

Fernando Nascimento

**Estudo in vitro da microabrasão de resinas
compostas, amálgama, esmalte dentário
humano e bovino**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como pré-requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Uberlândia - 2006

Fernando Nascimento

**Estudo in vitro da microabrasão de resinas
compostas, amálgama, esmalte dentário
humano e bovino**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como pré-requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer

Co-orientador: Prof. Ms. Rafael Ariza Gonçalves

Banca examinadora

Profa. Dra. Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer

Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

Profa. Dra. Maria Salete Machado Cândido

Uberlândia – 2006

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

N244e Nascimento, Fernando, 1975-
Estudo in vitro da microabrasão de resinas compostas, amálgama,
esmalte dentário e bovino / Fernando Nascimento. - 2006.

108 f. : il.

Orientador: Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer.

Co-orientador: Rafael Ariza Gonçalves.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Materiais dentários - Teses. I. Pfeifer, Jesuânia Maria Guardiero Azevedo. II. Gonçalves, Rafael Ariza. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 615.46



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA -MG – 384011-36
(0XX) 034 –3218-2550

RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA PROVA DE DEFESA DE MESTRADO, A QUAL ESTÁ INSCRITO O CIRURGIÃO DENTISTA – FERNANDO NASCIMENTO ALUNO DO PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA-MESTRADO, DESTA UNIVERSIDADE.

Às nove horas do dia vinte e um de agosto, do ano de dois mil e seis, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pela comissão de Pós-Graduação desta Faculdade, para o julgamento da Dissertação de mestrado apresentada pelo candidato Fernando Nascimento, com o título provisório: “Estudo In Vitro do Microdesgaste Abrasivo de Resinas Compostas, Amálgama, Esmalte Dentário Humano e Esmalte Dentário Bovino”. O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador expressou o seu julgamento, em sessão secreta e exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco da Biblioteca. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia, 21 de Agosto de 2006

Profª. Drª. Jesuânia Maria Guardiero A. Pfeifer
Titulação: Doutora
Universidade Federal de Uberlândia.

Aprovado/Reprovado/Conceito

Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia

Aprovado/Reprovado/Conceito

Profª. Drª. Maria Salete Machado Cândido
Titulação: Doutora
Universidade Estado de São Paulo

Aprovado/Reprovado/Conceito

DEDICATÓRIA

*Aos meus pais **Benedito e Elza**, responsáveis pela minha existência e que com muito amor, dedicação, carinho e luta ensinaram-me os princípios morais alicerces da minha conduta.*

Pessoas especiais que na sua simplicidade souberam instigar minha busca por conhecimento possibilitando ser o que sou e estar onde estou... Amo vocês!

*À minha irmã **Nayrzinha**, pelo companheirismo, amizade, amor e confiança sempre presentes em todas as etapas da minha vida.*

*A **Deus** por sempre me mostrar o caminho que devo tomar em todas as decisões e por colocar todas essas pessoas tão importantes em minha vida.*

***Agradeço do fundo do meu coração
e dedico este trabalho***

*À estimada Professora Doutora **Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer**, pessoa de extrema competência, caráter e dedicação. Agradeço a todas as oportunidades oferecidas, a confiança em mim depositada e a todos os ensinamentos, não só relacionados a Odontologia, mas também lições de vida que levarei comigo por toda minha existência.*

AGRADECIMENTOS EPECIAIS

*Ao estimado Professor Mestre **Rafael Ariza Gonçalves**, pela experiência e conhecimento adquiridos durante sua cuidadosa co-orientação em todas as etapas deste estudo. Seu perfil profissional e ético de dedicação e compromisso com o ensino mostrou-me um exemplo a ser seguido. Obrigado por acreditar no meu trabalho e, principalmente, pelo amigo que se mostrou nos momentos mais difíceis.*

*A Professora **Kassina Maldonado Aguiar**, pela dedicação, profissionalismo e disposição perenes durante todas as etapas deste trabalho. Muito obrigado.*

*A Professora Doutora **Maria Salete Machado Cândido**, obrigado pela atenção, carinho e prontidão ao aceitar o convite para participar da avaliação deste trabalho.*

*Aos Professores Doutor **Vanderlei Luiz Gomes** e Doutor **Luis Carlos Gonçalves** pela disposição e interesse na transmissão de seus conhecimentos e por auxiliar-me em todos os momentos que precisei. Muito obrigado.*

*À **Família Nascimento e Claudino**, representadas pelos meus avós, hoje não mais entre nós, **Joaquim Severino do Nascimento & Clarice Grilo Nascimento** e **Belchior Claudino & Ivone Palhares Claudino** sei que sempre torceram pelo meu sucesso... Saudades.*

AGRADECIMENTOS

*Ao Professor Doutor **Roberto Elias Campos**, a minha eterna gratidão... você é um dos principais responsáveis pelos caminhos que trilhei na Odontologia desde o momento em que depositou em mim sua confiança aceitando-me como monitor da Disciplina de Dentística, muito obrigado.*

*Aos Professores da Área de Dentística Restauradora e Materiais Dentários da FOUFU, Prof. Ms. **Nelson Moreira Filho**, Prof. Dr. **Paulo Sérgio Quagliatto** e Prof. Dr. **Carlos José Soares**, obrigado pela oportunidade e troca de experiências durante o período que estive como docente desta disciplina.*

*A todos os **Professores do Curso de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia** que com paciência, dedicação e profissionalismo foram responsáveis pela minha formação como Cirurgião Dentista. Obrigado a todos.*

*Aos funcionários da Pós-Graduação, especialmente a **Giselda, Carlina e Nelson**, pela dedicação em sempre atender minhas necessidades.*

*Aos Técnicos em Prótese Dental **Cilson José Nunes Oliveira e Guilherme de Sousa** que gentilmente abriram as portas de seus laboratórios sempre dispostos a colaborar, obrigado.*

*À amiga **Taís Alves dos Reis** pela contribuição fundamental na Revisão literária deste trabalho... muito obrigado.*

*Aos **Meus Pacientes** que souberam e compreenderam os atrasos, os adiamentos nos atendimentos e mesmo assim, depositaram em mim a confiança de poder ajudá-los.*

Ao meu cunhado **Jusley** pela amizade cada dia mais forte, pelo zelo e as tão bem vindas palavras de incentivo... valeu.

Aos amigos **José Édson, Margareth e Maria de Lourdes**, obrigado pelos preciosos conselhos e as longas conversas que tanto fizeram eu amadurecer e acreditar no meu potencial.

Aos amigos **Fábio Manna, Daniela Jordão, Rogério Manna e Silvânia Cardoso**, companheiros que acreditaram na minha capacidade como Cirurgião Dentista sempre atenciosos acompanhando cada etapa deste trabalho.

Aos amigos **Vinícius e Patrícia** pelas palavras de incentivo, sempre dedicados e atenciosos, valeu a força.

A todos **os meus amigos da 47ª Turma de Odontologia da FOUFU** fieis companheiros que mesmos distantes acompanharam e torceram por essa conquista...

Oração de São Francisco

*Onde há dúvida, que eu leve a fé.
Onde há ódio, que eu leve o Amor.
Onde há ofensa, que eu leve o Perdão.
Onde há discórdia, que eu leve a União.
Onde há erro, que eu leve a Verdade.
Onde há desespero, que eu leve a Esperança.
Onde há trevas, que eu leve a Luz.
Onde há tristeza, que eu leve a Alegria.*

*Ó, Mestre!
Que eu não busque tanto
Ser consolado, mas consolar!
Ser compreendido, mas compreender!
Ser amado, mas amar!*

*Porque é dando que se recebe;
É esquecendo que se encontra;
É perdoando que se encontra o perdão;
É morrendo que se ressuscita para a vida eterna!*

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%:	porcentagem
&:	e (comercial)
® :	marca registrada
ANOVA:	Analysis of Variance
Ag	símbolo do elemento químico (prata)
b:	diâmetro da calota de desgaste
Bis-EMA:	Bisfenol A etoxilato glicol dimetacrilato
Bis-GMA:	Bisfenol-glicidil-metacrilato
cm:	unidade de comprimento (centímetro)
Cu	símbolo do elemento químico (cobre)
d:	diâmetro da esfera de aço
et al:	e colaboradores
F_N:	força aplicada
FOUFU:	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia
g:	unidade de medida (grama)
GPa:	unidade de força (Giga-Pascal)
h:	unidade de tempo (hora)
Hg	símbolo do elemento químico (mercúrio)
Hz:	unidade de frequência (Hertz)
in vitro:	em laboratório
in vivo:	no ser humano
K_E:	coeficiente de desgaste equivalente
Kg:	unidade de medida (quilograma)
K_S:	coeficiente de desgaste
L:	distância de deslizamento da esfera de aço
m:	unidade de comprimento (metro)
MEV:	microscopia eletrônica por varredura
min:	unidade de tempo (minuto)
ml:	unidade de medida (mililitro)
mm:	unidade de comprimento (milímetro)

MPa:	unidade de força (Mega Pascal)
mW/cm²:	unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)
N/mm²:	unidade de pressão (Newton por milímetro ao quadrado)
N:	unidade de força (Newton)
nm:	unidade de comprimento (nanômetro)
nº:	número
°C:	unidade de temperatura (Graus Celsius)
OCA:	área de contato oclusal
OFA:	área livre de contato oclusal
p:	nível de confiabilidade estatística
pH:	potencial hidrogeniônico
PMMA:	polimetilmetacrilato
rpm:	rotações por minuto
s:	unidade de tempo (segundo)
Sn:	símbolo do elemento químico (estanho)
SiO₂:	sílica
TEGDMA:	Trietilenoglicol de dimetacrilato
UDMA:	Uretano dimetacrilato
µm:	unidade de comprimento (micrometro)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência a microabrasão de resinas compostas, amálgama, esmalte dentário humano e bovino. Foi utilizado um microabrasômetro (Calowear Tester) cuja principal característica é avaliar o desgaste superficial dos materiais. Sendo o desgaste abrasivo um processo de riscamento múltiplo, a resistência ao desgaste pode estar intimamente relacionada à resistência ao risco. Assim, de posse das resistências a microabrasão foi possível compara-las as resistências ao desgaste dos minerais padrões da escala de dureza Mohs. Foram utilizadas sete resinas compostas universais (Charisma, Esthet X, Filtek Supreme, Filtek Z250, Herculite XRV, Tetric Ceram e Z100), duas resinas universais compactáveis (Filtek P60 e Surefil) e duas resinas laboratoriais (ArtGlass e Cristobal); um amálgama com alto teor de cobre (GS80); dez terceiros molares humanos e dez incisivos bovinos. Após o preparo das amostras, elas foram submetidas ao teste de microabrasão com aplicação de carga de 0,16 N tendo dispersão aquosa de alumina como abrasivo durante 1 minuto. Este processo gerou impressões que foram medidas utilizando-se um analisador de imagem acoplado a um banco metalográfico. De posse destas medidas foi aplicada a Análise de Variância para $p < 0,05$ e teste de Tukey. Os resultados mostraram diferentes níveis de resistência a microabrasão para os materiais ensaiados o que permitiu classificá-los ordenadamente de acordo com sua resistência a microabrasão. O esmalte humano obteve o menor desgaste. Dentre os materiais restauradores o amálgama e Filtek Supreme apresentaram maior resistência ao desgaste. Em relação a dureza Mohs os esmaltes dentários e o amálgama apresentaram dureza Mohs 5 (Apatita) enquanto as resinas compostas dureza Mohs 4 (Fluorita). Os resultados mostraram que a avaliação da resistência a microabrasão dos materiais comparada a resistência ao desgaste dos minerais padrões da escala de dureza Mohs, poderá contribuir para uma efetiva classificação desses materiais utilizando-se de medidas não subjetivas.

Palavras-chave: microabrasão, resinas compostas, amálgama, esmalte dentário humano e bovino.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the resistance the microabrasion of composed resins, amalgam, human and bovine dental enamel. A microabrasion apparel was used (Calowear Tester) whose main characteristic is to evaluate the wear of the surface of the materials. Being the abrasive wear a process of multiple risks, the resistance to the wear can be intimately related to the resistance to the risk. Like this, of ownership of the resistances the microabrasion was possible compare them the resistances to the wear of the standard minerals of the scale of hardness Mohs. Seven universal resins were used (Charisma, Esthet X, Filtek Supreme, Filtek Z250, Herculite XRV, Tetric Ceram and Z100), two universal resins compacted (Filtek P60 and Surefil) and two laboratory resins (ArtGlass and Cristobal); an amalgam with high copper tenor (GS80); third ten human molars and ten incisive bovine. After the preparation of the samples, they were submitted to the microabrasion test with application of load of 0,16 N tends aqueous dispersion of alumina as abrasive for 1 minute. This process generated impressions that were measured being used an image analyzer. Of ownership of these measured the Analysis of Variance was applied for $p < 0,05$ and test of Tukey. The results showed different resistance levels the microabrasion for the rehearsed materials what allowed classify them orderly in agreement with his/her resistance the microabrasion. The human enamel obtained the smallest wear. Among the restoring materials the amalgam and Filtek Supreme presented larger resistance to the wear. In relation to hardness Mohs the dental enamels and the amalgam presented hardness Mohs 5 (Apatite) while the resins composed hardness Mohs 4 (Fluorite). The results showed that the evaluation of the resistance the microabrasion of the materials compared the resistance to the wear of the standard minerals of the scale of hardness Mohs, it can contribute to an effective classification of those materials being used of measured no subjective.

Keywords: microabrasion, composed resins, amalgam, human and bovine dental enamel



1 – INTRODUÇÃO

As resinas compostas têm sido alvo de numerosos questionamentos sobre sua eficiência como material restaurador, principalmente na região posterior (Ziemiński et al, 1992). Apesar da evolução, o desempenho clínico destes materiais está longe de ser excepcional, reduzindo a longevidade das restaurações (Leinfelder & Suzuki, 1999).

Em contrapartida, a substituição de restaurações metálicas por resina composta vem sendo cada vez mais solicitada pelos pacientes motivados, principalmente, pelo apelo estético (Sarret et al, 2000).

O amálgama vem perdendo espaço para resina composta apesar das técnicas e protocolos que sugerem novidades tecnológicas nem sempre comprovarem na prática clínica os seus benefícios (Aziz & Harrison, 1988; Smith & Wilson, 1994; Leinfelder, 1995; Yap 2002; Zantener et al, 2004).

As resinas compostas são essencialmente compostas de matriz resinosa (fase orgânica: Bis-GMA, TEGDMA, Bis-EMA e UDMA), agente de união matriz-carga (interface – silano), partículas de carga (fase dispersa: sílica, quartzo, zircônia, fluorborosilicato de bário e alumínio, dióxido de silício) e outros aditivos menores incluindo iniciadores de polimerização, estabilizadores e pigmentos de cor (Lim et al, 2002; Yap, 2002; Yap et al, 2004; Zantener et al 2004).

Todos estes componentes são responsáveis conjuntamente pelas propriedades gerais do material. Porém, o volume, o tipo e o tamanho das partículas de carga somadas ao grau de união entre elas e a matriz resinosa são fatores determinantes para um desempenho clínico ideal (Condon & Ferracane, 1997).

Nos últimos anos, a necessidade crescente de restaurações visualmente imperceptíveis favoreceu a ampliação do leque de indicações deste material, com pesquisas destacando a avaliação do seu comportamento biomecânico (Leinfelder, 1997; Jackson & Morgan, 2000; Shabanián & Richards, 2002; Clelland et al, 2003).

Há evidências do excelente comportamento das resinas compostas em cavidades classe I e II quando é mínimo o estresse direto nas restaurações (Mair, 1998). Todavia, alguns estudos relatam indicações deste material para áreas de contato oclusal, bem como, para restaurações indiretas do tipo inlay, onlay e coroas totais (Suzuki et al 2002; Nagarajan et al, 2004).

Contudo, pesquisas comprovam que as restaurações de resina composta sofrem um desgaste mais acelerado que o esmalte dentário humano gerando uma perda estrutural com potenciais implicações biomecânicas, necessitando muitas vezes serem substituídas ou reparadas num curto intervalo de tempo (Hu et al, 2002; Bianchi et al 2003; Nagarajan et al, 2004, Yip et al, 2004, DeLong, 2006).

Por isso avaliar e quantificar a resistência ao desgaste das resinas compostas tem motivado vários estudos. Segundo Zum-Gahr em 1987, desgaste é definido como perda progressiva de matéria da superfície de contato de um corpo, que ocorre como resultado do movimento relativo na superfície, provocando modificações no material e na geometria da camada superficial solicitada tribologicamente.

O mecanismo de desgaste na cavidade oral é complexo envolvendo fatores como força de mordida, dieta, hábitos do paciente, dimensões da cavidade bem como sua localização na arcada, aspereza das superfícies, irregularidades superficiais, composição e propriedades do material (Pallav et al 1988; Freiluch et al, 1992; Lutz et al, 1992; Kawai & Tsuchitani, 1994; Sarret et al, 2000; Lim et al, 2002; Sabanian & Richards, 2002; Yap et al 2002; Bianchi et al, 2003).

Desta forma, as pesquisas in vivo são consideradas as que melhor caracterizam o comportamento dos materiais no meio oral. Porém, sua execução é complexa e necessitam de um longo período, geralmente de dois a seis anos, para fornecerem resultados conclusivos (Bianchi et al, 2003). Os métodos tradicionais de avaliação do desgaste in vivo são na sua essência subjetivos (De Long, 2006). Com base nestes métodos o cirurgião dentista avalia a resistência ao desgaste dos materiais utilizados.

Os métodos laboratoriais (in vitro) têm sido amplamente utilizados por permitirem uma avaliação mais rápida de materiais recentemente introduzidos no mercado (Gohring et al, 2002). De acordo com Matsumara e Leinfelder (1994) o desgaste dos materiais restauradores na superfície oclusal deve ser avaliado por um método que relacionasse as tensões da mastigação e a existência de partículas do bolo alimentar.

Dentre as várias formas de desgaste existentes (abrasivo, erosivo, adesivo e por fadiga), o abrasivo tem merecido atenção especial por ser o mais destrutivo e representar cerca de 50% dos casos de perda de substância (Aziz & Harrison, 1988; Mair et al, 1992; Yap et al, 1999; Gonçalves et al, 2000; Mandikos et al, 2001). De acordo com Condon e Ferracane em 1996 os principais mecanismos de desgaste das estruturas na cavidade oral são o abrasivo e por atrito.

Os processos abrasivos são divididos em duas categorias: abrasão a dois corpos (quando partículas abrasivas fixas ou asperidades duras são animadas de movimento relativo em relação à superfície em estudo) e abrasão a três corpos (representa a interposição de partículas abrasivas livres entre duas superfícies animadas de movimento relativo) (Zum-Gahr, 1987; Mair et al 1992; Mandikos et al 2001). Os testes que melhor representam a situação clínica são os testes de abrasão a três corpos (Matsumara & Leinfelder, 1994).

Existem vários aparelhos e simuladores desenvolvidos para avaliar o desgaste abrasivo dos materiais restauradores (Leinfelder et al, 1989; Coelho, 1991; Kawai & Leinfelder, 1995; Condon e Ferracane, 1996; Hu et al, 1999; Yap et al 1999, Gohring et al, 2002). A maioria deles projetados e fabricados nas Universidades, não disponíveis comercialmente. Dentre os aparelhos de avaliação do desgaste existe o equipamento de microabrasão Calowear Tester (1997) disponível comercialmente e que tem como característica principal avaliar o desgaste superficial dos materiais.

Alguns estudos associam a resistência ao desgaste com a dureza do material tentando estabelecer uma correlação entre estas propriedades (Mandikos et al, 2001; Nagarajan et al, 2004).

Deve-se considerar, no entanto, a combinação dureza-tenacidade. Num processo abrasivo em um material muito duro pode ocorrer o lascamento, que é a forma mais catastrófica de desgaste. Nestas condições a tenacidade do material torna-se de fundamental importância para garantir a integridade do mesmo (Zum-Gahr, 1987).

Outro ponto de fundamental importância é que a resistência ao desgaste não é uma propriedade dos materiais e sim uma propriedade do tribo-sistema imposto. Os principais parâmetros que exercem influência sobre o desgaste abrasivo são: 1) propriedades do material: composição química, propriedades mecânicas, revestimento e microestrutura; 2) propriedades dos abrasivos: dureza, forma, ângulo e resistência ao desgaste; 3) características do projeto: transmissão de carga, tipo de movimento, temperatura e ambiente; 4) condições operacionais: área de contato, pressão de contato, qualidade superficial, lubrificação, temperatura e ambiente (DE MELO, 1983).

Segundo De Melo (1983) e Lamy (1982) citados por Gonçalves et al (2000) o desgaste abrasivo pode ser considerado um processo de riscamento múltiplo, conseqüentemente a resistência ao desgaste pode estar intimamente relacionada à resistência ao risco. Neste sentido, a determinação da resistência ao risco contribui para a caracterização do produto (Gonçalves et al, 2000).

A Dureza Mohs desenvolvida em 1822 pelo cientista alemão Friedrich Mohs (1773-1839) é um método de comparação da resistência ao risco dos materiais com os minerais padrões (talco, gipsita, calcita, fluorita, apatita, ortoclásio, quartzo, topázio, coríndon e diamante). Apesar de apresentar limitações é um método mais comum para uso geral. Gonçalves et al em 2000 apresentou um método comparativo para medir a Dureza Mohs de pisos cerâmicos através da técnica esclerométrica o que possibilita maior precisão que a obtida pelo método tradicional de comparação.

Desta forma, avaliar a microabrasão de resinas compostas, amálgama e esmalte dentário e compara-las às resistências ao desgaste dos minerais padrões da escala de dureza Mohs, poderá contribuir para a efetiva classificação desses materiais utilizando-se de medidas não subjetivas.



2 – REVISÃO DA LITERATURA

Tillitson et al em 1971 desenvolveram um equipamento para testar vários fatores, como também simular condições do meio oral com o objetivo de avaliar o desgaste de vários materiais restauradores. Foram avaliados: uma liga áurea, amálgama, base acrílica para prótese removível, liga de níquel cromo, cerâmica, dentina e esmalte dentário bovino. O dispositivo utilizado foi desenvolvido a partir de um afiador hidráulico de superfície que promove um movimento de deslizamento entre as amostras em estudo. Este simulador permite variações de velocidade, carga aplicada e sentido de movimento permitindo que as amostras percorram superfícies novas ou permaneçam na mesma trajetória. Os coeficientes de desgaste abrasivo foram observados em condições sem e com lubrificante (saliva e outros líquidos). Os resultados revelaram que os valores dos coeficientes de desgaste dos materiais avaliados são dependentes da força aplicada, velocidade de deslizamento, trajetória percorrida, presença de partículas soltas do material e da presença ou não de lubrificante.

Aziz e Harrison em 1988 avaliaram a resistência ao desgaste abrasivo in vitro de resinas compostas (Brillinat Lux, Occlusin, Aurafil e Concise), ionômero de vidro enriquecido com liga de prata (Cermet) comparados ao amálgama, tendo o esmalte dentário humano como antagonista. O ensaio abrasométrico foi a dois corpos com carga aplicada simulando OCA. Na confecção das amostras foram utilizadas matrizes de aço inoxidável (4,5X4,5 mm de dimensão com um orifício central de 3,5 mm de diâmetro). Antes dos ensaios as superfícies das amostras foram medidas por um paquímetro de precisão de 2 µm. Durante o ensaio as amostras foram friccionadas contra o esmalte dentário humano tendo água destilada a 37°C como lubrificante durante 800.000 ciclos, carga de 0,19 N/mm², 0,2 s de contato e 1 mm de distância de deslizamento. Os autores concluíram que a força de impacto afetou as taxas de desgaste dos materiais avaliados numa proporção diretamente proporcional. Os dados obtidos foram condizentes com as

observações clínicas em OCA revelando que as resinas compostas e o ionômero de vidro apresentam taxas de desgaste altas e que o amálgama ainda é o material restaurador mais indicado para restaurações posteriores.

Pallav et al em 1988 avaliaram o desgaste abrasivo de resinas compostas (Miradapt, P10, P30, Visio-dispers, Visio-fil, Herculite, Brilliant, Occlusin, Profile, Estilux Post, Ful-fil, Heliomolar, Isomolar, Brilliant Lux, Lumifor, Silar, Durafill, Estic Microfill, Adaptic) escolhidas arbitrariamente comparando-as ao amálgama e esmalte dentário bovino. O simulador a três corpos utilizado foi desenvolvido por Gee et al em 1986 e consiste de dois eixos cilíndricos nos quais estavam presas duas rodas endentadas que giram uma contra a outra semelhante a engrenagens. Numa das rodas foram fixadas as amostras e na outra o antagonista (esmalte dentário bovino). Para simular a ação mastigatória foi aplicada uma força de 15N a velocidade de rotação de cada roda diferia de 30% simulando a ação deslizante. O abrasivo utilizado foi uma mistura de sementes moídas, PMMA e água. O amálgama apresentou a maior resistência ao desgaste. Diante dos resultados obtidos os autores afirmam que cerca de 87% das observações in vivo podem ser explicadas pelos dados in vitro. Porém, há muitos problemas inerentes ao comparar estudos de desgaste abrasivo devido a fatores como: tempo de duração dos ensaios, uniformidade das técnicas de medição e diferença no número de grupos.

