexural, apresentam como desvantagens a grande capacidade de abrasionar dentes e restaurações antagonistas. A abrasão provocada por esses materiais está relacionada diretamente com sua dureza e com a rugosidade superficial do material antagonista, como também com os fatores individuais, por exemplo, a oclusão, a saliva e os hábitos alimentares (CONCEIÇÃO, 2005).

## **2.6. Ligas Metálicas**

O ouro apresenta propriedades físicas e mecânicas adequadas para as finalidades odontológicas. A liga básica de ouro para uma restauração fundida é do tipo ternário constituída do próprio ouro, além da prata e do cobre. Quando se deseja uma maior resistência e dureza outros metais como o paládio, platina e zinco são adicionados (tabela 4). Entretanto, o custo de uma restauração metálica áurea é relativamente cara, o que limita de certo modo sua aplicação na clínica odontológica.

Tabela 4 – Composição das Ligas de Ouro / % em peso ( MONDELLI, 1995).

Tipos	Ligas					
	Ouro	Cobre	Prata	Paládio	Platina	Zinco
Mole - I	87,0	4,0	9,0	-	-	-
Média - II	76,0	8,0	13,0	2,5	-	0,5
Dura - III	70,0	10,0	15,0	3,0	1,0	1,0
Extradura - IV	66,0	15,0	12,0	3,0	2,0	2,0

Dessa maneira, ligas metálicas de menor custo foram desenvolvidas. ROEBUCK (1915) descreveu a primeira liga a base de alumínio para servir de liga substituta da liga de ouro.

### 2.6.1. Ligas Metálicas de Níquel-Cromo

Com o propósito de diminuir o preço final de uma restauração metálica e favorecer todos os níveis econômicos da sociedade, as ligas alternativas são atualmente os materiais de escolha para a confecção de estruturas de próteses removíveis, subestrutura de próteses cerâmicas e restaurações unitárias.

A composição básica das ligas alternativas comercialmente existentes é de 67 a 80% de níquel e 12 a 23% de cromo, além de outros elementos presentes em menor quantidade. O cromo é responsável pelo aumento da resistência à oxidação e corrosão nas ligas que contêm níquel ou cobalto em grandes quantidades.

Tabela 5 – % em peso de outros elementos presentes na liga de níquel-cromo (MONDELLI, 1995).

Elementos	% em peso
Molibdênio	4 a 10
Alumínio	2 a 4
Manganês	0,2 a 1
Titânio	0,1 a 2
Carbono	0,5 a 1,5
Berílio	0,5 a 2
Silício	0,5 a 1,5
Cobalto	0,5 a 2,5
ferro	0,5 a 2,5

## 2.7. Desgaste

### 2.7.1 Propriedades Tribológicas

O desgaste é um processo natural ocorrendo sempre que duas superfícies estão em contato e em movimento relativo. É caracterizado pela perda de material, podendo provocar microtrincas na superfície do material. Normalmente esse processo é lento, porém muito estável e contínuo (YAP *et al.*, 2002; HEINTZE *et al.*, 2006).

O desgaste é definido como resultado de uma atividade tribológica. Tribologia é o ramo da ciência que estuda a fricção e esta por sua vez, é uma atividade mecânica realizada na superfície de um corpo através do contato e movimento de um corpo oposto. Entretanto, esse fenômeno é complexo e pode envolver vários mecanismos e fatores simultaneamente como, por exemplo, a natureza química e física das superfícies e o ambiente a que estas estão expostas (HEINTZE *et al.*, 2006).

BUSCHAN & GUPTA (1997) descreveram quatro principais tipos de desgaste: desgaste por deslizamento ou adesivo, desgaste por abrasão, desgaste por fadiga e desgaste por corrosão.

O desgaste adesivo é a forma mais comum de todos os tipos de desgaste (MOHD *et al.*, 1990). Ocorre quando dois materiais rugosos estão em movimentação tangencial e fragmentos de um corpo são transferidos para o outro, formando uma camada aderida, como está representado na figura 3.

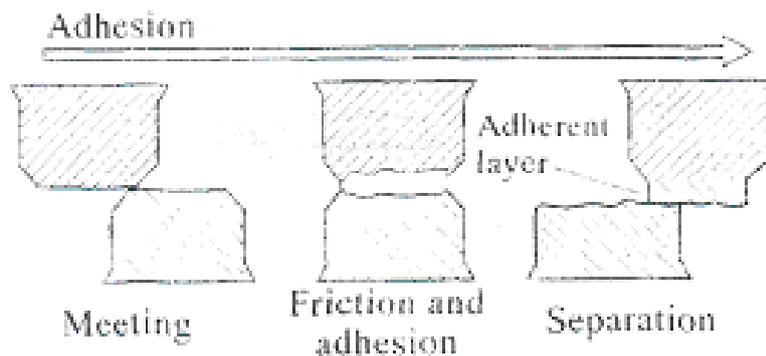


Figura 3 – Mecanismo de desgaste adesivo

O desgaste abrasivo ocorre quando uma superfície é mais dura que a outra ou quando partículas duras são introduzidas entre elas. A superfície mais dura pressiona a superfície macia ocasionando uma deformação plástica. Quando a superfície dura se movimenta tangencialmente, há, então, remoção de material da superfície macia, e

como consequência, aparecem ranhuras na nova superfície formada, como está representado na figura 4. Esse tipo de desgaste pode ser subdividido em desgaste de dois ou três corpos. O desgaste de dois corpos ocorre quando duas superfícies com diferença de dureza estão em contato. Já o desgaste de três corpos ocorre quando existe a presença de substâncias sólidas entre as superfícies. Em geral, o desgaste abrasivo está relacionado com a dureza dos materiais que estão em contato e com a geometria das partículas abrasivas (MAIR *et al.*, 1996).

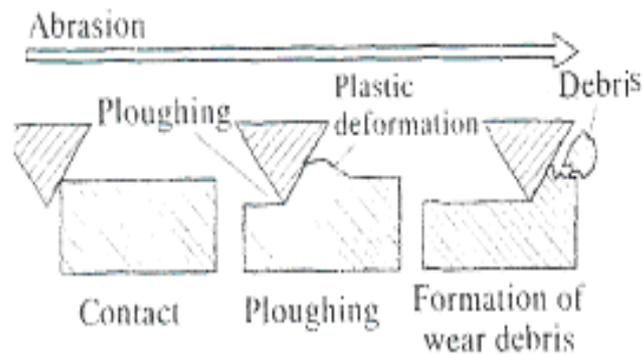


Figura 4 – Mecanismo de desgaste abrasivo

Fadiga é em geral um fenômeno que caracteriza o fracasso de um material após muitos ciclos de carga. O desgaste por fadiga ocorre como resultado da formação e propagação da trinca na subsuperfície do material quando duas superfícies se movimentam sob força dinâmica (YAP *et al.*, 2002).

Quando uma superfície desliza sobre a outra cria uma zona de compressão à frente do movimento. A deformação plástica do material causa uma zona de tensão imediatamente atrás ao movimento. Inicia-se então, a nucleação de trincas. Com a repetição dos ciclos, a trinca se propaga e se torna cada vez maior, como é ilustrado na figura 5. O tamanho final da trinca pode variar entre 1 a 2mm (HOLMBERG & MATHEUS, 1994). Em materiais particulados as trincas podem propagar entre as partículas ou ao redor da interface (YAP *et al.*, 2002).

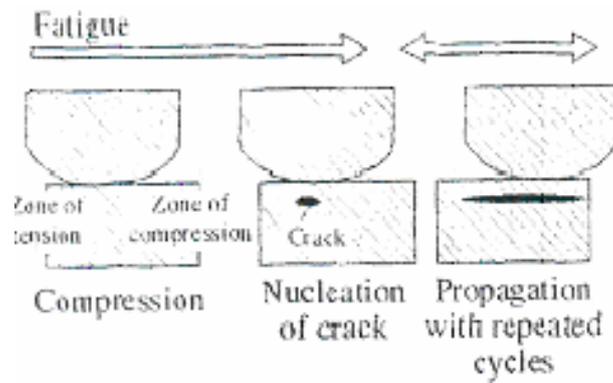


Figura 5 – Mecanismo de desgaste por fadiga

Desgaste por delaminação é um tipo de desgaste por fadiga que ocorre numa escala microscópica quando superfícies ásperas repetidamente deslizam uma sobre a outra. Pequenas trincas são nucleadas abaixo da superfície e tendem a se propagar paralelamente à superfície, como mostra a figura 6.

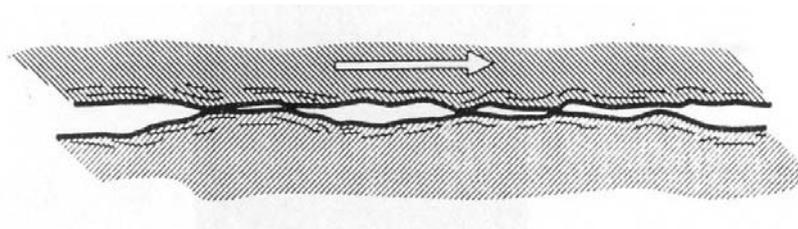


Figura 6 – Processo de delaminação

O desgaste por corrosão ou químico é caracterizado pela ação de substâncias químicas sobre uma superfície. PUGH (1973) define desgaste corrosivo como uma forma de desgaste químico, sendo o resultado da interação do meio ambiente com o deslizamento das superfícies. A combinação das reações químicas com o contato com as superfícies resulta na remoção de material e formação de resíduos de desgaste. A ação deste movimento resulta no aumento da temperatura nas superfícies e cria fendas que são favoráveis à ocorrência de novas reações químicas.

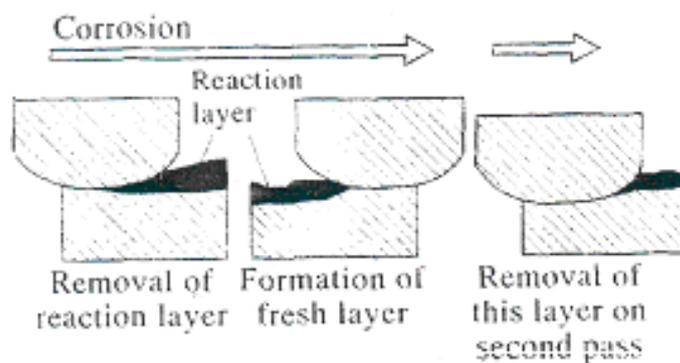


Figura 7 – Mecanismo de desgaste corrosivo

### 2.7.2. Desgaste dos materiais compósitos na cavidade oral

O desgaste é um fenômeno comum no ramo da odontologia, dependente de diferentes fatores que ocorrem simultaneamente. Partindo do princípio que o mecanismo de desgaste intrabucal é um fenômeno multifatorial já que abrange fatores químicos como a composição salivar, tipo de bactérias e ácidos produzidos, pH, dieta alimentar; fatores motores, como o padrão de oclusão e força dos músculos orofaciais, presença de hábitos parafuncionais, como bruxismo e apertamento, e também os tipos de materiais restauradores presentes na boca, o estudo dessa propriedade tribológica é hoje objeto de muitas pesquisas (HEINTZE *et al.*, 2006). Nos últimos anos, com o aumento da demanda estética e a preocupação com a toxicidade do mercúrio, o emprego dos materiais compósitos principalmente em regiões posteriores da boca tem sido a primeira escolha por parte dos pacientes.

A AMERICAN DENTAL ASSOCIATION (ADA), publicou em 1989 um conjunto de normas onde relata que um material para ser indicado como de uso irrestrito em dentes posteriores deve ter no máximo 100  $\mu\text{m}$  de desgaste após quatro anos de uso clínico, já que a taxa de desgaste anual do esmalte de um molar sem sofrer atividades parafuncionais é muito pequena, cerca de 29  $\mu\text{m}$  ( HEINTZE *et al.*, 2006).

Segundo OKESON (1992), a força máxima de mastigação varia de indivíduo para indivíduo. É observado que em geral os homens mordem com mais força que as mulheres. A força de mordida dos homens varia de 53,6N a 64,4N enquanto que nas mulheres é em torno de 35,8N a 44,9N. Isto está de acordo com RAMALHO & ANTUNES (2005). Também é importante salientar que a força máxima aplicada por um molar é geralmente muito maior que aquela aplicada por um incisivo.

De acordo com MAIR *et al* (1996), é possível distinguir três tipos principais de desgaste nos dentes e nos materiais dentários: atrição, abrasão e erosão. O desgaste por fadiga não é muito discutido na literatura (YAP *et al.*, 2002).

O termo erosão corrosão é usado para descrever perda de material atribuída a efeitos químicos produzidos geralmente por ácidos que podem resultar de causas extrínsecas como, por exemplo, de uma dieta ácida, do pH salivar ou de microorganismo produtores de ácidos, ou de causas intrínsecas, como o vômito e regurgitamento do suco gástrico (YAP *et al.*, 2002). O mecanismo de desgaste erosivo ou corrosivo pode ser explicado pela reação do material com outras substâncias capazes de produzir corrosão. O desgaste ocorre quando essas substâncias reagem com o material deteriorando o mesmo. O desgaste corrosivo leva a perda de monômeros e oligômeros presentes na matriz. Essa degradação do polímero altera a microestrutura do interior do material por meio da formação de poros quando os componentes degradados são liberados. Basicamente, a entrada de água para o interior do polímero pode resultar num inchaço do material (PRAKKI *et al.*, 2005).

A atrição descreve perda de material em áreas de contato oclusal onde uma alta tensão é gerada em uma pequena área. No estudo de YAP *et al.* (2002), todos os materiais compósitos testados utilizando uma máquina de desgaste com um sistema de deslizamento relativo e compressivo simultaneamente, tiveram um aumento da taxa de desgaste com o aumento do número de ciclos em áreas de contato oclusal (figura 8). Um material que apresenta boa resistência ao desgaste não é aceitável quando a atrição nos dentes antagonistas é alta (GOHRING *et al.*, 2002).

Abrasão é o desgaste que ocorre nos sítios que estão fora do contato oclusal. Existem dois mecanismos de desgaste abrasivo reportado na literatura. O que se denomina desgaste abrasivo de dois corpos pode ser exemplificado quando uma restauração cerâmica oclui contra um dente hígido ou restaurado. O desgaste abrasivo de três corpos é caracterizado pela interposição de alguma substância entre as superfícies dos dentes. Um exemplo deste mecanismo é a própria escovação, onde se tem a pasta de dente funcionando como um abrasivo e a escova dental fazendo um movimento de deslizamento sobre o dente ou material odontológico. Um outro exemplo seria a presença do bolo alimentar entre dentes antagonistas. Este desgaste pode estar associado às propriedades do material como porosidade, estabilidade do agente de união, grau de conversão do monômero, tipo e tamanho das partículas de carga. Variações entre os pacientes, como as diferenças nos padrões alimentares, níveis de força mastigatória, meio ambiente bucal, irregularidade

da superfície dental com fóssulas, cristas e sulcos também interferem no desgaste do material (ANUSAVICE, 1998).

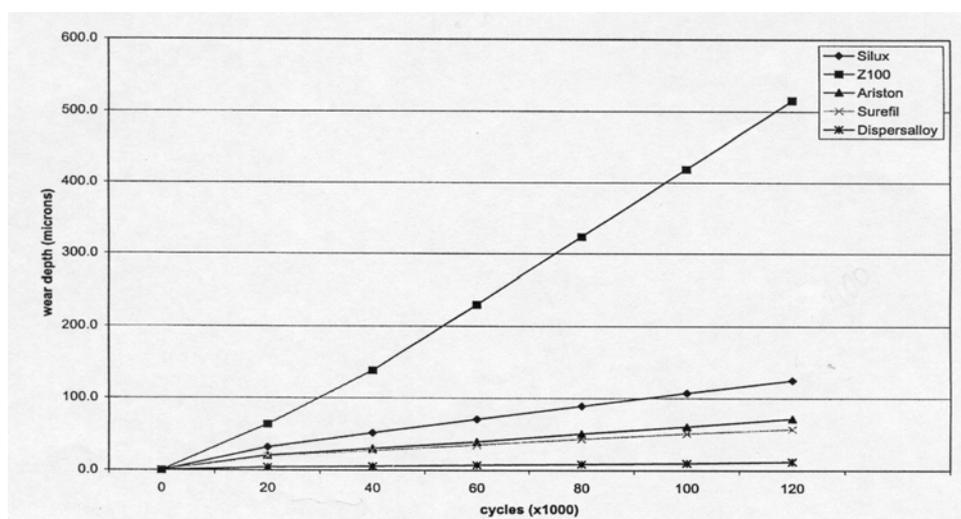


Figura 8 – Desgaste nos diferentes tipos de compósitos (Yap et al, 2002).

MAYWORM (2005) avaliou o desgaste em materiais compósitos restauradores. Utilizou-se teste *in vitro* de desgaste abrasivo tri-corpóreo com variação do número de ciclos. Foi verificado que a taxa de desgaste cresce com o aumento do número de ciclos e tem uma tendência a estabilizar após 500 ciclos.

Na boca, o desgaste adesivo dos materiais dentários ocorre quando as superfícies dos dois materiais entram em contato e fragmentos de materiais são transferidos entre os corpos.

