PRISCILA NAKASONE UEHARA

**Análise do comportamento do coeficiente de desgaste nas
diferentes camadas dos Dentes de Resina Acrílica**

São Paulo

2016

PRISCILA NAKASONE UEHARA

**Análise do comportamento do coeficiente de desgaste nas
diferentes camadas dos Dentes de Resina Acrílica**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Prótese Dentária

Orientador: Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Uehara, Priscila Nakasone.

Análise do comportamento do coeficiente de desgaste nas diferentes camadas dos Dentes de Resina Acrílica / Priscila Nakasone Uehara ; orientador. Dalva Cruz Laganá -- São Paulo, 2016.

74 p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Dente artificial. 2. Desgaste dos dentes. 3. Prótese Total. I. Laganá, Dalva Cruz. II. Título.

Uehara PN. Análise do comportamento de desgaste nas diferentes camadas dos Dentes de Resina Acrílica. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: / /2016

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

AGRADECIMENTOS

Meus pais **Paulo e Fátima**, sem a dedicação e ensinamento de vocês, nada seria possível. Cada passo meu, cada conquista devo a todo sacrifício que fizeram e fazem por mim, sem medirem esforços. Obrigada por todo apoio e suporte em minhas escolhas! Espero nessa vida conseguir retribuir toda dedicação e amor que tiveram e tem comigo.

Minha irmã **Paula**. Obrigada por estar ao meu lado nessa jornada. Tenho grande e eterna admiração por você.

Meu amado namorado **Paulo**, obrigada por ser meu alicerce, por estar ao meu lado em cada momento e por sempre acreditar que TUDO VAI DAR CERTO!

Profª Dalva, sempre agradeço a Deus por você ter aceitado orientar meu trabalho durante o mestrado e pela confiança depositada em todos os momentos.

Profª Regina, mestre e amiga, exemplo de profissional e pessoa, agradeço por todas as oportunidades.

Prof. Rafael, obrigada por ter acreditado em mim, pelo exemplo de caráter e conduta pessoal e profissional.

Prof. Roberto, obrigada por disponibilizar seu tempo e todo material necessário para realização deste estudo.

Aos Professores do Departamento de Prótese, vocês são meus grandes exemplos, admiro cada um de vocês. Obrigada por toda dedicação, pelos ensinamentos, por todo apoio durante essa fase e pelas oportunidades.

Prof. Atlas, Prof. Yamada, Prof. Vyto, Profª.Cecília, Prof. Márcio, Prof. Newton.

Queridos amigos de pós-graduação, agradeço pela parceria e amizade durante esses 2 anos. Obrigada por toda ajuda, apoio em momentos difíceis, pelo trabalho em equipe e pelo carinho de cada um! De uma forma única e bem especial, criamos laços de amizade.

Aos técnicos que tanto me ajudaram a realizar esse trabalho. Obrigada por toda disposição e paciência ao me ensinarem como utilizar os equipamentos necessários para os testes, por esclarecerem minhas dúvidas e por todas dicas importantíssimas.

Laboratório de Prótese (FOUSP): **Paula e Luis**

Laboratório de Materiais (FOUSP): **Antonio**

Laboratório da Mecânica (POLI-USP): **Chico, Fabio e Leandro**

Pessoas queridas

Nem tenho palavras para agradecer-lhes pelos diversos momentos de alegria, de apoio, de orações e pensamentos positivos, de risadas, de cumplicidade, de amizade sincera... obrigada!! Vocês são especiais para mim, tenho grande carinho por cada um de vocês que estão e estiveram presentes na minha vida.

Ellen, Laysa, Luciana, Carolina I., Danilo, Wallace, Jun, Roger, Tatiana, Karin, Victor.

Às bibliotecárias da SDO (FOUSP) **Glauci e Vânia** por toda atenção, ajuda com a correção da formatação do texto e preparo da ficha catalográfica.