Lappalainen et al em 1989 avaliaram a resistência ao desgaste abrasivo de diferentes materiais restauradores tendo o esmalte dentário humano como controle. Foram testadas as resinas compostas (Miradapt, Aurafil, Nimetic, Silux, P10, Prismafil, Durafil e P30), quatro cerâmicas, quatro ligas (um amálgama, duas ligas de ouro e uma de cromo cobalto) e duas resinas para bases de próteses totais. Foi utilizado um abrasômetro (Scandmatic 3430, Hagen, Alemanha) originalmente construído para polimento de diferentes materiais. Foram preparadas três discos cilíndricos (25 mm de diâmetro por 6 mm de espessura) para cada material de acordo com as instruções do fabricante. As amostras foram friccionadas contra uma lixa

(granulação 1200) animadas de movimento pendular (150 rpm). A perda de volume de cada amostra era avaliada a cada 30 min. O processo foi repetido três vezes em água e três vezes em saliva artificial. Após o teste de abrasão foi realizado teste de dureza Vickers com cinco endentações por amostra. Após três ciclos abrasivos não houve diferença significativa nos dados entre as amostra abrasionadas em água das abrasionadas em saliva artificial. As resinas compostas apresentaram perda em desgaste semelhante ao esmalte dentário humano, e as cerâmicas juntamente com as ligas apresentaram perda em desgaste menor que o esmalte. As resinas de base prótese total apresentaram o maior desgaste.

Freilich et al em 1992 avaliaram in vivo o desgaste oclusal após três anos, de quatro tipos diferentes de resinas compostas (J&J Experimental, Adaptic II, P-30 e Marathon) em função do preparo cavitário (classe I e II) e do tipo de dente (pré-molares e molares). As restaurações foram avaliadas aos 3, 6, 12, 24 e 36 meses. A avaliação incluía o uso de um sistema de avaliação indireta (Moffa-Lugassy, escala M-L) além do exame clínico. O trabalho demonstrou que em relação ao tipo de cavidade não houve diferenças quanto ao desgaste oclusal. Porém, quanto ao dente o desgaste foi maior nos molares do que nos pré-molares. Os autores concluíram que o desgaste total de uma restauração de compósito é mais dependente das propriedades do material do que dos parâmetros clínicos propostos pelo estudo.

Lutz et al 1992 estudaram a influência da força mastigatória nas taxas de desgaste abrasivo de três diferentes resinas compostas (Briliant Dentin, Estilux e Isosit SR) tendo o esmalte dentário humano como antagonista. Cavidades cilíndricas (8 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade) foram preparadas em 48 stubs para MEV. Após a fotopolimerização das amostras de resina composta as mesmas tiveram a superfície aplainada por meio de papel abrasivo (granulação 1000). Brackets utilizados em ortodontia foram firmemente fixos aos stubs como ponto de referência. O ensaio abrasométrico utilizado corresponde a seis meses de função in vivo. As resinas compostas

foram submetidas a quatro tipos de estresse: 1) degradação química por imersão em etanol a 75% durante 24 h; 2) escovação simulada 30 min com pasta dental e força de escovação de 2 N; 3) atrito aplicando 120.000 ciclos a uma frequência de 1,7 Hz com força de 25,50, 75 e 100 N e 4) ciclagem térmica com 300 ciclos do tipo 5-55-5 °C. Após o ciclo de estresse a perda vertical do material foi medida utilizando um scanner 3D e analisadas em MEV. A resina composta Isosit SR foi a que menos desgastou o esmalte antagonista. A resina Brilliant Dentin apresentou o menor desgaste na área de contato oclusal. A classificação das resinas compostas não foi a mesma para as diferentes forças de pressão mastigatória imposta.

Mair em 1992 fez uma revisão da literatura do significado da terminologia desgaste na odontologia. O autor alegou que existe uma confusão no que se refere ao fenômeno do desgaste dentário, que é considerado usualmente em termos de suas manifestações clínicas antes de seu processo básico fundamental. A disciplina mãe do estudo deste processo é a tribologia. Os termos atrição, abrasão e erosão são comuns na disciplina de dentística e tribologia, porém os significados são diferentes. O desgaste é um processo natural que acontece quando duas ou mais superfícies em movimento entram em contato uma com a outra. O dente em movimento, e constante junto a outras restaurações, produz um desgaste inevitável. Este processo é dependente da estrutura das superfícies, o estresse de contato, a atividade do meio lubrificante, a temperatura e a duração de contato. Em alguns pacientes o desgaste pode provocar problemas funcionais, estéticos e restauradores. O mecanismo do desgaste pode ser: abrasão, que descreve o desgaste de uma superfície por meio de partículas ásperas abrasivas e é subdividida em dois tipos: abrasão a dois corpos, quando existem duas partículas contactantes e abrasão a três corpos, quando existem partículas entre ambas superfícies. Desgaste por fadiga, que acontece como resultado da formação e propagação de micro-trincas na superfície quando duas superfícies estão em movimento e com carga dinâmica. O desgaste é resultado do contato direto entre o dente e qualquer partícula abrasiva durante a mastigação ou durante movimentos

parafuncionais. Adicionalmente a este processo físico existe o efeito químico da dieta ou regurgitação dos ácidos. Os termos atrição, abrasão e erosão têm sido utilizados para descrever o desgaste em regiões de contato direto entre os dentes.

Kawai & Tsuchitani em 1994 realizaram um estudo com o propósito de avaliar onze marcas comerciais de resina composta (Heliomolar RO, Silux Plus, Durafil, Herculite XR, P 50, P30, Prisma APH, Adaptic B, Fulfil, Clearfil Photoposterior e Occlusin) para dentes posteriores, contendo vários tamanhos de partícula de carga e amálgama como controle. Foram selecionados molares humanos para teste de desgaste in vitro e neles confeccionadas cavidades com broca carbide nas dimensões de 4 mm de diâmetro por 4 mm de profundidade. Após condicionamento ácido e aplicação de sistema adesivo, o compósito foi inserido na cavidade e fotopolimerizado conforme as especificações do fabricante. A amostra foi levada à máquina onde foi aplicada uma carga de 75,6 N a cada 2 s realizando um total de 400.000 ciclos que correspondem, aproximadamente, a 56 h de teste contínuo. Concluído os testes de desgaste, as superfícies das amostras foram moldadas com silicone. A área desgastada da superfície oclusal e a profundidade do esmalte das margens da cavidade foram medidas e avaliadas posteriormente em MEV. Após a coleta dos dados foram aplicados testes estatísticos (ANOVA – *one-way* e teste de Fisher) demonstrando que houve diferença entre os materiais. O amálgama apresentou a melhor resistência ao desgaste. Dentre as resinas compostas Clearfil, P50 e Durafil apresentaram as menores taxas de desgaste. Os autores concluíram que este teste não somente reproduz a microestrutura do desgaste da superfície oclusal, bem como os dados obtidos correlacionam-se muito bem com o desempenho clínico dos materiais envolvidos.

Kawai & Leinfelder em 1995 propuseram a criação de um dispositivo de desgaste simulando área de OCA por meio de um teste de abrasão a três corpos de metodologia simples, mas seguro para calcular perda de material. Foram testadas as seguintes resinas compostas: Heliomolar, Silux Plus,

Durafil, Herculite XR, Charisma, Prisma APH, Occlusin, Fulfil e P50. Terceiros molares hígidos foram extraídos e embutidos em resina acrílica. Neles foram preparadas cavidades 4 X 4 mm e após aplicação de sistema adesivo os compósitos foram inseridos em 3 incrementos e polimerizados por 40 s. As amostras foram armazenadas em água destilada por 72 h até o início dos testes. O simulador utilizado (William B. O'Neal Co., EUA) possui um pino de ponta cega feito de aço que foi posicionado no centro da restauração realizando movimentos perpendiculares (2 vezes por s) com carga de 75,6 N. Uma dispersão de PMMA em água de tamanho 44 µm foi introduzida como abrasivo. O teste constou de 100.000 ciclos correspondendo a 14 h contínuas a uma temperatura de 23°C. A superfície da restauração foi moldada com silicone de adição em intervalos de 5, 10, 25, 50 e 100 mil ciclos e os modelos posteriormente analisados. Os resultados deste estudo demonstraram diferenças significantes em valores de desgaste entre os materiais. A resina composta P 50 apresentou o menor desgaste e Prisma APH o maior desgaste. Heliomolar, Herculite, Durafil e Charisma não apresentaram diferença estatística. Os autores concluem que a diferença na característica de desgaste é derivada do mecanismo pelo qual a partícula de carga é unida à matriz resinosa.

Condon & Ferracane em 1996 desenvolveram um simulador (Oregon Health Sciences University – OHSU) com o objetivo de produzir, simultaneamente, o desgaste de compósitos através dos dois principais mecanismos de desgaste, a abrasão e o atrito pela ação do esmalte antagonista; e comparar os resultados obtidos, in vitro, com o comportamento clínico. Foram testadas onze resinas compostas (Clearfil Photoposterior, Estilux Posterior, Fulfil, Heliomolar RO, Herculite XR, Occlusin, P 30, P 50, Prisma TPH, Silux Plus e Z 100) e uma liga de amálgama (Disperalloy). As amostras foram submetidas à abrasão a três corpos e desgastadas por atrito durante 50.000 ciclos. A análise de regressão linear foi usada para correlacionar os resultados dos estudos clínicos com os obtidos in vitro. A área de desgaste do esmalte foi analisada em MEV. O menor desgaste foi observado para o

amálgama e resinas composta de micro e pequenas partículas. O desgaste, das resinas compostas de cargas maiores foi o mais elevado quando o esmalte era o antagonista. Esta nova metodologia para avaliar o desgaste forneceu resultados similares àqueles descritos na literatura, caracterizando o comportamento do material em modalidades múltiplas do desgaste num teste bem próximo do real.

Suzuki et al em 1996 avaliaram os índices de desgaste do esmalte humano como antagonista de várias resinas compostas posteriores usando um simulador de desgaste in vitro (UAB). O desgaste foi medido por meio da perda volumétrica do material restaurador. Foram avaliadas as resinas compostas de micropartículas (Epic-TMPT) e híbridas (Superlux, Clearfil, Charisma, Conquest Cristal, Estio, Prisma) com carga de silicato de bário, uma com partículas de quartzo (Clearfil Photo Posterior) e Z 100 e P 50 de silicato de zircônio. Uma liga áurea tipo III foi usada como controle. Os testes foram realizados sem abrasivo com as amostras imersas em água. Cada amostra após ser fixada num pino foi articulada com o esmalte humano antagonista com carga de 75 N (1,2 Hz) durante 100.000 ciclos. Após os testes a superfície da amostra de compósito e do esmalte antagonista foi moldada com silicone de adição e desta moldagem, confeccionaram modelos em resina epóxi que foram analisados ao MEV. Os autores concluíram que as resinas compostas de partícula de silicato de zircônio e as de quartzo causaram maior desgaste no esmalte antagonista do que as resinas compostas microhíbridas de partícula de silicato de bário.

Attin et al em 1997 realizaram um estudo com objetivo de correlacionar os dados de microdureza, obtidos da superfície de esmalte bovino atacado de substância erosiva, com os efeitos de desgaste devido à escovação simulada. Foram selecionados 60 incisivos bovinos recentemente extraídos. Os dentes foram incluídos em resina acrílica e a superfície aplainada com disco de carborundum (granulometria 400 a 500) e polida com jato de diamante (3 e 1 μm) removendo cerca de 200 μm da superfície do esmalte. Quinze dentes foram selecionados para cada grupo e imersos em Sprite Ligth (Coca Cola

Company), pH 2,91, no período de 1 (grupo A), 5 (grupo B) e 15 min (grupo C) e, outros quinze dentes não sofreram nenhum tratamento (grupo D). Todos os espécimes foram submetidos à análise microscópica. O teste de microdureza (Vickers) foi realizado com carga de 1.961 N na superfície do esmalte. O teste de desgaste foi realizado pela máquina de escovação simulada (VDD Elektronik) com frequência de 8000 ciclos de escovação (200 ciclos por min) e 275 g de abrasivo (5 ml de saliva artificial com 1 g de dentífrício). As análises revelaram diminuição de cerca de 75 nm (± 25 nm) após 15 min de imersão em Sprite® indicando que o valor dominante na perda de esmalte era devido mais ao desgaste abrasivo do que a solução erosiva utilizada. Os autores concluíram que nas situações impostas, esmalte atacado por substância erosiva, ocorre uma relação inversamente proporcional entre abrasão (escovação simulada) e microdureza (Vickers) em que há um aumento do desgaste abrasivo com diminuição da resistência. Segundo os autores os dados obtidos para o esmalte dentário bovino podem ser extrapolados para o esmalte dentário humano.

Ferracane et al em 1999 testaram a resistência à abrasão e a atrição de resinas compactáveis, comparadas a duas resinas compostas universais presentes no mercado (Heliomolar e Z100). Foram testadas as resinas compostas Alert, Surefil, Solitaire, Pyramid esmalte e Pyramid dentina. Após 24 h de estocagem em água a 37°C as amostras foram polidas com lixas e pasta diamantada. Durante o teste foi aplicada carga inicial de 20N e final de 80N contra dentes humanos totalizando 50.000 ciclos. Na avaliação dos resultados foram realizadas leituras nas superfícies perpendiculares a direção da abrasão e atrição, calculando-se a média destas leituras. A abrasão verificada variou entre 7 e 31 mm para as resinas compostas compactáveis. A resina Pyramid dentina apresentou o maior grau de abrasão. O esmalte apresentou desgastes semelhantes quando os antagonistas foram Pyramide esmalte, Solitaire, Surefil e Heliomolar. Facetas mais evidentes foram encontradas nas resinas compostas Alert, Pyramide dentina e Z100. Ao MEV, os padrões encontrados foram semelhantes, em geral apresentando maior rugosidade nas resinas

compostas Alert e Pyramid dentina. Os valores de atrição foram maiores que os valores de abrasão. Pelo estudo, esta nova categoria de resinas compostas não parece demonstrar comportamento diferente das resinas compostas universais.

Hu et al em 1999 desenvolveram um simulador para avaliar o desgaste oral com aplicação de carga variável. Basicamente o mecanismo de desgaste abrasivo é gerado pelo posicionamento de um disco contendo a amostra contra um anel cilíndrico giratório de aço com a carga normal sendo aplicada à superfície da amostra. Esta combinação, segundo os autores, permite aplicar combinações diferentes de cargas estática e senoidal, facilitando o estudo do desgaste em diferentes situações. A resina composta utilizada foi a Z100 que após sua polimerização teve sua superfície polida. O teste foi aplicado sobre cada amostra durante 3 h nas situações: A) carga senoidal de valor máximo de 5 N, B) uma carga estática de 5 N e C) carga senoidal de valor máximo de 15 N; generalizando, uma carga média efetiva de 4,77 N. A perda por desgaste de cada amostra foi avaliada em uma balança eletrônica de precisão de 10^{-5} g e depois observada ao MEV. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente (1-way ANOVA e teste de Tukey para $p < 0,01$). Os resultados mostraram uma maior taxa de desgaste na ordem $C > B > A$. Os autores concluem que as diferenças de desgaste abrasivo na aplicação de carga variada são diferentes. E que outras condições como lubrificação e temperatura, também podem ser introduzidas na metodologia simulando uma situação de desgaste in vivo.

Krejci et al em 1999 avaliaram o desgaste sob a influência da padronização do elemento antagonista. Foram utilizados como antagonistas cúspides palatinas de terceiros molares humanos não erupcionados padronizadas e pedra sabão. O desgaste na área de contato oclusal do antagonista e de dois materiais restauradores (cerâmica Vita Cerec e uma resina composta Charisma) foi quantificado em um simulador de mastigação computadorizado. Como controle, cúspides de esmalte humano não

padronizadas foram usadas. Os autores observaram que a padronização das cúspides de esmalte não reduziu a variação resultante do desgaste comparado com as cúspides de esmalte não padronizadas. Além disso, a padronização levou à resultados significativamente diferentes tanto nos antagonistas como nos materiais restauradores. Os autores concluem que o antagonista de esmalte natural é preferível para a simulação de desgaste na área de contato oclusal.

Suzuki em 1999 comparou as resinas compostas Surefil, Alert modificada, Alert e Solitaire a uma resina composta universal controle (Prisma TPH). Foram realizadas sete restaurações classe I em molares humanos extraídos e planificados. As restaurações foram polidas com lixa 600 e submetidas ao ensaio de desgaste abrasivo, sob uma carga de 75 N, realizando-se 400.000 ciclos para o desgaste generalizado e 100.000 ciclos para o desgaste localizado e de esmalte. O desgaste foi medido por um medidor de perfil. As resinas compostas Surefil e Alert modificada apresentaram o menor desgaste generalizado e localizado, opostamente a Prisma TPH. A resina composta Solitaire apresentou menor desgaste abrasivo, embora algumas resinas compostas tenham demonstrado valores consideráveis de desgaste. Pelos resultados, as resinas compostas compactáveis apresentaram melhor resistência ao desgaste em comparação a resina composta controle, apesar de um potencial de abrasividade semelhante.

Yap et al 1999 compararam o desgaste de seis materiais restauradores (três amálgamas: Tytin – Kerr (T), Valiant Ph.D – Dentsply (V), Galloy – SDI (G); e resinas compostas: Silux Plus (S), Z100 (Z) e P50 (P) todos da 3M) pelo uso do simulador de desgaste BIOMAT desenvolvido para simular movimentos mandibulares e tensões geradas nas áreas de contato oclusal durante o processo de mastigação. A correlação de desgaste e dureza também foi avaliada. Num bloco de resina epóxi foi preparada uma cavidade de 10 mm de diâmetro por 3 mm de profundidade. Foram preparadas 6 amostras de cada material. As resinas compostas foram preparadas em 3 incrementos

polimerizados por 60 s cada. Todas as amostras foram armazenadas em água a 37° por 7 dias. A superfície exposta foi polida com silicone abrasivo (amálgama) e sistema Enhance (resinas compostas). Durante o ensaio de desgaste a força de impacto utilizada foi de 225 N e uma tensão de impacto de 28 MPa, realizados 4000 golpes (3 golpes por s) por amostra tendo água corrente como lubrificante. Segundo os autores os resultados obtidos pelo BIOMAT foram semelhantes aos encontrados in vivo (ordem decrescente de resistência ao desgaste: T<V<S<G<Z<P). As ligas de alto teor de cobre (T e V) tiveram maior resistência ao desgaste quando comparadas aos compósitos. Os autores concluem que não há relação aparente entre o desempenho de resistência ao desgaste e a dureza do material.

Young & Suzuki em 1999 avaliaram o desgaste de inlays de resina composta tendo o esmalte humano como antagonista. Foram selecionadas quatro resinas: três universais (Herculite, HCC e Charisma) e uma resina controle autopolimerizável (Healthco). As amostras foram confeccionadas de forma circular. O último incremento foi coberto por uma tira de poliéster e sua polimerização complementada termicamente. As amostras de resina composta e de esmalte antagonista foram moldados e confeccionados modelos antes e após a aplicação do teste de desgaste. O teste escolhido foi de abrasão a dois corpos com carga de 75 N numa frequência de contato de 1,2 Hz e água tamponada como lubrificante. A área de desgaste produzida foi medida com traçados perfilométricos por meio de um scanner computadorizado com precisão de 0,15 µm. Todas as amostras geraram desgaste no esmalte antagonista e houve diferença estatística apenas entre o controle e os demais compósitos. Os autores concluem que a não diferença entre as resinas compostas está na similaridade das partículas de preenchimento e seu tamanho.

Gonçalves et al em 2000 apresentaram um método comparativo de se medir a dureza Mohs através da técnica esclerométrica. Este método permite a obtenção da força aplicada, velocidade de riscamento, ângulo de ataque e a não fragmentação do riscador. O esclerômetro utilizado foi do tipo retilíneo

(Laboratório de Tribologia e Materiais da UFU). Com uma máquina de corte preciso as pedras padrão Mohs foram cortadas em lâminas de forma a assegurar um paralelismo entre as faces. Uma das faces foi polida assegurando uniformidade superficial das amostras. Foram aplicadas cargas de 100g, 200g e 300g, com velocidade constante de riscamento e comprimento dos riscos em 500 $\mu\text{m/s}$ e 10 mm respectivamente. Após o ensaio as amostras foram analisadas através do microscópio ótico e eletrônico de varredura revelando que o carregamento de 100g oferecia melhores condições de medidas. Os autores concluíram que a técnica esclerométrica elimina a falta de domínio por parte do operador da força aplicada, ângulo de ataque, fragmentação dos padrões, angulagem do riscador, além de ver ou não o risco causado pelos padrões. Desta forma, a técnica esclerométrica é mais precisa do que a obtida pelo método tradicional de comparação com os minerais padrões da escala.

Marquis, Hu & Shortall em 2000 analisaram o comportamento de duas resinas compostas (Z100 e P50) por meio de um teste de abrasão a dois corpos (HU et al 1999) sobre diferentes ciclos de aplicação de carga. Os valores das cargas aplicadas foram de 3, 6, 9, 12 e 15 N tendo como referência o estresse mastigatório de 0,8 a 1,75 MPa. A superfície de desgaste juntamente com cortes verticais feitos nas amostras foram analisados ao MEV com o objetivo de identificar um possível padrão de desgaste. A perda por desgaste foi avaliada por pesagem eletrônica. Os autores observaram que entre 3 e 6 N as partículas de carga sofreram um desgaste suave. P50 desgastou mais que Z100 entre 12 e 15 N. Até o intervalo de 3 a 9 N nenhuma trinca foi observada na matriz, fato ocorrido apenas de 12 a 15 N. A análise dos cortes da superfície de desgaste foram aproximadamente semelhantes para P50 e Z100 e revelou diferentes mecanismos de desgaste a medida que a carga era aumentada. Desta forma os autores concluem que embora a perda por desgaste aumente em uma relação aproximadamente linear com a carga aplicada o mecanismo de desgaste pode ocorrer uma mudança significativa quanto as variações da carga aplicada.

Sarrett em 2000 testaram a hipótese de que o desgaste de resinas compostas é dependente do tipo de álcool contido em líquidos aos quais as amostras são expostas durante o teste de desgaste a três corpos. Realizaram dois testes, o primeiro determinou o efeito das bebidas alcoólicas (cerveja e vinho) frente ao desgaste das resinas compostas. O segundo, avaliou se o álcool contido no vinho era o principal contribuinte para o aumento do desgaste observado no primeiro teste. As resinas compostas Herculite XR, Prisma-Fil, Silux Plus, P50 e Z100 foram selecionados por apresentarem diferentes composições. Os espécimes foram confeccionados em incrementos de 2 mm, polimerizados por fonte de luz halógena, fixados em uma matriz metálica com cianocrilato e polidos com lixa 600. O abrasivo para ambos os testes foi feito usando uma combinação de sementes moídas, arroz branco, água, cerveja, vinho e etanol. O teste de desgaste in vitro descrito por Gee et al (1986) foi usado para simular o desgaste clínico. A matriz contendo as resinas compostas foi posicionada a 6 mm da roda antagonista, com o abrasivo entre elas, realizando 250 ciclos com carga de 15 N. Após a análise estatística (ANOVA e teste de Tukey) os autores concluíram que não houve diferenças significativas entre o vinho e o etanol a 9%, e os grupos de cerveja não foram significativamente diferentes dos grupos de água. O aumento do desgaste ocorrido com o vinho está na concentração maior de etanol (9%) em comparação com a cerveja (5%).

Mandikos et al em 2001 testaram quatro resinas de laboratório (Artglass, BelleGlass, Sculpture e Targis) quanto a resistência ao desgaste e a dureza em relação a dois materiais de comprovação clínica bem documentada (Concept e Heliomolar). Para efeito de comparação o esmalte humano também foi testado. Foram preparadas doze amostras de cada resina em matrizes de Teflon com 2,3 mm de profundidade por 11,1 mm de diâmetro. Antes da polimerização, as matrizes foram levadas a um dispositivo de prensagem a fim de obterem-se superfícies lisas e paralelas. Na superfície a ser ensaiada foi aplicada uma camada de glicerina, antes da polimerização, para minimizar a

inibição provocada pela presença do oxigênio. As amostras foram armazenadas em água destilada durante duas semanas período suficiente para que o processo de polimerização estivesse completo e permitir a absorção de água. Foi utilizada uma força constante de 4,4 N durante 5 h por amostra o equivalente a 5 anos de escovação in vivo. Foram selecionadas 5 amostras de cada grupo aleatoriamente para o teste de dureza Vickers realizado na face posterior a ensaiada no teste de abrasão. O esmalte apresentou menor desgaste abrasivo. Dentre as resinas compostas, Concept foi o material que apresentou a maior resistência ao desgaste, maior dureza e a mais baixa aspereza superficial. Targis apresentou maior desgaste que Heliomolar. Os autores sugerem que as partículas de carga não são responsáveis pelas diferenças de dureza, desgaste e aspereza de superfície observados neste estudo. Tais observações devem-se a diferença química da matriz ou ao método de polimerização das resinas compostas.

Gohring et al em 2002 compararam o comportamento de desgaste em OCA de diferentes tipos de resina composta em função de diferentes materiais antagônicos tendo o esmalte humano (amostra e antagonista) como controle. As resinas compostas (de laboratório: Belleglass HP, Concept inlay/onlay, Targis, Targis Upgrade 99 e universais: Tetric Ceram e FHC Merz) foram preparadas segundo as especificações do fabricante nas dimensões 14 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade. A superfície das resinas foram polidas com lixa de 180 a 4000 de granulação, e estocadas em água a 36°C durante duas semanas. Foi utilizado um simulador termo-mecânico controlado por computador (CoCoM 2, PPK, Zurique, Suíça). Enquanto havia uma compressão oclusal de 49 N a 1,7 Hz uma tensão térmica simultânea com temperatura variando de 5 a 50 ° era utilizada. Cada fase era completada com armazenamento em álcool (75%) simulando uma degradação química e escovação mecânica com pasta de dentes (pressão de escovação de 2 N) provocando um desgaste abrasivo. Os resultados mostraram que as resinas compostas de laboratório Belleglass HP e Targis Upgrade 99 foram os materiais restauradores com maior resistência ao desgaste comparável ao

esmalte humano quando este era antagonista. As análises de superfície mostraram alterações devido à expansão hidroscópica em todas as resinas compostas durante os testes. Os autores concluem que não só o desgaste em área de contato oclusal, mas a interface carga-matriz deve receber maior atenção principalmente pela sorção de água que contribui para uma maior perda de material.