O desgaste ocorrido em restaurações de resina compósita pode ser ocasionado pelo desgaste da matriz resinosa, pela perda de carga por falha na adesão matriz-carga, pela perda de carga por fratura de partículas expostas pela perda de carga por rachadura e deficiência da matriz e pela presença de bolhas de ar (BRIAN & YEE, 1980). O desgaste do material restaurador provoca perda da forma anatômica e fratura no corpo e na margem da restauração (MANHART *et al.*, 2000). A alta resistência ao desgaste de um material restaurador contribui para a longevidade da restauração como também para a manutenção da estética e da função (HEINTZE *et al.*, 2005).

Compósitos contendo partículas de carga de menor tamanho possuem maior resistência ao desgaste já que ao sofrerem abrasão e cisalhamento, deixam um espaço vazio menor que as de maior tamanho e conseqüentemente uma menor rugosidade superficial (SANTOS & GILDO, 2000). Além do tamanho médio das partículas de carga outros fatores também devem ser levados em consideração como

a fração volumétrica e a distribuição das partículas na matriz polimérica assim como a composição química dos materiais (ANTONIAZZI & NAGEN, 2003; NAGARAJAN *et al.*, 2004, CALLAGHAN *et al.*, 2006).

A ADA em sua especificação nº 27, revisada em 1993, não recomenda testes de resistência à abrasão e desgaste para avaliação de materiais odontológicos restauradores por afirmar que a perda dentro da cavidade oral da superfície do material é uma combinação complexa de fatores físicos e químicos e que nenhum teste de laboratório reproduz satisfatoriamente essas circunstâncias, tendo pouca correlação com os resultados clínicos. Por outro lado, os testes clínicos envolvem muitas variáveis e normalmente possuem longo período de avaliação, o que dificulta seu uso, devido à rapidez com que novos produtos são lançados no mercado (NARTALLO & MACHI, 1992; LEINFELDER & SUZUKI, 2000; RAMALHO & ANTUNES, 2005).

De acordo com ANUSAVICE (1998), ainda não existe um teste clínico para medir o desgaste de materiais dentários restauradores e os testes laboratoriais nos fornecem valores maiores do que encontrados *in vivo*.

Existe uma infinidade de testes *in vitro* para avaliar os mecanismos de desgaste descritos na literatura. De uma maneira geral, a composição do material utilizado, o grau de cura, a qualidade e a quantidade do lubrificante, a duração do contato entre as superfícies, a velocidade e a direção do movimento entre as superfícies, são variáveis que afetam a taxa de desgaste (RAMALHO & ANTUNES, 2005, CALLAGHAN *et al.*, 2006).

### 3- Materiais e Métodos

#### 3.1. Materiais

Os materiais utilizados para esse estudo foram:

1 – Compósito dentário de uso direto *TPH Spectrum®* (Dentsply). Esse é um compósito dito universal por conter a indicação de restaurar dentes anteriores e posteriores, e dentre os inúmeros materiais disponíveis no mercado odontológico com esse propósito, o *TPH Spectrum®* apresenta características físico-mecânicas e também estéticas satisfatórias. É uma resina compósita micro-híbrida, fotopolimerizável que apresenta uma combinação entre micropartículas (0,04 $\mu$ m) e partículas maiores (máximo 2  $\mu$ m) resultando em um compósito cujas partículas apresentam tamanho médio entre 0,6 a 0,8  $\mu$ m (CONCEIÇÃO, 2002) e isto lhe confere excelentes propriedades mecânicas bem como uma estética adequada.

Na figura 9 pode-se observar a apresentação comercial do material e na tabela 6 as especificações do fabricante.



Figura 9 – Apresentação comercial do material.

Tabela 6 – Especificação técnica do compósito *TPH Spectrum®*.

Material	Composição	Fabricante	Lote	Validade
<i>TPH Spectrum®</i>	Bis-GMA Uretano modificado, Boro silicato de alumínio e Bário silanizado, Sílica Pirolítica silanizada, Canforoquinona, EDAB, Hidroxitolueno butílico, corantes minerais.	Dentsply	111289	09/2006

2- Liga metálica de Ni-Cr: A liga de níquel - cromo é uma liga substitutiva das ligas de ouro e indicada para confecção de restaurações unitárias e próteses metalocerâmicas. A constituição química baseia-se no níquel (67 a 80%), no cromo (12 a 23%) e no molibidênio (4 a 10%). Outros elementos químicos como o nióbio, manganês, ferro, berílio, alumínio, titânio, silício e carbono também fazem parte da composição da liga em porcentagens menores (tabela 5).

3- Cerâmica dentária *Finesse®*. É uma porcelana feldspática reforçada com cristais de leucita indicada para confecção de *inlay*, *onlay* e coroas unitárias anteriores. Apresenta como principais características o desgaste mais compatível com os dentes naturais quando comparado ao outros sistemas cerâmicos existentes (porcelanas de baixa fusão), aumento da resistência flexural e excelente adaptação devido a uma melhor uniformidade na distribuição da fase cristalina na matriz vítrea (DRUMMOND *et al.*, 2000; ASSMAN *et al.*, 2000).

Na figura 10 observa-se a apresentação comercial da cerâmica dental e na tabela 7 a especificação do fabricante.



Figura 10 – Apresentação comercial do material

Tabela 7 – Especificação técnica da cerâmica *Finesse*<sup>®</sup>

<b>Material</b>	<b>Composição</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Lote</b>
<i>Finesse</i> <sup>®</sup>	Óxido de Silício (SiO <sub>2</sub> ), Óxido de Alumínio (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ), Óxido de Potássio (K <sub>2</sub> O), Óxido de Sódio (Na <sub>2</sub> O), Óxido de Bário (BaO), Óxido de Cálcio (CaO), Óxido de Fósforo (P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> ), Óxido de Magnésio (MgO).	Dentsply	370599

### 3.2. Métodos

#### 3.2.1. Confeção dos corpos de prova

Na realização dos ensaios de desgaste foram empregados corpos de prova do tipo placas e pinos.

*Confeção das placas:* as placas de *TPH Spectrum*<sup>®</sup> (Dentsply) foram obtidas a partir de matrizes de resina acrílica medindo 2x8x30mm incluídas em silicone. Essas placas de resina acrílica foram posicionadas e coladas com *Super Bonder* no fundo de uma pequena caixa de resina e então incluídas em silicone de duplicação – *Stern Tek – Sterngold - Alemanha* - lote n°13632 - validade 02/07/05. A inclusão foi feita sob pressão em uma câmara de compressão de ar – *Norgren – EUA*, por um período de 20 minutos, utilizando pressão de 60psi (0,4MPa e 4bar).

Após a obtenção do molde de silicone, fez-se o preenchimento dos mesmos com o devido material. Cada corpo de prova foi preparado individualmente, utilizando um instrumento apropriado para manipulação deste tipo de material (*espátula 1*) que permite inserir de forma adequada o material no interior do molde.

Levando em consideração a técnica incremental de confecção das restaurações dentárias, onde cada incremento de resina compósita deve ter no máximo 2mm de espessura para assegurar adequada polimerização do material, os corpos de prova, então, puderam ser confeccionados em uma única camada já que a espessura do molde é de 2mm. Após a colocação do material no molde, foi feita a fotopolimerização por um tempo de 20 segundos (de acordo com as especificações do fabricante). Para que a fotopolimerização pudesse ser feita mais uniformemente possível, primeiro foi realizado uma polimerização teste da seguinte maneira: preencheu-se todo o molde com o material e incidiu-se a luz do fotopolimerizador em um dos extremos no molde. Marcou-se então, no molde, a caneta, onde a luz começava e terminava. Nas polimerizações seguintes, o fotopolimerizador foi devidamente posicionado para que a

incidência da luz começasse na última marca do molde e uma outra marcação foi feita acompanhando o fim da luz no molde. Assim se seguiu até que todo o material fosse polimerizado. Essa metodologia foi aplicada para todas as amostras utilizados nesse estudo. Utilizou-se o fotopolimerizador do tipo *LED* (figura 11) modelo *Ultrablue Is*  $350mW/cm^2$ , com comprimento de onda compreendido entre 460 e 480nm.



Figura 11 – Aparelho de fotopolimerização *Ultrablue Is*

As placas, após serem confeccionadas, foram submetidas a um processo de lixamento e polimento na seguinte sequência: em primeiro lugar as placas foram lixadas com lixa d'água de granulação grossa (100-200-320-400) para torná-las planas, depois foram submetidas a lixas de granulação intermediária (500-600), terminando o processo de lixamento com a lixa de granulação fina (1200). Após a operação com a lixa, as placas foram submetidas a um processo de polimento. Foi utilizada para tal procedimento uma politriz industrial *Prazis APL-4* contendo um pano de polimento da empresa *Struers Metallographic Equipament* com a especificação DP – NAP e alumina n°01 e n°02 a fim de eliminar os riscos e asperezas oriundos do processo de lixamento.

*Confecção dos pinos:* tanto os pinos de Ni-Cr como os de cerâmica dentária, foram confeccionados a partir de um canal de alimentação, também chamado de *sprue* de cera medindo 2mm de diâmetro e 7mm de comprimento.

Para a obtenção dos pinos de Ni-Cr é utilizada a técnica da cera perdida, que consiste na inclusão do *sprue* de cera em revestimento dentário fosfatado, onde no forno de anéis essa cera é eliminada para que a liga seja injetada obtendo-se assim os pinos. Os pinos metálicos foram confeccionados no laboratório protético.

Para a obtenção dos pinos de cerâmica dentária, é feita a inclusão do *sprue* de cera em revestimento dentário, seguido da técnica da cera perdida para eliminação da cera, obtendo-se assim um molde. Esse molde então recebe as pastilhas de cerâmica, vai ao forno de prensagem a quente – *Inceramat, Dentsplay*. Com o auxílio de uma prensa pneumática, o material cerâmico cuja temperatura de sinterização é de 830°C é pressionado para o interior do molde sob vácuo dando origem ao pino cerâmico. Os pinos cerâmicos foram produzidos no Laboratório de Cerâmicas Dentais do PEMM.

Os pinos de Ni-Cr e cerâmicos após estarem prontos foram colocados em um suporte. O material de escolha para a confecção do suporte foi o poliacetal, um polímero com satisfatória resistência, fácil de usinar e economicamente viável. Os pinos cujas medidas são de 2mm de diâmetro e 7mm de comprimento, foram confeccionados visando atender o padrão de desgaste oral, caracterizado como pontual em torno de 0,5 a 2mm de extensão. Dessa maneira, os suportes foram produzidos atendendo as medidas dos pinos bem como da máquina de desgaste onde eles são adaptados para a realização dos ensaios. Toda a metodologia empregada nos ensaios de desgaste será apresentada na sessão 3.2.2.4.

Para o acabamento e polimento dos pinos de Ni-Cr e cerâmica dentária, primeiramente utilizou-se lixas d'água n° 500, 600, 1200 a fim de tornar a superfície dos pinos plana e adequada para os ensaios e um polimento com suspensão de alumina concentrada n°1 e n°2 para remover riscos provenientes das lixas, deixando a superfície lisa e brilhosa.

### **3.2.2. Ensaios de Desgaste**

#### **3.2.2.1. Ensaio de Desgaste Esfera sobre Placa**

Para a realização dos ensaios 06 placas do compósito dentário *TPH Spectrum*<sup>®</sup> foram utilizadas (sessão 3.2.1).

O ensaio de Desgaste Esfera sobre Placa, também conhecido como Ball Crater, produz um desgaste abrasivo entre as duas superfícies que estão em contato, provocando um desgaste mais acentuado no material mais macio.

O equipamento utilizado nos ensaios (modelo/ fabricante *GENTEST /GENCOA*), ilustrado nas figuras 12 (a e b), é constituído de um braço que por sua vez contém um contra-peso e um suporte de cargas. No braço, logo abaixo do suporte de cargas, está localizado o porta amostra. A esfera se posiciona sobre dois eixos de rolamento e entra em contato com a placa quando o braço é colocado na posição horizontal mantido pela carga. O equipamento ainda contém um marcador de ciclos digital e um botão de interrupção de ensaio utilizado em situações onde o teste não ocorre de maneira esperada ou adequada. Uma bomba peristáltica e um agitador magnético compõem juntamente com a máquina de desgaste o conjunto necessário para a realização dos ensaios. A bomba peristáltica transporta com o auxílio de um cateter médico a suspensão de alumina n°2, previamente diluída em água na proporção de 1:10 até o conjunto esfera metálica/placa. Para que a suspensão de alumina não decante, durante todo o ensaio o uso do agitador magnético se fez necessário.

Para cada teste executado, primeiramente faz-se o devido equilíbrio do braço para que nenhuma força a não ser a da carga utilizada interfira no ensaio. A placa é adequadamente fixada no porta amostra devendo se manter estática durante o ensaio. A esfera metálica é posta sobre os eixos de rolamento e o braço levado à posição horizontal para que a carga seja colocada no suporte. Assim a placa entra em contato com a esfera e a bomba peristáltica junto com o agitador magnético é ligada para que a suspensão de alumina seja gotejada no conjunto esfera/placa. A suspensão de alumina é liberada com um fluxo de aproximadamente 1ml/min, a carga utilizada é de 100g e a esfera rotaciona sobre o seu próprio eixo a uma velocidade de 50 voltas por minuto.

Ao final de cada ensaio, a máquina para automaticamente, remove-se a carga, retira-se a placa e a esfera para então serem limpas com lenço de papel umedecido com álcool. A placa é também levada em água corrente e sabão neutro para remover excesso de abrasivo e posteriormente colocada em ultra-som imensa em álcool etílico.

Foram realizados seis ensaios para cada ciclo de voltas, ou seja, para um ciclo de 1500 voltas foram feitos seis ensaios e assim igualmente para 3000 ciclos e 8000 ciclos. Como o diâmetro das crateras aumentou com o aumento do número de ciclos, a quantidade de ensaios em uma amostra variou. Os locais das impressões foram escolhidos aleatoriamente.



(a)



(b)

Figura 12 – Esquema do funcionamento do teste de Desgaste Esfera sobre Placa. Em (a) observa-se o equipamento *Gentest* utilizado no teste de desgaste Esfera sobre Placa, a bomba peristáltica que bombeia a suspensão abrasiva de alumina durante o ensaio e o agitador magnético cuja finalidade é de permitir que as partículas abrasivas da suspensão de alumina não decantem no fundo do recipiente. Em (b), uma vista aproximada do equipamento *Gentest* permitindo melhor visualização da área do ensaio (observar o cateter que leva a suspensão abrasiva à esfera metálica que por sua vez se localiza em contato com o corpo de prova).

### 3.2.2.2. Aquisição de Imagens

Para aquisição das imagens das crateras produzidas durante o ensaio de desgaste, as amostras foram levadas ao microscópio ótico *Olympus* modelo BX60M. As crateras foram então fotografadas com o auxílio de uma máquina fotográfica CCD COMU/*Snapy* em aumentos de 25x e 50x dependendo do tamanho das mesmas. As impressões foram identificadas por meio de mapeamento e fotografias individualmente. Também foi fotografada uma régua de 1mm de comprimento em aumento de 25x e 50x.

### 3.2.2.3. Determinação das Dimensões das Crateras

Para determinar o valor do diâmetro das crateras, as imagens fotográficas das mesmas e da régua foram passadas para o Programa Photoshop 5.0. Esse programa permite determinar o número de pixels existentes em uma dada imagem. Dessa forma, primeiro determinou-se o número de pixels existentes na imagem da régua de 1mm e o número de pixels existentes nas crateras. Então sabendo quantos pixels existem em 1mm, é só relacionar com o número de pixel encontrado em cada cratera analisada e determinar o diâmetro das mesmas em milímetros. De posse dos valores do diâmetro das crateras, pode-se determinar a profundidade das mesmas, pela seguinte fórmula:

$$h = R - [R^2 - D^2/4]^{1/2} \quad \text{Equação 1}$$

Onde:

h é a profundidade da cratera

D é o diâmetro da cratera;

R é o raio da esfera (15mm).

Assim, o volume de material desgastado pode ser obtido:

$$V = \pi/6 \cdot h [3D^2/4 + h^2] \quad \text{equação 2}$$

Onde:

V é o volume de material desgastado em cada ensaio;

A distância percorrida é dada por:

$$L = 2 \cdot \pi \cdot R \cdot N \quad \text{equação 3}$$

Onde :

L é a distância percorrida;

N é o número de voltas em cada ensaio.

E finalmente a taxa de desgaste é obtida por:

$$T = V/Q \cdot L \quad \text{equação 4}$$

Onde:

T é a taxa de desgaste;

Q é a carga utilizada (para o peso de 100g é igual a 0,98N);

#### **3.2.2.4. Ensaio de Desgaste Linear Alternado**

Para a realização do ensaio de Desgaste Linear Alternado, foram necessárias 06 placas do compósito dentário *TPH Spectrum®*, 03 pinos de cerâmica dentária *Finesse®* e 03 pinos de liga de Ni-Cr. As placas e os pinos foram confeccionados seguindo a metodologia descrita na sessão 3.2.1.

O equipamento utilizado neste ensaio foi desenvolvido pelo Laboratório de Superfícies e Filmes Finos COPPE/UFRJ (figura 13) e adaptado para realizar testes de desgaste em materiais odontológicos com condições de ensaio mais próximas ao que ocorre na cavidade oral, uma vez que o equipamento permite ensaiar um material dentário contra outro de igual ou diferente composição num movimento de deslizamento, como se fosse o movimento de lateralidade dos dentes. O ensaio também permite utilizar um meio líquido, como, por exemplo, saliva artificial simulando a cavidade oral.