"Tenho a impressão de ter sido uma criança brincando à beira-mar, divertindo-me em descobrir uma pedrinha mais lisa ou uma concha mais bonita que as outras, enquanto o imenso oceano da verdade continua misterioso diante de meus olhos"

Isaac Newton

RESUMO

Uehara PN. Análise do comportamento do coeficiente de desgaste nas diferentes camadas dos Dentes de Resina Acrílica [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

O objetivo desse estudo foi analisar o comportamento de desgaste das camadas correspondentes ao esmalte e à dentina. Foram utilizados incisivos centrais superiores de seis modelos comerciais de dentes artificiais para confecção dos corpos de prova (Premium, Magister, Vivodent PE, Biotone, Artiplus IPN e Trilux). O número total de amostras foi igual a cinco para cada marca comercial. Para analisar o coeficiente de desgaste dos dentes artificiais o ensaio de desgaste micro-abrasivo foi em função da Distância de deslizamento (S) e da Força normal (N), sob condições de N constante. As crateras de desgaste foram realizadas sem paradas intermediárias para obtenção da evolução do diâmetro da cratera em função do tempo de ensaio. Os tempos de ensaio foram: 5; 8,33 e 11,66 minutos, os pontos para realização dos ensaios foram escolhidos aleatoriamente. Para cada condição de ensaio foram realizadas cinco repetições. As crateras foram analisadas por meio de microscópio óptico e as medições foram realizadas por meio do software ©Leica Microsystems. Para todas as análises, a normalidade da distribuição dos dados e a homogeneidade foram testadas. Análise de Variância (ANOVA) 2-fatores e o Teste de Tukey para comparações múltiplas foram calculados a partir dos valores obtidos no t_3 . O menor e maior valor obtido de k foram respectivamente $k=22,60 \cdot 10^{-4}$ (Ar) e $k=47,8 \cdot 10^{-4}$ (Ma). Para os fatores marca ($p=0.0012$) e região ($p=0.028$) as diferenças foram estatisticamente significantes, no entanto para marca x região ($p=0.16$) não houve diferença significativa. De acordo com os resultados apresentados, conclui-se que o comportamento observado do coeficiente de desgaste em todas as amostras, esmalte e dentina, teve como mecanismo o riscamento. Também, foi possível estabelecer diferenças do comportamento ao desgaste dos dentes artificiais de resina acrílica de diferentes marcas comerciais e suas camadas. E o ensaio de micro abrasão com esfera rotativa fixa é apropriado para o estudo de materiais poliméricos utilizados na Odontologia.

Palavras-chave: Dente artificial. Desgaste dos dentes. Prótese total. Micro-abrasão dos dentes.

ABSTRACT

Uehara PN. Analysis of the behavior of wear coefficient in the different layers of Acrylic Resin Teeth [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

The aim of this study was to analyze the wear behavior of the layers of artificial teeth corresponding to the enamel and dentine by means of micro-abrasive wear with "ball-cratering". Upper central incisors of six artificial teeth commercial brands were used to confection of the test specimens (Premium, Magister, Vivodent PE, Biotone, Artiplus IPN e Trilux). The total number of samples was five to each commercial brand. To analyze the artificial teeth wear coefficient, the micro-abrasive wear testing was performed according to Distance sliding (S) and normal Force (N), under conditions of constant N. The wear craters were made without intermediate stops in order to obtain the evolution of craters diameter in accordance to in the experiment duration. The testing times were: 5; 8,33 and 11,66 minutes, the points to the testing execution were chosen randomly. Three repetitions were used for each testing condition. Craters were analyzed with optical microscopes and measurements were taken with the software ©Leica Microsystems. For all analyses data distribution normality and homogeneity were tested. "Analysis of Variance" (ANOVA) 2- factors and Tukey Test to multiple comparisons were calculated from the obtained values in t_3 . The lowest and biggest values obtained of k were $k=22,60 \cdot 10^{-4}$ (Ar) and $k=47,8 \cdot 10^{-4}$ (Ma), respectively. In relation to brand factors ($p=0.0012$) and region ($p=0.028$) the differences were statistically significant, however regarding to brand x region ($p=0.16$) there was no significant difference. According to the results, it can be concluded that the behavior of the wear coefficient in all samples, enamel and dentin presented *grooving abrasion*. Also, it was possible to observe differences in wear behavior of brands of acrylic resin artificial teeth and its layers. The micro-abrasive wear with "ball-cratering" test is appropriate for the study of polymeric materials in Dentistry.