Gnçalves et al em 2002 apresentaram uma curva dos coeficientes de desgaste Calowear dos minerais padrões Mohs em função de suas durezas. A partir desta curva pode-se obter a partir dos coeficientes de resistência ao desgaste Calowear, obtidas para qualquer material, as resistências ao desgaste equivalentes aos minerais de padrões de dureza Mohs e com isso um índice que possa contribuir na efetiva classificação dos pisos cerâmicos do ponto de vista do desgaste utilizando-se medidas não subjetivas. Utilizando-se uma máquina de precisão foram realizados cortes, em lâminas, de oito dos minerais de padrões de dureza Mohs (gipsita, calcita, fluorita, apatita, ortoclásio, quartzo, topázio e corindom, durezas 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 e 9 respectivamente). As lâminas foram submetidas aos ensaios de microabrasão Calowear que consiste em fazer rolar uma esfera de aço sobre a superfície de estudo sob gotejamento de uma dispersão de abrasivo (carbeto de silício e alumina). As amostras foram ensaiadas durante 1, 2 e 3 minutos sob força normal de 16 N. As calotas de desgaste geradas no ensaio foram medidas utilizando um analisador de imagem (Image-Pro Plus) acoplado a um banco metalográfico Neophot 21. De posse da equação matemática foi determinado o coeficiente de desgaste (K_S) de cada mineral. Os autores concluíram que o método de comparação dos coeficientes de desgaste obtidos pelo ensaio abrasométrico de microabrasão Calowear, permite quantificar a resistência ao desgaste dos diversos materiais em relação aos minerais padrões da escala de dureza Mohs. Assim, o coeficiente de desgaste relativo pode contribuir para a caracterização de cerâmicas, de modo não subjetivo.

Hu et al em 2002 avaliaram diferenças das taxas de resistência ao desgaste de três resinas compostas (P50, Z100 e Silux Plus) em testes de abrasão a dois e a três-corpos. Para o teste de abrasão a dois corpos foi utilizada uma máquina desenvolvida por Hu et al em 1999, simulando o contato direto com dentes naturais. Foi aplicada uma carga de 15 N, tendo como referência valores de tensão mastigatória de 0,8 – 1,75 MPa observados in vivo. Os materiais foram inseridos em cilindros de polietileno em forma de disco (2 mm de espessura por 6 de diâmetro) e polimerizados. Após a polimerização os espécimes foram tirados dos cilindros e a superfície uniformizada com lixas na granulação de 400 a 1200. Todas as amostras foram estocadas em água destilada até 7 dias antes da realização do teste. Três horas contínuas de teste foram aplicadas tendo água destilada como lubrificante. O desgaste foi determinado por uma balança eletrônica de precisão 10^{-5} g (Mettler AE163). O teste de abrasão a três-corpos foi realizado com máquina de desgaste ACTA (Academic Center for Dentistry Amsterdam). Esta máquina contém duas rodas cilíndricas de aço inoxidável com diâmetros diferentes (o maior diâmetro é o das amostras e o menor do antagonista). Dez amostras de cada compósito foram confeccionadas nas dimensões de 10 mm de espessura e 48 mm de diâmetro e polidas numa sequência de discos abrasivos até a granulação 600 e armazenadas em água destilada até a realização do teste. O teste foi realizado com carga de 15 N tendo como terceiro corpo um alimento simulado (arroz e sementes moídas misturadas a uma solução contendo ácido fosfórico, hidróxido de sódio, água destilada). As superfícies de desgaste foram avaliadas em MEV. Os dados mostraram que para as resinas compostas P50 e Z100 o desgaste foi semelhante em ambos os testes. A resina composta Silux Plus apresentou resultados diferentes: no teste a dois-corpos mostrando-se mais resistente ao desgaste que P50 e Z100, mas no teste a três-corpos esta situação foi inversa.

Kim et al 2002 realizaram um estudo com a proposta de classificar as resinas compostas de acordo com a morfologia da carga, avaliar a influência da morfologia da carga no preenchimento e avaliar o efeito da morfologia da carga

de preenchimento na dureza, módulo flexural e resistência a fratura de 14 resinas compostas contemporâneas. Os autores classificaram as resinas compostas em quatro categorias de acordo com a morfologia da carga: pré-polimerizadas (Metafil CX, Silux Plus, Heliomolar Radiopaque e Palfique Estelite), forma irregular (Aelitefil, Charisma, Herculite XR, Hipolite, TPH e Veridonfil), ambas pré-polimerizada e forma irregular (Photoclearfil e Pertac-Hybrid) e partículas redondas (Z100 e Palfique Toughwell). O preenchimento em carga foi influenciado pela morfologia da carga. Resinas composta contendo partículas pré-polimerizadas tinham baixo conteúdo de carga (25 a 51% em volume) considerando que os compósitos de partícula redonda tinham o maior conteúdo de carga (59 a 60% em volume). As resinas compostas com alto volume de carga exibiram alta força flexural (120 a 129 MPa), módulo flexural (12 a 15 GPa), e dureza (101 a 117 VHN). A resistência à fratura também foi afetada pelo volume em carga, mas a dureza máxima foi encontrada em níveis de aproximadamente 55% de carga por volume. Os autores concluem que ambas morfologia e quantidade de partículas de carga tem influência sobre força flexural, módulo flexural, e dureza.

Lim et al em 2002 realizaram um estudo para determinar a influência do volume e o tratamento da superfície da carga no desgaste de resinas compostas de micropartículas. Quatro compósitos de micropartículas foram fabricados com resina fotopolimerizável (33% Bis-GMA; 33% UDMA; 33%TEGDMA) e sílica coloidal (Ox-50, Degussa) contendo cargas diferentes (A = 20%, B = 25%, C = 30% e D = 35 % em volume). Foram realizados diferentes tipos de tratamento de superfície da sílica coloidal: F= silano funcional; NF= silano não funcional; U= não tratada (controle). Os espécimes foram confeccionados em forma de barra (2,5 mm de espessura, 5 mm de largura e 12 mm de comprimento) numa matriz de aço inoxidável. O desgaste por abrasão e atrito foi avaliado in vitro (OHSU simulador oral de desgaste). As amostras foram submetidas a 50.000 ciclos de desgaste contra cúspide de esmalte humano e sementes de papoula e PMMA como abrasivo. As médias do desgaste por abrasão e atrito das cinco amostras foram computadas e

comparadas usando ANOVA e teste de Tukey para nível de significância $p \leq 0,05$. Os autores observaram que o desgaste foi reduzido com o aumento do volume independente do tratamento da carga. As amostras com silano funcional (grupo F) sofreram menor desgaste que aquelas com silano não funcional (grupo NF) e não tratadas (grupo U). Na análise ao MEV as amostras do grupo NF mostraram grandes aglomerados de carga (tamanho maior que $1 \mu\text{m}$) no interior da matriz, enquanto que as amostras dos grupos F e U mostraram poucos aglomerados. Os resultados deste estudo sugerem que a adição de partículas de carga aumenta a resistência ao desgaste dos compósitos, mas que para que este aumento seja alcançado as partículas de carga devem estar bem unidas à matriz resinosa.

Shabanian & Richards em 2002 realizaram um estudo de abrasão a dois corpos avaliando a influência do pH no desgaste abrasivo de resinas compostas. Foram utilizadas três diferentes classes de materiais restauradores (resina composta Z100, cimento de ionômero de vidro Fuji IX e um cimento de ionômero de vidro modificado Fuji II) comparando a taxa desgaste deles tendo o esmalte como antagonista. As amostras de esmalte foram obtidas de molares humanos seccionados no sentido vestibulo-lingual. Inicialmente foi obtida uma área de desgaste no esmalte pelo uso de simulador oral (20.000 ciclos). No centro desta área foi confeccionada uma cavidade nas dimensões 1,2 mm de diâmetro por 2 mm de profundidade, caracterizando um preparo intracoronal. Os espécimes foram colocados em 100% de umidade por 1 h e depois em água 37°C durante 24 h. Passado este período os espécimes foram polidos, segundo as instruções do fabricante, armazenados em água 37°C por uma semana até a realização dos testes. O contato com o esmalte foi padronizado realizando um movimento unidirecional, 80 ciclos por minuto. Variaram cargas aplicadas (9,95; 6,7; 3,2 e 0,0 Kg) e lubrificantes com diferentes níveis de pH (água: pH = 7,0 simulando o meio oral; ácido acético: pH = 3,3 simulando uma dieta ácida; ácido clorídrico: pH = 1,2 simulando uma situação de regurgitamento). Redução da altura da amostra foi usada para quantificar os desgastes. Essas medidas foram obtidas com microscópio de luz modificada

(Mercer, St. Albans, Inglaterra). O teste ANOVA (*four-way*) foi utilizado para avaliar se houve diferenças entre os grupos e o teste *t* avaliou as diferenças entre os grupos para um nível de significância $p < 0,5$. Os autores concluíram que os três materiais testados foram mais resistentes que o esmalte em condições ácidas. A resistência ao ácido à carga aplicada do cimento de ionômero de vidro modificado foi menor que na resina composta e maior que no cimento de ionômero de vidro convencional.

Shortall et al 2002 investigaram o comportamento e as características de superfície de três materiais substitutos ao esmalte humano que poderiam ser usados como antagonistas em teste *in vitro*. A escolha do tipo de antagonista é um fator crítico ao estabelecer os padrões tribológicos num eficiente sistema de desgaste *in vitro*. Uma variedade de fatores como microdureza, resistência ao desgaste (abrasão a dois corpos), rugosidade superficial e coeficiente friccional foram considerados neste estudo. Os resultados sugeriram que a porcelana dental foi a que mais se aproximou do esmalte humano entre os materiais investigados. Contudo, nos resultados referentes ao teste de desgaste o aço inoxidável e a porcelana dental tiveram superfícies de desgaste do antagonista (esmalte humano) bem semelhantes.

Suzuki et al em 2002 realizaram um estudo com o propósito de avaliar as características de desgaste de sete resinas compostas de laboratório (Targis, Artglass, Solidex, Sculpture, Estenia, Belleglass, Cristobal) e compará-las com um tipo III de liga áurea por meio de um simulador de desgaste (Universidade do Alabama – EUA). Para tanto, cavidades classe I cilíndricas (4 mm de diâmetro por 3 mm de profundidade) foram preparadas em molares humanos que tiveram a sua oclusal aplainada. As restaurações indiretas foram preparadas de acordo com as instruções do fabricante depois, fixadas com cimento resinoso e armazenadas em água a 37°C durante 24 h até o início dos testes. Foram realizados testes que simulavam o desgaste durante a mastigação (generalizado), o desgaste por atrito do contato oclusal (localizado) e o desgaste sofrido pelo esmalte antagonista em contato com a resina

composta. A liga áurea apresentou o menor desgaste generalizado e Cristobal o segundo menor. Targis e Artglass os maiores desgastes localizados e generalizados. Com relação ao desgaste do antagonista Estenia apresentou maior desgaste, Artglass e Cristobal apresentaram menor desgaste que o controle. Os autores concluíram que os compósitos Sculpture, BelleGlass e Cristobal tem resistência ao desgaste abrasivo semelhante ao tipo III de liga áurea.

Yap em 2002 avaliou a resistência ao desgaste em OCA de dois novos materiais (Z250 e P60) que tiveram mudanças na matriz resinosa (mistura de Bis-GMA, TEGDMA, UDMA e Bis-EMA) comparando com Z100 e Silux (apenas Bis-Gma e TEGDMA). Seis amostras de cada material foram utilizadas num teste de abrasão a dois corpos com um carga aplicada de 20 MPa tendo saliva artificial como lubrificante. A profundidade de desgaste foi medida a cada 20.000 ciclos até completar 120.000 ciclos. Silux teve o menor desgaste comparado aos outros compósitos avaliados em todos os intervalos, sendo mais significativo de 20.000 a 40.000 ciclos. A resina composta Z100 teve significativamente menor desgaste que Z250 e P60. Depois de 60.000 ciclos houve diferença estatística apenas entre Silux e as outras resinas compostas. As mudanças na formulação das resinas compostas Z250 e P60 não melhoraram a resistência ao desgaste quando comparados a Z100.

Yap et al em 2002 estudaram o efeito do ambiente químico em OCA na resistência ao desgaste de restaurações de resina composta. As substâncias usadas (comida e líquidos simulados – FSLs) incluíram substâncias orgânicas e ácidos fracos com o propósito de degradar a matriz orgânica e a carga. Estudaram, também, a relação entre a diminuição da dureza resultante do condicionamento químico e o desgaste OCA. Foram avaliadas as resinas compostas (Silux Plus, Z 100, Ariston pHc e Surefil) e as amostras confeccionadas nas dimensões 8 mm de comprimento, 4 mm de largura e 2 mm de profundidade armazenados em saliva artificial 37°C durante 24 h. Após este período, as amostras foram divididas em seis grupos de seis e

armazenadas por uma semana a 37°C em saliva artificial e nos seguintes meios químicos FLSs: água destilada, 0,02 N ácido cítrico (C), 0,02 N ácido láctico (L), heptano (H) e 75-25% solução de etanol/água (E). As amostras armazenadas em saliva artificial (S) foram o grupo controle. Após o condicionamento os testes de microdureza (Knoop) e desgaste (AISI SS304) foram aplicados. Os dados foram testados estatisticamente (ANOVA e teste de Sheffe para nível de significância $p \leq 0,05$). Os autores concluíram não haver diferença no teste de microdureza após condicionamento. Com exceção da Surefil, o maior desgaste foi observado após condicionamento (FLSs) e teste de desgaste em água sendo que o condicionamento com heptano resultou em menor desgaste.

Bianchi et al em 2003 avaliaram o desgaste de resinas compostas baseados no estudo da agressividade da superfície de restaurações dentárias de compósitos disponíveis no mercado brasileiro (Charisma; Durafill; Fillmagic; Filtek A110, P-60, Z 100 e Z 250; Flow it; Herculite; Heliomolar RO; Helio Fill; Natural Flow; Point 4; Prodigy; Revolution; Tetric Ceram; Tetric Flow; TPH, Suprafill). Foi reproduzido e utilizado o método do disco retificado, desenvolvido por Coelho (1997). Este método consiste em manter posicionado um disco fixo (sem rotação) revestido em toda a sua superfície externa com uma resina composta teste, contra um disco dinâmico revestido de cerâmica sobre uma força constante de 16 N. O deslocamento do disco fixo contra o disco dinâmico foi registrado em função do tempo através de um medidor eletrônico de deslocamento conectado a uma placa de aquisição em um computador. Os dados foram analisados estatisticamente (ANOVA e teste de Tukey para $p < 0,05$). Os autores concluíram que o método empregado correlacionou-se bem quando comparado a estudos clínicos, sendo possível, desta forma, obter uma real classificação desses materiais de acordo com sua resistência ao desgaste abrasivo, fator de extrema influência na durabilidade das restaurações em resina composta.

Clelland et al em 2003 avaliaram a resistência ao desgaste abrasivo a três-corpos de duas resinas compostas universais (Herculite e Heliomolar) e duas resinas compostas compactáveis (P60 e Surefil). As amostras foram confeccionados em discos com 2 mm de espessura e 15 mm de diâmetro. As resinas foram incluídas em polimetacrilato e polidas com lixa 1000. Quarenta terceiros molares humanos foram seccionados com broca diamantada sob refrigeração e incluídos em resina acrílica. Foi utilizada a máquina OSHU (The Oregon Health Sciences University) para simular o desgaste clínico dos compósitos tendo esmalte como antagonista. Foi aplicada uma carga inicial (20 N) e final (70 N) a uma velocidade de 1,0 Hz num total de 50.00 ciclos. Os dados foram obtidos através de microscópio e programa de computação gráfica (Canvas). Foram aplicados ANOVA e teste de Tukey-Kramer para comparações múltiplas. Os resultados mostraram que resinas compostas compactáveis sofreram menor desgaste que as resinas compostas universais ($p < 0,001$). A resina composta Heliomolar foi o que menos desgastou o esmalte ($p < 0,001$), porém não diferentemente significativa de Surefil. Os autores concluíram que em testes in vitro as resinas compostas compactáveis foram mais resistentes ao desgaste e sugeriram a necessidade de novos testes futuros.

Hu et al em 2003 executaram um estudo para avaliar o mecanismo básico de desgaste num teste de abrasão a dois corpos. A partir de constituintes fornecidos pela 3M partículas de carga (zircônia-silica pré-silanizadas de tamanho 0,01-3,5 μm) foram adicionadas a matriz resinosa (Bis-GMA/TEGDMA) para produzir compósitos experimentais com porcentagem de carga variando de 20 a 87,5% em peso. Foram feitas amostras de 6 mm de diâmetro por 2 mm de espessura tendo uma matriz de acetato na superfície durante a fotopolimerização de 40 s. Logo pós as amostras foram polidas com lixas de granulação 800 e 1200 e armazenadas em água destilada a temperatura ambiente por sete dias. Foi utilizada uma máquina projetada para simular o ciclo mastigatório em área de contato oclusal HU et al 1999. Os resultados mostraram que havia pouco aumento na taxa de desgaste com

cargas abaixo de 60% em peso, mas um aumento acentuado entre 80 e 87,5% em peso. Os autores concluem que nas condições estabelecidas para este teste de desgaste a dois corpos, a adição de altos níveis de partícula de carga tendo a mesma matriz resinosa pode reduzir a resistência ao desgaste da resina composta.

Say et al em 2003 avaliaram a resistência ao desgaste e a microdureza de cinco materiais restauradores (P60, Solitaire 2, Ariston AT, Tetric Ceram e Admira) pelo simulador ACTA descrito por de Gee et al (1986). Este simulador consiste de duas mesas giratórias tendo um abrasivo entre elas. Uma das mesas, que é de aço inoxidável, simula o antagonista e na outra são fixadas as amostras. A mesa antagonista foi apertada com força de 15 N contra as amostras que giravam 20% mais lenta que a outra simulando desta maneira o deslizamento que ocorre durante a mastigação. Após a aplicação do teste as amostras foram analisadas num medidor de perfil e os valores obtidos submetidos a Análise de Variância e Kruskal Wallis. A resina composta P60 apresentou a melhor resistência ao desgaste seguido de Solitaire 2<Ariston AT<Tetric Ceram<Admira. Com relação à microdureza a resina composta P60 apresentou o melhor desempenho. Admira apresentou valores mais baixos de resistência ao desgaste e microdureza. Apenas a resina composta P60 mostrou diferença estatística com relação a microdureza entre os compósitos. Para os autores o desgaste a três corpos envolve perda da matriz resinosa com conseqüente desprendimento das partículas de carga. Afirmaram ainda haver uma relação direta entre microdureza e resistência ao desgaste observada neste trabalho.

Nagarajan et al em 2004 elaboraram um estudo a fim de determinar se as reações triboquímicas têm um papel no processo de desgaste de resina composta de partícula média e avaliar se o tamanho da partícula de carga e a composição química afetam o comportamento de desgaste. Foram selecionadas três resinas compostas (TPH e Fulfil – Dentsply; Artglass – Heraeus-Kulzer) de partículas de carga diferentes segundo o tamanho,

distribuição e composição química. Os resultados foram comparados a um trabalho anterior que utilizou um compósito com alta concentração de carga (HC-Esténia – Kuraray). As amostras eram circulares com 24 mm de diâmetro e 4 mm de espessura e após a polimerização foram polidos e a rugosidade superficial medida. Foram realizados testes de abrasão a dois corpos do tipo bola sobre disco com carga variando de 1 a 20 N. A esfera utilizada era de alumina devido ao seu alto teor de pureza e dureza superior ao alumínio presente na composição dos compósitos. Realizaram-se testes com disco imersos em água destilada em quatro temperaturas diferentes. O volume de desgaste era diretamente medido por meio de um sistema de armazenamento de dados. A água utilizada em cada teste foi armazenada e após a precipitação analisadas. A análise sugeriu que o desgaste envolve um processo complexo de reações triboquímicas entre as partículas de carga e água, houve a formação de um filme superficial que contém uma mistura de fragmentos de carga e produtos de reação. As taxas de desgaste a dois corpos das três resinas compostas não foram estatisticamente significantes indicando que as variações em tamanho da partícula de carga e diferenças leves em sua composição química não afetam as taxas de desgaste *in vitro* destas resinas compostas.

Reich et al em 2004 realizaram um estudo com o objetivo de avaliar a resistência ao desgaste a três corpos, a resistência à fratura e o módulos de Young para quatro resinas compostas de laboratório (Artglass antiga (AA) e nova formulação (NA), Vita Zeta LC Composite (VZ) e Targis (T)) e uma resina composta universal (Z100) tendo amálgama como controle. Além disso, a matriz resinosa pura destes compósitos foi avaliada quanto a sua resistência ao desgaste. Foi utilizado o simulador ACTA com aplicação de força de 15 N contra as amostra que giravam 15% mais lenta que a outra simulando desta maneira o deslizamento que ocorre durante a mastigação, num total de 10.000 ciclos. Os resultados mostraram que Z100 apresentou a menor taxa de desgaste 13 µm comportamento semelhante ao amálgama (14 µm) seguido por AA>T>AN>VZ, porém sem diferença estatística entre os pares. As taxas de

desgaste das matrizes resinosas foram de três a oito vezes maiores que as das resinas compostas com carga. Targis e Z100 apresentaram o maior módulo de Young. Os autores concluem que o desgaste a três corpos das resinas compostas resulta de uma combinação complexa, sendo influenciado pelo conteúdo das partículas de carga, do tamanho, forma e distribuição destas cargas, e da silanização. Devido a este fato, prova que o desgaste a três corpos é um método de prova essencial e não pode ser substituído testando componentes das resinas compostas separadamente.

Suzuki em 2004 admite que a perda de esmalte por desgaste é fisiológica e que ao decorrer dos anos ela provoca prejuízos ao sistema estomatognático podendo resultar até numa parafunção. Alguns autores defendem uma perda seletiva ocorrendo de 15 a 18 μm nos pré-molares e 28 a 38 μm nos molares por ano. Outros afirmam um desgaste médio anual de aproximadamente 41 μm . Diante disto o autor propôs um trabalho avaliando o desgaste do esmalte versus esmalte utilizando o simulador UAB da Universidade do Alabama. A hipótese nula deste trabalho é que não há diferença entre as taxas de desgaste em testes a dois e três corpos. No teste a dois corpos foi utilizada uma carga de 75 N numa frequência de 1,2 Hz num total de 100.000 ciclos. Para o teste a três corpos um bolo alimentar artificial foi utilizados tendo na sua composição PMMA e as amostra avaliadas a 5, 10, 25, 50, 100 e 200 mil ciclos com mesma carga e frequência do teste anterior. Após os testes as superfícies foram moldadas e confeccionados modelos para análise em um analisador de imagens. Os resultados evidenciaram um desgaste significativamente maior no teste a dois corpos. No teste a três corpos houve um desgaste inicial rápido estabelecendo uma curva linear após os 10.000 ciclos. O autor conclui que há diferença entre os testes a dois e três corpos rejeitando assim a hipótese nula. Porém, este resultado pode ter sido influenciado, segundo o autor, devido a carga utilizada de 75 N considerada alta para o teste a dois corpos e o emprego do PMMA devido a sua forma e dureza para o teste a três corpos.