A máquina apresenta os seguintes componentes: um braço que contém um contra-peso e o suporte de cargas, onde cargas são colocadas, uma mesa micrométrica em que uma das amostras é posicionada (placa), um eixo vertical que recebe o suporte de poliacetal com a outra amostra (pino), um motor de passo conectado a máquina e também ao microcomputador necessário para operar todo o ensaio.

Para realização do ensaio, primeiramente os corpos de prova utilizados foram devidamente limpos em ultra-som, onde ficaram imersos em álcool etílico por 15 minutos e posteriormente secos por jatos de ar comprimido. Em seguida foram pesados em uma balança de precisão *Mettler Toledo - AB204-S* a fim de se obter o peso antes de cada ensaio realizado.

Antes da realização dos ensaios, o braço do equipamento é devidamente equilibrado para que somente a força da carga utilizada atue no sistema. As amostras desprovidas de poeira, óleo ou qualquer tipo de contaminação são então colocadas nos seus devidos porta amostras, sendo a placa posicionada sobre a mesa micrométrica presa a esta por meio de fita dupla face e o pino previamente adaptado ao suporte de poliacetal preso ao eixo vertical. Nessa ordem, uma carga de 1Kg é posta sobre o suporte de cargas e as amostras nesse momento estabelecem um íntimo contato entre si. Após tudo isso, no computador é registrado o número de ciclos

do ensaio em questão em questão, além de outros parâmetros como a quantidade de passos por votas, a quantidade de passos por segundo e quantos passos. Assim feito o ensaio está proto para ser iniciado.

O ensaio de Desgaste Linear Alternado produz um desgaste entre duas superfícies através de um movimento de deslizamento. Esse movimento pode ser comparado, mesmo que sob condições *in vitro*, ao movimento de lateralidade e/ou protusão e retrusão da cavidade bucal. A distância percorrida pelo movimento da mesa micrométrica durante o ensaio é de 0,5mm para um lado e para o outro previamente estabelecida no computador.

Os testes foram realizados sem e com a presença de saliva artificial e ciclos de 6000 rotações foram realizados para todos os ensaios. Quando realizado teste de desgaste a seco, ao término de cada ensaio, foi coletado com o auxílio de uma fita colante de carbono o material oriundo do ensaio para posteriormente sofrer análise no microscópio eletrônico de varredura. Em todos os testes, tanto os realizados com pino de Ni-Cr como com pino de cerâmica, existiu material como produto do ensaio encontrado tanto na placa de *TPH Spectrum®* como nas superfícies dos pinos. Feito isso, os corpos de prova foram limpos em água corrente e sabão neutro e imersos em álcool etílico para então serem colocados por 15 minutos em ultra-som. Seguidamente, foram secos com jato de ar comprimido e novamente pesado, obtendo-se assim o peso após o ensaio. Os locais de impressão foram escolhidos aleatoriamente.

Durante o ensaio de desgaste com saliva artificial, a placas de *TPH Spectrum®* bem como partes dos pinos (cerâmico ou metálico) ficam imersos neste líquido e para tal procedimento, a placa é colocada dentro de um suporte de acrílico e fixada por meio de fita dupla face o que a impede de se movimentar durante o ensaio. O conjunto placa/suporte de acrílico é preso à mesa micrométrica também por meio de fita dupla face. Ao final do teste, a saliva artificial utilizada é descartada, os corpos de prova limpos, secos e pesados como já mencionado anteriormente.

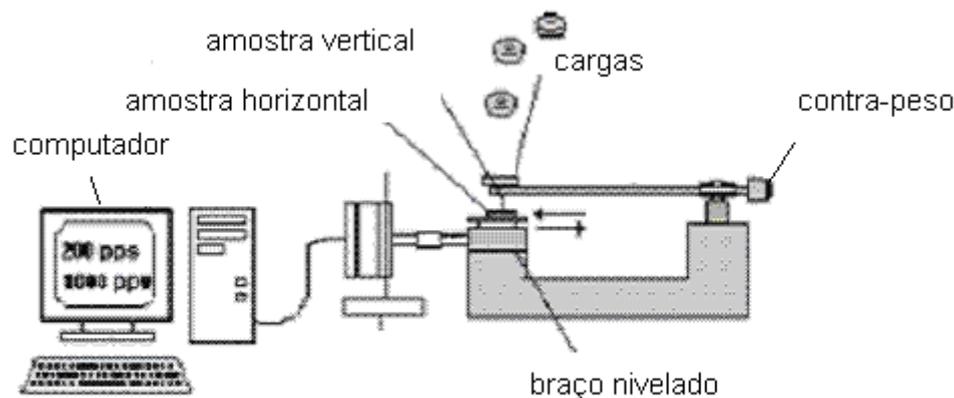


Figura 13 – Desenho esquemático do teste de Desgaste Linear Alternado

### 3.2.3. Preparo da Saliva Artificial

Com o objetivo de comparar o mecanismo de desgaste dos materiais em estudo frente à adição de um lubrificante, foi introduzido como meio, saliva artificial nos ensaios de Desgaste Linear Alternado. Optou-se em utilizar a saliva artificial sugerida por GAL *et al* (2000), (SAGF médium – ver tabela 8).

De acordo com GAL *et al* (2000), essa saliva possui a composição mineral mais próxima à saliva humana entre todas as salivas artificiais estudadas por esses autores. Além disso, FOVET *et al* (2000), OTTENI *et al* (1999) e LEVALLOIS *et al* (1998), também utilizaram esta formulação de saliva em seus experimentos.

Tabela 8 – Composição da SAGF médium (GAL *et al.*, 2000).

Componentes	Concentração (mg/l)
NaCl	125,6
KCl	963,9
KSCN	189,2
KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	654,5
Uréia	200
Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> , 10H <sub>2</sub> O	763,2
NH <sub>4</sub> Cl	178
CaCl <sub>2</sub> , 2H <sub>2</sub> O	227,8
NaHCO <sub>3</sub>	630,8

Os componentes químicos foram fornecidos pela Escola de Química/UFRJ e a saliva artificial preparada no laboratório de Recobrimentos Protetores. Cada componente químico foi pesado em uma balança de precisão de modo a obter a concentração relacionada na tabela 5. Esses componentes foram colocados em um

refratário e aos poucos água destilada foi sendo adicionada de modo que a quantidade final de saliva artificial produzida foi de um litro.

### **3.3. Metodologia para Análise Microestrutural**

#### **3.3.1. Análise Microestrutural**

A análise microestrutural nesse trabalho teve como objetivo caracterizar qualitativamente os resultados dos ensaios de desgaste. Procurou-se observar o comportamento microestrutural do material *TPH Spectrum®* frente aos métodos de ensaio de desgaste empregados. Com as análises específicas utilizadas pode-se definir o mecanismo de desgaste apresentado pelas duas metodologias empregadas e compará-las, por conseguinte, observado o deslocamento e arrancamento de partículas do interior da matriz, formação de tribocamada, dados sobre a composição química dos materiais em estudo, dentre outros.

Para que a análise qualitativa pudesse ser realizada de maneira minuciosa, várias técnicas microestruturais foram empregadas, tais como: Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) – *Jeol JSM-6460LV*; Espectroscopia de Energia Dispersa por raios-X (EDS) – *EDX Noran System SIX Modelo 200*; Microscopia de Força Atômica (AFM) – *TopoMetrix Accurex II* e Microscopia Óptica (MO) – *Olympus BX60M*.

##### **3.3.1.1. Análise Microestrutural Qualitativa**

#### **Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)**

O Microscópio Eletrônico de Varredura, MEV (Scanning Electron Microscope, SEM) é um equipamento que permite a obtenção de informações estruturais e químicas de amostras diversas. Um feixe fino de elétrons de alta energia incide na superfície da amostra onde, ocorrendo uma interação, parte do feixe é refletida e coletada por um detector que converte este sinal em imagem de BSE (ou ERE) - imagem de elétrons retroespalhados - ou nesta interação a amostra emite elétrons produzindo a chamada imagem de ES (elétrons secundários). Ocorre também a emissão de raios-X que fornece a composição química elemental de um ponto ou região da superfície, possibilitando a identificação de praticamente qualquer elemento presente.

A análise em MEV das amostras utilizadas nos testes de Desgaste Esfera sobre Placa permitiu uma melhor visualização das impressões de desgaste comparadas com

aquelas feitas pelo microscópio óptico. Pode-se observar deslocamento e arrancamento de partículas bem como o processo tribológico envolvido nos diferentes números de ciclos.

No ensaio de Desgaste Linear Alternado a utilização do MEV foi e grande valia no sentido de que foi possível avaliar o material proveniente do desgaste (pó) bem como as amostras utilizadas (pinos e placas). Avaliou-se em profundidade a microestrutura das áreas desgastadas do compósito dentário e o padrão de cada desgaste produzido durante os ensaio. Foi possível observar a presença de vazios caracterizando arrancamento e deslocamento de partículas, formação de tribocamada e transferência de material entre as amostras.

### Microscopia de Força Atômica (AFM)

O microscópio de força atômica (AFM - *Atomic Force Microscope*), opera basicamente detectando as forças atrativas e repulsivas que agem entre uma pequena ponta de silício de dimensões quase atômicas quando esta é aproximada de uma superfície. Esta ponta é montada na extremidade livre de uma haste, denominado cantilever. Quando a interação entre ponta e superfície é estabelecida, a amostra é varrida de maneira controlada por uma cerâmica piezelétrica, ao mesmo tempo em que a deflexão do cantilever e o movimento da cerâmica são detectados e processados por um computador que transforma na imagem topográfica da superfície. O esquema de funcionamento do AFM é mostrado na figura 14.

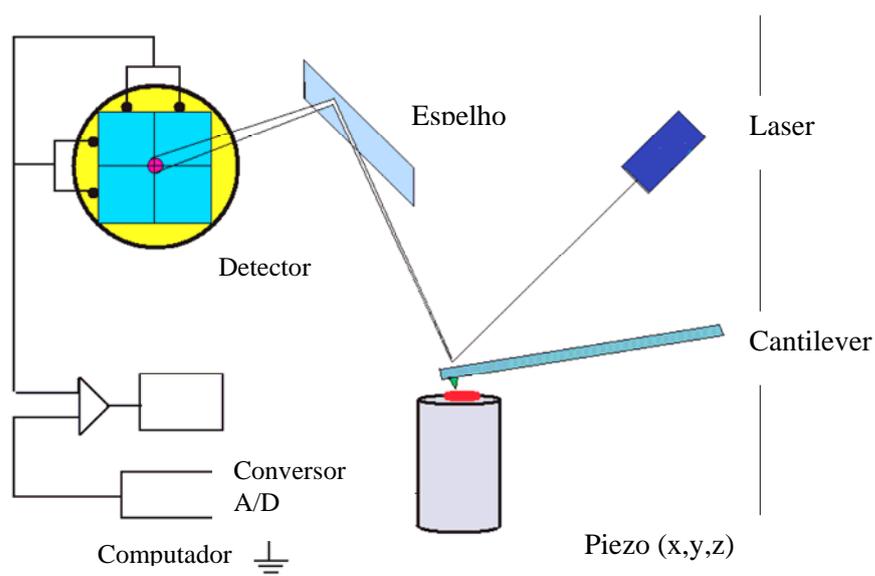


Figura 14 – Esquema de funcionamento de um AFM.

A técnica de EDS foi empregada para analisar as amostras do compósito *TPH Spectrum®* com o objetivo de obter imagens com definições não conseguidas pelas outras técnicas aqui utilizadas.

### **Microscopia Ótica (MO)**

A microscopia ótica utiliza a propriedade dos raios luminosos de se desviarem ao passar de um meio a outro. A luz, ao atravessar objetos finos e translúcidos, é dirigida por lentes, fornecendo uma imagem ampliada. No microscópio óptico, a luz proveniente dos objetos enxergados atravessa as lentes objetivas e ocular e chega ao olho do observador.

O microscópio permite o aumento de até 1000 vezes. A figura 06 ilustra os componentes do MO.

A análise em microscopia ótica forneceu imagens preliminares das crateras provenientes do ensaio de Desgaste Esfera sobre Placa. Essas imagens foram necessárias para determinar o tamanho das crateras para o cálculo da taxa de desgaste, volume desgastado, profundidade da cratera e distância percorrida em cada ciclo como apresentado pelas equações 1, 2, 3 e 4 sessão 3.2.2.3. Devido ao tamanho micrométrico das partículas do compósito estudado e a resolução limitada do MO (aproximadamente 1000x), a compreensão da microestrutura dos materiais foi realizada através das técnicas apresentadas acima.

#### **3.3.1.2. Análise Composicional**

##### **Espectroscopia de Energia Dispersiva de Raio-X (EDS)**

O EDS mede a distribuição da energia e da intensidade dos sinais do raio-X gerados pelo feixe de elétrons que incide na superfície do espécime.

Por meio dessa análise, que é realizada no Microscópio Eletrônico de Varredura pode-se obter os elementos químicos dos materiais analisados presentes nas amostras até uma profundidade de 2 $\mu$ m, determinando com exatidão a composição química dos materiais analisados. Durante o ensaio de desgaste existe a possibilidade de haver transferência de material de um corpo mais duro para um outro mais macio. Portanto, a utilização desta técnica de análise permitiu que se soubesse a constituição

química final da amostra, e dessa forma verificando se houve transferência de material entre os corpos.

## 4. Resultados e Discussão

### 4.1. Caracterização Microestrutural do Compósito (*TPH Spectrum®*)

As amostras foram analisadas quantitativamente pelas técnicas de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e por Microscopia de Força Atômica (AFM) bem como qualitativamente por Espectroscopia de Energia Dispersiva por Raios-X (EDS).

A seguir pode ser visto na figura 15 o gráfico com o resultado da análise por Espectroscopia de Energia Dispersiva por Raios-X (EDS) do material *TPH Spectrum®*.

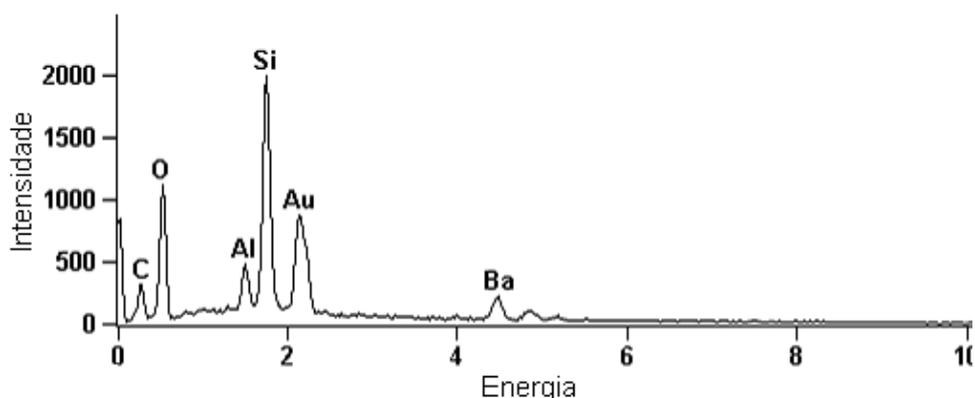


Figura 15 – Análise por EDS dos elementos químicos presentes no compósito *TPH Spectrum®*.

De acordo com o fabricante do material *TPH Spectrum®*, suas partículas possuem a seguinte composição: combinação de vidro de borosilicato de alumínio e bário e sílica pirolítica, conforme descrita na tabela 6 da sessão 3.1. Da composição química informada pelo fabricante, somente o boro não aparece na análise feita por EDS, já que a técnica não é capaz de detectar elementos químicos com número atômico menor ou igual a cinco. O aparecimento do carbono é decorrente da matriz do material ser do tipo polimérica e o ouro faz parte da metodologia da análise.

A figura 16 apresenta uma micrografia feita pela técnica de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da amostra sem desgaste revelando partículas de carga de formato irregular e com tamanho variados de até alguns microns, envolvidas pela matriz polimérica.

Na figura 17 podem-se observar imagens obtidas por AFM da topografia do compósito *TPH Spectrum®* obtida em modo de contato, enquanto que na figura 18 observa-se a imagem AFM obtida por medida de força lateral. De forma análoga à imagem obtida por MEV, pode-se observar as partículas de carga de tamanhos

variados envolvidas pela matriz polimérica, sendo que no último caso com melhor nitidez e contraste em decorrência da utilização da medida de força lateral.