Keywords: Artificial teeth. Dental wear. Complete denture. Dental microabrasion.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACTA	Academic Center for Dentistry Amsterdam
AISI	American Iron and Steel Institute
Ar	Artiplus IPN
Bi	Biotone IPN
DCL	Double cross-linked
H	Dureza
H ₂ O	Água
IPN	Interpenetrating polymer networks
ISO	International Standard Organization
Ma	Magister
MPM	Matrizes poliméricas múltiplas
OMC	Cerâmica organicamente modificada
PMMA	Poli (metacrilato de metila)
Pr	Premium
PVC	Policloreto de polivinila
RPD	Regime Permanente de Desgaste
RPM	Rotações por minuto
Tr	Trilux
Vi	SR Vivodent PE

LISTA DE SÍMBOLOS

pH	Potencial hidrogeniônico
N	Força normal aplicada (Newton)
Q	Taxa de desgaste
k	Coeficiente de desgaste
D_p	Tamanho médio das partículas abrasivas
H_s	Dureza da superfície
H_E	Dureza da esfera
V	Volume da cratera de desgaste
T	Força tangencial
f	Função
t	Tempo de ensaio
n°	Número
n	Número da amostra
α	Alfa
ξ	Severidade do desgaste
SiO_2	Sílica
HK	Hardness Knoop

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
2.1	DENTES DE RESINA ACRÍLICA.....	21
2.2	DESGATE.....	22
2.3	TRIBOLOGIA APLICADA AOS DENTES.....	24
2.4	ENSAIOS DE MICRO-ABRASÃO	26
2.4.1	Severidade do ensaio	27
2.4.2	Ensaio de micro-abrasão por esfera rotativa fixa	29
2.4.3	Regime permanente de desgaste-RPD	30
3	PROPOSIÇÃO	31
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1	MATERIAIS	33
4.1.1	Dentes selecionados	33
4.1.2	Confecção dos corpos de prova	34
4.1.3	Amostra	35
4.2	MÉTODO	36
4.2.1	Ensaio de desgaste micro-abrasivo por esfera rotativa fixa	36
4.2.2	Análise microscópica.....	38
4.2.3	Análise da taxa de desgaste e coeficiente de desgaste	39
5	RESULTADOS	41
6	DISCUSSÃO	53
7	CONCLUSÕES	59
	REFERÊNCIAS	61
	ANEXOS	69

1 INTRODUÇÃO

O desgaste dos dentes artificiais promovido pela ação da força mastigatória sobre próteses parciais removíveis e próteses totais [1-3], aliado à biomecânica de funcionamento devido à resiliência da mucosa, como também, a baixa resistência ao desgaste dos dentes representam uma dificuldade para a manutenção da reabilitação oral quanto à estabilidade oclusal nesse tipo de tratamento. O desgaste dos dentes posteriores provoca contato oclusal inadequado dos dentes anteriores, perda da dimensão vertical, perda da eficiência mastigatória, relação maxilo-mandibular horizontal dos dentes alterada, aumento das tensões horizontais, tensão na mucosa oral e rebordo alveolar. Além disso, os dentes não resistem aos movimentos parafuncionais e ainda causam deficiências estéticas [4]. Estas alterações que produzem a instabilidade em relação cêntrica, comprometem como um todo, o sistema estomatognático.

O polimetilmetacrilato (PMMA) tem tido avanços com o advento dos agentes reticulados, que são moléculas monoméricas bifuncionais adicionadas ao material polimérico, para permitir a ligação entre as cadeias lineares de polímeros [5, 6].

Atualmente, têm se desenvolvido dentes mais resistentes graças a alterações na composição das resinas acrílicas. Porém, além da exigência com relação às propriedades mecânicas, há um forte apelo para dentes artificiais mais estéticos. Para tal, são prensadas diversas camadas de tonalidades diferentes e o número varia de acordo com o fabricante.

Estudos *in vitro* demonstraram que a resistência ao desgaste dos dentes de resina acrílica tem sido aumentada por meio de materiais de resina com copolímeros de "ligações cruzadas" [7].