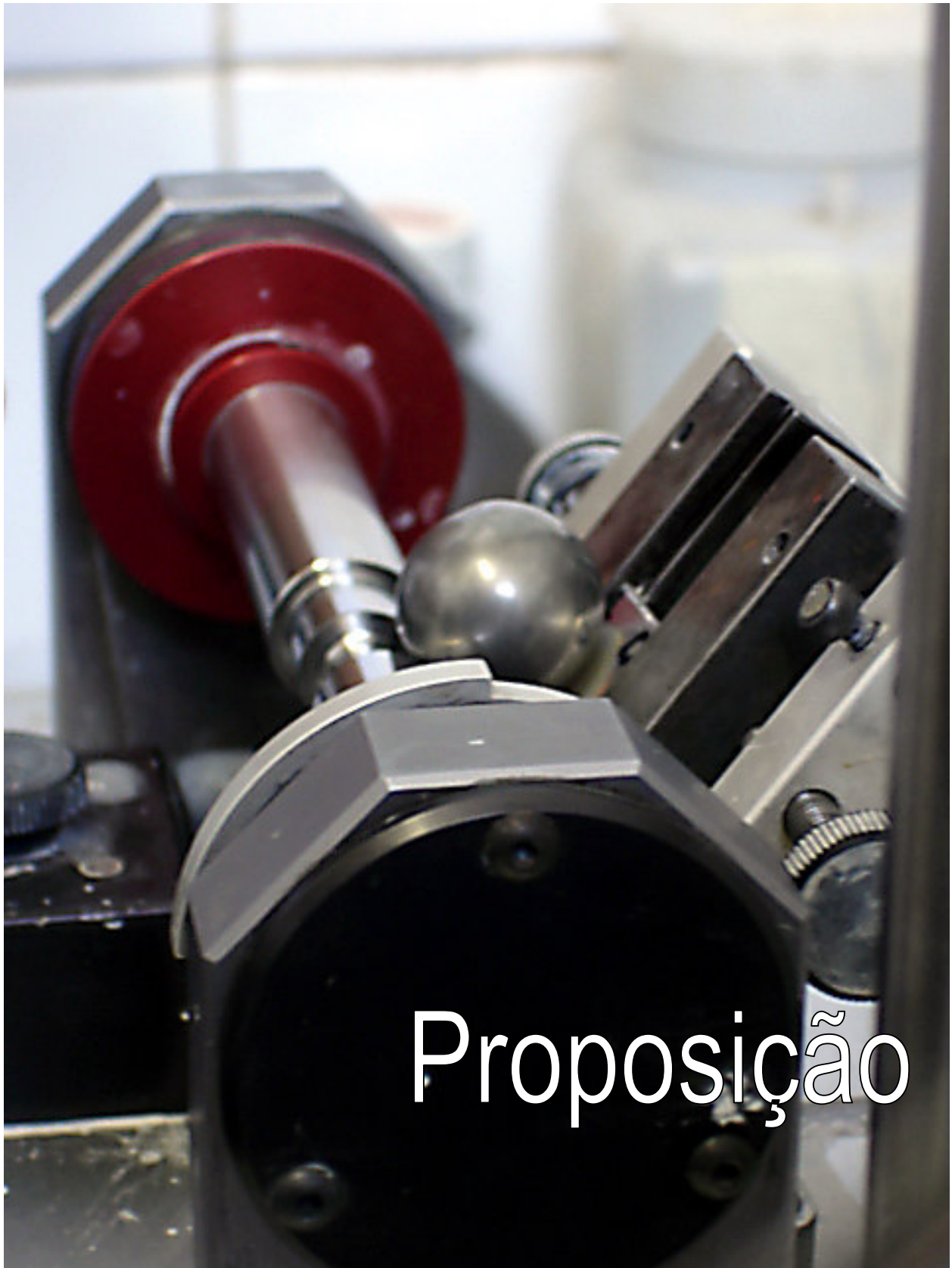
Yap et al em 2004 avaliaram a resistência ao desgaste em área de contato oclusal das resinas compostas Filtek Supreme e Admira e comparou com outras resinas compostas (A110, Z250; Esthet X e Direct AP). Os compósitos, todos na cor A2, foram acomodados num único incremento, em matrizes retangulares (8 x 4 mm) com 2 mm de profundidade e polimerizados tendo uma tira de acetato na superfície. Logo após as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C durante sete dias até a realização dos ensaios. O teste usado foi o de abrasão a dois corpos por um sistema de compressão deslizante no qual uma esfera circular de aço inoxidável de 1 mm de diâmetro foi comprimida (20 MPa) contra a amostra perfazendo um total de 20.000 ciclos. Foi utilizada água destilada como lubrificante. A superfície desgasta foi analisada por um medidor de perfil nos intervalos de 5, 10, 15 e 20 mil ciclos. Os dados obtidos revelaram que houve maior taxa de desgaste nos 5 mil ciclos iniciais, porém não houve diferença estatística até 10 mil ciclos. Esthet X apresentou o menor desgaste em todos os ciclos seguida de Filtek Supreme, A110, Admira, Dyract e Z250.

Yip et al em 2004 realizaram um estudo de revisão bibliográfica sobre o desgaste dos materiais restauradores dentais mais usados e os efeitos deles na dentição antagonista. A metodologia usada foi através de palavras chaves usando o PubMed tendo acesso a referências pertinentes a publicações sobre desgaste dentário e dos materiais restauradores. Os autores, através dos artigos, comprovaram que o desgaste dos materiais estéticos mais recentes melhorou, e o dano causado à dentição antagonista vem reduzindo. Porém, a evolução das propriedades físicas individuais dos materiais conduziu a graus variados de desgaste e que estas taxas são influenciadas por fatores intraorais. Os autores concluem que a seleção do material restaurador deve ser baseada no conhecimento do comportamento de desgaste; e que os materiais que menos desgastam a dentição antagonista e apresentam as menores taxas de desgaste são as ligas metálicas seguidas das cerâmicas e resinas compostas de micropartículas e híbridas.

Zantener et al em 2004 realizaram um estudo para determinar a influência da partícula de carga segundo o tamanho, morfologia e natureza do material que ela é constituída. Foram ensaiadas 19 resinas compostas disponíveis comercialmente divididas em três grupos: a) micropartículas (Heliomolar Ro, Metafil CX e Durafil VS), b) compômeros (Hytac, Compoglass, Compoglass F e Dyract AP) e c) híbridas (Estilux Hybrid) e microhíbridas (Pertac Hybrid, Tetric, Z100, TPH Spectrum, Degufill ultra, Charisma, Artglass, Arabesk, Solitaire). As amostras foram preparadas em incremento único, fotopolimerizadas por 180 s e armazenadas em solução de Ringer por 24h a 37°C até a realização dos testes. Foi utilizado um simulador oral de desgaste por deslizamento a dois corpos (Munich Artificial Mouth), num total de 50.000 ciclos com carga vertical de 50 N por amostra. De posse dos dados realizou-se análise estatística (ANOVA e teste-*t*). Os resultados demonstraram que as resinas compostas microparticuladas apresentaram as menores taxas de desgaste seguido das resinas compostas híbridas e micro-híbridas. Os compômeros apresentaram as taxas mais elevadas. Os autores concluíram que o tamanho da partícula e sua morfologia têm uma influência alta nas propriedades relativas ao desgaste a dois corpos na área de contato oclusal.

Clelland et al em 2005 atribuem o sucesso de uma resina composta a fatores como: força de união, ausência de infiltração marginal, estética, facilidade de inserção, flexibilidade e resistência ao desgaste. Desta forma propuseram um estudo com objetivo medir e comparar a resistência ao desgaste abrasivo e por atrição de duas resinas compostas do tipo flow (Heliomolar Flow e Tetric Flow) comparando-as a dois compósitos micro-híbridos (Heliomolar HB e Tetric Ceram HB). Por meio de um simulador oral desenvolvido pela Universidade de Oregon realizaram-se testes de atrição e abrasão a três corpos tendo um bolo alimentar artificial como abrasivo. Os testes de abrasão e atrição foram realizados com carga de 20 e 70 N respectivamente. O desgaste foi medido utilizando-se um medidor de perfil e os dados obtidos sujeitos a análise de variância. As taxas de desgaste foram significativamente influenciadas pelo tipo de desgaste e quantidade de carga. O

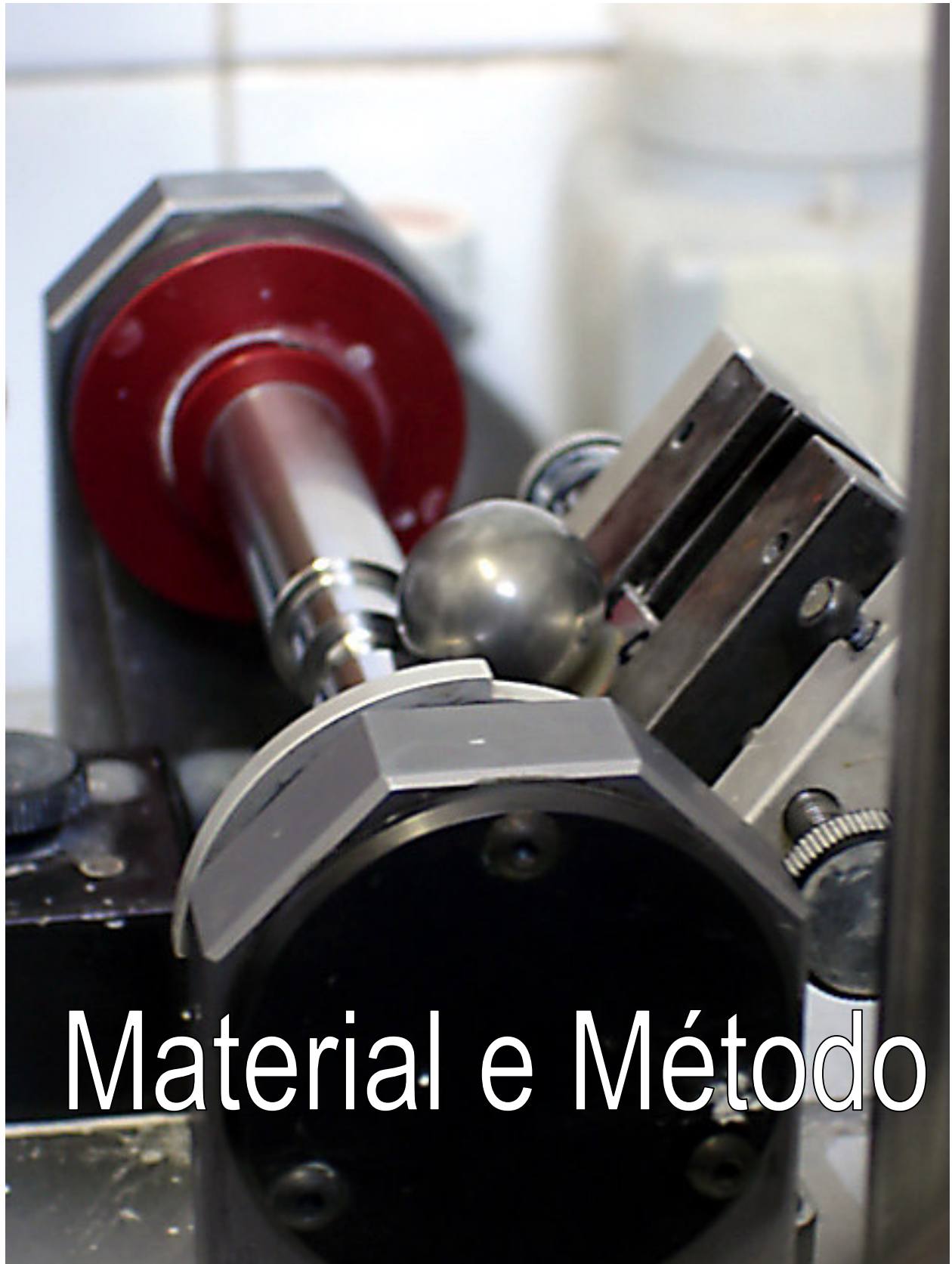
desgaste abrasivo foi menor que o desgaste por atrição e as resinas compostas micro-híbridas apresentaram maior resistência ao desgaste do que as resinas compostas do tipo flow. Diante dos resultados in vitro obtidos os autores concluem que as resinas compostas micro-híbridas devido a maior quantidade de carga, têm maior resistência ao desgaste nas áreas de contato em restaurações posteriores. Porém, em restaurações pequenas livres de contato aonde o fenômeno de abrasão é predominante as resinas compostas do tipo flow podem ser uma opção restauradora.



3- PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar comparativamente in vitro a variável resistência a microabrasão em função do material restaurador e esmalte dentário em diferentes níveis:

- 1- Materiais restauradores
 - 1.1- Resina composta universal
 - 1.2- Resina composta compactável
 - 1.3- Resina composta de laboratório
 - 1.4- Amálgama com alto teor de cobre
- 2- Esmalte dentário
 - 2.1- Esmalte dentário humano
 - 2.2- Esmalte dentário bovino



4 – MATERIAL e MÉTODO

Para a realização deste experimento foram utilizados sete resinas compostas universais (Charisma, Esthet X, Filtek Supreme, Filtek Z250, Herculite XRV, Tetric Ceram e Z100), duas resinas universais compactáveis (Filtek P60 e Surefil) e duas resinas laboratoriais (ArtGlass e Cristobal); um amálgama com alto teor de cobre (GS80); esmalte dentário humano e esmalte dentário bovino.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia, de acordo com a Resolução CNS 196/96, com número de registro CEP: 173/05 (**anexo I**), e pela Comissão de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (**anexo II**).

4.1 – Preparo das amostras

4.1.1 – Esmalte dentário humano

Para o preparo das amostras de esmalte dentário humano, foram selecionados dez terceiros molares hígidos recém extraídos coletados na Clínica de Cirurgia da FOUFU com prévio consentimento dos pacientes que foram informados do uso dos dentes para a pesquisa (**anexo III**).

A seleção dos molares teve como parâmetros a posição na arcada (dentes irrompidos) e a idade do indivíduo (20 anos $\pm$ 1). Os dentes foram limpos e armazenados em solução aquosa tamponada de Timol a 2% e mantidos sob refrigeração ($\pm$ 5°C) até o momento da confecção das amostras.

Os dentes foram posicionados sobre uma lâmina de cera utilidade (Wilson, Polidental, Brasil) e envolvida por um cilindro de aço inoxidável (15 mm de altura por 19 mm de diâmetro) previamente lubrificado com vaselina pastosa. Em seguida, uma resina de poliéster incolor (Resina Cristal, Cray-Valley do Brasil/AS, São Paulo) foi preparada na proporção de 100 g de resina por 2% de catalisador e vertida no interior do cilindro (**Figura 1**).

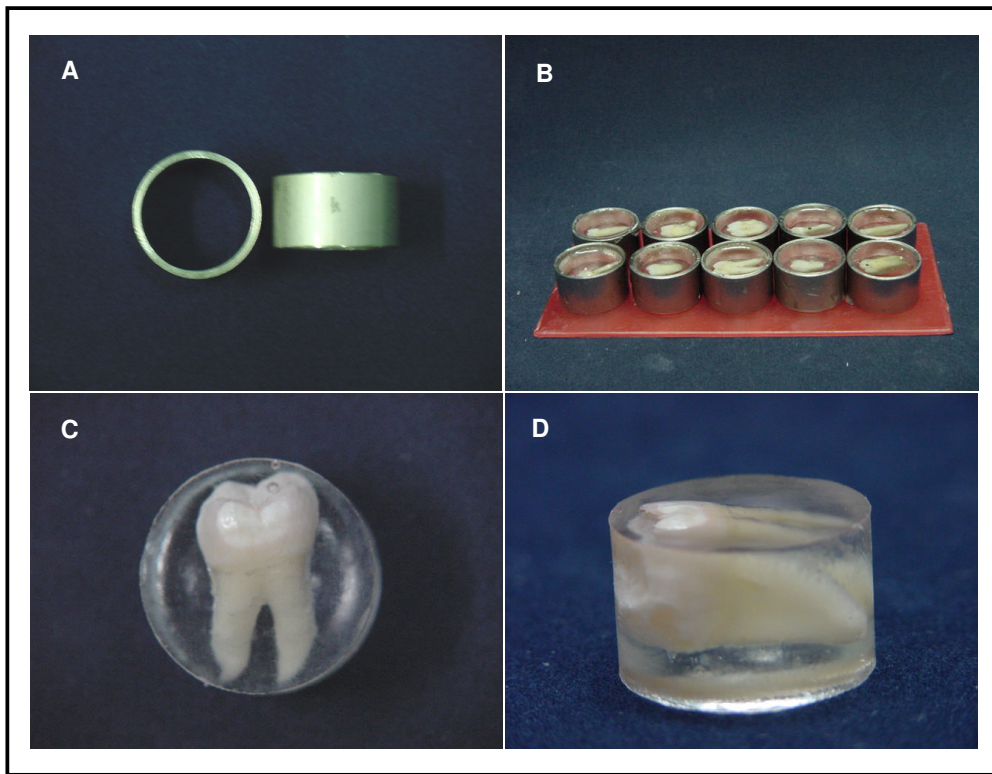


Figura 1: A- cilindros de aço inoxidável; B- dentes humanos logo após serem embutidos na resina de poliéster; C- dente humano embutido vista vestibular; D- dente humano embutido vista proximal.

Após a polimerização da resina e a remoção do cilindro a superfície foi desgastada em uma lixadeira (Kunth Roler-Struers) com lixas seqüenciais de carbeto de silício de granulometria 600 e 1000. Este procedimento tem por finalidade a obtenção de uma superfície plana com área adequada para o ensaio e espessura suficiente de esmalte sem exposição de dentina. Em seguida, foi realizado o polimento numa politriz (APL-4 – Arotec) com feltro e dispersão de alumina (Al_2O_3 – 5 μm) visando à obtenção de uma superfície com textura superficial lisa, com aspecto vítreo (**Figura 2**).

Em seguida as amostras foram imersas em saliva artificial e mantidas em estufa a 37°C durante 24 h.

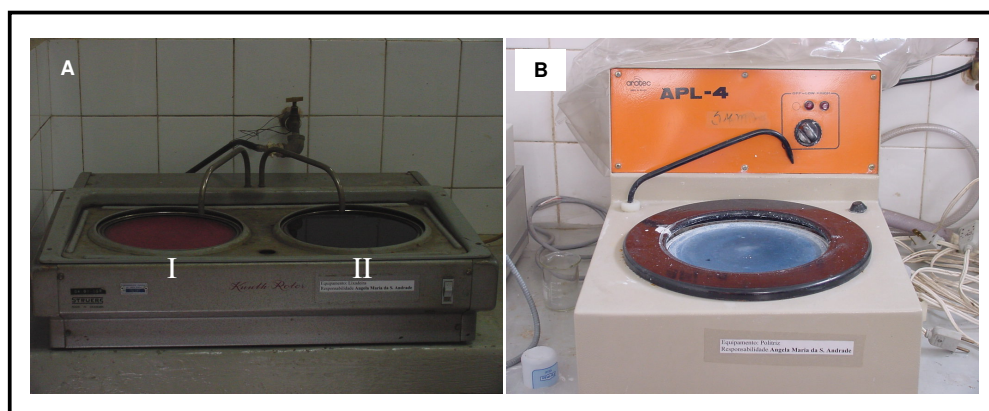


Figura 2: A- lixadeira, I- lixa 600, II- lixa 1000; B- Politriz

4.1.2 – Esmalte dentário bovino

Para a confecção das amostras de esmalte dentário bovino, foram selecionados dez dentes bovinos recém-extraídos livres de trinca e má-formações provenientes de um frigorífico (Frigorífico Real rodovia Br 050 s/n, Uberlândia). Os animais abatidos não eram de confinamento e apresentavam idades semelhantes (36 meses).

As raízes dos dentes foram eliminadas por meio de um disco diamantado de dupla face (ref. 070, KG/Sorensen, SP, Brasil) acoplado a mandril e peça reta (Kavo, Brasil). As coroas foram posicionadas com a face vestibular sobre a lâmina de cera utilidade (Wilson, Polidental, Brasil) e envolvidas por um cilindro de aço inoxidável (15 mm de altura por 19 mm de diâmetro) previamente lubrificado com vaselina pastosa. Na seqüência, a resina de poliéster preparada conforme descrito no item 4.1.1 foi vertida no interior do cilindro (**Figura 3**).

Após a polimerização da resina o cilindro foi retirado e a coroa embutida passou pela seqüência de lixas e polimento como descrito no item 4.1.1 até a obtenção de uma superfície plana e polida, com área adequada para o ensaio e espessura suficiente de esmalte sem exposição de dentina.

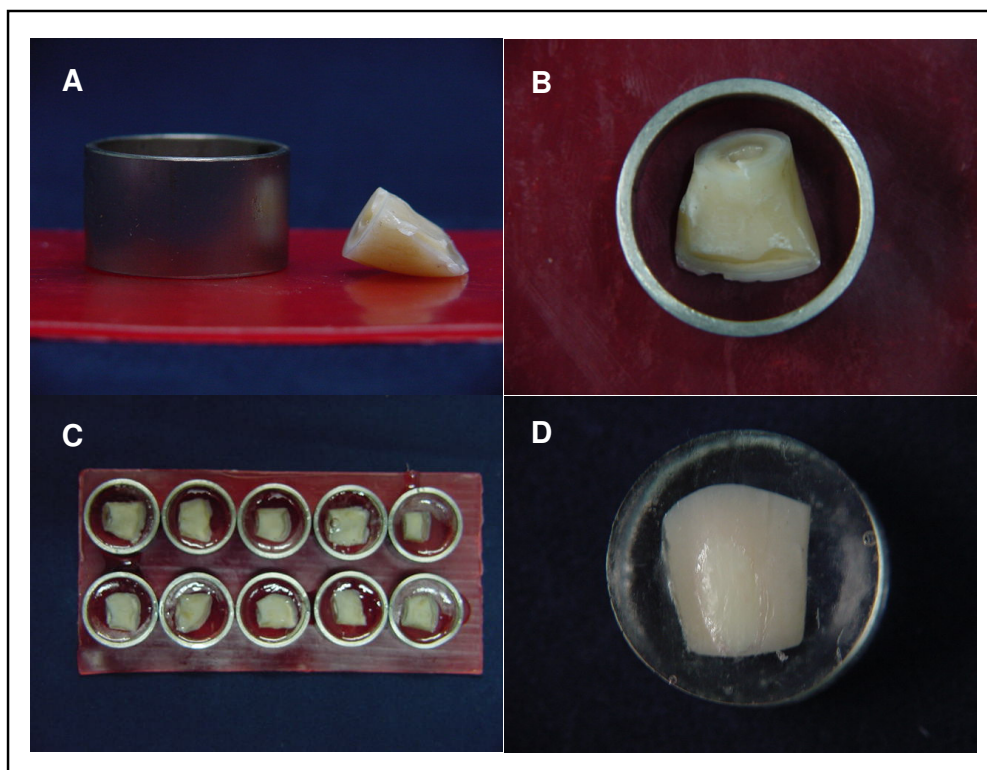


Figura 3: A- cilindro e coroa de dente bovino com a face vestibular sobre a cera; B- coroa de dente bovino centralizada no interior do cilindro; C- coroas de dente bovino logo após serem embutidos na resina de poliéster e D- coroa de dente bovino embutida vista vestibular.

4.1.3 – Amálgama

Para o preparo das amostras de amálgama foi utilizada uma matriz de aço (10X10X2 mm) com uma cavidade central (6 mm de diâmetro) **Figura 4**. A matriz foi posicionada sobre uma placa de vidro. O amálgama GS80 (**Tabela 1**) foi triturado em um amalgamador capsular (Gnatus Soft, Brasil) por 8 s (**Figura 5**). Em seguida, o material foi inserido na cavidade com o auxílio um porta amálgama (Duflex, Brasil) e condensado com condensador metálico n° 2 (Duflex, Brasil).

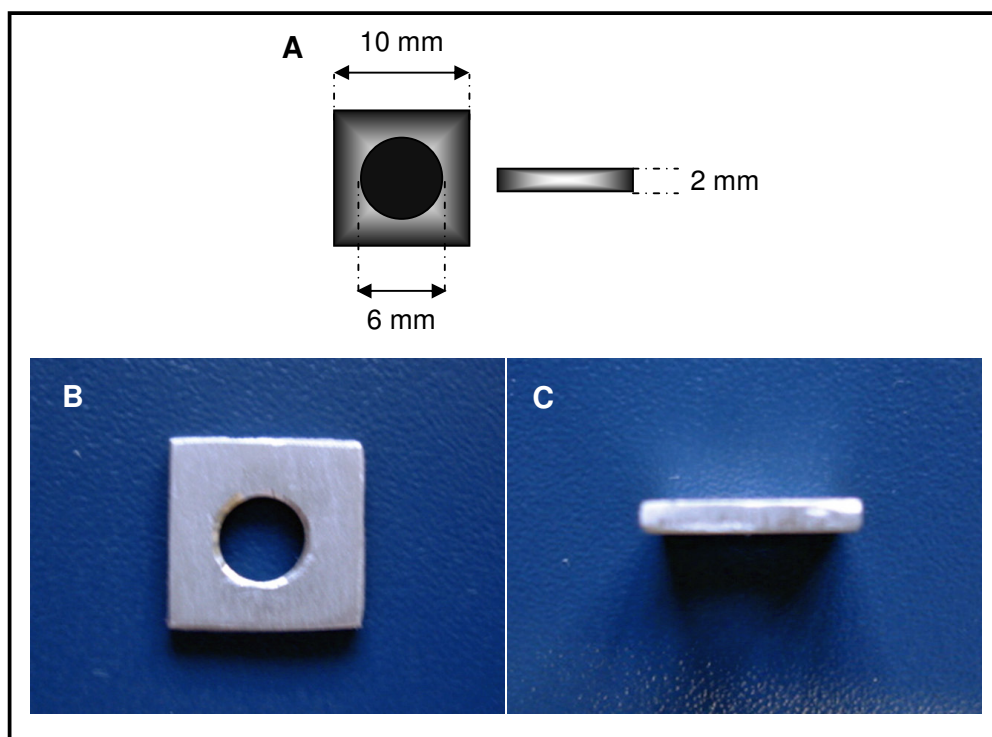


Figura 4: A- desenho esquemático das dimensões da matriz de aço; B- vista superior da matriz; C- vista lateral da matriz.

Tabela 1: Amálgama

Amostra	Fabricante	Composição	Tipo de partícula	Tempo de cristalização
GS80	SDI Limited, Victoria, Australia	Ag 40%, Sn 31,3%, Cu 28,7%, Hg 47,9%	Esferoidais irregulares	Regular

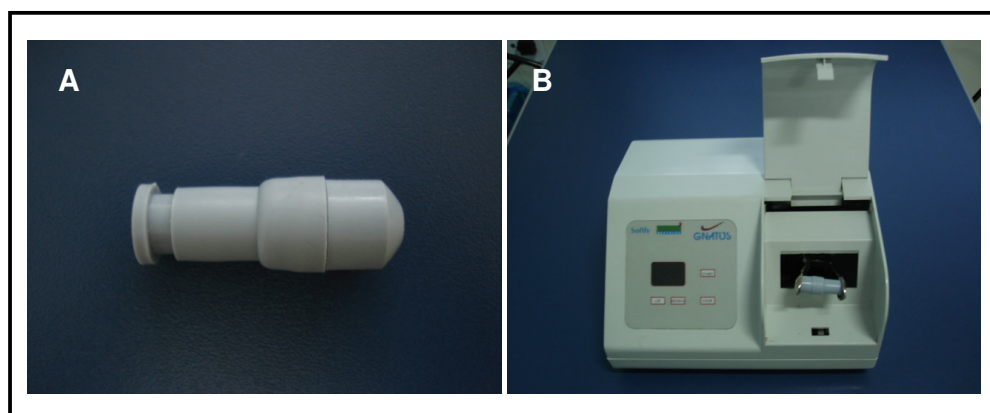


Figura 5: A- cápsula de amálgama; B- amalgamador capsular e cápsula em posição para trituração.