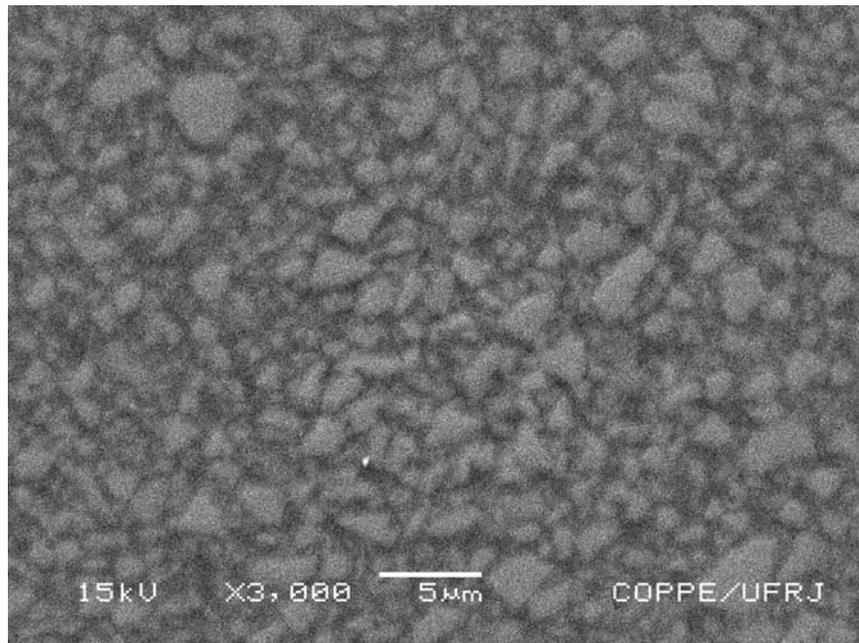


Figura 16 – Micrografia em MEV da superfície polida de uma amostra do compósito *TPH Spectrum®*.

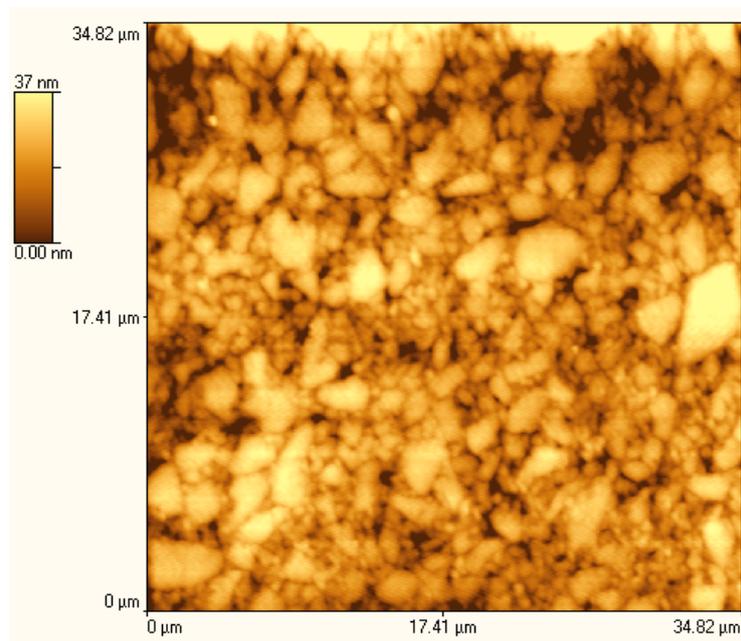


Figura 17 – Imagem topográfica em AFM do compósito *TPH Spectrum®*.

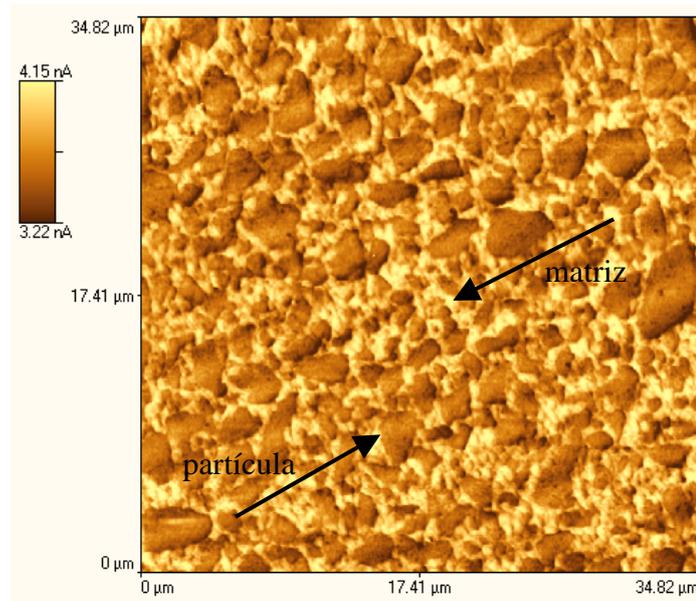
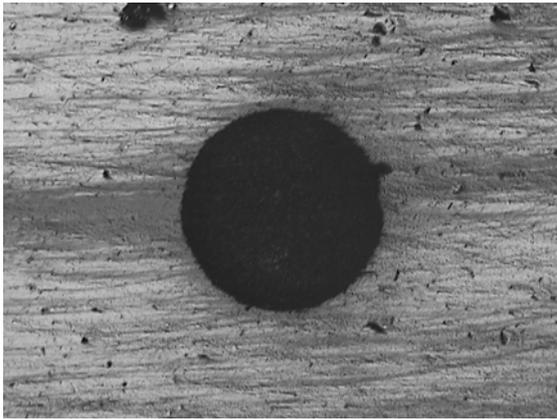


Figura 18 – Imagem em AFM com força lateral do compósito *TPH Spectrum®*.

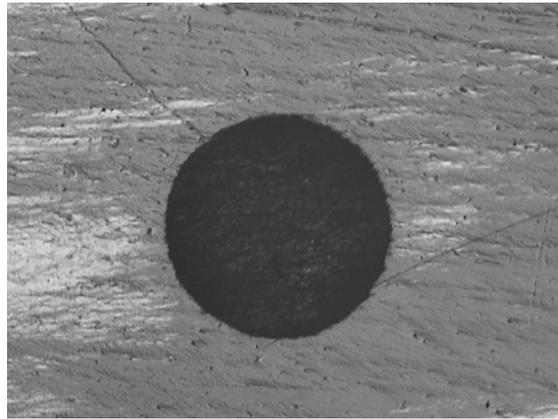
#### 4.2. Ensaio de Desgaste Esfera sobre Placa

Na figura 19 (a, b, c, d) pode-se observar as imagens obtidas por microscopia ótica das calotas produzidas no ensaio de desgaste para diferentes números de ciclos. Pode-se observar a diferença de tamanho das calotas em cada ensaio. Conforme o número de ciclos aumenta, o diâmetro das calotas também aumenta.

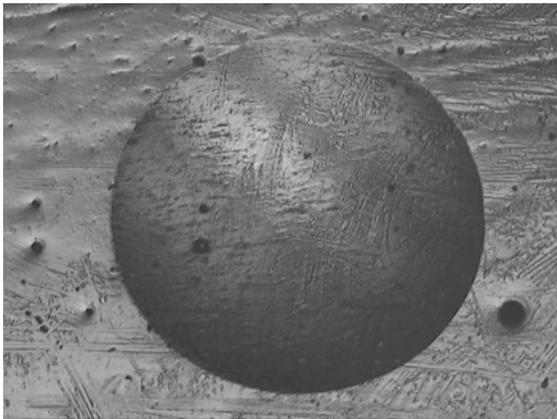
Nas figuras 20 (a, b, c, d), 21 (a, b, c, d) e 22 (a, b, c, d) pode-se observar fotomicrografias em MEV do interior das calotas produzidas no ensaio de desgaste para os diferentes números de ciclos. Observa-se na superfície de desgaste a existência de riscos ou cicatrizes decorrentes da abrasividade do ensaio de desgaste esfera sobre placa, uma vez que para tal é utilizada uma esfera metálica (com dureza superior ao material *TPH Spectrum®*) com adição de uma suspensão abrasiva de alumina. Nota-se um aumento da quantidade de cicatrizes com o aumento do número de ciclos.



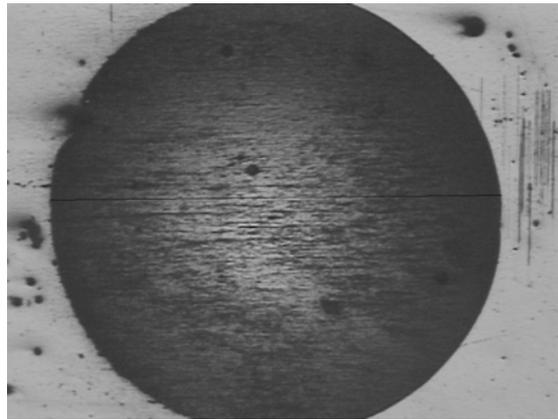
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 19 – Imagens em MO com 25x de aumento das calotas: a) 1500 ciclos, b) 3000 ciclos, c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos.

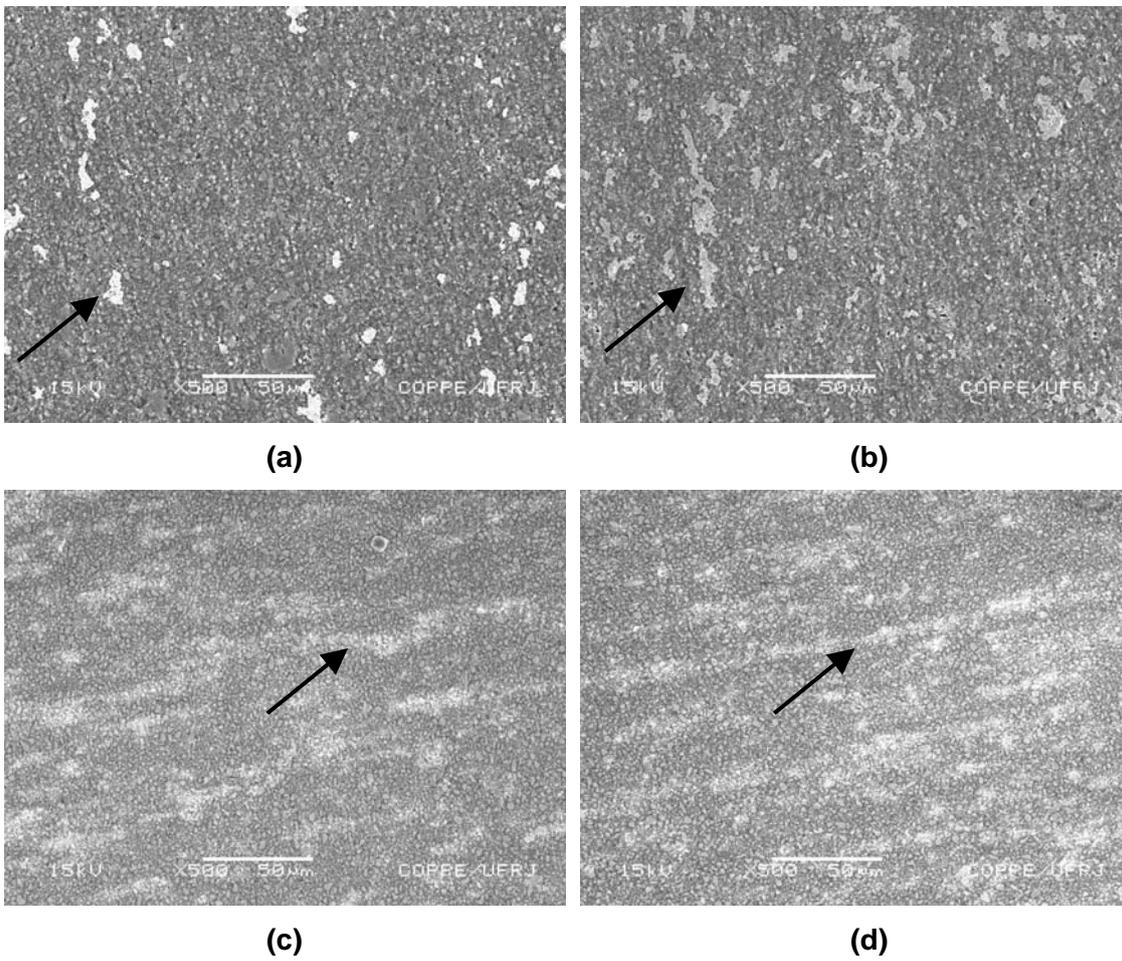


Figura 20 – Imagem em MEV do interior da calota com 500x de aumento: a) 1500 ciclos; b) 3000 ciclos, c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos. As seta indicam as cicatrizes de desgaste.

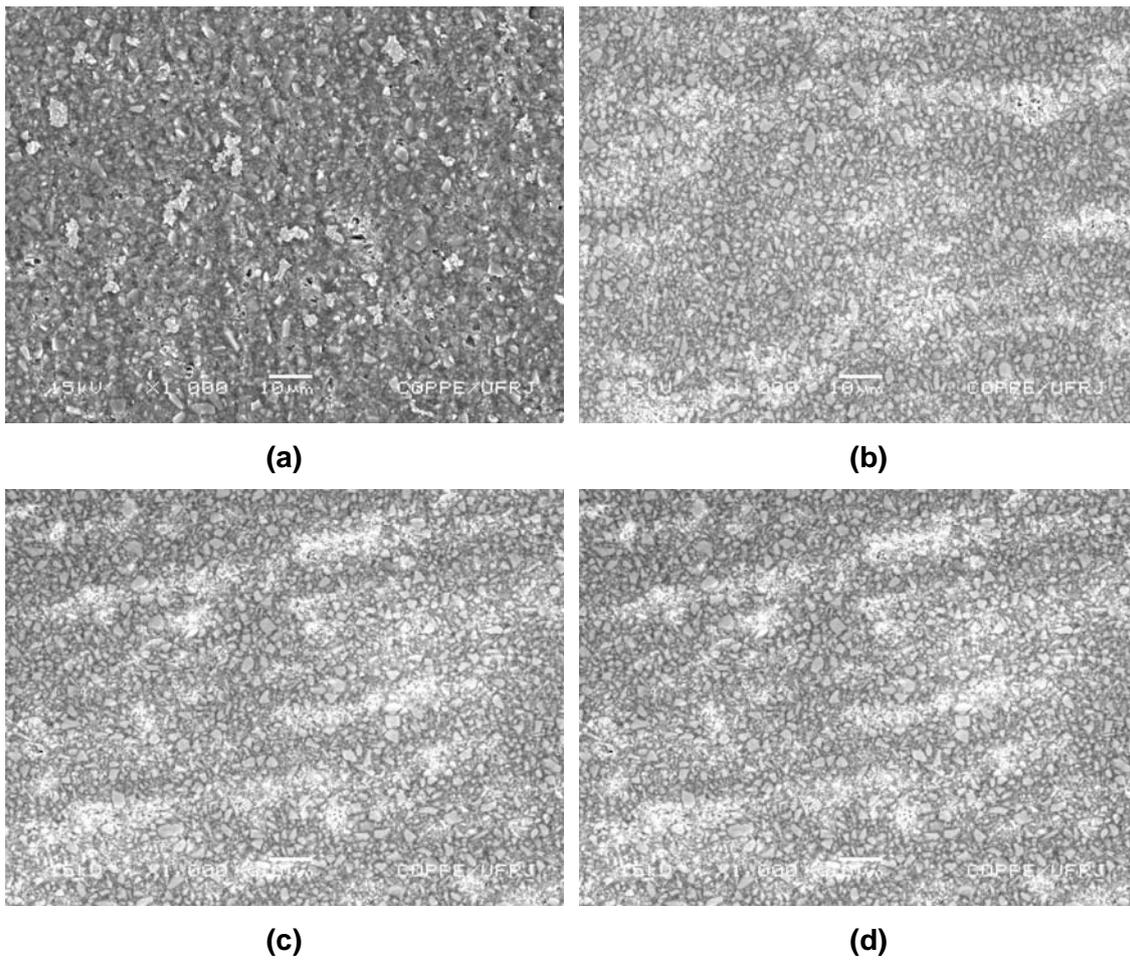


Figura 21 – Imagem em MEV do interior da calota com 1000x de aumento: a)1500 ciclos; b) 3000 ciclos; c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos.