Existe correlação entre a composição química e a resistência ao desgaste dos dentes artificiais. Esta afirmação é consistente com os dados apontados em outro estudo que encontraram baixos valores de resistência ao desgaste para dentes os dentes com partículas inorgânicas que foram cerca de 40-50% mais resistentes à abrasão do que os dentes convencionais de PMMA, os testes foram realizados no equipamento "R.E.L abrasion tester", Hampton Hill, Middlesex, U.K. [5].

Os achados de Whitman et al. [8], Hirano et al. [9] e Suzuki [10] sugerem que os dentes de resina IPN, de polímeros highly cross-linked ou de resina composta são

mais resistentes ao desgaste do que os dentes de resina acrílica convencional (PMMA cross-linked). Por outro lado, Stober et al.[11] não encontraram correlação entre a composição química e a resistência ao desgaste dos dentes testados, com composições semelhantes às aquelas acima citadas.

No entanto é importante considerar que a composição química não é um fator determinante para prever o desgaste dos dentes artificiais de PMMA. Pelo contrário, além da composição química da resina acrílica, outros fatores devem ser considerados no processo abrasivo para compreensão científica do complexo fenômeno de desgaste [5].

Devido à contração da base de resina acrílica, inerente ao processo de acrilização das próteses ou montagem inadequada dos dentes, o ajuste oclusal muitas vezes se faz necessário sendo frequentemente realizado. De acordo com alguns fabricantes a camada de esmalte dos dentes artificiais apresenta a mesma resistência ao desgaste e dureza com relação a sua camada inferior e, alguns afirmam que a camada de esmalte apresenta propriedades superiores em relação às demais camadas. Em geral, espera-se que a camada de esmalte de dentes artificiais apresente resistência às fissuras, à degradação de solventes e ao desgaste. Enquanto na região cervical, espera-se que tenha um menor número de polímero reticulado, a fim de fornecer uma ligação à base de resina acrílica satisfatória [12].

Esses conflitos de dados devem-se à variedade de desenhos experimentais, mensuração dos instrumentos e métodos de desgaste usados nestas investigações. Adicionalmente, a variedade de dentes artificiais com diferentes composições químicas tem criado dificuldades para análise desses dados [5]. Outro obstáculo é a distinção das propriedades físicas de cada região dos dentes artificiais de PMMA devido à reduzida espessura de algumas camadas. Não há uma padronização de ensaios de micro abrasão para análise de resistência ao desgaste de acordo com a literatura.

Diante desta lacuna a proposta do presente estudo é avaliar o desgaste que ocorre nas camadas de esmalte e dentina dos dentes artificiais de resina, com a utilização do método de desgaste micro-abrasivo por esfera rotativa fixa.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 DENTES DE RESINA ACRÍLICA

Recentemente, a resistência ao desgaste de dentes artificiais foi melhorada pela incorporação de agentes de alta ligação cruzada (high cross-linking) e partículas (fillers). Os dentes artificiais altamente reticulados usam tecnologias em seus polímeros que incluem uma rede de polímero interpenetrante, uma dupla matriz de ligação cruzada (*double cross-linked*) e uma matriz de polímero múltiplo para formar redes rígidas em 3 dimensões (3D) de polímeros altamente reticulados [10, 13].

Alguns fabricantes têm desenvolvido resinas para oferecer melhor resistência ao desgaste graças aos polímeros altamente reticulados e graças às modificações nos componentes orgânicos e inorgânicos [11]. Outros fabricantes buscam essa melhoria elevando o grau de cross-linked entre os polímeros e a utilização de pré-polímeros especiais. Um exemplo destes materiais de resina são as matrizes poliméricas múltiplas (MPM) presentes nos dentes Premium (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany) [12]. A adição de cargas inorgânicas com a matriz polimérica tem sido outra abordagem para a melhoria da resistência ao desgaste. O dente SR Orthosit PE (Ivoclar Vivadent AG) é um exemplo de dentes artificiais que contêm carga inorgânica (sílica amorfa) [14].