Após a cristalização (24 h) o amálgama foi polido numa politriz com feltro e dispersão de alumina (Al_2O_3 – 5 μm) até a obtenção de uma superfície plana, lisa e brilhante. As amostras foram imersas em saliva artificial e mantidas em estufa a 37°C por 24 h.

4.1.3 – Resina composta

A mesma matriz de aço, previamente descrita, foi empregada para a confecção das amostras de resina composta.

As resinas compostas (**Tabela 2**) foram inseridas no orifício com auxílio de uma espátula metálica em incremento único. Em seguida, uma lamínula de vidro utilizada em microscopia (18x18X0,14 mm – Biosan Com. Prod. Lab. LTDA, Brasil) foi colocada sobre o material e comprimida com o dedo indicador, tendo-se o cuidado de não incluir bolhas de ar na interface resina composta/lamínula.

Como fonte de luz para ativar a polimerização foi utilizado um aparelho de luz halógena (Optlight Plus, Gnatus, Brasil) com intensidade de 450 mW/cm^2 aferida com radiômetro (Demetron, Kerr Corporation/West Collins Orange, CA, USA). A ponteira emissora do aparelho foi posicionada em contato com a superfície da lamínula. Para a fotopolimerização foram empregados os tempos de ativação indicados pelos fabricantes das resinas compostas (**Tabela 2**).

A **Figura 6** ilustra a seqüência dos procedimentos executados. Foram preparadas cinco amostras de cada resina composta.

Uma marca no topo das amostras foi feita com caneta retroprojeter cor preta (Pilot, Brasil) para identificar a superfície de ensaio.

As amostras foram imersas em saliva artificial a 37°C por 24 h.

TABELA 2: Resinas compostas

Resinas Compostas	Fabricante	Tipo de Matriz	Composição da partícula de carga	Tamanho médio das partículas	% carga inorgânica peso e/ou volume	Tempo de ativação (s)
Charisma *	Heraeus/Kulzer, Wehrheim, Germany	Bis-GMA e TEGDMA	Vidro de Barioborofluorssilicato e sílica	0,70 µm	72,0% peso 60,0% vol	20
Esthet X *	Dentsply-Caulk Milford, DE, USA	Bis-GMA e TEGDMA	Vidro de barioborofluorssilicato de alumínio e sílica	0,70 µm	77,5% peso 60,0% vol	20
Filtek Supreme *	3M-ESPE. St Paul, MN, USA	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA E TEGDMA	Zircônia e sílica	5 a 20 nm	72,5% peso 59,5% vol	20
Filtek Z250 *	3M-ESPE. St Paul, MN, USA	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA E TEGDMA	Zircônia e sílica	0,62 µm	82,0% peso 60,0% vol	20
Herculite XRV *	Kerr Corporation/West Collins Orange, CA	Bis-GMA e TEGDMA	Vidro de borossilicato de alumínio e sílica	0,60 µm	79,0% peso 59,0% vol	40
Tetric Ceram *	Ivoclar/Vivadent, Schaan, Germany	Bis-GMA e TEGDMA	Vidro de barioborofluorssilicato de alumínio e sílica	0,70 µm	78,0% peso 61,0% vol	20
Z100 *	3M Dental Products, St Paul, MN, USA	Bis-GMA e TEGMA	Zircônia e sílica	0,60 µm	84,5% peso 66,0% vol	40
Filtek P60 **	3M-ESPE. St Paul, MN, USA	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA E TEGDMA	Zircônia e sílica	0,60 µm	83,0% peso 61,0% vol	20
Surefil **	Dentsply-Caulk Milford, DE, USA	Uretano modificado e BIS-GMA	Vidro de Barioborofluorssilicato e sílica	0,80 µm	82,0% peso 66,0% vol	20
ArtGlass ***	Heraeus/Kulzer, Wehrheim, Germany	Bis-GMA e TEGDMA	Vidro de Barioborofluorssilicato e sílica	0,70 µm	69,0% peso 54,0% vol	90
Cristobal ***	Dentsply/Ceramco, New York, NY USA	Bis-GMA e TEGDMA	Vidro de bariossilicato	0,70 µm	74,0% peso	90

* resinas compostas universais, ** resinas compostas compactáveis, *** resinas compostas de laboratório.

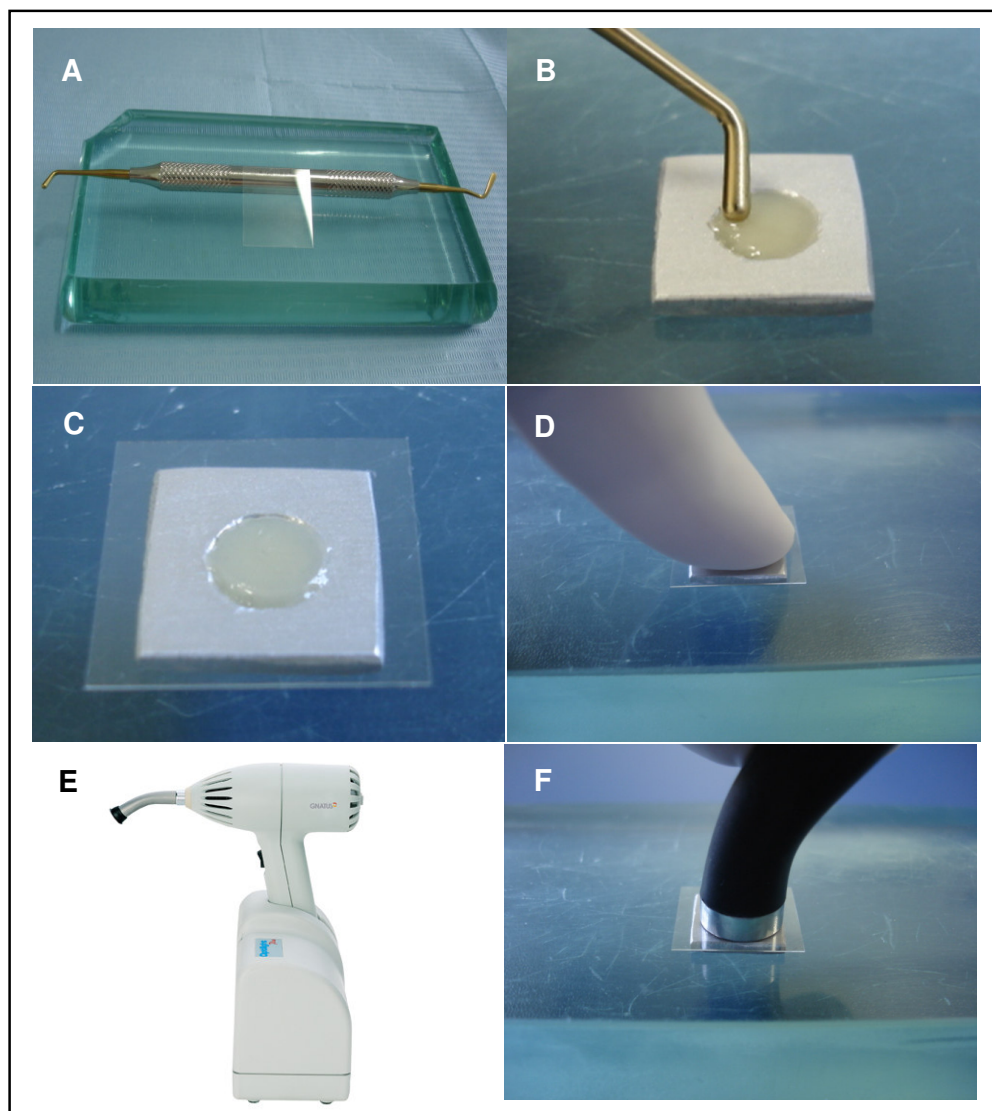


Figura 6: A- lamínula, espátula de inserção e placa de vidro; B- compactação da resina composta no interior da cavidade da matriz; C- lamínula de vidro sobre a superfície da resina composta; D- compressão com dedo indicador; E- aparelho fotopolimerizador; F- posição da ponta emissora de luz antes da ativação.

4.1.4 – Resina composta laboratorial

O preparo das amostras de resinas compostas laboratoriais (**Tabela 2**) foi realizado da mesma forma que no item 4.1.3 diferenciando-se apenas o aparelho fotopolimerizador usado para ativação dos materiais (UniXS, Kulzer, Wehrheim, Germany). As amostras foram imersas em saliva artificial e mantidas em estufa a 37°C por 24 h (**Figura 7**).



Figura 7: Fotopolimerizadora UniXS

4.2 – Ensaio abrasométrico

4.2.1 – Coeficiente de desgaste (K_s)

O ensaio escolhido foi o de microabrasão por se restringir a uma fina camada superficial o que permitiu ensaiar os esmaltes dentários sem atingir a dentina.

Para o ensaio foi utilizado o microabrasômetro Calowear (Center Suisse d' Electronique et de Microtechnique SA – Geneva, Switzerland) do Laboratório de Tribologia e Materiais da Faculdade de Engenharia da Universidade Federal de Uberlândia. O teste consiste em fazer rolar uma esfera, sob gotejamento de

uma dispersão aquosa de um abrasivo, sobre a superfície objeto de estudo realizando um desgaste a três corpos (**Figura 8**).

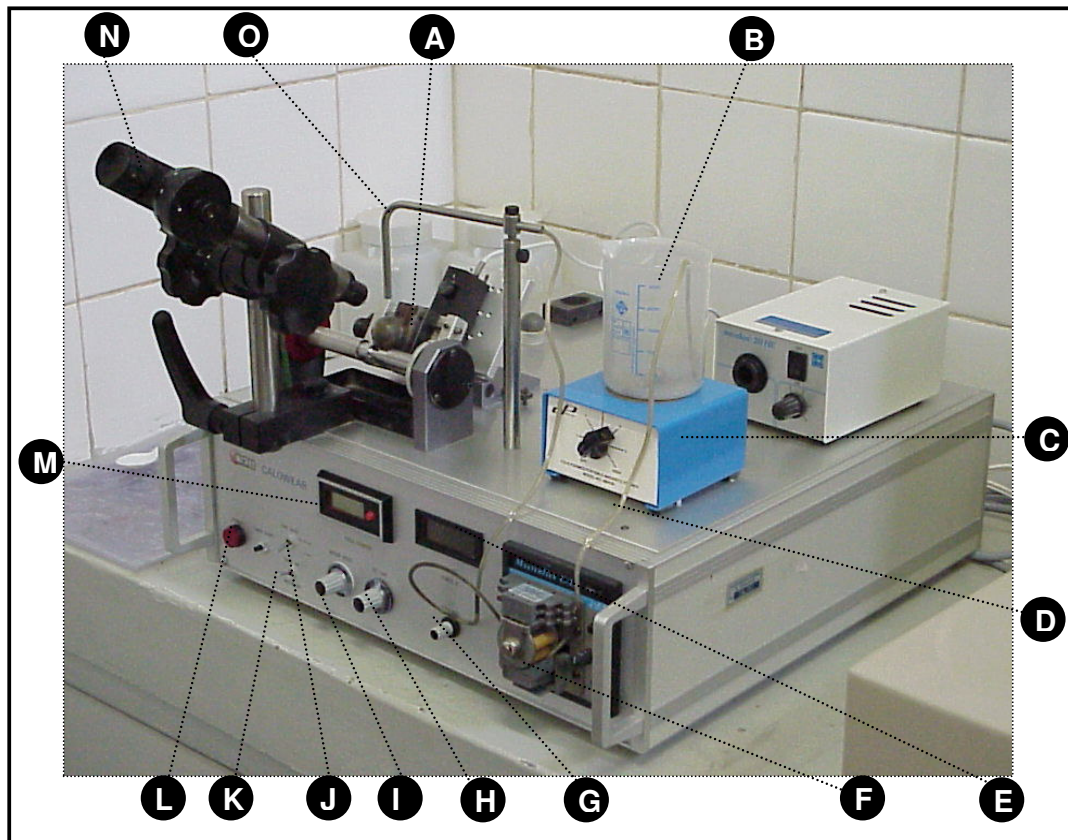


Figura 8: Microabrasômetro Calowear. A- mesa de ensaio; B- béquer; C- agitador da dispersão; D- mangueira condutora da dispersão; E- display: força aplicada; F-bomba de gotejamento; G- estabilizador da força normal aplicada; H- reostato da ajuste do tempo de ensaio; I- reostato da velocidade do eixo motor; J- chave controle do tempo de ensaio; K- controle do funcionamento do eixo motor; L- chave geral; M- display: número de rpm; N- microscópio; O- haste para direcionar o gotejamento de dispersão.

A amostra foi retirada da estufa, lavada sob água corrente e a superfície a ser ensaiada friccionada com algodão para remoção de resíduos de saliva. A seguir a amostra foi seca com jato de ar comprimido e fixada ao suporte do aparelho.

Uma esfera de aço (ASTM 52100), com diâmetro de 20 mm foi posicionada em contato com a superfície a ser ensaiada. O posicionamento do porta amostra relativamente ao eixo motor determina a reação normal da esfera sobre a amostra. Neste estudo a configuração foi ajustada para a aplicação de força normal de 0,16 N aceitando-se pequena variação (até + 0,02 N), o tempo de ensaio fixado em 1 min com uma velocidade de rotação média de 138 rpm. Foi utilizada uma dispersão aquosa de alumina granulometria de 5 μm e concentração de 0,75 g/ml que foi gotejada sobre a esfera a 1 gota/s (Gonçalves et al 2002) (**Figura 9**).

De todas as amostras testadas foram anotados a força aplicada (F_N) e o número de voltas efetuadas pela esfera. O movimento da esfera sobre a superfície da amostra provoca um desgaste em forma de calota. A simplicidade da geometria da calota de desgaste facilita a sua medida (**Figura 10**).

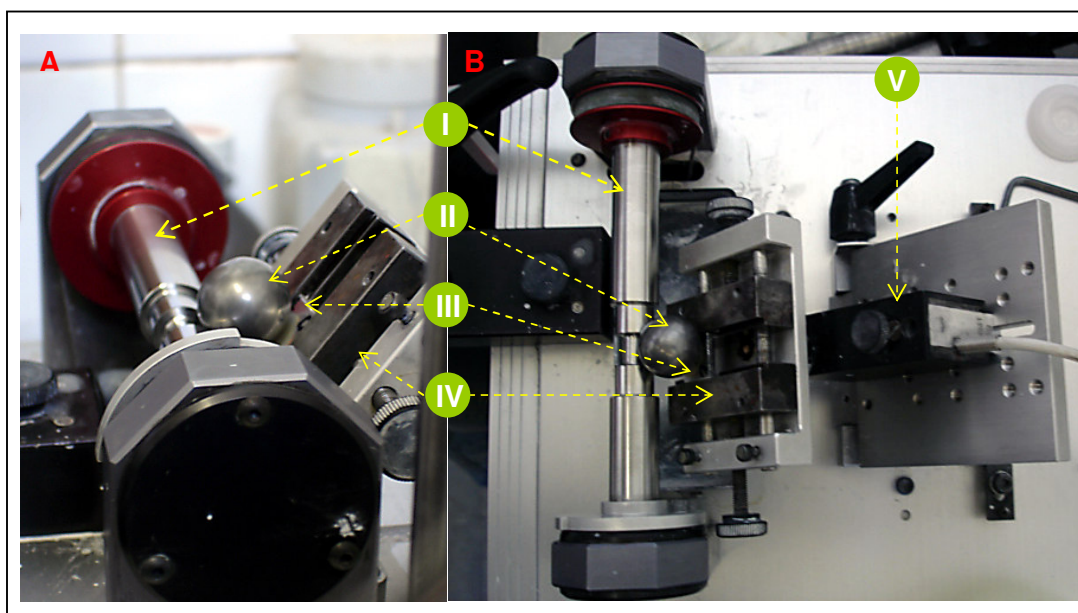


Figura 9: A- vista lateral da mesa de ensaio; B- vista superior da mesa de ensaio; I- eixo motor; II- esfera de aço; III- amostra; IV- suporte para fixação da amostra; V- célula de carga.

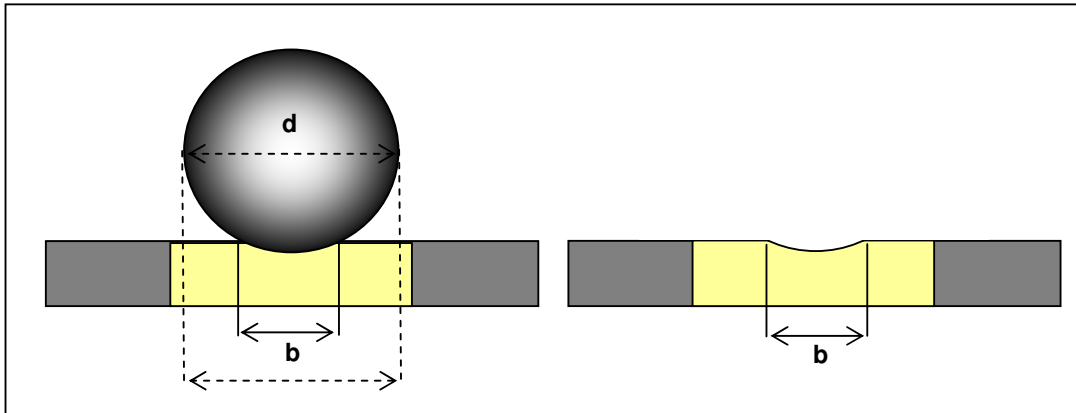


Figura 10: A- esquema de uma amostra de resina composta (corte transversal) com esfera de aço posicionada logo após o ensaio (d = diâmetro da esfera de aço, b = diâmetro da calota de desgaste); B- esquema da calota de desgaste gerada.

As calotas geradas foram medidas utilizando-se um analisador de imagem Image-Pro Plus acoplado a um banco metalográfico Neophot 21 Carl Zeiss Jena (**Figura 11**). Foram realizados dois ensaios por amostra de amálgama e resinas compostas e um ensaio por amostra de esmalte dentário humano e esmalte dentário bovino perfazendo dez impressões para cada material.

O diâmetro das calotas de desgaste foi medido da seguinte maneira: a imagem da calota de desgaste visualizada no analisador de imagem é circunscrita por um quadrilátero em escala previamente calibrada com auxílio de um paquímetro. Esta primeira circunscrição fornece os diâmetros b_1 e b_2 . A seguir, a amostra é girada de 45° e novamente circunscrita fornecendo assim, b_3 e b_4 . O diâmetro médio de desgaste de cada calota (b) é obtido pela média aritmética dos valores b_1 , b_2 , b_3 e b_4 . E, o valor do diâmetro médio do material ensaiado é obtido pela média aritmética dos dez diâmetros médios (**Figura 12**).

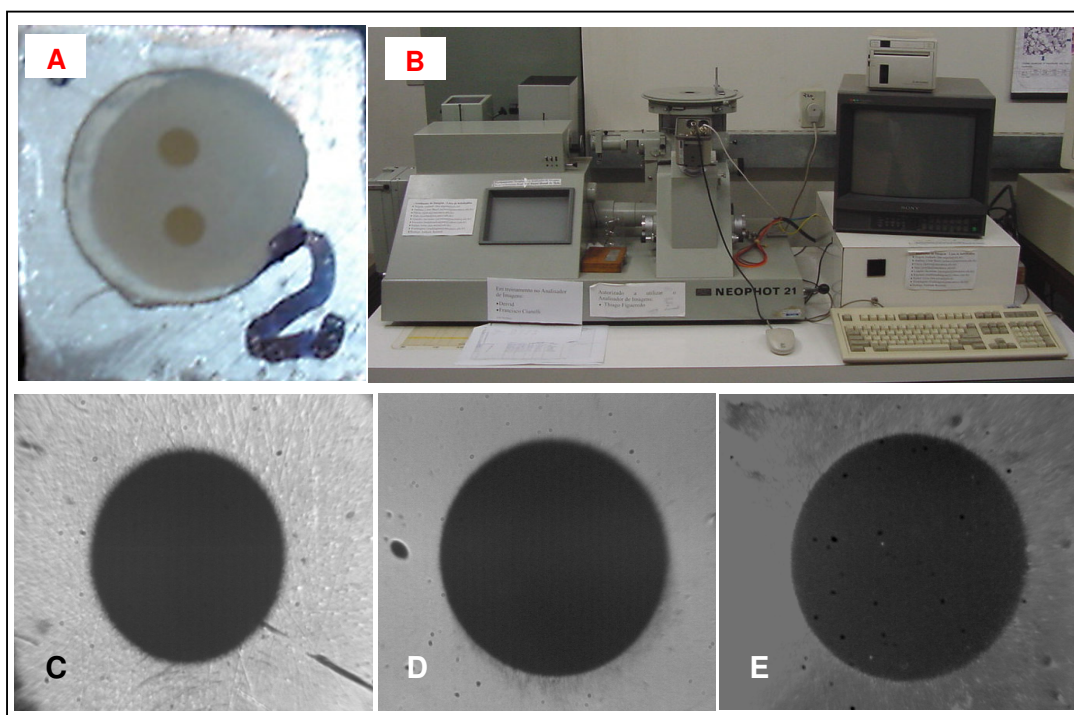


Figura 11: A- duas calotas de desgaste numa amostra de resina composta; B- analisador de imagem; C- imagem de uma calota de desgaste em esmalte humano; D- imagem de uma calota de desgaste de uma amostra de Esthet X; E- imagem de uma calota de desgaste de uma amostra de Cristobal.

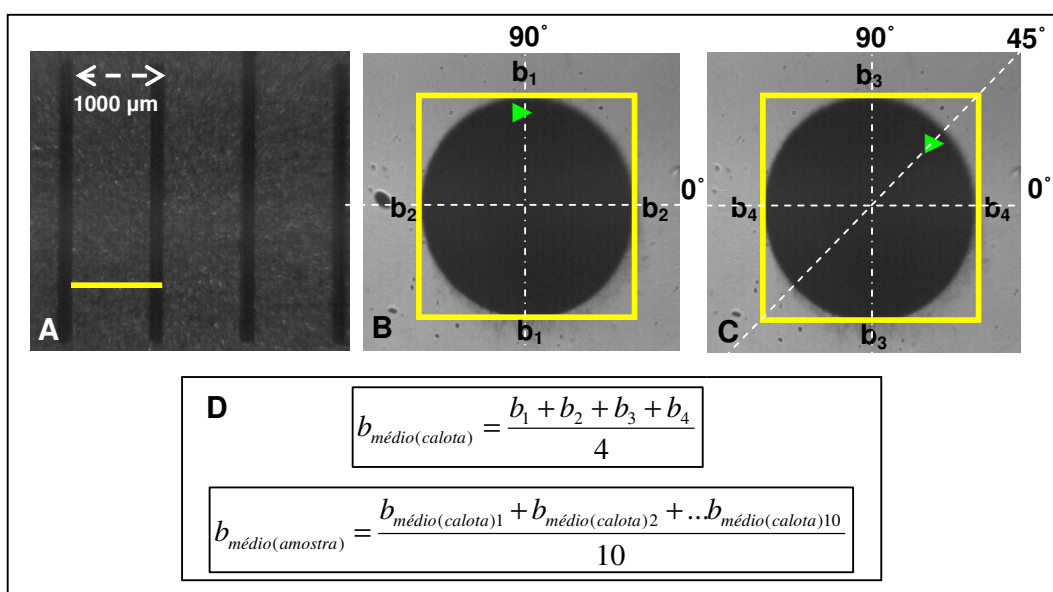


Figura 12: A- imagem da escala de um paquímetro para calibração do analisador; B- primeira imagem de uma calota de desgaste (diâmetros b_1 e b_2); C- a mesma calota de desgaste após rotação de 45° (diâmetros b_3 e b_4); D- fórmulas para o cálculo do b médio da amostra.

De posse desses dados o coeficiente de desgaste K_S foi obtido pela **equação (1)**, onde b é o diâmetro da calota de desgaste, L a distância deslizada, F_N a força normal aplicada e d o diâmetro da esfera (Calowear Tester, 1997).

$$K_S = \frac{\pi.b^4}{32.L.F_N.d} \quad (1)$$

4.2.2 – Coeficiente de desgaste equivalente ao Padrão de Dureza Mohs

Para efeito de comparar as resistências ao desgaste dos materiais objeto de estudo com os padrões de dureza Mohs (**Tabela 3**) calculou-se os coeficientes de desgaste equivalente (K_E) aplicando-se os K_S obtidos na equação (1) aplicados na **equação (2)**.

$$K_E = \frac{-[\ln(K_S) + 19,75]}{0,93} \quad (2)$$

A equação (2), proposta por Gonçalves et al (2002), foi obtida a partir dos gráficos dos K_S obtidos dos minerais padrões de dureza Mohs, gipsita, calcita, fluorita, apatita, ortoclásio, quartzo, topázio e corindon, versus as suas respectivas durezas (2,3,4,5,6,7,8 e 9). O coeficiente de desgaste equivalente compara a resistência ao desgaste dos materiais aos minerais da escala de dureza Mohs quando ensaiados nas mesmas condições.