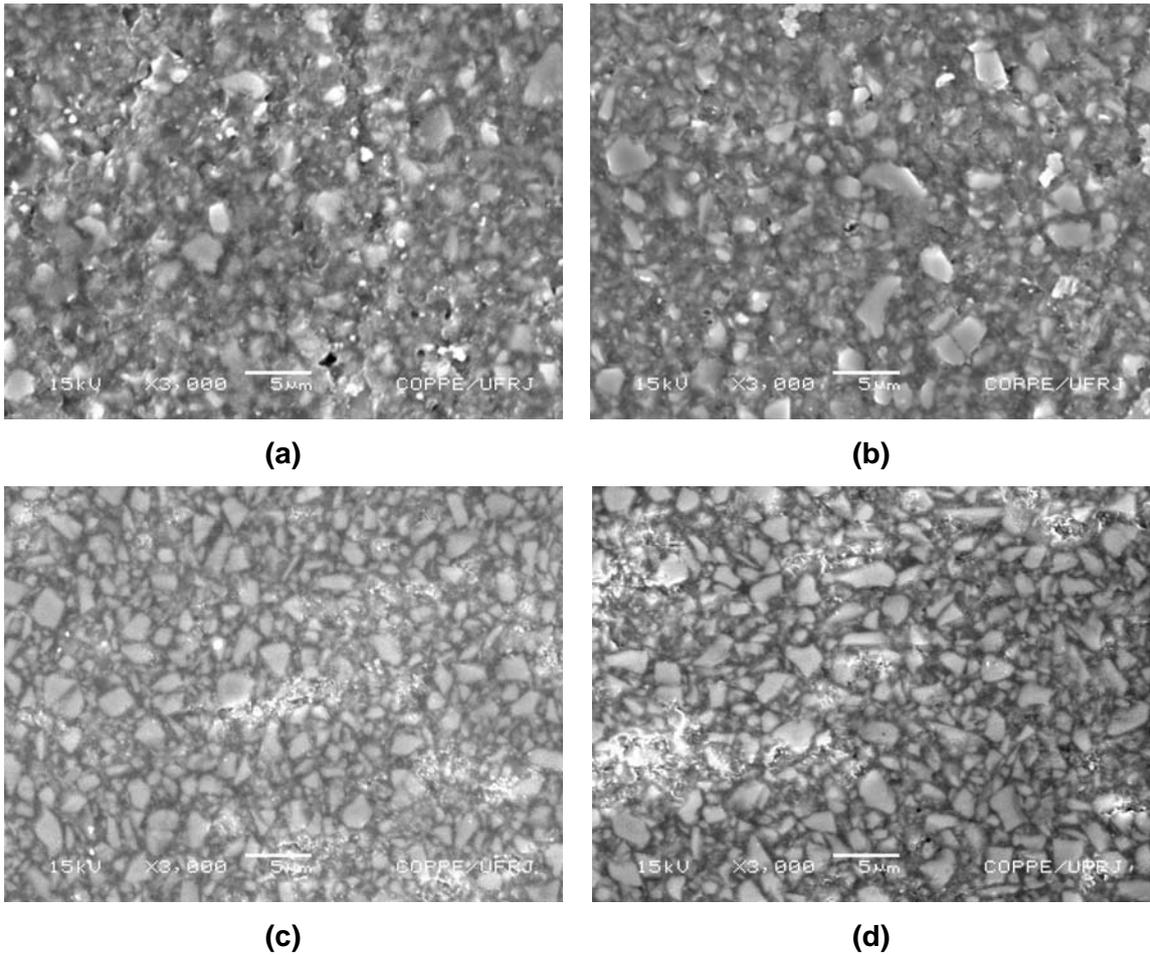


Figura 22 – Imagem em MEV do interior da calota com 3000x de aumento: a) 1500 ciclos; b) 3000 ciclos; c) 8000 ciclos e d) 24000 ciclos.

Conforme pode ser constatado no gráfico da figura 23, o volume de material desgastado varia com o aumento do número de ciclos. Observa-se que o volume desgastado aumenta com o aumento do número de ciclos. Comparando os ciclos de 1500 e 3000, verifica-se que a variação do volume desgastado não é tão grande, porém a partir de 3000 ciclos essa variação é mais efetiva, conforme pode ser também observado nas imagens das calotas da figura 19. A tabela 9 apresenta os valores da média e desvio padrão referente ao gráfico da figura 23.

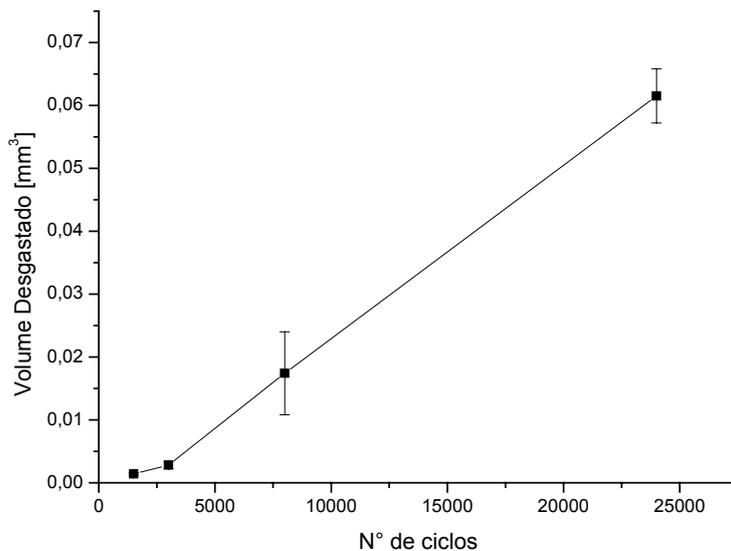


Figura 23 – Gráfico do volume desgastado em função do número de ciclos.

Tabela 9 – Volume médio desgastado e desvio padrão para os diferentes números de ciclos.

<b>Nº de Ciclos</b>	<b>Volume médio (mm<sup>3</sup>)</b>	<b>Desvio padrão (mm<sup>3</sup>)</b>
1500	0,0014	0,0002
3000	0,0028	0,0006
8000	0,0174	0,0066
24000	0,0615	0,0043

O gráfico da figura 24 mostra a evolução da taxa de desgaste para os diferentes números de ciclos. A taxa de desgaste aumenta conforme o aumento do número de ciclos. Observa-se uma maior variação da taxa de desgaste a partir de 3000 ciclos. A tabela 10 apresenta os valores da média e desvio padrão referente ao gráfico da figura 24.

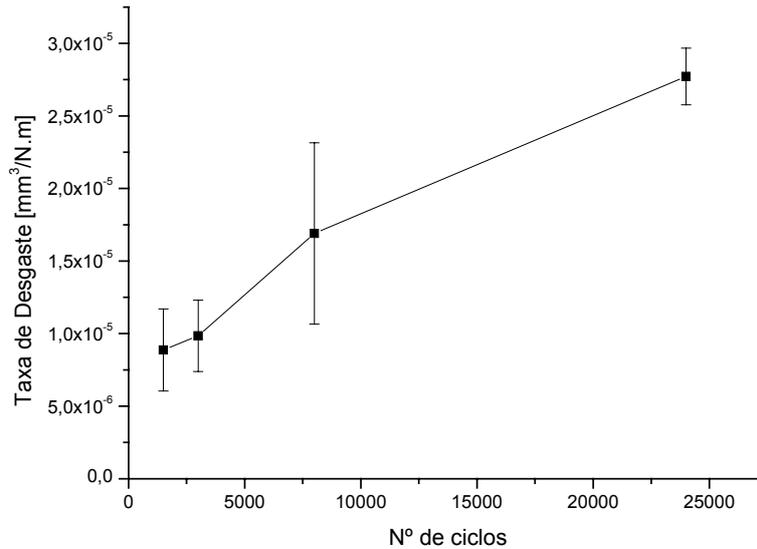


Figura 24 – Gráfico da taxa de desgaste em função do número de ciclos.

Tabela 10 – Taxa média de desgaste e desvio padrão para os diferentes números de ciclos.

Nº de Ciclos	Taxa Média (mm³/N.m)	Desvio Padrão (mm³/N.m)
1500	8,868E-6	2,82743E-6
3000	9,848E-6	2,45675E-6
8000	1,69E-5	6,25266E-6
24000	2,772E-5	1,95161E-6

De acordo com os valores da taxa de desgaste para os diferentes números de ciclos apresentados no gráfico da figura 24, não se observa a estabilização da taxa de desgaste do material analisado com o aumento do número de ciclos.

Comparando com estudos anteriores, as taxas de desgaste apresentadas neste estudo são mais do que uma ordem de grandeza daquelas apresentadas no estudo de MAYWORM, 2005. Isso em parte pode ser atribuído ao fato de ter sido utilizado um maior número de ciclos e em parte pela diferença tanto do material empregado como também pela própria metodologia utilizada em cada trabalho realizado.

De qualquer forma, o resultado deste estudo sugere que para se obter a taxa de desgaste de um dado material utilizando esse tipo de ensaio, seria necessário realizar um maior número de ciclos.

### 4.3. Ensaio de Desgaste Linear Alternado

#### 4.3.1. Análise da composição dos pinos

A figura 25 mostra o resultado da análise química do material cerâmico *Finesse®*. De acordo com o fabricante da cerâmica odontológica *Finesse®*, sua

composição é uma mistura de óxidos de alumínio, sílica, sódio, potássio, cálcio, bário, fósforo e manganês, conforme descrito na tabela 5 da sessão 3.1. Todos os elementos da composição aparecem no EDS, exceto o bário. Este resultado está de acordo com PINTO (2005). Segundo os estudos de DRUMMOND *et al* (2000), o elemento bário representa 1,6 % em peso da composição da cerâmica em amostras não atacadas e 0,3% em peso em amostras atacadas com ácido fluorídrico. Estes baixos valores justificam o fato de não se ter observado o elemento bário no espectro de EDS.

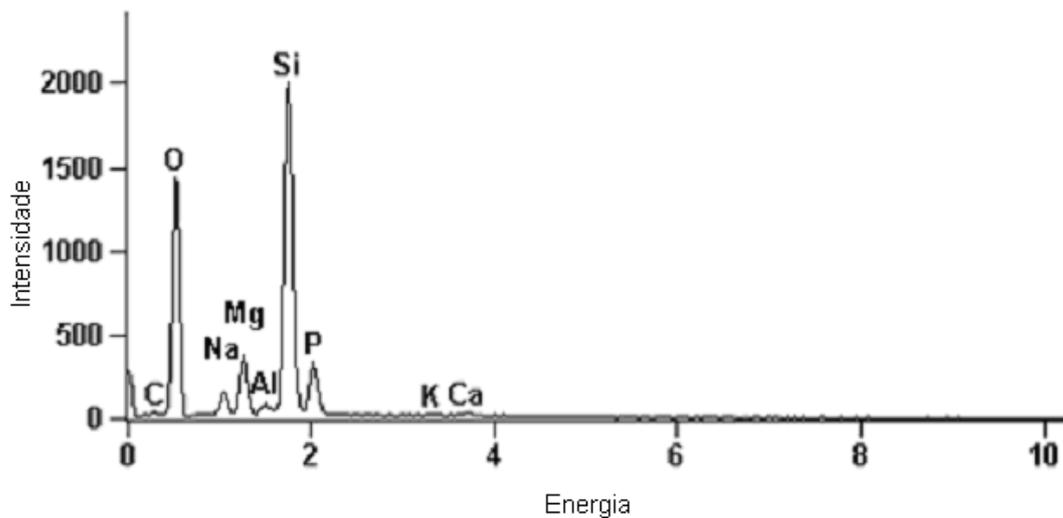


Figura 25 – Análise por EDS dos elementos químicos presentes na cerâmica *Finesse®*.

A liga metálica utilizada para a confecção dos pinos possui a seguinte composição: níquel, cromo, molibdênio, nióbio, alumínio, manganês, ferro, berílio, titânio, silício e carbono, segundo a sessão 3.1. O gráfico da figura 26 apresenta a análise por EDS do pino metálico onde não se observa o ferro, o berílio e o manganês. Segundo MONDELLI *et al* (1995) esses elementos se encontram em quantidades muito pequenas entre 0,2 e 2,5% na composição da liga de níquel-cromo.

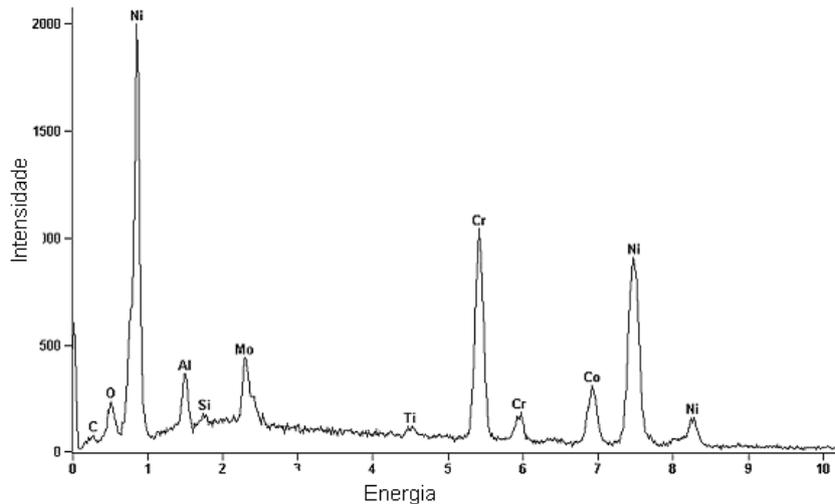


Figura 26 – Análise por EDS dos elementos presentes na liga metálica de níquel-cromo.

#### 4.3.2. Ensaio realizado com pino cerâmico a seco

O gráfico da figura 27 apresenta o espectro de EDS relativo ao ensaio de Desgaste Linear Alternado realizado com o pino cerâmico. Neste ensaio foi utilizado um pino sem polimento.

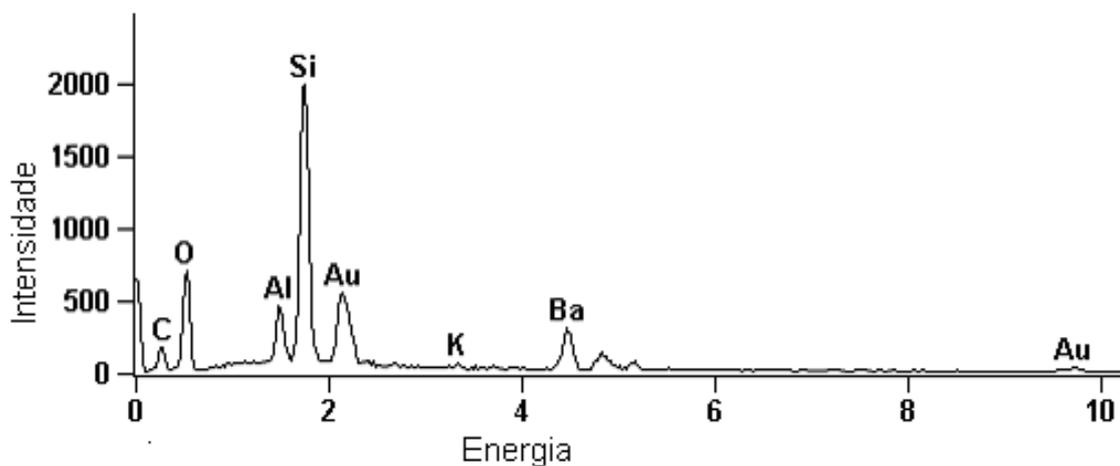


Figura 27 – Análise por EDS dos elementos químicos presentes na amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino cerâmico sem polimento.

No gráfico da figura 27 são observados os elementos químicos existentes na composição do compósito dentário *TPH Spectrum®*, que é uma mistura de vidro de borossilicato de alumínio e bário além da sílica pirolítica envolvidas por uma matriz polimérica, além de traços do elemento potássio. Comparado ao espectro de EDS da

amostra sem desgaste (figura 16), nota-se que os dois gráficos são muito semelhantes, ou seja, no ensaio de Desgaste Linear Alternado com pino cerâmico sem polimento, praticamente não há transferência de material entre os corpos de prova.

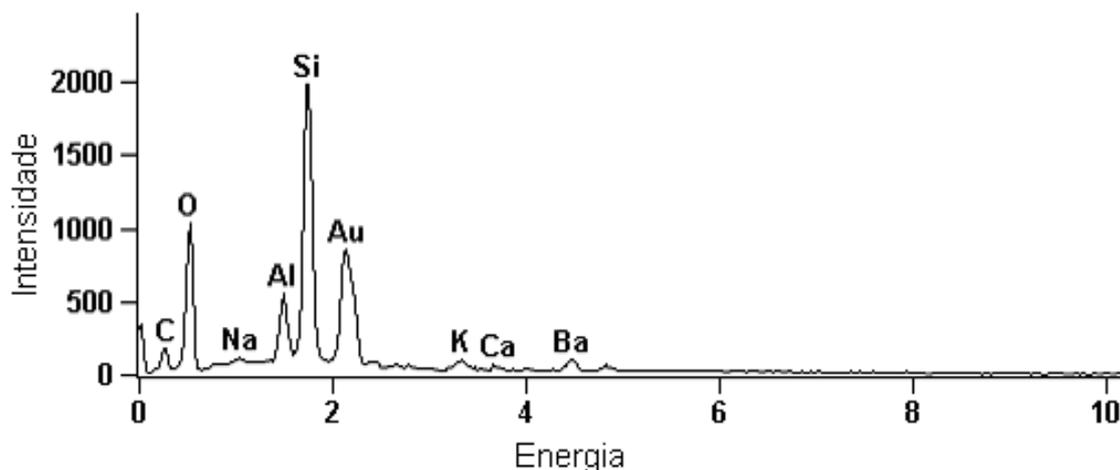


Figura 28 – Análise por EDS dos elementos químicos presentes na amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino cerâmico polido.

No gráfico da figura 28, apresenta-se o espectro de EDS relativo ao ensaio de Desgaste Linear Alternado realizado com o pino cerâmico, sendo que neste caso utilizou-se um pino polido, segundo descrito no capítulo de Materiais e Métodos. Neste caso, observam-se além dos elementos químicos presentes no compósito dentário *TPH Spectrum®*, também alguns elementos provenientes do material cerâmico *Finesse®* (Ca, K e Na). Desta forma, conclui-se que a realização do polimento na superfície do pino parece ter contribuído para aumentar a área de contato deste com a amostra do compósito tornando mais efetivo o processo de desgaste entre as duas superfícies. Isto mostra a importância do polimento do pino na realização destes ensaios.