Os dentes de resina composta foram desenvolvidos em meados de 1980 em um esforço para alcançar uma maior resistência ao desgaste [15]. Estes dentes são reforçados por partículas dispersas ligadas à matriz de polímero por meio de agentes *silano* que promovem a adesão química das partículas à matriz da resina. Com a adição de partículas inorgânicas, orgânicas e modificações do agente de ligação, as resinas compostas demonstraram um aumento das propriedades mecânicas tal como dureza, resistência à flexão, módulo de elasticidade e resistência às fissuras, propriedades essas que podem afetar as características de desgaste dos materiais [16, 17]. De acordo com Hao et al.[17], o comportamento de desgaste dos dentes artificiais diferiram no que diz respeito às suas composições. Os dentes de resina com compósitos e de altas ligações cruzadas (cross-linked)

mostraram maior resistência ao desgaste em relação aos dentes de resina convencionais [18].

Ghazal et al. [19] compararam a resistência ao desgaste de dentes cerâmicos, de resina composta, de resina acrílica e dentes humanos em um simulador de mastigação de eixo duplo (Willytec, Munich, Germany). Este equipamento tem a capacidade para oito amostras e dois motores de passo que permitem o controle pelo computador dos movimentos verticais e horizontais entre duas espécimes antagônicas em cada câmara. A análise da perda em volume e profundidade foi feita com um perfilômetro e microscópio óptico. Os resultados demonstraram que a resina composta apresentou melhor resistência ao desgaste em comparação aos dentes de resina acrílica modificados, no entanto, estes dentes demonstraram menor resistência ao desgaste do que os dentes de cerâmica e do esmalte do dente humano.

De acordo com estudo realizado por Stober et al. [14] os dentes com cargas inorgânicas demonstraram valores de desgaste significativamente inferiores em relação aos dentes de resina acrílica convencionais ou reticulados sem carga (*fillers*). Já os dentes de resina composta tradicionais com carga mostraram desgaste significativamente menor do que os dentes de resina composta com nano partículas. Portanto, os dentes artificiais, com e sem cargas inorgânicas diferiram significativamente com respeito ao grau de desgaste gerado no simulador do desgaste ACTA (Academic Center for Dentistry Amsterdam; TMA-1; Willytec/SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Alemanha). Já, a incorporação de nanopartículas não melhorou a resistência ao desgaste em comparação aos dentes com carga tradicionais.

2.2 DESGASTE

"Desgaste" pode ser definido como sendo o dano em uma superfície sólida, envolvendo perda progressiva de massa, devido ao contato e ao movimento relativo entre a superfície e outro material (ou, outros materiais) [20, 21]. Esse fenômeno é resultado de processos abrasivos, erosivos, por atrito e desgaste por fadiga [22, 23]. Os processos de desgaste que ocorrem intraoralmente resultam de uma interação

complexa de forças mecânicas e uma variedade de outros fatores, incluindo o pH, erosão, corrosão e hábitos alimentares. Assim, a influência desses fatores sobre o grau de desgaste pode diferir de pessoa para pessoa [1-3]. Outros fatores também afetam o desgaste como a forma do dente, área da superfície oclusal, altura da cúspide e contato de área [24].

Em tribologia, que é a ciência que estuda o atrito, desgaste e lubrificação, pode-se definir atrito como o contato e o movimento relativo entre dois elementos, que produz uma força tangencial (força de atrito) [25].

No entanto, em odontologia o atrito é definido como a forma mecânica de desgaste dentário que ocorre quando há o contato dente-dente, sem a presença de alimento interposto [26]. O processo de desgaste nos dentes conduz a formação de facetas planas com bordas bem definidas, caracterizado pelos padrões de microdesgaste em formas de ranhuras e estrias paralelas [27]. Pesquisas anteriores que investigaram desgaste do esmalte em dentes humanos notaram que a orientação da "haste" no esmalte desempenha um papel significativo na resistência ao desgaste [28, 29].