Tabela 3: Minerais da escala de dureza Mohs

Minerais Padrões	Dureza Mohs
Talco	1
Gipsita	2
Calcita	3
Fluorita	4
Apatita	5
Ortoclásio	6
Quartzo	7
Topázio	8
Corindom	9
Diamante	10

4.3 – Análise estatística dos dados

Os dados do coeficiente de desgaste (K_S) foram submetidos à análise para verificação da normalidade e homogeneidade dos valores encontrados para as amostras de resina composta, amálgama, esmalte dentário humano e bovino. Como os dados apresentaram valores com distribuição normal e homogênea, foi aplicado a Análise de Variância (*1-way*) para $p < 0,05$ e teste de Tukey ao nível de 5% de probabilidade utilizando o programa GraphPad Prism 4.00.



5 – RESULTADOS

Os resultados dos Coeficientes de Desgaste (K_S) médios, bem como os desvios padrão dos 14 materiais estudados estão expressos na tabela 4. Os valores calculados dos K_S , os números de voltas realizadas pela esfera, as forças aplicadas (F_N), os diâmetros das calotas geradas e as distâncias deslizadas pela esfera (L) são mostrados nos apêndices (A, B, C, D, E, F, G, H, I, J, K, L, M e N).

A Análise de Variância revelou uma distribuição normal dos coeficientes de desgaste obtidos (K_S), permitindo a aplicação do teste de Tukey que agrupou os materiais por desempenho semelhantes, apresentados na **Tabela 4**, demonstrando que os materiais estudados agrupam-se em oito níveis de comportamento em microabrasão (grupos A, B, C, D, E, F, G e H), ordenados em ordem decrescente.

O amálgama GS80 ($K_S=1,4703E-11$) foi o material restaurador que obteve a melhor resistência ao desgaste apresentando um K_S muito próximo ao do esmalte dentário humano ($K_S=1,3716E-11$), conseqüentemente, não apresentaram diferença estatística ($p>0,05$) entre eles.

O esmalte dentário bovino ($K_S=1,7517E-11$) apresentou uma resistência ao microdesgaste numericamente maior que o esmalte dentário humano e o amálgama GS80, expressando uma resistência ao desgaste inferior a esses dois. Porém, não houve diferença estatística ($p>0,05$) entre esmalte dentário bovino e amálgama GS80.

Dentre as resinas compostas, Filtek Supreme, apresentou o melhor desempenho. Seu K_S ($3,4295E-11$), inferior às demais resinas compostas e estatisticamente diferentes ($p<0,01$ para Surefil e $p<0,001$ para os demais), demonstraram sua maior resistência ao desgaste nas condições tribológicas impostas.

Surefil foi a resina composta que apresentou K_S ($3,8726E-11$) mais próximo da Filtek Supreme. Contudo não houve diferença estatística ($p>0,05$) entre Surefil, Filtek P60, Herculite XRV, Filtek Z250 e ArtGlass.

TABELA 4: Resultado do Teste de Tukey ($p < 0,05$) aplicado à amostras em relação ao K_S obtido

Amostra ensaiada	Coefficiente de Desgaste Médio (K_S)	Desvio Padrão	Grupos de amostras semelhantes com relação ao K_S Teste de Tukey ($p < 0,05$) *				
Esmalte Dentário Humano	1,3716E-11	8,2717E-13	A				
Amálgama GS80	1,4703E-11	5,1045E-13	A	B			
Esmalte Dentário Bovino	1,7517E-11	1,8374E-12		B			
Filtek Supreme	3,4295E-11	4,0956E-12			C		
Surefil	3,8726E-11	1,0765E-12				D	
Filtek P60	4,0971E-11	2,5048E-12				D	E F
Herculite XRV	4,2072E-11	3,3008E-12				D	E F G
Filtek Z250	4,2589E-11	1,5694E-12				D	E F G
ArtGlass	4,2761E-11	3,3045E-12				D	E F G
Esthet X	4,4421E-11	2,4926E-12					E F G H
Cristobal	4,4531E-11	1,0281E-12					F G H
Charisma	4,5932E-11	2,2968E-12					G H
Tetric Ceram	4,5946E-11	2,3088E-12					G H
Z100	4,7050E-11	5,7982E-12					H

* Amostras com a mesma letra não apresentam diferenças estatísticas significativas.

O grupo G agrega um grande número de resinas compostas (Herculite XRV, Filtek Z250, ArtGlass, Esthet X, Cristobal, Charisma e Tetric Ceram) com K_S apresentando valores próximos e sem diferença estatística ($p>0,05$) entre eles.

A resina composta Z100 apresentou o maior K_S ($4,7050E-11$) mostrando, em valores numéricos, que este material apresentou desempenho inferior aos demais materiais estudados. Porém, a análise estatística não revelou diferenças ($p>0,05$) entre Z100 quando comparado a Esthet X, Cristobal, Charisma e Tetric Ceram (grupoH).

A **Figura 13** apresenta os coeficientes de desgaste calculados a partir dos parâmetros de ensaio e dos diâmetros das calotas medidos.

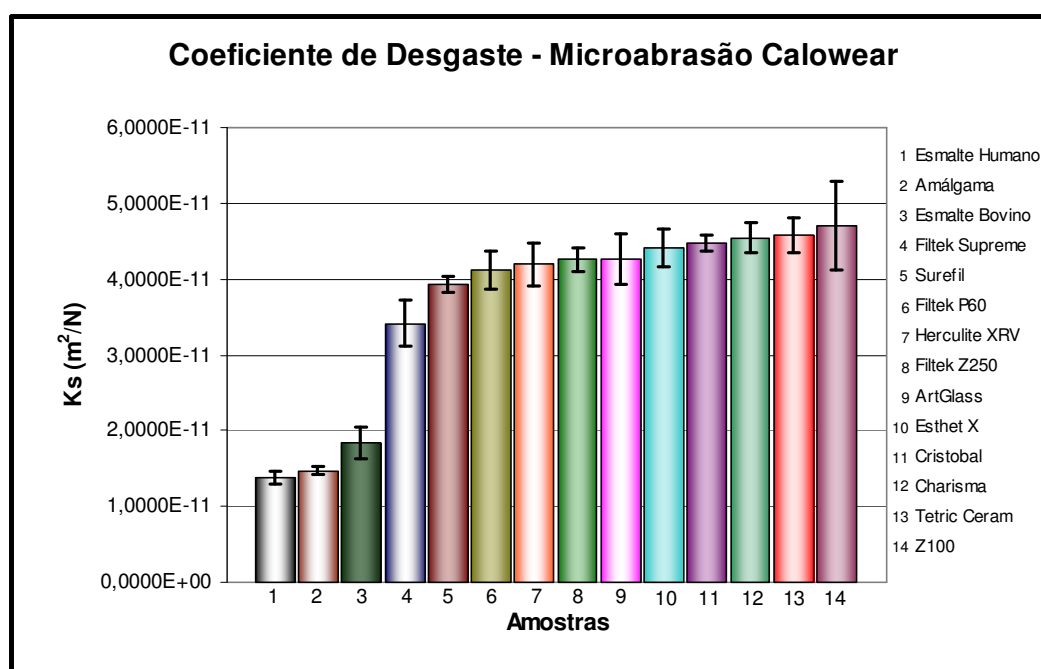


Figura 13: Coeficientes de desgaste obtidos para os materiais (esmalte dentário humano, esmalte amálgama GS80, esmalte dentário bovino, Filtek Supreme, Surefil, P60, Herculite XRV, Z250, ArtGlass, Esthet X, Cristobal, Charima, Tetric Ceram e Z100) por meio do microabrasômetro Calowear.

De acordo com os valores numéricos médios de K_S obtidos pelo ensaio de microabrasão Calowear foi possível ordenar em ordem decrescente de resistência ao microdesgaste os 14 materiais estudados: Esmalte dentário humano > amálgama GS80 > Esmalte dentário bovino > Filtek Supreme > Surefil > Filtek P60 > Herculite XRV > Filtek Z250 > ArtGlass > Esthet X > Cristobal > Tetric Ceram > Z100.

A partir dos coeficientes de desgaste (K_S) obtidos, aplicados na equação (2) foi possível calcular os coeficientes de desgaste equivalentes aos padrões de dureza Mohs (K_E) e compara-los às resistências aos desgastes dos minerais da escala de dureza Mohs. A **Figura 14** apresenta esses resultados.

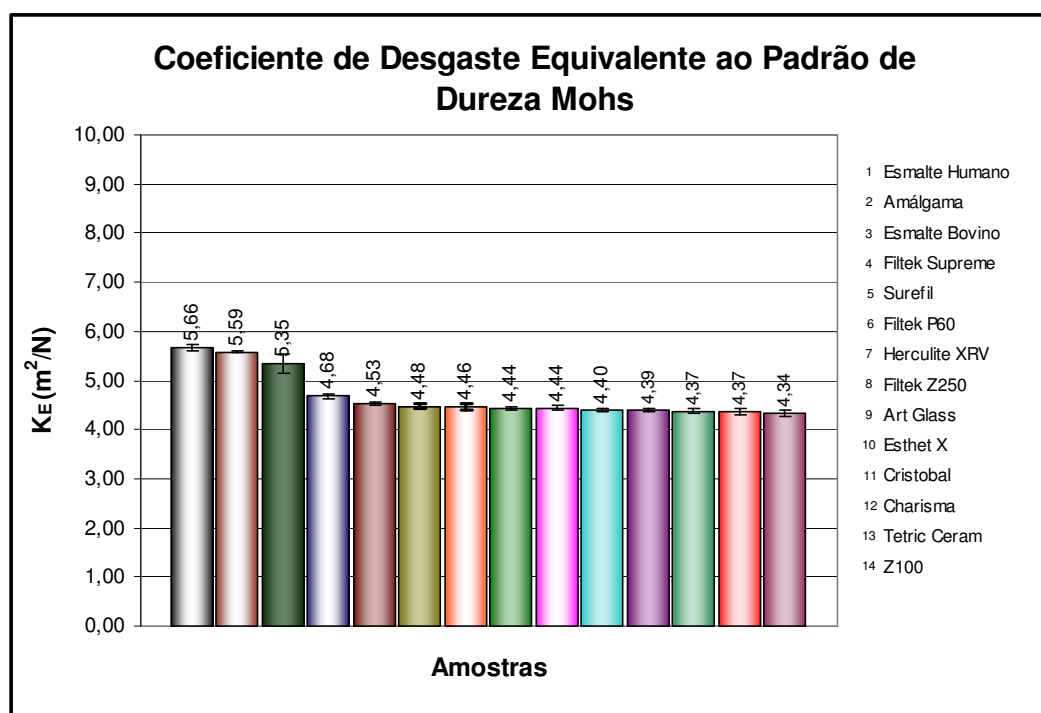
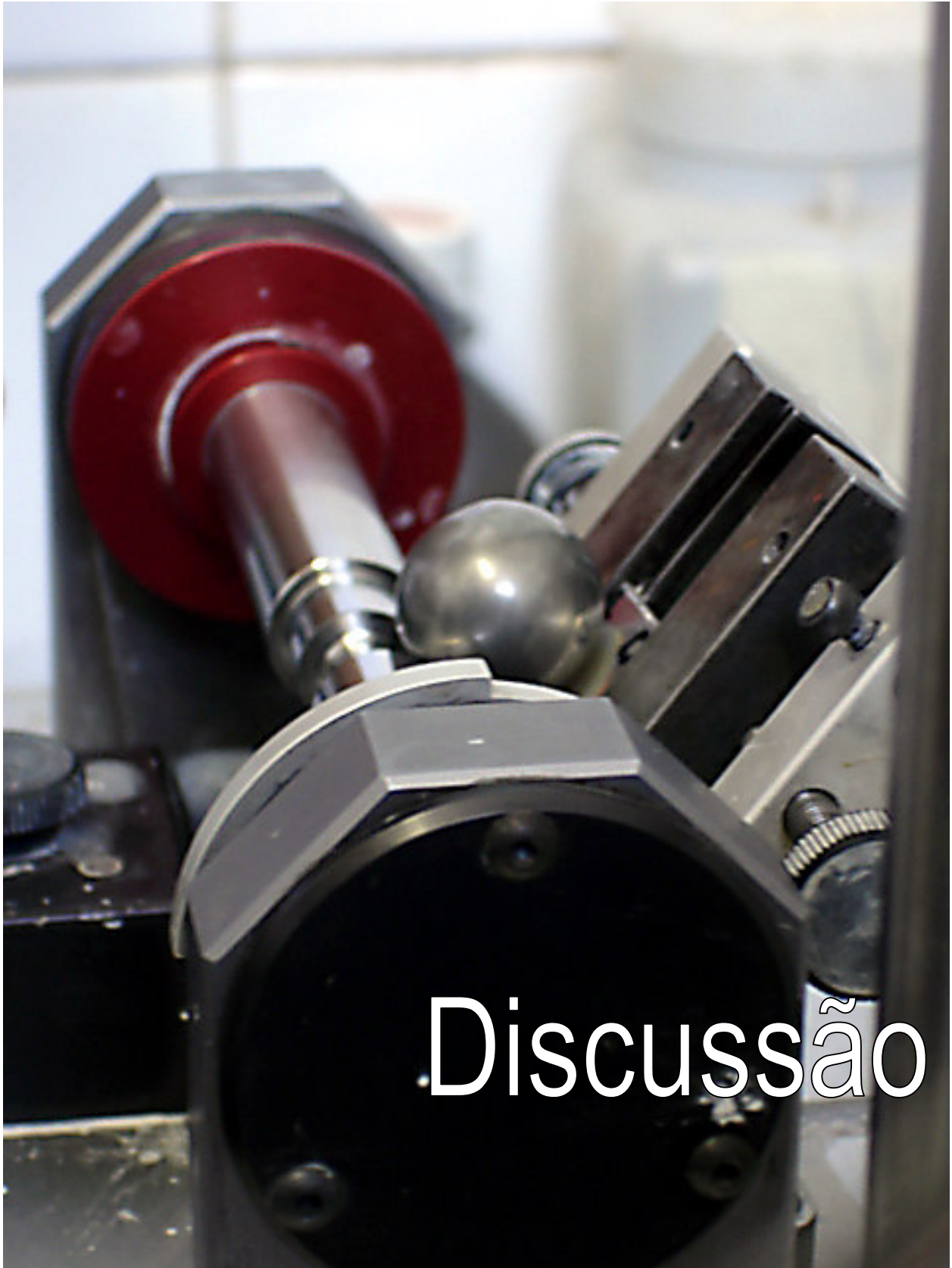


Figura 14. Coeficiente de desgaste equivalente ao padrão de dureza Mohs dos materiais ensaiados.

A Figura 14 mostra que os materiais estudados, Esmalte dentário humano, Amálgama GS80, Esmalte dentário bovino e as resinas compostas Filtek Supreme, Surefil, Filtek P60, Herculite XRV, Filtek Z250, ArtGlass, Esthet X, Cristobal, Charisma, Tetric Ceram e Z100 se comportaram em

microabrasão respectivamente como minerais de dureza Mohs 5,66; 5,59; 5,35; 4,68; 4,53; 4,48; 4,46; 4,44; 4,44; 4,40; 4,39; 4,37; 4,37 e 4,34.

Se analisarmos este resultado sobre a ótica do critério de medida de dureza Mohs (ABNT, 1997), o esmalte dentário humano, o esmalte dentário bovino e o amálgama GS80 se comportaram como o mineral de dureza Mohs 5 (Apatita) e as resinas compostas como o mineral de dureza Mohs 4 (Fluorita).



6 – DISCUSSÃO

Na avaliação do microdesgaste abrasivo o método que melhor descreve o real comportamento dos materiais restauradores é o método clínico. No entanto, nas pesquisas in vivo o controle de numerosos fatores dificulta a avaliação do desempenho do material. Fatores como o tipo de dente (pré-molares ou molares), posição do dente na arcada, cavidade (tipo, profundidade, tamanho), técnica restauradora (sistema adesivo, técnica de inserção, método de polimerização), hábitos individuais (higiene, dieta, presença ou não de hábitos parafuncionais), materiais antagonistas (esmalte, restaurações de amálgama, cerâmica), avaliações periódicas, calibração dos membros executores e avaliadores, são complexos e necessitam de um longo período, geralmente de dois a seis anos, para fornecerem resultados conclusivos de acordo com Taylor et al (1989), Freilich et al (1992), Lutz et al (1992), Krejci et al (1999), Sarret et al (2000), Suzuki et al (2002), Yap et al (2002) e Bianchi et al (2003).

As avaliações laboratoriais permitem ao pesquisador estabelecer parâmetros e limites bem definidos, padronização das amostras, análise isolada de um fator e total controle na elaboração, execução e coleta dos dados. Estas pesquisas têm como grande vantagem o curto período que transcorre até a obtenção dos resultados. Porém, como descrito por Yap et al (2000) e Hu et al (2002) estes resultados não descrevem exatamente o comportamento clínico do material sendo necessário comparar os resultados in vitro com pesquisas in vivo, nem sempre fáceis de correlacionar.

Diante deste fato, muitos pesquisadores dedicaram-se a criação de metodologias que representassem a condição clínica (simuladores orais ou bocas artificiais). Yap et al (1999) e Barkmeir et al (2004) relatavam a utilização dessas metodologias pela indústria para ajudar a prever o comportamento clínico do material antes da comprovação das pesquisas in vivo, e fornecer dados que permitam a sua comercialização.

Alguns métodos têm sido desenvolvidos ou aperfeiçoados para avaliar o comportamento abrasivo das resinas compostas como: UAB desenvolvido por

Leinfelder et al em 1986; o disco retificado desenvolvido por Coelho em 1991; William B. O'Neal Co utilizado por Kawai & Leinfelder, em 1995; o OHSU desenvolvido por Condon e Ferracane em 1996; BIOMAT desenvolvido por Yap et al em 1999; aplicação de carga sinoidal projetado por Hu et al 1999; CoCoM2 utilizado por Gohring et al (2002); Munich Artificial Mouth utilizado por Zantner et al em 2004, o CSEM utilizado por Nagarajam et al em 2004; dentre outros.

Um fator relevante refere-se à disponibilidade destes simuladores. Geralmente, o acesso e a utilização dos mesmos estão restritos às universidades e aos centros de pesquisa onde foram desenvolvidos. Neste estudo, empregamos o microabrasômetro Calowear, descrito por Gonçalves et al (2002), um aparelho disponível comercialmente e de fácil aquisição.

Os principais mecanismos de desgaste das estruturas na cavidade oral são por abrasão e atrito segundo Condon & Ferracane (1996). De acordo com a descrição de DeLong (2006) atrição é causada por interações a dois corpos e a abrasão é o resultado da interação a três corpos.

Hu et al (2003) relatam que geralmente os ensaios de desgaste a dois corpos são empregados quando o objetivo é avaliar a resistência ao desgaste abrasivo em OCA. Nesta condição, o desgaste observado é provocado exclusivamente pela ação do antagonista, situação questionável para resinas compostas uma vez que ocorrendo o desprendimento ou fratura da partícula de carga, esta passará a agir como um abrasivo entre as superfícies de desgaste configurando uma abrasão a três corpos.

Segundo Matsumara & Leinfelder (1994) e DeLong (2006) desgaste abrasivo a três corpos pode ser considerado o teste que melhor representa o desempenho da resina composta durante a mastigação, avaliando tanto a área de contato oclusal como o efeito abrasivo do bolo alimentar nas áreas livres de contato oclusal. Yap et al (2004) observam que o desgaste a dois corpos é três a cinco vezes maior que o desgaste a três corpos.

No microabrasômetro Calowear ocorre uma interação a três corpos em que a resistência ao microdesgaste abrasivo (K_S) é calculada em função do diâmetro da calota formada na superfície do material ensaiado. Os demais

fatores, diâmetro da esfera, força aplicada, tempo de ensaio são constantes. Nestas condições impostas o ensaio abrasométrico se restringe à camada superficial das amostras numa área reduzida, caracterizando um microdesgaste. Tais condições nos permitiram o ensaio dos esmaltes dentários humano e bovino sem que a profundidade de desgaste atingisse dentina.

Por meio deste método é possível calcular o volume de material perdido em função do tamanho da calota de desgaste gerada. Este aspecto está de acordo com Marquis et al (2000) e DeLong (2006) que afirma ser o volume o parâmetro ideal para quantificar o desgaste, pois se o material e fatores ambientais permanecerem constantes, a perda de volume é linear com o tempo.

Diversos autores alertam que a escolha do tipo de antagonista é um fator crítico ao estabelecer os padrões tribológicos num eficiente sistema de desgaste in vitro. Para Krejci et al (1999), Gohring et al (2002) e Suzuki et al (2002) o melhor antagonista é o próprio esmalte humano. Porém, Shortall et al (2002) consideram que devido a questões éticas, muitos pesquisadores têm procurado substitutos que apresentem características semelhantes ao esmalte humano. Essas considerações nos motivaram a incluir o esmalte dentário bovino como um dos fatores a ser analisado nesse estudo.

Um dos materiais utilizados como antagonista tem sido o aço que segundo Hu et al (1999), Yap et al (2001), Shortall et al (2002) e Yap (2002) apresenta uma dureza que favorece o desgaste preferencial da resina composta, não sofrendo desgaste nos testes a três corpos. O microabrasômetro Calowear possui uma esfera de aço como antagonista estando de acordo com estes estudos.

A natureza físico-química do abrasivo é outro fator determinante no padrão de desgaste das resinas compostas. Autores como Kawai & Leinfelder (1985), Lim et al (2002) e Suzuki et al (2002) propuseram uma mistura diferente de materiais (sementes, PMMA) para simular a composição do bolo alimentar. No estudo de Nagarajan et al (2004) assim como neste foi utilizada uma dispersão de alumina de tamanho padronizado (granulometria de 5 μ m) e alto teor de pureza. A alumina apresenta dureza (14,5 GPa) superior à composição

das partículas de carga das resinas compostas analisadas. Esta condição garantiu o desgaste abrasivo de todas as amostras, diferente do ocorreu no estudo de Bianchi et al (2003) onde não foi observado desgaste em três das 19 resinas compostas analisadas.

Para avaliação da resistência ao desgaste a amostra deve apresentar uma qualidade superficial (planicidade e lisura) que não interfira no processo abrasivo. Na confecção das amostras de resina composta várias técnicas têm sido empregadas para conseguir esta qualidade como a utilização de discos abrasivos de granulações variadas por Yap et al (1999) e Nagarajam et al (2004); tiras de poliéster por Hu et al (1999), Lim et al (2002) e Zantner et al (2004); lâminas utilizadas em microscopia por Mandikos et al (2001) e a associação de tiras de acetato e lâminas de vidro por Yap (2002) dentre outros.

Em nosso estudo, para o preparo das amostras de resinas compostas foram utilizadas lamínulas de vidro com espessura muito próxima a das tiras de poliéster e acetato. Este recurso permitiu exercer uma pressão sem deformação, proporcionando uma superfície lisa e sem a presença do oxigênio. Além disso, é possível considerar desprezível a distância entre a ponteira emissora de luz do aparelho fotopolimerizador a superfície da resina composta evitando assim a diminuição da intensidade de luz. A distância da ponteira emissora de luz e ausência de oxigênio exerce efeito no grau de polimerização do material, exercendo importantes fatores nas propriedades mecânicas e resistência ao desgaste dos materiais como relataram Santos et al em 2002.

Alguns autores como Zantner et al (2004) sugerem tempo de exposição da luz ativadora maiores que os recomendados pelos fabricantes das resinas compostas como forma de padronização das amostras. Neste estudo seguimos as instruções dos fabricantes dos materiais com relação ao tempo de exposição e inserção das resinas compostas em único incremento de 2 mm de espessura da mesma forma que Yap et al (2002).

O método de avaliação do microdesgaste das resinas compostas, amálgama, esmalte dentário humano e bovino por meio do microabrômetro Calowear comprovou ser eficiente, objetivo e de fácil reprodução. Frente aos resultados obtidos pode-se afirmar que o método se mostrou aplicável e

confiável para distinguir o comportamento em microabrasão. Mesmo assim, devemos salientar que os valores numéricos dos coeficientes de desgaste obtidos para os materiais neste estudo são pertinentes à metodologia e parâmetros de ensaio utilizados, servindo então como índice comparativo para a classificação delas.

A dureza de um material é a medida relativa de sua resistência ao entalhe ou risco (corte) quando uma carga específica constante é aplicada. Graig (1993) relata que valores de dureza têm sido utilizados para indicar a resistência ao riscamento e a abrasão bem como a facilidade relativa de acabamento e polimento de alguns materiais. Além disso, a dureza é um importante fator a ser observado dentre as características dos materiais dentários, sendo provavelmente indicativa de algumas outras propriedades mecânicas como a resistência ao desgaste abrasivo como descrito por Mandikos et al (2001), Carvalho et al (2002), Kim et al (2002), Shortall et al (2002), Say et al (2003), Nargarajam et al (2004).

É importante destacar que, em geral a um material com grande resistência à deformação plástica também lhe é atribuída alta resistência ao desgaste, alta resistência ao corte e alta resistência ao riscamento. Muitos dos livros de Materiais Dentários sugerem frequentemente uma relação geral existente entre dureza e resistência à abrasão de resinas compostas, porém, Lappalainen et al (1989) concluíram que não havia nenhuma correlação.

Entretanto, dureza de um material é um conceito relativamente complexo de definir, originando diversas interpretações. Consequentemente, o surgimento de várias técnicas de medição e escalas comparativas como: Mohs, Brinell, Rockwell, Vickers e Knoop.