Na fotomicrografia por MEV da figura 29, observa-se o resultado de um teste de desgaste com pino cerâmico sem polimento. Notam-se muitas regiões de desgaste com arrancamento de partículas e de matriz polimérica, resultando em vazios na superfície do material. Nota-se também a existência de trincas na matriz polimérica. Na fotomicrografia por MEV da figura 30, observa-se outra região do mesmo teste, onde se pode visualizar a severa descontinuidade da matriz polimérica decorrente do processo de desgaste com arrancamento de partículas e formação de vazios. Em

ambos os lados da área de desgaste observam-se uma superfície lisa, praticamente livre de desgaste, de forma semelhante à figura 16.

Na fotomicrografia por MEV da figura 31, observa-se o resultado de um teste de desgaste com pino cerâmico polido. Pode-se notar a existência de sulcos na direção do deslizamento, caracterizando o movimento relativo do ensaio e regiões de desgaste na superfície do material. Na fotomicrografia por MEV da figura 32, observa-se outra região do mesmo ensaio onde pode ser observada a formação de trincas extensas que resultam no deslocamento do material compósito.

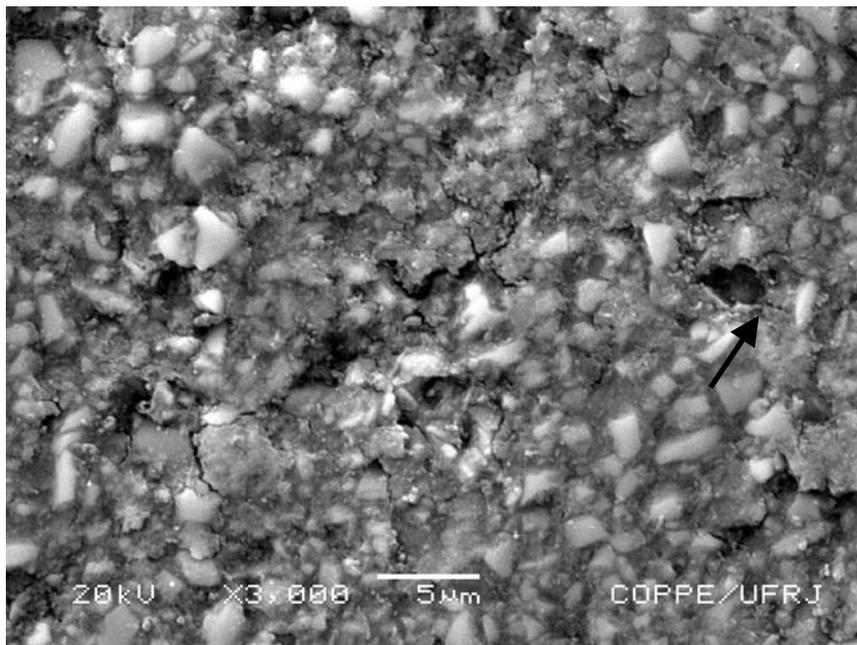


Figura 29 – Imagem em MEV do teste de desgaste com pino cerâmico sem polimento. Observar os vazios provenientes do arrancamento de partículas e de matriz polimérica.

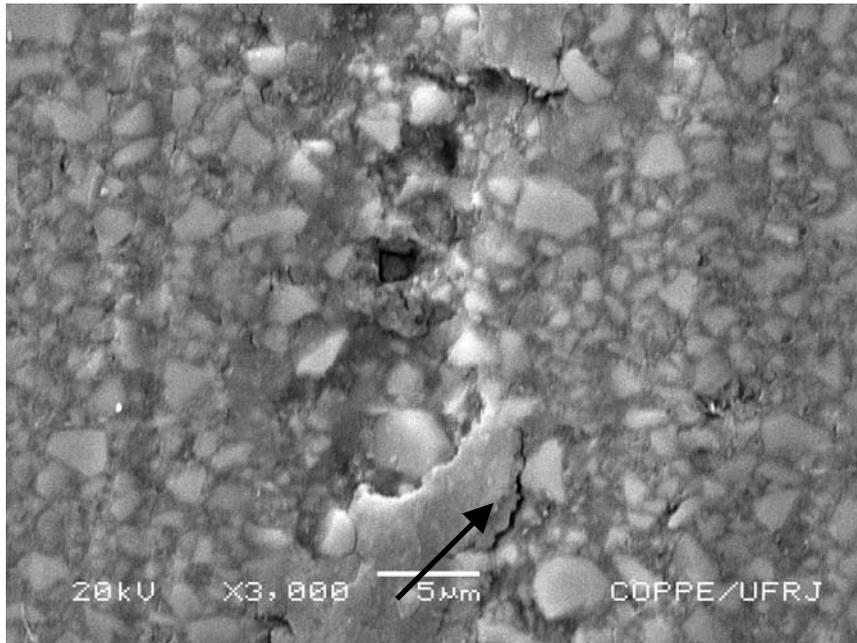


Figura 30 – Imagem em MEV do teste de desgaste com pino cerâmico sem polimento. A seta mostra a descontinuidade da matriz polimérica.

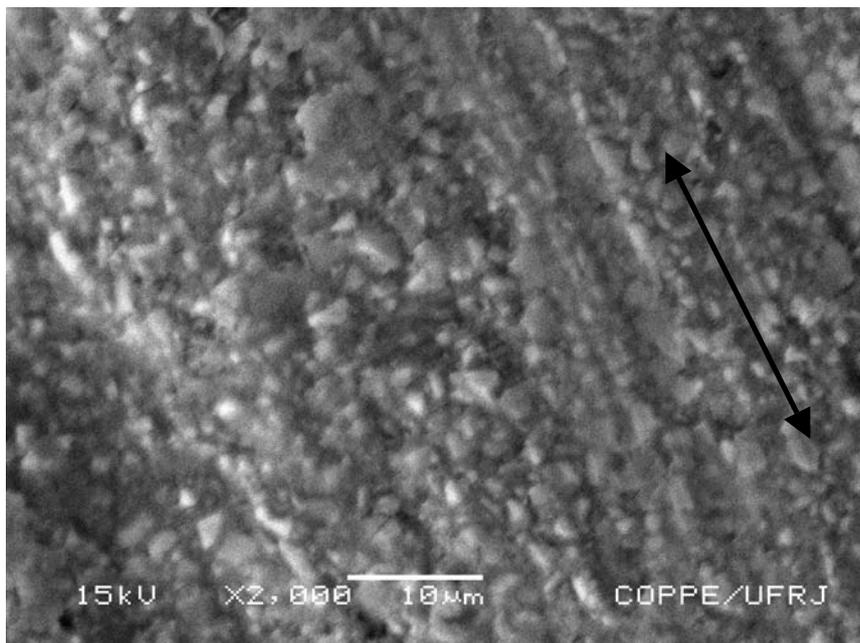


Figura 31 – Imagem em MEV do teste de desgaste com pino polido. A seta apresenta a direção de deslizamento do ensaio.

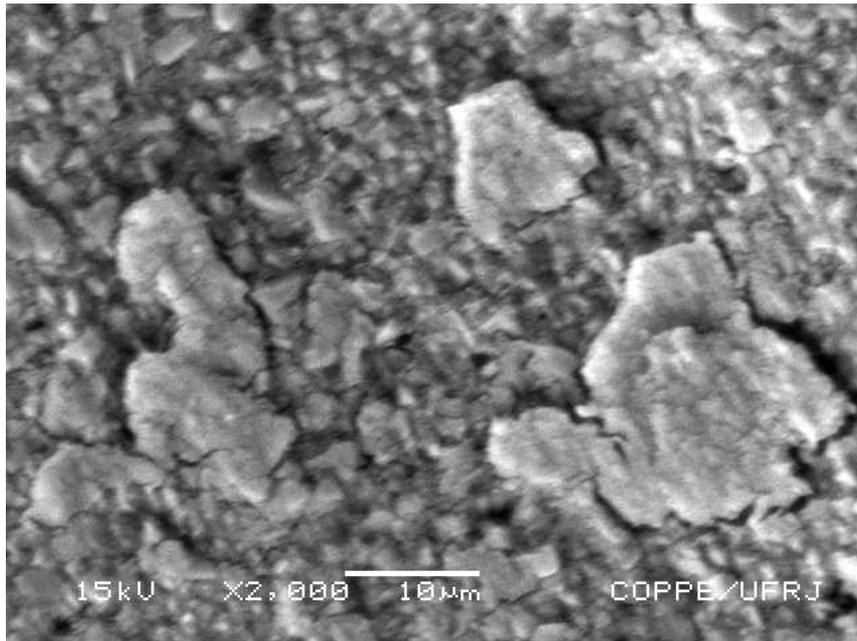


Figura 32 – Imagem em MEV do teste de desgaste com pino cerâmico polido. Observar a formação de tribocamada.

O pó resultante do processo de desgaste também foi analisado. Na figura 33 apresentam-se as fotomicrografias deste pó, enquanto que na figura 34 mostra-se o resultado de sua análise química por EDS. Comparando este resultado com os espectros de EDS do material compósito (figura 15) e do pino cerâmico (figura 25) pode-se observar que estão presentes no pó elementos químicos provenientes tanto do material compósito quanto do material cerâmico, havendo, portanto, a contribuição de ambos para o material desgastado.

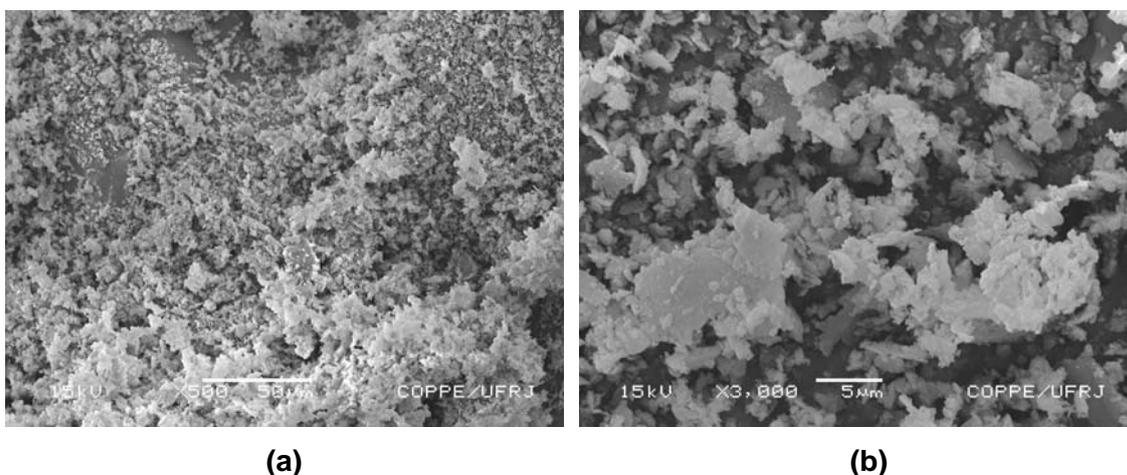


Figura 33 – Imagem em MEV do pó do pino cerâmico: a) 500x de aumento e b) 3000x de aumento.

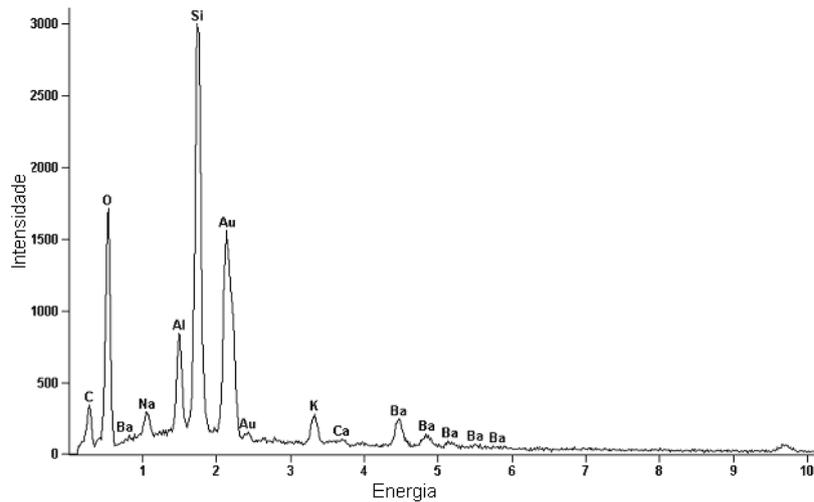


Figura 34 – Análise por EDS dos elementos químicos presentes no pó do ensaio com pino cerâmico.

#### 4.3.3. Ensaio realizado com pino metálico a seco

O gráfico da figura 35 apresenta o EDS da amostra submetida ao ensaio de Desgaste Linear Alternado realizado com pino metálico a seco. Estão presentes elementos químicos oriundos do material compósito bem como da liga metálica de níquel-cromo.

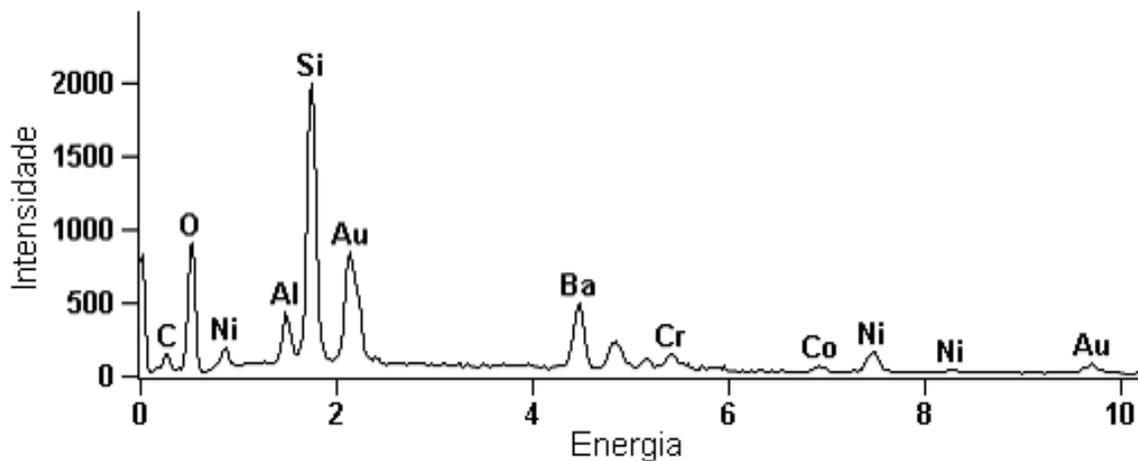
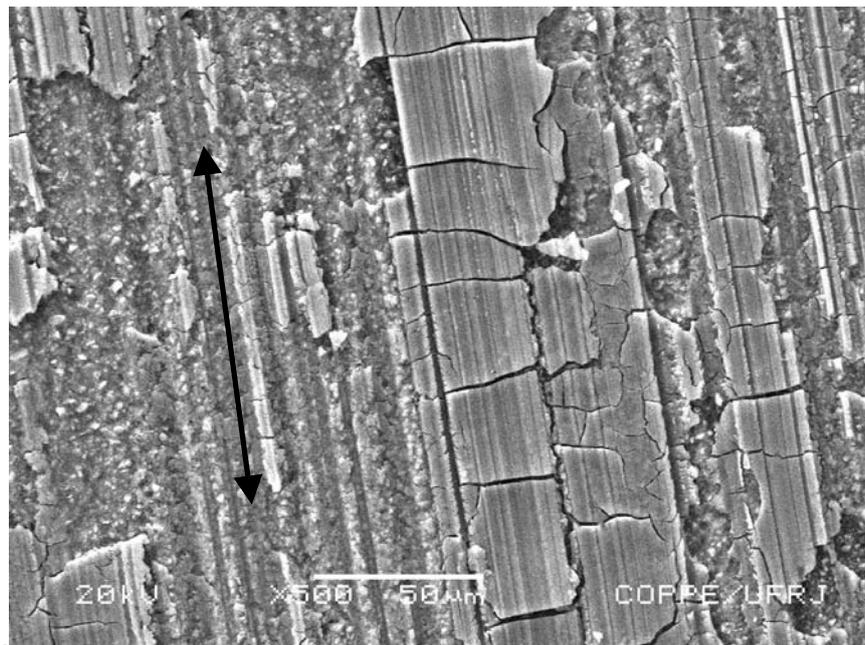


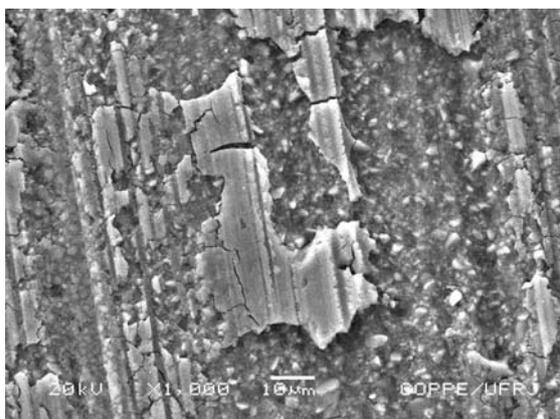
Figura 35 – Análise por EDS dos elementos químicos presentes na amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino metálico a seco.

Nas micrografias em MEV da figura 36 pode-se observar o comportamento do material compósito frente ao ensaio de desgaste realizado com pino metálico a seco.