Os principais mecanismos de desgaste dos dentes e materiais restauradores, sob condições clínicas, são fenômenos complicados. O mecanismo primário é o desgaste por atrito sob a pressão de asperezas da superfície e posterior cisalhamento para danificar a superfície de contato oclusal; o segundo mecanismo é o desgaste abrasivo por partículas abrasivas presentes no alimento ou a perda de partículas de desgaste a partir de uma superfície que sofreu ação de corte mecânico (fricção ou atrito) de um material secundário que está em movimento em relação à primeira superfície e o terceiro mecanismo é a erosão pela remoção mecânica dos alimentos a partir do fluxo alimentar de uma superfície [30]. As causas que influenciam a taxa de desgaste dos materiais incluem o coeficiente de atrito, rugosidade, o módulo de elasticidade e a resistência ao cisalhamento de ambos os materiais antagônicos [17, 31].

Propriedades como dureza e tenacidade à fratura e parâmetros microestruturais, como porosidade e tamanho de grão, influenciam na resistência ao desgaste de um material. Entretanto, a "resistência ao desgaste abrasivo" não é uma propriedade do material, esta depende, na realidade, das condições de ensaio e/ou do tribo-sistema envolvido [32, 33].

2.3 TRIBOLOGIA APLICADA AOS DENTES ARTIFICIAIS DE RESINA

A seleção de um material para aplicação em dentes artificiais depende de diversos fatores, como a corrosão, a resistência ao desgaste, o custo, a biocompatibilidade, a estética entre outros [34].

O comportamento tribológico de materiais dentários adquire maior importância devido ao aumento da expectativa de vida e ao aumento do consumo de alimentos industrializados, como os refrigerantes, que ocasionam problemas tribológicos, especialmente os efeitos químicos [35].

O meio bucal desempenha um papel extremamente importante no comportamento tribológico dos dentes naturais e artificiais. A saliva é um dos componentes mais importantes nesse sistema tribológico. Desempenha a função de lubrificante, no entanto, pode provocar a corrosão das superfícies dos dentes de acordo com o pH. A mastigação, por sua vez, é uma das funções mais importantes dos dentes, os desgastes dos materiais dentários resultam principalmente dos ciclos mastigatórios [35].

A magnitude da força mastigatória depende das características físicas dos alimentos, portanto várias intensidades de força podem ser esperadas. Em um ciclo mastigatório a força normal aplicada inicialmente nos dentes pode variar de 10-20N [36, 37] e é intensificada durante o ciclo para um valor entre 50-150 N [38, 39]. Além disso, a intensidade da força normal aplicada pode variar de acordo com o sexo, idade e musculatura [35].

A duração total de um ciclo mastigatório é cerca de 0,70 segundos, ao passo que a duração média do contato dentário durante o ciclo é cerca de 0,10 segundos [40]. Esses períodos somados totalizam um carregamento diário de 15 a 30 minutos [26]. A velocidade estimada do deslizamento dos dentes varia de 0,25 a 0,50 $mm\ s^{-1}$ e a distância percorrida é cerca de 0,9 a 1,2 mm [26]. Esses parâmetros variam amplamente e estão relacionados com o tipo de alimento, tamanho do bolo alimentar e ação física e química da saliva [26]. Além das condições fisiológicas de desgaste citadas, na maioria dos tratamentos odontológicos, processos de desgaste como acabamento e polimento são necessários.

Analisar os processos de desgaste dos dentes é complexo, pois na boca todos esses parâmetros mencionados podem influenciar comportamentos de desgastes diferentes, ou seja, fatores como material antagonista, superfícies de desgaste, sistemas de lubrificação envolvidos e abrasivos influenciam todo o sistema tribológico presente no meio bucal, decorrentes das ações, física e química, do meio [41].

Atualmente existem três tipos de métodos de estudo para analisar o comportamento tribológico de materiais dentários: observação e mensuração *in vivo*, simulação em laboratório *in vitro* e testes *in situ*. Na observação e mensuração *in vivo* observa-se e avaliam-se as manifestações clínicas do desgaste dos dentes e materiais restauradores na boca, enquanto nos estudos *in vitro*, a simulação laboratorial é realizada por pesquisadores de tribologia para explorar mecanismos de desgaste em dentes naturais e materiais artificiais. Mais recentemente, o método *in situ* têm sido desenvolvido para medir diversos fenômenos na boca, As condições de qualquer experimento devem ser cuidadosamente controladas, de modo que os efeitos observados possam ser atribuídos à um agente do teste, e assim possibilitar a melhor compreensão do complexo tribossistema bucal [42].