O primeiro método padronizado de ensaio de dureza, baseado no processo de riscamento, foi desenvolvido por Mohs (1822). A Escala de dureza Mohs organiza 10 minerais de acordo com sua resistência ao risco. Este método é o mais usado em mineralogia, pois permite, principalmente em trabalhos de campo, uma rápida inspeção do mineral, apesar de não ser uma escala linear e com pouca precisão. Kodaka et al (1999) mencionaram a

dureza Mohs ao estudar o efeito abrasivo no esmalte dentário de dentifrícios contendo cristais de hidróxiapatita.

Gonçalves et al em 2000 desenvolveram um método comparativo de medir a dureza Mohs através da técnica esclerométrica. Este método permitiu ao operador obter resultados, com pleno domínio da força aplicada, velocidade de riscamento, ângulo de ataque e a não fragmentação do riscador.

Lamy (1982) e De Melo (1983) descreveram que o desgaste abrasivo pode ser considerado um processo de riscamento múltiplo, consequentemente a resistência ao desgaste pode estar intimamente relacionada à resistência ao risco.

Neste estudo ao avaliar os coeficientes de desgaste das resinas compostas, amálgama, esmalte dentário humano e bovino por meio da microabrasão Calowear foi possível calcular os coeficientes de desgastes equivalentes aos padrões de Dureza Mohs e comparar estes materiais aos minerais da Escala de Dureza Mohs conforme descrito por Gonçalves et al (2002).

O amálgama GS80 e o esmalte humano apresentaram comportamento em microabrasão Calowear equivalente a minerais de dureza Mohs 5,59, 5,66 respectivamente, nas condições tribológicas impostas. Estes valores classificam aqueles materiais como um mineral de dureza Mohs igual a 5 (Apatita). Este resultado sugere uma resistência ao desgaste abrasivo semelhante para estes materiais, estando de acordo com Condon & Ferracane (1996), Kawai & Tsuchitani (1994), Yap et al (1999) e Yip et al (2004) que afirmam que o amálgama apresenta um desgaste muito próximo ao do esmalte dentário humano tanto em testes in vivo quanto in vitro.

Outro aspecto positivo foi a classificação do esmalte bovino também com valor Mohs igual a 5. este resultado argumenta a favor da utilização de dentes bovinos em substituição ao dente humano em testes de desgaste in vitro. Da mesma forma, Attin et al (1997), devido a semelhanças morfológicas observadas durante a evolução das lesões erosivas, acreditam que os resultados obtidos com o esmalte dentário bovino podem ser extrapolados para esmalte dentário humano.

As resinas compostas estudadas apresentam comportamento em microabrasão Calowear equivalente a minerais de dureza Mohs igual a 4 (Fluorita). Os valores médios obtidos para cada um dos onze materiais diferem numericamente, porém não ultrapassam 4,68. Say et al (2003) não encontraram diferenças estatísticas entre os valores de dureza para a maioria das resinas compostas avaliadas. Por outro lado, Mandikos et al (2001) estabeleceram uma ordem por meio de testes não paramétricos.

Apesar dos valores serem muito próximos numericamente, não significam resistências ao desgaste semelhantes. Considerando que a escala de dureza Mohs é exponencial, as resinas compostas apresentam resistência à abrasão inferior ao dos esmaltes dentários humano e bovino e o amálgama se mostrou equivalente a estes.

A resistência ao desgaste dos materiais restauradores tem conseqüências importantes para o equilíbrio oclusal e de acordo com DeLong (2006) clinicamente duas situações podem ocorrer: o esmalte provocar um desgaste abrasivo nas restaurações ou o material restaurador desgastar o esmalte. Esta segunda opção é uma condição inaceitável uma vez que o esmalte não se regenera de uma perda estrutural.

O desequilíbrio causado pelo desgaste do material restaurador tem potenciais implicações biomecânicas podendo causar danos irreparáveis à condição biológica, funcional e estética do sistema estomatognático como bem destacam Hu et al (2002), Bianchi et al (2003), Nagarajan et al (2004); Suzuki (2004) e Yip et al (2004).

Fernandes Neto (1999) descreve que distúrbios oclusais frequentemente se manifestam como contatos oclusais antagônicos prematuros, restaurações dentárias sem contatos oclusais, extrusão dentária ou ausência dentária. Segundo os autores, esses fatores podem causar desarranjo das articulações temporo-mandibulares, associada à perda da dimensão vertical ou a outra maloclusão.

De acordo com os resultados obtidos em nosso estudo, o esmalte dentário humano apresentou numericamente o menor K_S ($1,3716E-11$) e estatisticamente a maior resistência a microabrasão dentre os materiais

ensaiados. O esmalte dentário bovino apresentou $K_S=1,7517E-11$, numericamente superior ao esmalte dentário humano e ao amálgama GS80 ($K_S=1,4703E-11$), porém inferior a todas as resinas compostas. Houve diferença estatística entre esmalte dentário humano e esmalte dentário bovino, contudo, este não apresentou diferença estatística em relação ao amálgama GS80, ou seja, esmalte dentário bovino apresenta resistência a microabrasão semelhante ao amálgama GS80.

Não foi observada diferença estatística entre o esmalte dentário humano e o amálgama GS80 ($p>0,05$) mostrando comportamento abrasivo semelhante entre estes dois materiais, fato comprovado também por Hudson et al (1995) e Yap et al (1999). Dentre os materiais restauradores o amálgama GS80 apresentou numericamente a maior resistência a microabrasão que as resinas compostas. Resultados semelhantes foram obtidos no estudo de Yip et al (2004) que afirmam que as resinas compostas de forma geral têm mostrado taxas de desgaste abrasivo maiores que as ligas de amálgama em restaurações em dentes posteriores.

Desta forma as resinas compostas têm motivado estudos na busca de novas formulações como relatam Leinfelder (1997), Jackson & Morgan (2000) e Clelland et al (2003). Segundo Reich et al (2004) e Yap et al (2004) as resinas compostas apresentam duas fases (orgânica e inorgânica) e a combinação destas produz propriedades que não seriam alcançadas por nenhuma delas isoladamente.

De acordo com Condon & Ferracane (1997) as propriedades globais de uma resina composta são influenciadas pelo tamanho e conteúdo por volume das partículas de carga além do seu grau de união com a matriz resinosa. Yap et al (2004) afirmaram que resultados positivos nas propriedades mecânicas são alcançados quando se utilizam partículas de tamanhos médios menores e maior concentração por volume. Contudo, ressaltam Hu et al (2003) o efeito disto na resistência ao desgaste não é diretamente proporcional e tem uma relação complexa com outras propriedades.

Com relação à influência do tamanho médio das partículas de carga nas resistências ao microdesgaste abrasivo, duas resinas compostas utilizadas

neste estudo merecem destaque. O material Z100 (0,60 μm) que obteve numericamente o maior K_S (4,7050E-11) e Surefil (0,80 μm) o segundo menor K_S (3,8726E-11) com diferença estatística entre eles com nível de significância de ($p < 0,001$), resultado semelhante também relatado por Suzuki (1999) e Yap et al (2002). Considerando que ambas apresentam a mesma concentração de partículas de carga por volume (66%) é possível que essa superioridade possa ser justificada pela composição de sua matriz orgânica Z100 (Bis-GMA e TEGDMA) e Surefil (Bis-GMA e uretano modificado) devido a presença do uretano modificado.

Dentre as resinas compostas avaliadas neste estudo, Filtek Supreme foi quem apresentou numericamente o menor K_S e estatisticamente diferente de todas as demais. A superioridade desta resina também pode ser explicada pelo tipo, tamanho, forma e distribuição das partículas de carga do material. Esta resina composta contém uma combinação de nanopartículas não-aglomeradas de sílica com tamanho de 20 nm, e nanoaglomerados formados por partículas de zircônio/sílica cujo tamanho varia de 5 a 20 nm. O tamanho médio dos aglomerados varia de 0,6 a 1,4 μm .

Outro aspecto importante é a composição da fase orgânica dos materiais. Enquanto as resinas compostas (Charisma, Esthet X, Herculite XRV, Tetric Ceram, Z100, Surefil, ArtGlass e Cristobal) apresentam na composição Bis-GMA e TEGDMA. O material Filtek Supreme é composto por Bis-GMA, TEGDMA, UDMA e Bis-EMA. A presença dos monômeros (UDMA e Bis-EMA) pode interferir na resistência a microabrasão e podemos admitir que esta característica juntamente com o tamanho e comportamento das partículas de carga deve ser a justificativa para o melhor desempenho deste material. Este resultado está de acordo com estudo de Yap et al (2004) no qual os autores concluíram que a resistência ao desgaste abrasivo da Filtek Supreme foi superior as resinas compostas de uso universal avaliados por eles.

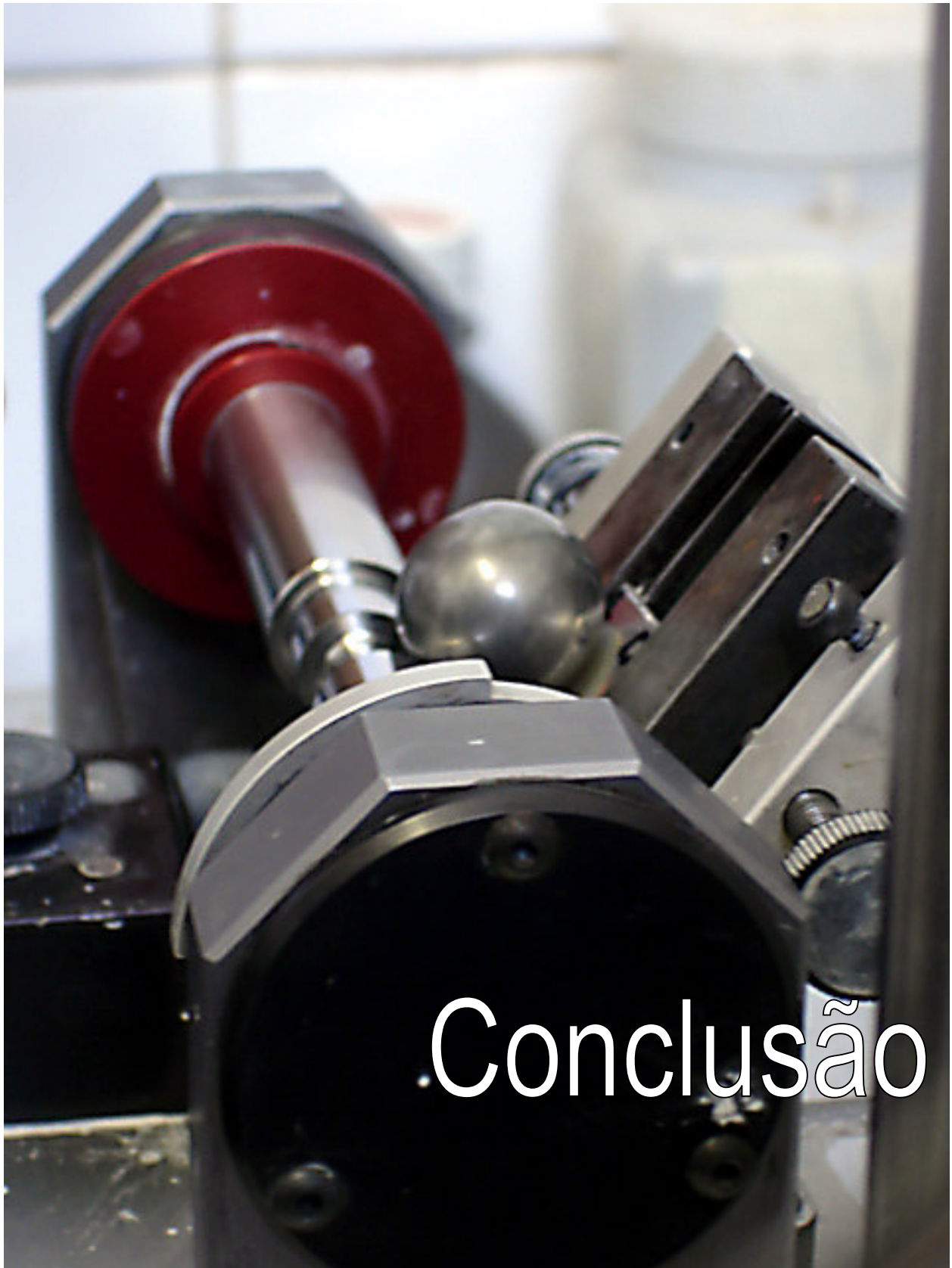
Segundo Touati (1996) as resinas compostas laboratoriais foram desenvolvidas como alternativa às restaurações indiretas de cerâmica devido a abrasividade, friabilidade e sensibilidade técnica deste material. Todavia, nesse estudo as resinas compostas laboratoriais utilizadas (ArtGlass e Cristobal)

apresentaram resistência a microabrasão numericamente inferior e estatisticamente diferentes ($p < 0,001$) a Filtek Supreme e sem diferença estatística as resinas compostas universais e compactáveis. No estudo de Mandikos et al (2001) ArtGlass não apresentou diferença estatística do grupo controle utilizado (Heliomolar: resina composta universal) fato também encontrado por Zantner et al (2004) em que não houve diferença estatística entre ArtGlass e Charisma.

Estes resultados podem encontrar respaldo no volume e tipo de partícula de carga dos materiais. O fabricante da resina laboratorial Cristobal não informa o conteúdo em volume do material e ArtGlass apresenta 54% em volume. Uma vez que o tamanho das partículas de ambos os materiais não difere ($0,70 \mu\text{m}$) é possível que a explicação esteja na distribuição e conteúdo das mesmas. No estudo de Young & Suzuki (1999) os autores chegaram a mesma conclusão.

Um aspecto interessante a ser questionado é a utilização desses materiais para restaurações indiretas, uma vez que apresentam um custo 40% maior que a das outras resinas compostas analisadas.

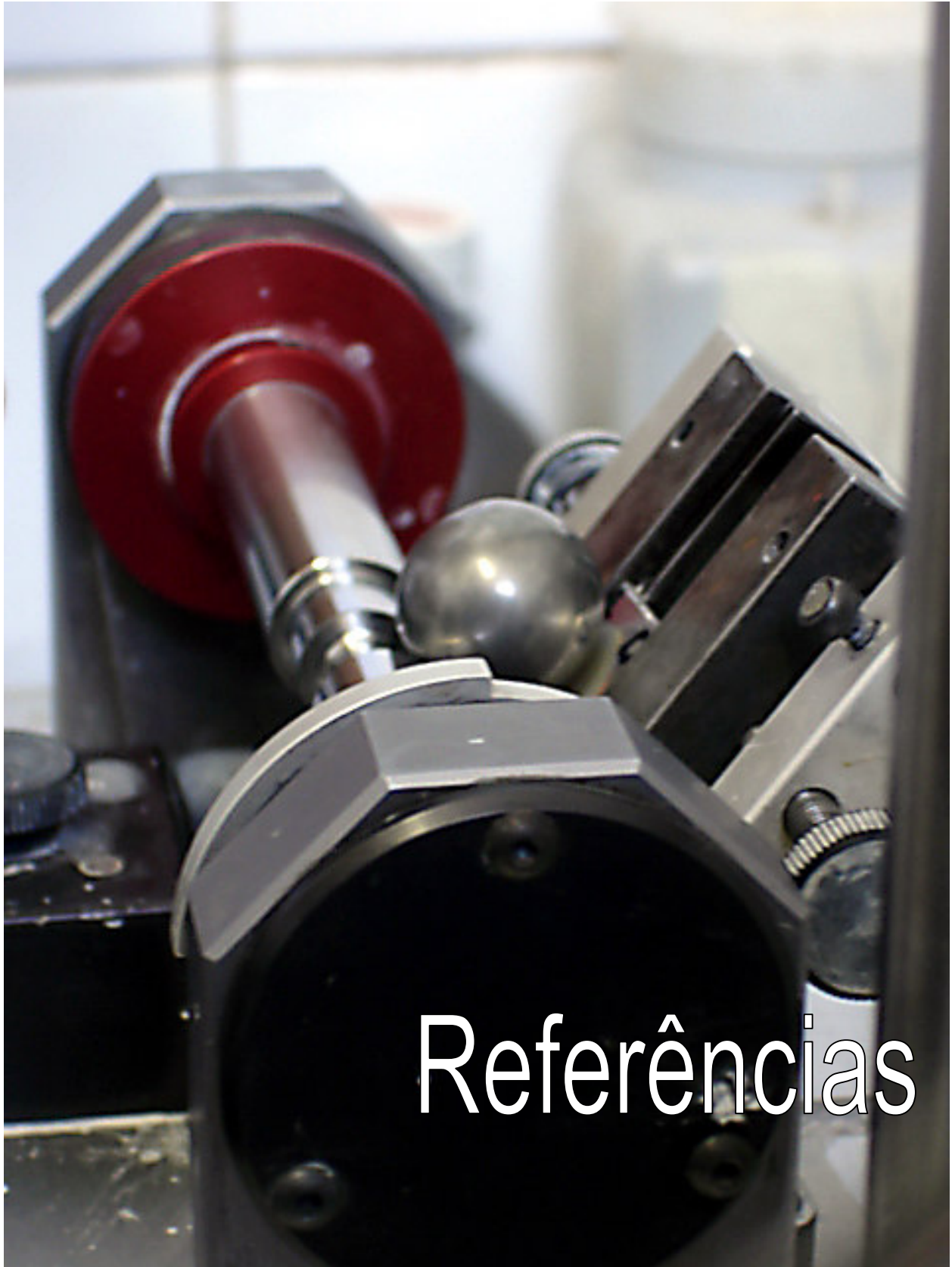
Contudo, quaisquer comparações dos resultados obtidos neste trabalho com os disponíveis na literatura são de difícil correlação devido aos dados serem concernentes as condições tribológicas impostas, ao método empregado e ao grupo de resinas compostas avaliadas.



7 – CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos e nas condições tribológicas impostas podemos concluir que:

- 1- A resistência à microabrasão das resinas compostas foi inferior ao do amálgama e esmalte dentário humano e esmalte dentário bovino;
- 2- O amálgama apresentou comportamento em microabrasão semelhante ao esmalte dentário humano e superior ao esmalte dentário bovino;
- 3- A resistência à microabrasão do esmalte dentário humano é estatisticamente diferente do esmalte dentário bovino, porém não apresentou diferença estatística em relação ao amálgama;
- 4- As resinas compostas estudadas apresentaram resistência a microabrasão estatisticamente diferentes;
- 5- A maior média de resistência a microabrasão dentre as resinas compostas estudadas foi obtida pelo material nanoparticulado;
- 6- As resinas compostas laboratoriais apresentaram um comportamento microabrasivo semelhante às resinas universais não apresentando diferença estatística entre essas resinas.



REFERÊNCIAS *

Attin T; Koidl U; Buchalla W; Schaller HG; Kielbassa AM; HELLWIG, E. Correlation of microhardness and wear in differently eroded bovine dental enamel. **Arch and Biol.** 1997; 42(3): 243-50.

Aziz RA, Harison A. Effect of impact stress on the wear of some restorative materilas and enamel. **Dent Mater.** 1988;4:261-5.

Bianchi EC, Aguiar PR, Poggi MR, Salgado MH, Freitas CA, Bianchi ARR. Estudo do desgaste abrasivo das resinas compostas disponíveis no mercado brasileiro. **Materials Research.** 2003;6(2):255-64.

Clelland NL, Villarroel SC, Knobloch LA, Seghi RR. Simulated oral wear of packable composites. **Operative Dentistry.** 2003;28(6):830-7.

Clelland NL, Pagnotto MP, Kerby RE, Seghi RR. Relative wear of flowable and highly filled composite. **J Prosthet Dent.** 2005;93:153-7.

Condon JR, Ferracane JL. Evaluation of composite wear with a new multimode oral wear simulator. **Dent Mater.** 1996;12:218-26.

Ferracane JL, Choi KK, Condon JR. In vitro wear of packable dental composites. **Comp. continuing Educ. Dent.** 1999;20(25):60-6.

Freilich MA, Goldberg AJ, Gilpatrick RO, Simonsen RJ. Three-year oclusal wear of posterior composite restorations. **Dent Mater.** 1992; 8: 224-8.

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

Gohring TN, Basek MJ, Schmidlin PR. Attritional wear and abrasive surface alterations of composite resin materials in vitro. **Journal of Dentistry**. 2002;30:119-27.

Gonçalves RA, Dal-Pont G, Werncke ASW, Riella HG, Mamede WF. Determination of Mohs hardness of glazed tiles by scratching tests. Qualicer 2000, Castellon, Spain, 2000.

Gonçalves RA, De Melo JDB, Aguiar KM, Rosa FG. Equivalent wear resistance: a new way to access abrasive wear resistance of ceramic tiles. Qualicer 2002, Castellon, Spain, 2002.

Hu X, Harrington E, Marquis PM, Shortall AC. The influence of cyclic loading on the wear of a dental composite. **Biomaterials**. 1999;907-12

Hu X, Shortall AC, Marquis PM. Wear of three dental composites under different testing conditions. **Journal of Oral Rehabilitation**. 2002;29:756-64.

Hu X, Marquis PM, Shortall AC. Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite. **J Oral Rehabilitation**. 2003;30:729-37.

Kawai K; Tsuchitani Y. In vitro quantitative assessment of generalized wear of dental composites. **J Osaka Univ Dent Sch**. 1994;34(9):9-18.

Kawai K, Leinfelder KF. In vitro evaluation of OCA wear resistance of posterior composites. **Dent Mater**. 1995;11:246-51.

Kim KH, Ong JL, Okumo O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. **J Prosthet Dent**. 2002;87:642-9.

Krejci I, Albert P, Lutz F. The influence of antagonist standardization on wear. **J Dent Res.** 1999;78(2):713-19

Lappalainen R, Yli-Urpo A, Seppä L. Wear of dental restorative and prosthetic materials in vitro. **Dent Mater.** 1989; 5:35-7.

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

Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. **J Dent Res.** 1992; 71(8):1525-9.

Mair LH. Wear in dentistry – current terminology. **J Dent.** 1992;20:140-4.

Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. **J Prosthet Dent.** 2001;85(4):386-95.

Marquis PM, Hu X, Shortall AC. Two body wear of dental composites under different loads. **Int J Prosthodont.** 2000;13:473-9.

Nagarajan VS, Jahanmir S, Thompson VP. In vitro contact wear of dental composites. **Dent Mater** 2004;20:63-71.

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

Reich SM, Petschelt A, Wichmann M, Frankenberger R. Mechanical properties and three-body wear of veneering composites and their matrices. **J Biomed Mater Res.** 2004;69A:65-9.

Sarrett DC, Coletti DP, Peluso AR. The effects of alcoholic beverages on composite wear. **Dent Mater.**2000;16:62-7.

Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. **Operative Dentistry.** 2003;5:628-34

Shabanian M; Richards LC. In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. **J Prosthet Dent.** 2002;87:650-6.

Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. **Dent Mater.** 2002;18:246-54.

Suzuki S, Suzuki SH, Cox CF. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials when placed against human enamel. **JADA.** 1996; 127: 74-80.

Suzuki, S. In vitro wear of condensable resin composite restorative. **J. Dent. Res.**1999;78:447, 1999. special Issue/Abstract 2734/

Suzuki S, Nagai E, Taira Y, Minesaki Y. In vitro wear of indirect composite restoratives. **J Prosther Dent.** 2002;88:431-6.

Suzuki, S. Simulated enamel wear during occlusal contact. **Am J Dent.** 2004;17:373-7.

Taylor DF, Bayne S.C, Sturdevant J.R, Wilder A.D. Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations, **Dent. Mat.** 1989;5(3):157-60.

Yap AUJ, Ong LFKL, Teoh SH, Hastings GW.Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOTMAT wear simulator. **Journal of Oral Rehabilitation** .1999, 26:228-35

Yap AUJ. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives.

Journal of Oral Rehabilitation. 2002;29:194-200.

Yap AUJ, Chew CL, Ong LFKL, Teoh SH. Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. **J Oral Rehabilitation** 2002;29:87-97.

Yap AUJ, Tan CH, Chung SM. Wear behavior of new composite restoratives. **Operative Dentistry.** 2004;29(3):269-74

Yip KHK, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. **Int J Prosthodont.** 2004;17:350-6.

Young HL, Suzuki S. Wear of composite resin inlays and antagonistic enamel. **Am J Dent.** 1999;12:47-50.

Zantner C, Kielbassa AM, Martus P, Kunzelmann KH. Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. **Dent Mater.** 2004;20:277-85.



OBRAS CONSULTADAS *

ABNT Associação Brasileira de Normas Técnicas NBR 13818. Placas cerâmicas para revestimento – Especificação e métodos de ensaios. ABR/1997, 78 p. Anexo D – Determinação da abrasão superficial, pp. 17 a 22, Anexo V – Determinação da dureza segundo a escala Mohs, p.71.

Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Lambrechts P. Comparison of laboratory and clinical wear rates of resin composites. **Quintessence Int.** 2004;35:269-74.

Calowear Tester: **Directions For Use**, Centre Suisse D'electronique Et De Microtechnique SA, Switzerland, 1997.

Carvalho Jr. OB, Freitas CS, Freitas FFA. Avaliação da dureza Rockwell (30T) de 29 resinas compostas. **Rev Fac Odontol Bauru.** 2002;10(4):215-23.

Coelho, R.T. Estudo experimental da propriedade de dressagem de rebolos na retificação de precisão usando o método do disco retificado, Dissertação (Mestrado) -Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, p. 122, 1991. *apud* Bianchi EC, Aguiar PR, Poggi MR, Salgado MH, Freitas CA, Bianchi ARR. Estudo do desgaste abrasivo das resinas compostas disponíveis no mercado brasileiro. **Materials Research.** 2003;6(2):255-64.