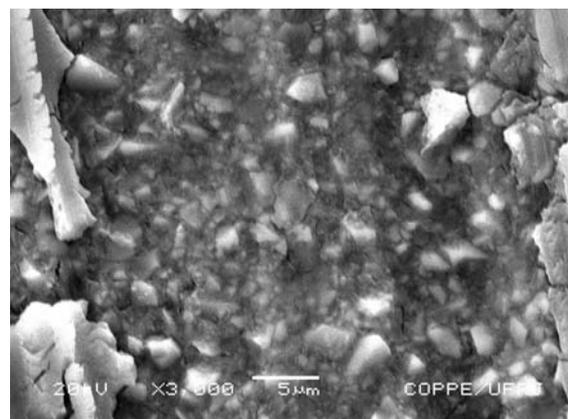
Na imagem da figura 36 (a e b) visualiza-se claramente a existência de sulcos na direção do deslizamento do ensaio e a formação de grande número de trincas extensas que resultam no deslocamento do material. Na imagem da figura 36 (c) com um aumento de 3000x, é possível observar com melhor nitidez a morfologia da região da sub-superfície após este deslocamento. Entretanto, neste caso parece não ocorrer com muita freqüência o arrancamento de partículas e matriz, como observado no desgaste produzido com o pino cerâmico a seco.



(a)



(b)



(c)

Figura 36 – Imagens em MEV do ensaio de desgaste com pino metálico a seco: a) 500x de aumento (a seta mostra a direção do deslizamento), b) 1000x de aumento e c) 3000x de aumento.

O pó proveniente do ensaio que se depositou na superfície da placa de *TPH Spectrum®* também foi avaliado. O espectro de EDS (figura 37) do pó apresenta elementos químicos tanto da composição do compósito como também da composição da liga metálica. A figura 38 é uma fotomicrografia em MEV deste mesmo pó.

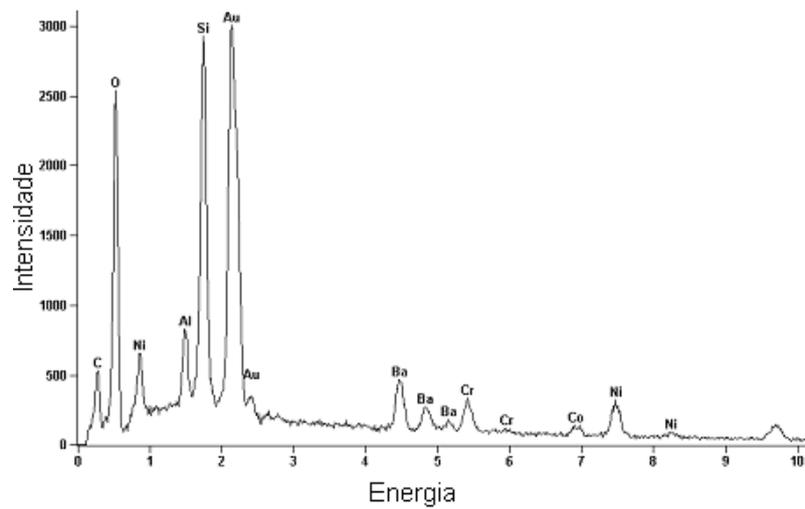


Figura 37 – Análise por EDS dos elementos químicos presentes no pó.

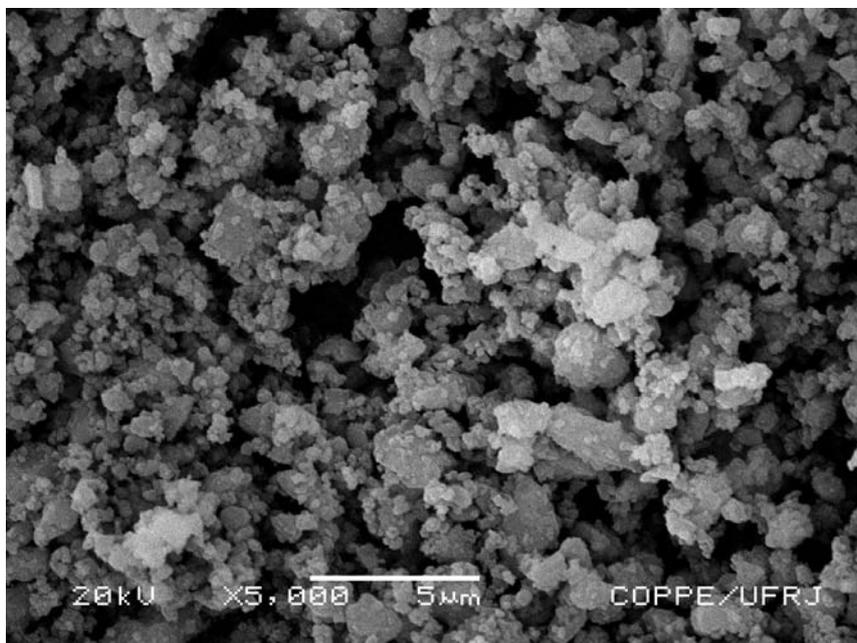


Figura 38 - Imagem em MEV do pó do pino metálico.

#### 4.3.4. Ensaio realizado com pino cerâmico e saliva artificial

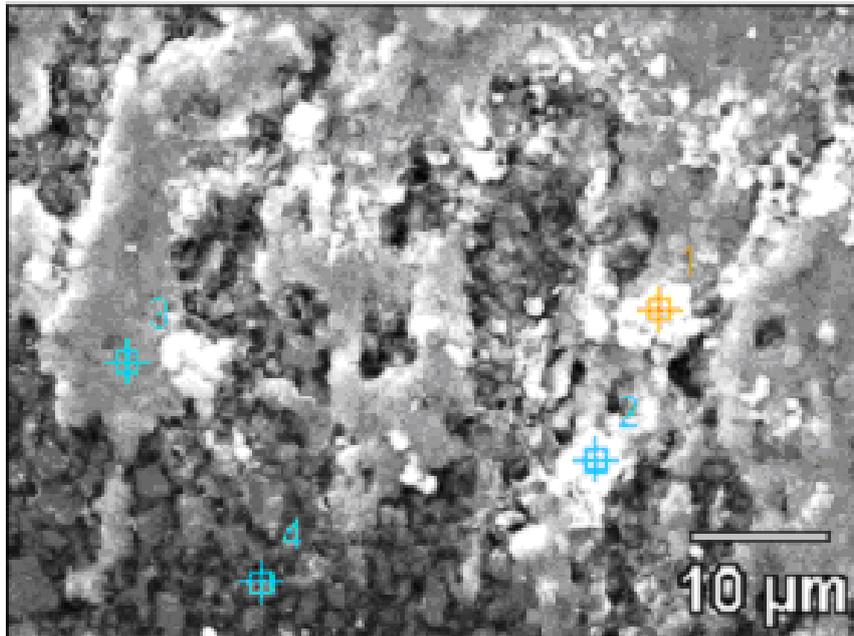


Figura 39 – Imagem em MEV da amostra submetida ao ensaio de desgaste com pino cerâmico e saliva artificial. Observar a marcação dos 4 pontos.

Na imagem em MEV da figura 39, observa-se a formação de uma camada na superfície do material, onde aparecem áreas mais claras e áreas mais escuras que podem sugerir uma diferença de composição do material formador dessa camada. Os pontos assinalados 1, 2 e 3 estão localizados sobre esta camada, enquanto que o ponto 4 se localiza fora desta camada.

Os quatro pontos marcados na micrografia da figura 39 foram analisados por EDS. No EDS da figura 40, relativo ao ponto 4, observam-se apenas os elementos encontrados no compósito dentário *TPH Spectrum®*, como por exemplo bário, silício, alumínio e carbono. No entanto, os espectros de EDS da figura 41, 42 e 43 (relativos aos pontos 1, 2 e 3, respectivamente) podem-se observar elementos oriundos do compósito, da cerâmica (sódio, potássio e cálcio) e também os elementos presentes na composição da saliva artificial, como enxofre e cloro. Isso sugere a formação de uma tribocamada aderida na superfície do material representada na micrografia em MEV da figura 44 (a e b).

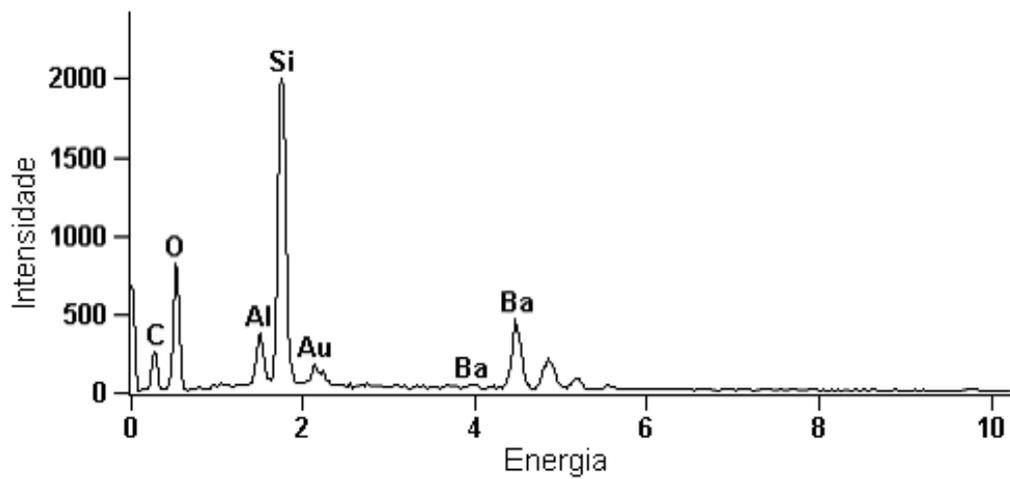


Figura 40 – Gráfico com os picos dos elementos presentes apenas no compósito *TPH Spectrum®* (gráfico relativo ao ponto 4 da figura 39).

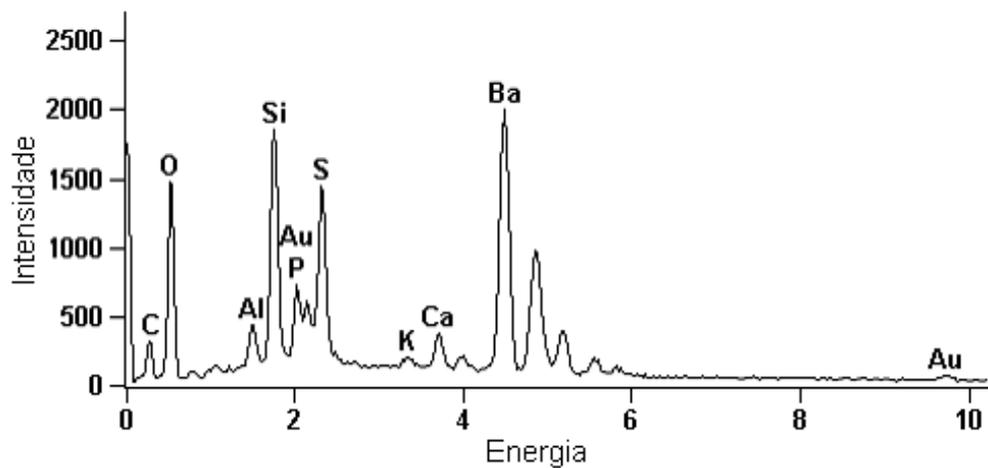


Figura 41 – Gráfico com os picos dos elementos presentes na tribocamada (gráfico relativo ao ponto 1 da figura 39).

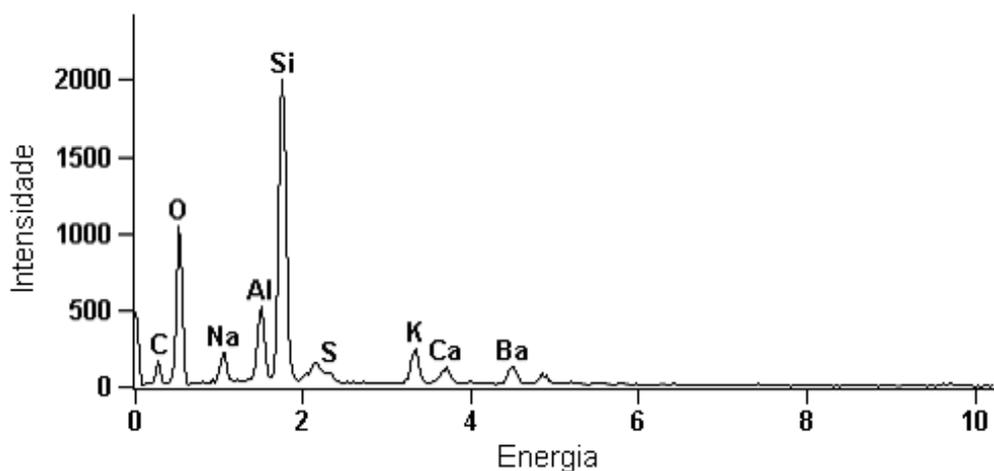


Figura 42 - Gráfico com os picos dos elementos presentes na tribocamada (gráfico relativo ao ponto 2 da figura 39).

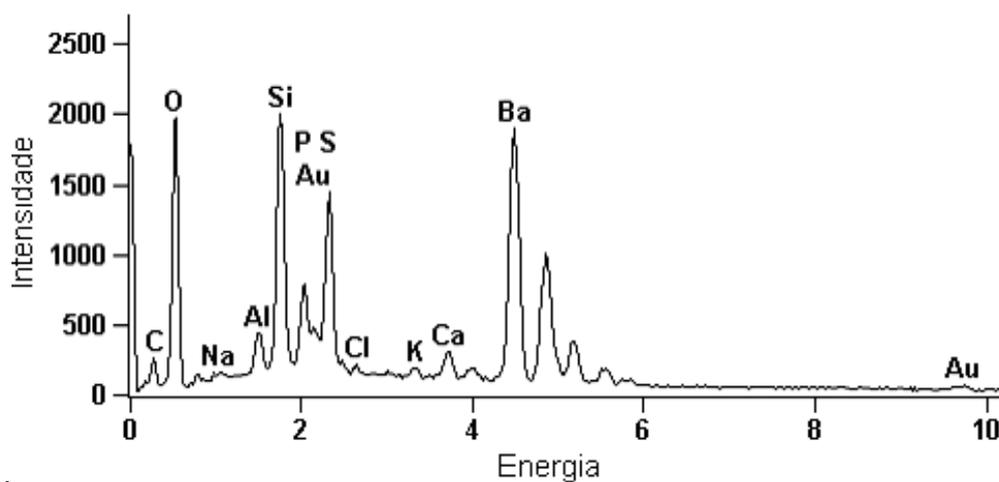


Figura 43 – Gráfico com os picos dos elementos presentes na tribocamada (gráfico relativo ao ponto 3 da figura 39).

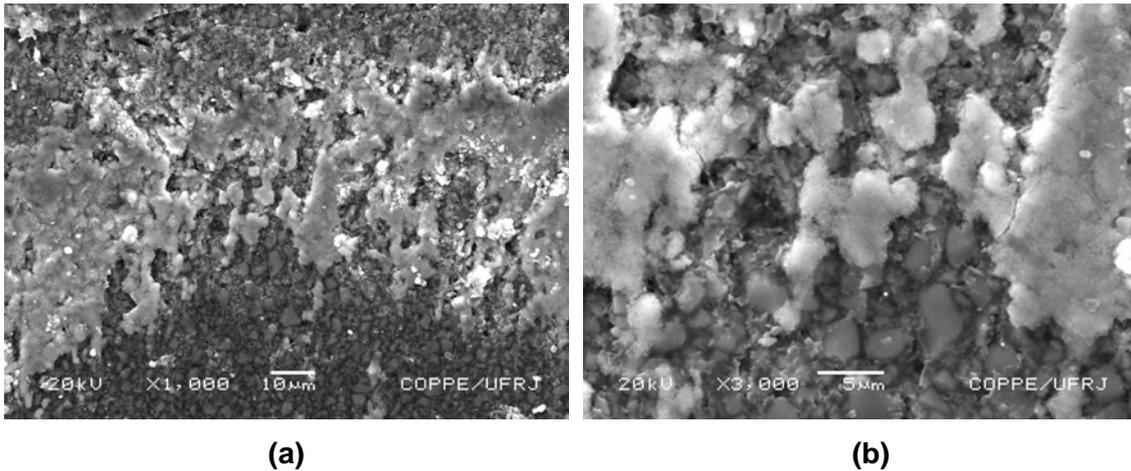


Figura 44 – Imagens em MEV do desgaste com pino cerâmico e saliva artificial: a) aumento de 1000x e b) aumento de 3000x.

#### 4.3.5. Ensaio realizado com pino metálico e saliva artificial

O gráfico da figura 45 apresenta uma análise química por EDS do ensaio de desgaste linear alternado produzido com pino metálico e saliva artificial. Observam-se os elementos químicos presentes na composição do material *TPH Spectrum®*, da liga metálica de níquel-cromo e da saliva artificial.

Na micrografia da figura 46 (a) pode-se visualizar a presença de sulcos na direção do deslizamento caracterizando o movimento relativo do ensaio e a presença de trincas que sugerem o deslocamento do material. Neste caso, a presença de tribocamada não é tão clara como no caso anterior. As micrografias 46 (b e c) apresentam com maior aumento a área de desgaste.