Em 1999 a *International Standard Organization (ISO)* publicou uma especificação técnica sobre "Desgaste por escovação" e, em 2001, outra especificação foi publicada sobre "Desgaste a dois- e/ou a três-corpos" [43].

Simuladores de desgaste têm sido desenvolvidos para simular a abrasão mastigatória por meio de uma pasta abrasiva que atua simultaneamente com a superfície de contato. Alguns exemplos destes dispositivos são: *ACTA*- máquina de desgaste, *Oregon Health Sciences University*-simulador de desgaste oral, *Four-station Leinfelder*- dispositivo de desgaste a três-corpos, *Zurich*- simulador de mastigação controlado por computador, *Minnesota MTS*- simulador de desgaste (também conhecido como "boca artificial"), *BIOMAT*- simulador de desgaste e *Willytec e Muc 3* [1].

O meio bucal é muito complexo e têm muitas variáveis. Com isso, os métodos de ensaio *in vitro*, não simulam fielmente o meio bucal com todas suas variações [42]. Portanto, em ensaios *in vitro* pode-se obter apenas tendências e indicações sobre os comportamentos de desgaste [22].

2.4 ENSAIOS DE MICRO-ABRASÃO

O processo de abrasão no meio bucal consiste no desgaste entre um dente ou restauração e um agente exógeno (como bolo alimentar e creme dental), geralmente na odontologia é considerado como o resultado da interação entre três-corpos [44].

Em tribologia, ensaios de desgaste abrasivo podem ser classificados em "desgaste abrasivo" e "desgaste micro abrasivo" e podem ser diferenciados de acordo com a taxa de desgaste (Q), o coeficiente de desgaste (k) e o tamanho médio das partículas abrasivas (D_p) envolvidas no processo de desgaste [45].

O desgaste abrasivo é classificado em dois modos: desgaste abrasivo a dois corpos e desgaste abrasivo a três corpos [46]. O desgaste abrasivo a “dois corpos” também é conhecido como *grooving abrasion* na língua inglesa e o desgaste abrasivo a “três corpos” por *rolling abrasion* [47]. O termo *Grooving abrasion* é devido às ranhuras que as superfícies desgastadas apresentam e *rolling abrasion*, devido ao movimento de rolamento que as partículas abrasivas realizam durante o processo de desgaste, o que gera características específicas na superfície desgastada. Na língua portuguesa os termos podem ser substituídos respectivamente por “desgaste abrasivo por riscamento” e “desgaste abrasivo por rolamento”. Portanto, as classificações *riscamento* e *rolamento* se baseiam nas marcas de desgaste geradas pelas partículas abrasivas no corpo-de-prova [45].

No “desgaste abrasivo por riscamento” as partículas realizam um movimento de translação ou *deslizamento* sobre o contra-corpo, enquanto no “desgaste abrasivo por rolamento”, as partículas rolam em torno de si mesmas (Figura 2.1). Dependendo das condições do ensaio é possível a atuação de ambos os modos de desgaste, sendo assim classificado como “modo misto”. Frequentemente, no “desgaste abrasivo misto”, pode-se observar “desgaste por riscamento” no centro da cratera de desgaste e “desgaste abrasivo por rolamento” nas bordas [45].

Figura 2.1 - Princípio do desgaste abrasivo por riscamento e do desgaste abrasivo por rolamento [46]

No estudo de Trezona et al. [47] foram testados três abrasivos (SiC , Al_2O_3 e partículas de diamante) em dois equipamentos distintos com esfera rotativa fixa. O modo de desgaste a dois-corpos foi encontrado como dominante em altas cargas e/ou baixa concentração de solução abrasiva para todos os abrasivos testados. Este processo ocorre em testes de micro-abrasão quando uma significativa proporção das partículas ficam incrustadas na superfície de rolamento da esfera e então atuam como penetradores fixos, produzindo uma série de sulcos paralelos na superfície da amostra (Figura 2.1-a). O modo de desgaste predominante em baixas cargas e/ou elevadas concentrações de solução abrasiva foi de três-corpos, nesta situação as partículas abrasivas não incorporam, mas rotacionam entre as duas superfícies, produzindo uma deformação com múltiplas indentações de desgaste na superfície (Figura 2.1-b).