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

* De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed).

Craig RG. **Restorative dental materials**. St. Louis, MO: Mosby-Year Book; 1993.

DE MELO JDB. Structure metallurgiques et characterization de l'abrasion des fontes blanches au chrome, Tese de doutorado, Institute National Polytechnique de Grenoble, França, 1983. *apud* Gonçalves RA, Dal-Pont G, Werncke ASW, Riella HG, Mamede WF. Determination of Mohs hardness of glazed tiles by scratching tests. **Qualicer 2000**, Castellon, Spain, 2000.

DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: Rethinking the current approaches: How to measure wear. **Dent Mater**. 2006.

Fernandes Neto, AJ. Roteiro de estudo para iniciantes em oclusão. Universidade Federal de Uberlândia, 1999.

Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. **J Amer dent Ass**. 2000;131(3):375-83.

Kodaka T, Kobori M, Hirayama A, Abe M. Abrasion of human enamel by brushing with a commercial dentifrice containing hydroxyapatite crystals in vitro. **J Electron Microsc**. 1999;48;167-72

LAMY, B. Contribution a L'etude phenomenologique de l'enlevement de matiere et de la deformation des surfaces antagonistes dans les processus d'abrasion. Tese de doutorado. Université de Haute Alsace, França, 1982. *apud* Gonçalves RA, Dal-Pont G, Werncke ASW, Riella HG, Mamede WF. Determination of Mohs hardness of glazed tiles by scratching tests. **Qualicer 2000**, Castellon, Spain, 2000.

Leinfelder KF, Beaudreau RW, Mazer RB. An in vitro device for predicting clinical wear. **Quintessence Int**. 1989;20:755-61

Leinfelder KF. Posterior composite resins: the materials and their clinical performance. **J Am Dent Assoc.** 1995;126:663-8.

Leinfelder KF. New developments in resin restorative systems. *J. Amer. Dent Ass.* 1997;128(5):573-84.

Leinfelder KF, Suzuki S. In vitro wear device for determining posterior composite wear. **J Am Dent Assoc** 1999;130:1347-1353.

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

Ratlledge DK, Smith BGN, Wilson RF. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. **J Prosthet Dent.** 1994;72(2):194-203.

Santos MJMC, Silva e Souza JR MN, Mondelli RFL. Novos conceitos relacionados à fotopolimerização das resinas compostas. **JBD.** 2002;1:14-21.

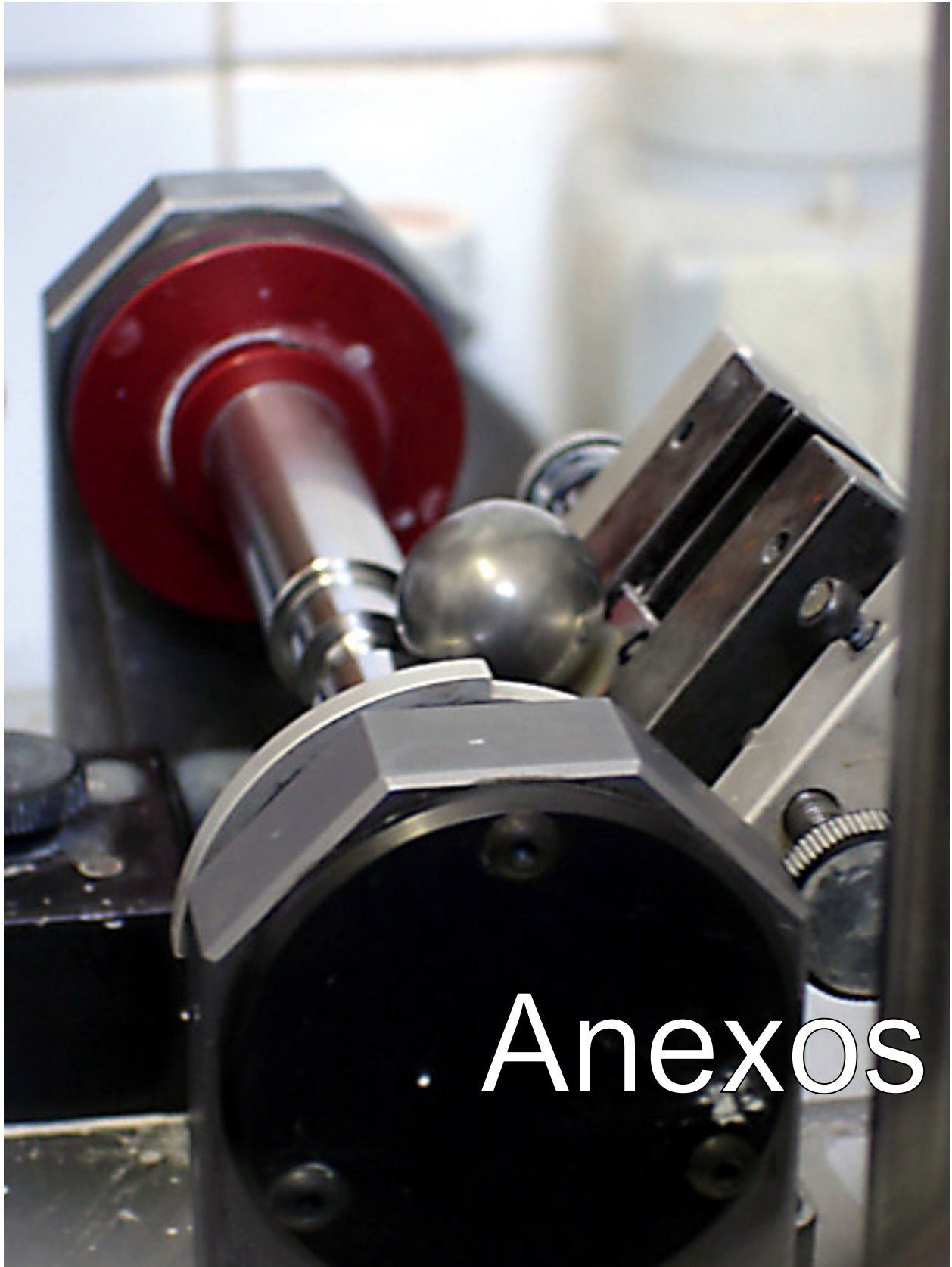
Touati, B. The evolution of aesthetic materials for inlays and onlays; a review. **Pract. Pediodontic. Aesthet. Dent.** 1996; 8(7):657-66,

Yap AUJ, Ong LFKL, Teoh SH, Hastings GW. Comparative wear ranking of dental restoratives with the BIOMAT wear simulator. **J Oral Rehabilitation.** 1999;26:228-35.

Yap AUJ. Occlusal contact area (OCA) wear of two new composite restoratives. **J Oral Rehabilitation.** 2002;29:194-200.

Ziemięcki TL, Wendt Jr SL, Leinfelder KF. Methodology for proximal wear evaluation in posterior resin composites. **Am J Dent.** 1992;5:203-7.

Zum-Gahr K.H. **Classification of wear process. In: Microstructure and wear of materials** (ed K.H. Zum-Gahr) 1987.



ANEXO I



Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP
Av. João Naves de Ávila, nº 2160 - Bloco J - Campus Santa Mônica – Uberlândia/MG
CEP 38400-089 - FONE: (34) 3239-4131

PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA Nº 173/05

Registro CEP: 073/05

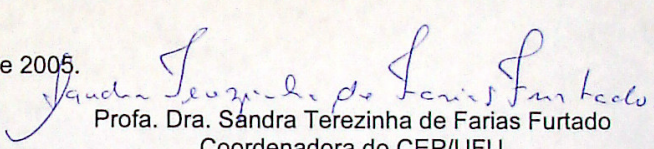
PROJETO DE PESQUISA:

"Avaliação da resistência ao desgaste de materiais odontológicos através dos ensaios de microdesgaste e abrasão a dois corpos".

Pesquisador Responsável: Profª. Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela **APROVAÇÃO DO PROJETO** de pesquisa proposto.

Uberlândia, 15 de junho de 2005.


Profa. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora do CEP/UFU

Orientações ao pesquisador:
(Para parecer Aprovado ou Aprovado com Recomendações)

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma da Res. 196/96 CNS.

ANEXO II



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
"CAMPUS" DE RIBEIRÃO PRETO
TELEFONE: PABX 602.3000 – FAX: (0XX16) 633.1586
14049-900 – RIBEIRÃO PRETO – ESTADO DE SÃO PAULO

Interessado(a): FERNANDO NASCIMENTO

Orientador(a): Profª. Dra. JESUÂNIA MARIA GUARDIERO AZEVEDO
PFEIFER

Projeto: *"Avaliação da resistência ao desgaste de materiais odontológicos através dos ensaios de microdesgaste e abrasão a dois corpos".*

INFORMAÇÃO

Os membros da Comissão de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo analisaram o projeto intitulado *"Avaliação da resistência ao desgaste de materiais odontológicos através dos ensaios de microdesgaste e abrasão a dois corpos"* e consideraram que não é necessária a aprovação do CETEA sobre o projeto, por se tratar de utilização de animais que não serão abatidos com a finalidade de utilização para a pesquisa, uma vez que se destinam a comercialização para consumo humano.

Ribeirão Preto, 14 de junho de 2005.

Sandra Maria de Cara Galeani
Secretária da Comissão de Ética em
Experimentação Animal

ANEXO III



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Faculdade de Odontologia
Área de Dentística e Materiais Odontológicos



Av. Pará, 1720 – Bloco 2B – Sala 2B24 – Campus Umuarama – 38400-902 – Uberlândia-MG

TERMO DE CONSENTIMENTO

Solicito sua autorização e colaboração para doar seus dentes (terceiros molares) extraídos na clínica de Cirurgia da FOUFU.

Informo que os dentes obtidos serão utilizados em uma pesquisa **(Avaliação da resistência ao desgaste de materiais odontológicos através dos ensaios de microdesgaste e abrasão a dois corpos)**, cujo objetivo é avaliar a resistência ao desgaste do dente humano, bovino, amálgama em relação a diferentes compósitos.

Garanto que sua participação no estudo será mantida em sigilo, tudo será realizado no sentido de não causar nenhum prejuízo, e as informações obtidas serão exclusivamente utilizadas com finalidade científica. Você tem a liberdade de desistir de participar da pesquisa quando desejar.

Sua participação é muito importante, pois, sem a qual a pesquisa não seria realizada. Antecipadamente agradeço a sua valorosa colaboração.

Concordo voluntariamente: _____

Prontuário: _____ RG() / CPF() _____

Endereço: _____ fone: _____

Assinatura: _____

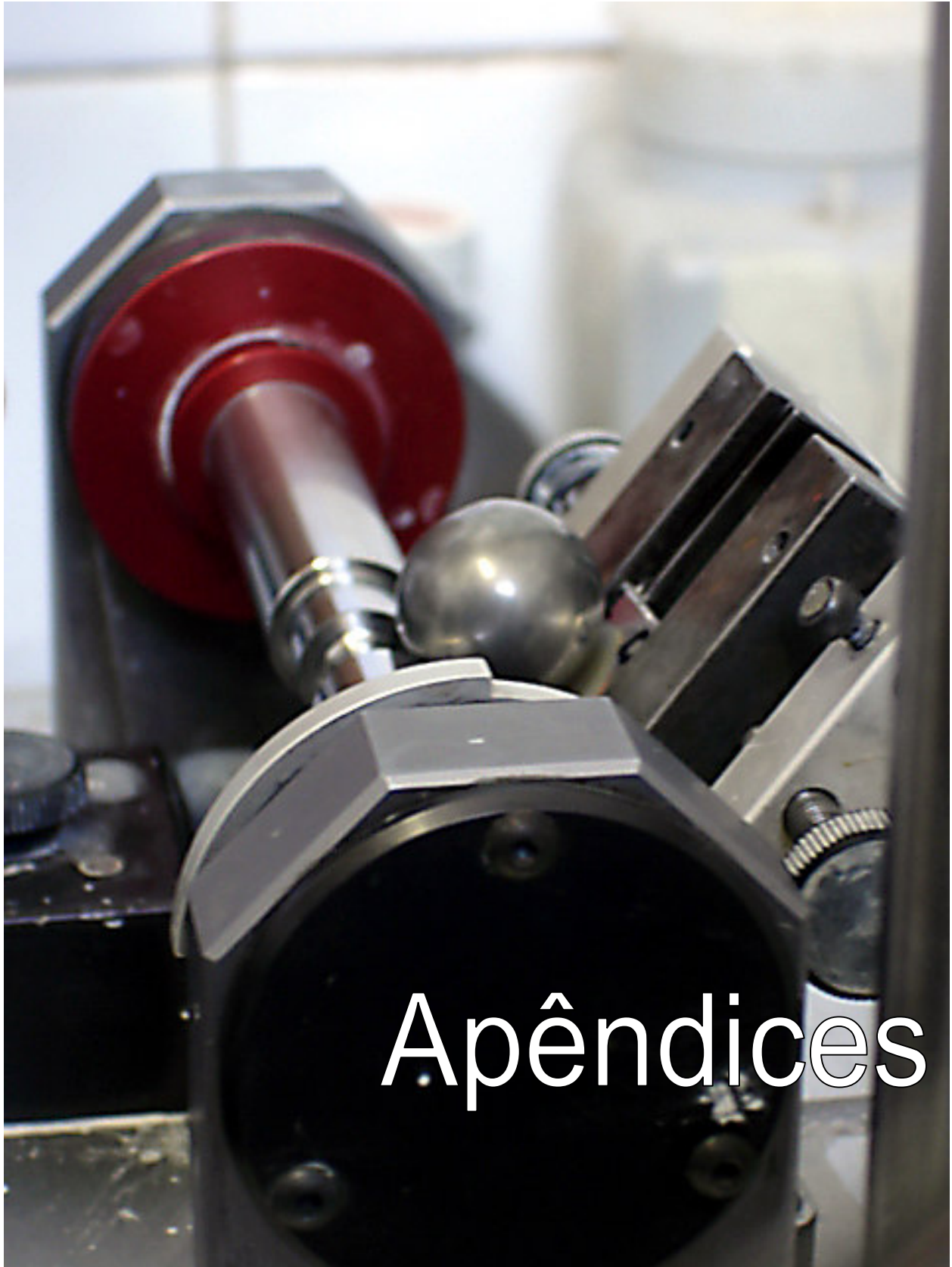
Pesquisador: Fernando Nascimento

Orientadora: Profa. Dra. Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer

Os responsáveis por esta pesquisa encontrar-se-ão na Área de Dentística e Materiais Odontológicos – Av. Pará, 1720 – Bloco 2B – Sala 2B24 – Campus Umuarama - Fone: (34) 3218-2255. Ou pelos telefones:

Fernando Nascimento: (34) 3235-4545 – (34) 8821-1611

Jesuânia Maria Guardiero Azevedo Pfeifer: (34) 9971-7057



Apêndice A: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Esmalte Humano.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	148,00	0,168	1309,62	6,82	1,2643E-11
2	139,00	0,169	1346,72	6,40	1,4964E-11
3	148,00	0,172	1354,07	6,82	1,4112E-11
4	143,00	0,168	1314,76	6,59	1,3252E-11
5	140,00	0,168	1305,54	6,45	1,3160E-11
6	139,00	0,168	1322,27	6,40	1,3990E-11
8	139,00	0,168	1323,02	6,42	1,3754E-11
7	136,00	0,169	1331,46	6,27	1,4613E-11
9	139,00	0,168	1299,04	6,40	1,2993E-11
10	137,00	0,169	1324,30	6,31	1,4196E-11
Média					1,3716E-11
Desvio					8,27175E-13

Apêndice B: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Esmalte Bovino.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	128,00	0,167	1434,66	5,90	2,1179E-11
2	123,00	0,167	1349,25	5,67	1,7242E-11
3	132,00	0,166	1350,02	5,54	1,7542E-11
4	133,00	0,167	1382,42	6,13	1,7573E-11
5	132,00	0,166	1362,35	6,17	1,7523E-11
6	132,00	0,166	1396,43	6,08	1,8490E-11
7	130,00	0,167	1349,60	5,99	1,6331E-11
8	130,00	0,167	1304,17	5,99	1,4241E-11
9	132,00	0,167	1379,65	6,08	1,7565E-11
10	130,00	0,167	1528,94	5,99	2,6819E-11
Média					1,7517E-11
Desvio					1,83747E-12

Apêndice C: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de GS80.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (μm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	134,00	0,166	1332,55	6,17	1,5103E-11
2	135,00	0,167	1342,79	6,22	1,5411E-11
3	134,00	0,165	1315,11	6,17	1,4415E-11
4	135,00	0,164	1303,82	6,22	1,3950E-11
5	135,00	0,165	1329,79	6,22	1,5003E-11
6	135,00	0,165	1323,32	6,22	1,4713E-11
7	134,00	0,166	1306,24	6,17	1,3987E-11
8	132,00	0,165	1325,70	6,08	1,5110E-11
9	129,00	0,165	1307,60	5,94	1,4634E-11
10	131,00	0,165	1304,87	6,04	1,4334E-11
Média					1,4703E-11
Desvio					5,10451E-13

Apêndice D: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Filtek Supreme.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (μm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	149,00	0,164	1687,76	6,86	3,5380E-11
2	151,00	0,164	1668,30	6,96	3,3431E-11
3	150,00	0,183	1697,23	6,91	3,2208E-11
4	140,00	0,160	1655,03	6,50	3,4273E-11
5	151,00	0,161	1705,87	6,96	3,7113E-11
6	151,00	0,162	1684,34	6,96	3,5165E-11
7	141,00	0,185	1661,84	6,50	3,1238E-11
8	141,00	0,184	1658,06	6,50	3,1039E-11
9	139,00	0,184	1757,41	6,40	3,9738E-11
10	152,00	0,184	1695,63	7,00	3,1492E-11
Média					3,4295E-11
Desvio					4,09564E-12

Apêndice E: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Surefil.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	125,00	0,173	1690,84	5,76	4,0388E-11
2	125,00	0,173	1675,11	5,76	3,8794E-11
3	126,00	0,171	1660,44	5,80	3,7700E-11
4	124,00	0,172	1659,07	5,71	3,7960E-11
5	126,00	0,171	1682,66	5,80	3,9759E-11
6	125,00	0,172	1674,45	5,76	3,9071E-11
7	126,00	0,171	1678,35	5,80	3,9238E-11
8	127,00	0,171	1675,11	5,85	3,8743E-11
9	124,00	0,174	1651,91	5,71	3,6878E-11
10	124,00	0,173	1727,04	5,71	4,4186E-11
Média					3,8726E-11
Desvio					1,07655E-12

Apêndice F: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Filtek P60.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	125,00	0,165	1696,92	5,76	4,2834E-11
2	128,00	0,165	1699,40	5,90	4,2204E-11
3	132,00	0,164	1685,07	6,08	3,9683E-11
4	128,00	0,165	1682,27	5,90	4,0405E-11
5	129,00	0,166	1721,59	5,94	4,3841E-11
6	129,00	0,165	1722,58	5,94	4,4209E-11
7	128,00	0,165	1672,77	5,90	3,9500E-11
8	128,00	0,167	1677,80	5,90	3,9617E-11
9	128,00	0,167	1644,36	5,90	3,6442E-11
10	125,00	0,166	1700,80	5,76	4,2967E-11
Média					4,0971E-11
Desvio					2,5048E-12

Apêndice G: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Herculite.

n° medição	n° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	135,00	0,167	1834,01	8,38	3,9780E-11
2	129,00	0,171	1881,49	9,35	3,8578E-11
3	144,00	0,165	1783,76	6,63	4,5536E-11
4	151,00	0,161	1818,25	6,96	4,7902E-11
5	124,00	0,163	1675,85	5,71	4,1707E-11
6	126,00	0,165	1681,61	5,80	4,0982E-11
7	129,00	0,164	1718,83	5,94	4,3958E-11
8	132,00	0,169	1675,46	6,08	3,7749E-11
9	128,00	0,163	1698,04	5,90	4,2456E-11
10	127,00	0,163	1678,88	5,85	4,1018E-11
Média					4,2072E-11
Desvio					3,30089E-12

Apêndice H: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Z250.

n° medição	n° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	130,00	0,170	1702,09	5,99	4,0465E-11
2	130,00	0,170	1724,98	5,99	4,2686E-11
3	130,00	0,170	1731,83	5,99	4,3368E-11
4	130,00	0,169	1741,75	5,99	4,4766E-11
5	132,00	0,169	1739,34	6,08	4,3714E-11
6	127,00	0,169	1726,38	5,85	4,4096E-11
7	129,00	0,166	1687,76	5,94	4,0373E-11
8	129,00	0,166	1697,34	5,94	4,1422E-11
9	127,00	0,168	1705,86	5,85	4,2414E-11
10	127,00	0,168	1708,62	5,85	4,2689E-11
Média					4,2589E-11
Desvio					1,56946E-12

Apêndice I: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de ArtGlass.

n° medição	n° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	165,00	0,161	1793,33	7,60	4,1613E-11
2	163,00	0,160	1762,97	7,51	3,9589E-11
3	163,00	0,160	1773,87	7,51	4,0578E-11
4	163,00	0,159	1817,23	7,51	4,4833E-11
5	163,00	0,160	1781,70	7,51	4,1298E-11
6	167,00	0,160	1810,74	7,69	4,2868E-11
7	167,00	0,159	1786,48	7,69	4,1001E-11
8	167,00	0,159	1803,57	7,69	4,2458E-11
9	164,00	0,159	1875,98	7,56	5,0608E-11
10	167,00	0,159	1788,89	7,69	4,1223E-11
Média					4,2761E-11
Desvio					3,3045E-12

Apêndice J: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Esthet X.

n° medição	n° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	129,00	0,170	1794,31	5,94	5,0361E-11
2	135,00	0,169	1737,63	6,22	4,2575E-11
3	136,00	0,169	1750,28	6,27	4,3506E-11
4	135,00	0,169	1756,08	6,22	4,4412E-11
5	135,00	0,170	1746,85	6,22	4,3358E-11
6	133,00	0,169	1734,55	6,13	4,3037E-11
7	133,00	0,169	1763,59	6,13	4,5856E-11
8	133,00	0,169	1727,04	6,13	4,2171E-11
9	133,00	0,168	1747,90	6,13	4,4510E-11
10	135,00	0,168	1724,98	6,22	4,1719E-11
Média					4,4421E-11
Desvio					2,49265E-12

Apêndice K: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Cristobal.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	164,00	0,157	1819,29	7,56	4,5478E-11
2	162,00	0,160	1816,90	7,49	4,4425E-11
3	165,00	0,163	1815,17	7,60	4,3140E-11
4	162,00	0,159	1817,89	7,47	4,4559E-11
5	163,00	0,159	1802,90	7,51	4,3573E-11
6	161,00	0,157	1802,91	7,42	4,4536E-11
7	162,00	0,162	1827,16	7,46	4,5250E-11
8	161,00	0,159	1802,24	7,42	4,3911E-11
9	163,00	0,161	1831,56	7,51	4,5832E-11
10	163,00	0,158	1834,32	7,51	4,6987E-11
Média					4,4531E-11
Desvio					1,02816E-12

Apêndice L: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Charisma.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	119,00	0,174	1731,20	5,48	4,6354E-11
2	124,00	0,177	1727,42	5,71	4,3226E-11
3	125,00	0,174	1748,53	5,76	4,5923E-11
4	124,00	0,170	1720,05	5,72	4,5946E-11
5	126,00	0,172	1762,23	5,80	4,7551E-11
6	127,00	0,171	1738,33	5,85	4,4931E-11
7	125,00	0,171	1763,56	5,76	4,8217E-11
8	126,00	0,171	1751,01	5,80	4,6487E-11
9	124,00	0,170	1701,35	5,71	4,2475E-11
10	123,00	0,168	1710,69	5,67	4,4158E-11
Média					4,5932E-11
Desvio					2,29689E-12

Apêndice M: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Tetric Ceram.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	141,00	0,182	1835,30	6,50	4,7106E-11
2	142,00	0,182	1831,56	6,54	4,6395E-11
3	142,00	0,183	1827,09	6,54	4,5817E-11
4	142,00	0,182	1839,07	6,54	4,5983E-11
5	146,00	0,181	1856,20	6,73	4,7864E-11
6	146,00	0,183	1867,49	6,73	4,8503E-11
7	142,00	0,181	1794,38	6,54	4,2977E-11
8	145,00	0,183	1798,12	6,68	4,1976E-11
9	146,00	0,182	1848,30	6,73	4,6925E-11
10	149,00	0,181	1820,66	6,86	4,3410E-11
Média					4,5946E-11
Desvio					2,30885E-12

Apêndice N: Valores obtidos do Teste de Microdesgaste para as amostras de Z100.

n° medição	n ° voltas	Força (N)	b (µm)	L (m)	K _S (m ² /N)
1	127,00	0,168	1790,61	5,85	5,1491E-11
2	131,00	0,167	1775,27	6,04	4,8519E-11
3	149,00	0,167	1800,46	6,86	4,5132E-11
4	126,00	0,166	1725,02	6,30	4,7104E-11
5	142,00	0,166	1741,72	6,54	4,1722E-11
6	136,00	0,165	1694,96	6,27	3,9189E-11
7	126,00	0,166	1717,43	5,80	4,4452E-11
8	122,00	0,166	1739,31	5,62	4,8294E-11
9	118,00	0,165	1801,20	5,44	5,7600E-11
10	143,00	0,166	1799,17	6,59	4,7031E-11
Média					4,7050E-11
Desvio					5,79829E-12