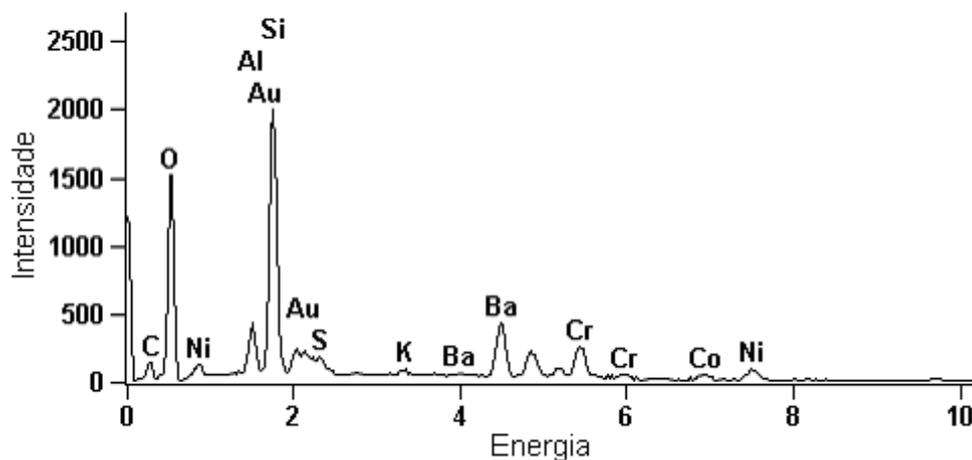
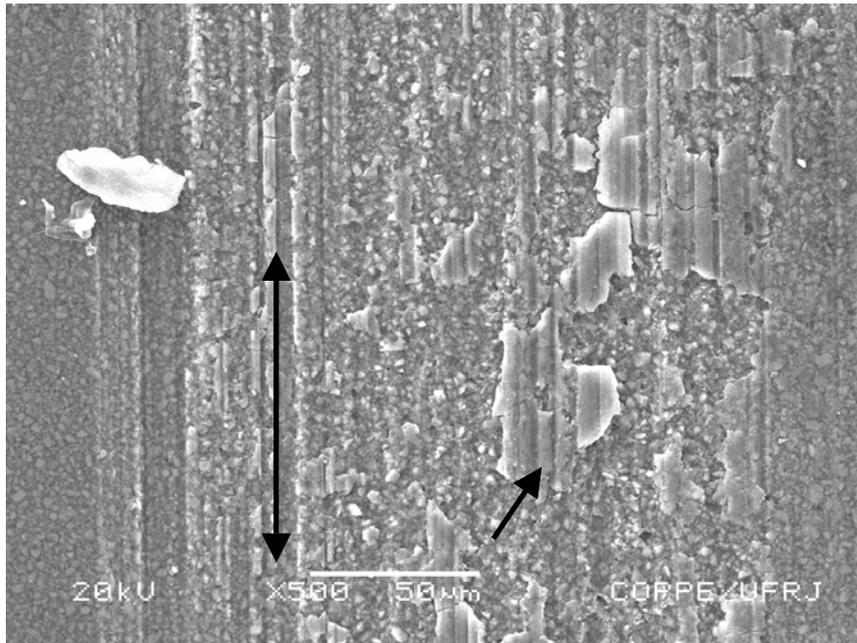
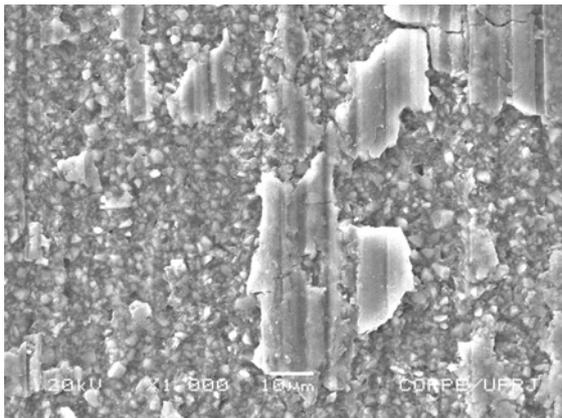


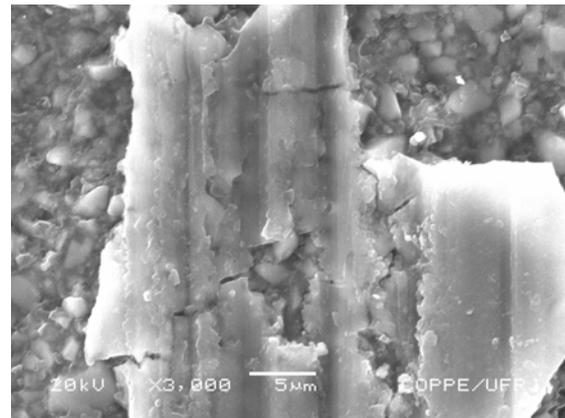
Figura 45 – Gráfico com os picos dos elementos químicos presentes no ensaio com pino metálico e saliva artificial.



(a)



(b)



(c)

Figura 46 – Imagem em MEV do desgaste produzido pelo pino metálico na presença de saliva artificial: a) 500x de aumento (as setas demonstram a direção de deslizamento e a formação de tribocamada), b) 1000x de aumento e c) 3000x de aumento.

Em todos os ensaios de Desgaste Linear Alternado realizados, a perda de massa foi inferior ao limite de detecção da balança utilizada.

## 5. Conclusões

- A análise da superfície de desgaste resultante do teste de Desgaste Esfera sobre Placa evidencia um mecanismo de desgaste abrasivo do material apresentando sinais (cicatrizes) resultantes da ação das partículas duras de alumina empregadas neste ensaio.
- O emprego de um grande número de rotações de até 24000 ciclos no teste de Desgaste Esfera sobre Placa mostrou uma taxa de desgaste crescente com o número de ciclos, que não tende a estabilizar.
- A comparação entre ensaios de Desgaste Linear Alternado realizados com pinos polidos e sem polimento mostrou que o polimento dos pinos resulta em um desgaste mais efetivo do material, demonstrando a importância de tal procedimento.
- O Ensaio de Desgaste Linear Alternado produz um desgaste abrasivo do compósito. Observa-se arrancamento de partículas e formação de vazios, presença de trincas com deslocamento do material.
- Os ensaios a seco realizados com pino cerâmico parecem apresentar mais arrancamento de partículas, enquanto que aqueles realizados com pino metálico parecem apresentar mais deslocamento do material compósito.
- A presença da saliva artificial nos ensaios parece contribuir para a formação de tribocamada no caso em que se utilizou pino cerâmico. No caso em que pinos metálicos foram utilizados, a presença de tribocamada não é evidente.
- Os resultados obtidos mostram que os mecanismos de desgaste envolvidos nos testes de Esfera sobre Placa e Linear Alternado são essencialmente distintos entre si. O teste de Desgaste Linear Alternado parece representar uma situação mais realista quando se deseja analisar o desgaste de material dentários.

## 6. Referências Bibliográficas

ALLEM, E. P. et al. "Annual review of dental literature: Report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry". *Journal of Prosthetic Dentistry*, v.90, n.1, p.50-80, 2003.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. "Council on dental materials, instruments and equipment. Obstacles to the development of a standard for posterior composite resin". *J. Dent. Ass.* V.118, n.5, pp.649-651, maio, 1989.

ANUSAVICE K.J. *Phillips-Materiais Dentários*. Editora Guanabara Koogan, 10ª ed., 1998.

ASMUSSEM E. Softening of BISGMA based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scandinavian Journal of Dental Research*, v.92, pp.257-261, 1984.

ASSMAN, S., ERMERICH, M., KUNZMANN, K. "Determination of quantitative leucite content in pressable ceramic compared to conventional dental porcelains". *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, v.12, pp.883-835, 2000.

BOTTINO, M. A., QUINTAS, A. F., MIYASHITA, E., et al., *Estética em Reabilitação Oral – METAL FREE*. 1ª ed., São Paulo, Editora Artes Médicas Ltda, 2001.

BOWEN, R. L., *Dental filling material comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidil methacrylate*. UP Patent 3000, 112, 1962.

BUCHALLA W, ATTIN T, HELLWING E. Brushing abrasion of luting cement under neutral and acidic conditions. *Operative Dentistry*, v.25, pp.482-487, 2000.

BUSHAN B.; GUPTA, B.R. "Handbook of Tribology – Materials, coating and surface treatment". Krieger Publishing Company Malabar, FLA, 1997.

CALLISTER J.R. *Material Science Engineering, An Introduction*. 3ª ed, New York, John Wiley& Sons, 1994.

CALLAGHAN, D.J., VAZIRI, A., HASHEMI, N.H. "Effect of fiber volume fraction and length on the wear characteristics of glass fiber-reinforced dental composite." *Dental Materials*, v.22, pp.84-93, 2006.

CHADWICK R.G., McCABE J.F., WALLS A., STORER R. "The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites". *Dental Materials*, v.6, pp.123-128, 1990.

CHAIN, M.C., RODRIGUES, C.C., MAIA, H.P., "Materiais Restauradores Estéticos Poliméricos e Cerâmicos do Novo Século", *Odontologia Integrada*:

*Atualização Multidisciplinar para o Clínico e o Especialista*, 1ª ed., capítulo 16, Rio de Janeiro, Editora Pedro I, 2001.

CHAWLA, K. K. I., 1ª ed., New York, Springer – Verlag, 1997.

CHOU, T.W. “Structure and Properties of Composite”, In Cahn, R. W., Haasen, P., Kramer, E. j., *Material Science and Technology*, 1ª ed., v.13, New York, VCH Publishers Inc., 1993.

CONCEIÇÃO E. N. et al, *Dentística: Saúde e Estética*, 2ª ed., Porto Alegre, Editora Artmed, 2002.

CONDON J.R., FERRACANE, J.L. “In vitro wear of composite with varied cure, filler level and filler treatment”. *J. Dent. Res.*, V.76, n.7, pp.1405-1411, Jul y, 1997.

COPELLO, R.C.T. “Análise comparativa das propriedades mecânicas de dois compósitos para uso indireto em restaurações dentárias. Tese de MSc. COPPE – UFRJ, Rio de Janeiro, 2003.

DRUMMOND, J. L., KING, T.J., BAPNA, M.S., KOPERSKI, R.D. “Mechanical property evolution of pressable restorative ceramics”. *Dental Materials*, v.16, n.3, pp.226-233, Maio, 2000.

FOVET, Y., et al. “Tin passivation by copper in dental amalgams”. *Comptes Rendus de L’ Académie des Sciences – Series IIC – Chemistry*, v.3, n.5, pp.379-385, Mai. 2000.

GAL, J., FOVET, Y., ADIB-YADZI, M. “About a Syntetic Saliva for *in vitro* Studies”. *Talanta*, v.53, pp.1103-1115, Out. 2000.

GIBSON, R.F. *Principles of Composites Materials Mechanics*.1ª ed., New York, McGRAW-Hill International Editions, 1994.

GÖHING, T. N., BESEK, M. J., SCHMIDLIN, P.R. “Attritional wear and abrasive surface alterations of composite resin materials in vitro”. *Journal of Dentistry*, v.30, pp.119-127, 2002.

HEINTZE, S. D., ZELLWEGER, G., CAVALLERI, A., FERRACANE, J. “Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods”. *Dental Materials*, v.22, pp.166-175, 2006.

HEINTZE, S.D., ZAPPINI, G., ROUSSON, V. “Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators – Results of a round robin test”. *Dental Materials*, v.21, pp. 304-317, 2005.

HOLMBERG, K., MATTHEWS, A. “*Tribology of Coatings*”, *Coating Tribology Properties, Technique and Applications in Surface Engineering*. 1ª ed., Amsterdam, Elsevier Science B.V., 1994.

HUMPHREY, S. P., et al. "A review of saliva: Normal composition, flow and function". *The journal of Prosthetic Dentistry*, v.85, pp.416-424, Abri. 1993.

KIM, K. et al. "The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composite". *JPD*, v.87, n.6, Jun. 2002.

KRAUSE, W.R., PARK S-H, STRAUP R. A. "Mechanical properties of BIS-GMA resin short glass fiber composite", *Journal of Biomedical Material Research*, v.23, pp.1195-1211, 1989.

LEINFELDER K.F. "Using composite resin as a posterior restorative material". *Journal of American Dental Association*, v. 122, pp.65-70, Apr, 1991.

LEINFELDER K.F., SUZUKI, S. "Dispositivo *in vitro* para determinação do desgaste nas resinas compostas para dentes posteriores". *The journal of Dental American Association*. V.3, n.1, pp.53-62, jan/fev, 2000.

LEUNG, V. W. H., DARVELL, B. W. "Artificial saliva for in vitro studies of dental material". *Journal of Dentistry*, v.25, n.6, pp.475-484, 1997.

LEVALLOIS, B. et al. "In vitro fluoride release from restorative materials in water versus artificial saliva medium (SAGF)". *Dental Materials*, v.14, n.6, pp.441-447, Nov. 1998.

LIM, B.S., FERRACANE, J.L., CONDON, J.R., ADEY, J.D. "Effect of filler fraction surface treatment on wear of microfilled composite". *Dental Materials*, v.18, pp.1-11, 2002.

LINGSTROM P., IMFELD T., BIRKHED D. "Comparison of three different methods for measurement of plaque – pH in humans after consumption of soft bread and potato chips". *Journal of Dental Research*, v. 72, pp. 865-870, 1993.

LUTZ F., PHILLIPS R.W. "A classification and evolution of composite resin systems". *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v.50, n.4, pp.480-488, oct, 1983.

MAIR L.H. "Wear in Dentistry – Current Terminology". *J. Dent.*, v.20, pp.140-144, 1992.

MANHART J., KUNZELMANN KH, CHEN, H.Y. "Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resin". *Dental Materials*, v.16, pp.33-40, 2000.

MARTIN, M., JEDYNAKIEWICZ, M. N., FISHER, C. A. "Hygroscopic expansion and solubility of composite restorative". *Dental Materials*, v.19, pp.77-86, 2003.

MAYWORM, C. D. "Comparação *in vitro* das Propriedades Mecânicas de Dois Compósitos Odontológicos com Partículas Nanométricas". Tese de MSc. COPPE – UFRJ, Rio de Janeiro, 2004.

MOHD, Z. A., et al. "Wear of materials used in dentistry: A review of the literature". *JPD*, v.63, n.3, pp.342-349, Jan. 2001.

MONDELLI, J. *Ligas Alternativas para Restaurações Fundidas*. Editora Médica Panamericana, 1995.

MOSZNER, N., ULRICH, S. "New developments of polymeric dental composite". *Progress in Polymer Science*, v.26, pp.535-576, jan., 2001.

NAGARAJAN, V.S., JAHANMIR, S., THOMPSON, V.P. "In vitro contact wear of dental composites". *Dental Materials*, v.20, pp.63-71, 2004.

NARTALLO, P. H., MACHI, R. "Estúdio comparativo in vitro/clínico de resinas compuestas para sector posterior". *Ver. Assoc. Odontol. Argentina*. V.8, n.3, pp.187-192, jul/set, 1992.

OKESON, J.P. *Fundamentos de Oclusão e Desordens temporo-mandibulares*. Editora Artes Médicas, 2ª ed., 1992.

OTTENI, J. C., ANCELLIN, J. B., FEISS, P. "Anaesthetic machine: fresh gas delivery units. I. Mechanical units with rotameter block and calibrate vaporizers: appareil d'anesthésie: systèmes d'alimentation en gaz frais. I. Systèmes mécaniques avec rotamètres et vaporisateurs calibers". *Annales Francaises d'Anesthésie et de Réanimation*, v.18, n.9, pp.956-975, Nov. 1999.

PINTO, V. B. B. "Otimização do Processamento da Vidro-Cerâmica Dental Finesse All-Ceram". Exame de qualificação, COPPE – UFJR, Rio de Janeiro, 2005.

PUGH B. "A tribology text for students: Friction and wear". London Newnes – Butterworths, pp.141-173, 1973.

RAMALHO, A., ANTUNES, P. V. "Reciprocating wear test of dental composite: effect on the antagonist". *Wear*, v.259, pp.1005-1011, 2005.

ROEBUCK, L.N. Casting aluminium inlays. *American Dental Journal*, v.13, p.527-529, Sept., 1915.

SANTOS, J., GILDO C. "A evolução da resina composta". *Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia*, v.20, pp.29-33, jan/jun, 2000.

SARKAR, N.K. Internal corrosion in dental composite wear: its significance and simulation. *Journal of Biomedical Materials Research*, v. 53, pp.371-380, 2000.

TURSSI, C.P., FERRACANE, J.L., SERRA, M.C. "Abrasive wear of resin composite as related to finishing and polishing procedures." *Dental Materials*, v.21, pp. 641-648, 2005.

THELDA et al. "Anatomy and physiology of the salivary glands". *Otolaryngology – Head and Neck Surgery*, v.1, cap.35, 1998.

WELLINGHOFF, S. T. "New polymer composite could replace traditional dental restorative materials". [www.swri.edu/3pubs/ttday/spring98/bite.htm](http://www.swri.edu/3pubs/ttday/spring98/bite.htm), 2003.

WILLEMS, G., LAMBRECTHS, P., BRAEM, M. "A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics". *Dental Materials*, v.8, pp.310-319, Sept. 1992.

WILLIAM, F.S. *Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais*. Editora McGRAW-HILL de Portugal, Ltda, 1998.

YAP, A. U., CHEW, C. L., ONG, L. F., TEOH, S. H. "Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restorative". *J. Oral Rehabil.*, v.29, n.1, pp.87-97, Jan. 2002.