2.4.1 Severidade do ensaio

Os modos de desgaste podem ser associados à severidade do ensaio, ou seja, as características das partículas envolvidas no processo de desgaste, tais como dureza, forma, distribuição das partículas e concentração da solução, e força normal aplicada influenciam a magnitude do desgaste de um determinado sistema tribológico [47].

Além disso a relação entre a dureza da esfera e do espécime é válida para ampla gama de condições experimentais e permite prever o modo dominante de deformação em ensaios micro abrasivos. Este é em função da severidade de contato e do quociente entre a dureza da espécime (H_S) e da dureza da esfera (H_E). Em ensaios de desgaste micro abrasivo, considera-se que o modo de desgaste

a ser gerado é por rolamento. Porém, dependendo das condições de ensaio, pode-se ter a transição entre os modos de desgaste, de rolamento para riscamento, ou de riscamento para rolamento [47].

Kelly e Hutchings [48] analisaram a influência do formato da partícula abrasiva no volume de desgaste. O objetivo foi fixar a dureza (coletando o mesmo material: sílica) e o tamanho ($14,62\ \mu\text{m}$ e $15,7\ \mu\text{m}$) das partículas abrasivas, de maneira que fosse possível avaliar somente a influência da forma das partículas abrasivas sobre o volume de desgaste. Pelos resultados publicados é possível afirmar que a forma das partículas abrasivas também determina a magnitude da taxa de desgaste [48].

Adachi e Hutchings [21, 49] realizaram um estudo com um equipamento de esfera rotativa fixa (Plint TE-66, Phoenix Tribology, Reading, UK) e mapearam as atuações de desgaste abrasivo pelo gráfico da severidade de contato, em função do quociente $\frac{H_S}{H_E}$, onde H_S é a dureza da superfície do corpo-de-prova e H_E é a dureza da esfera (Gráfico 2.1):

Gráfico 2.1 - Atuações dos modos de desgaste abrasivo, em função da severidade de contato e da razão $\frac{H_S}{H_E}$ [49]

Os dados apresentados no gráfico 2.1 demonstram transições nítidas entre os dois modos de movimento das partículas e poucas áreas com ambos os modos de desgaste (modo misto). A diferença na distância entre a esfera e o espécime também pode estar associada com a transição entre riscamento e rolamento, uma vez que algumas partículas começam a rolar, eles tendem a aumentar a separação das superfícies [21].

2.4.2 Ensaio de micro-abrasão por esfera rotativa fixa

Em 1996, K.L.Rutherford e I.M.Hutchings [50] introduziram o “ensaio de desgaste micro abrasivo por esfera rotativa. Em um ensaio de desgaste micro abrasivo por esfera rotativa é possível definir a força normal, distância de deslizamento (entre a esfera e o corpo-de-prova), diâmetro da esfera de ensaio, rotação da esfera de ensaio, concentração da pasta abrasiva e características (dureza, forma e tamanho) das partículas abrasivas.

O princípio do ensaio consiste no desgaste gerado em um corpo de prova por uma esfera (em movimento de rotação) e por partículas abrasivas, inseridas entre dois elementos (Figura 2.2). Por intermédio das análises das marcas de desgaste formadas, pode ser possível prever, ou, pelo menos, estimar o comportamento ao desgaste abrasivo de um material em condições reais de trabalho.

Em ensaios de desgaste micro abrasivo por esfera rotativa o comportamento de desgaste pode ser estimado por meio da "taxa de desgaste" (Q) que é definida a partir do quociente entre volume da cratera de desgaste (V) e a distância de deslizamento (S) entre a esfera e o corpo-de-prova. Ou ainda pode se estimar o comportamento por meio do "coeficiente de desgaste" (k) que considera além dos parâmetros considerados para a obtenção de (Q) a força normal aplicada sobre o corpo de prova [45].

Figura 2.2 - Representação esquemática do princípio do ensaio de desgaste microabrasivo por esfera rotativa

2.4.3 Regime permanente de desgaste - RDP

Diz-se que o processo de desgaste atingiu o regime permanente de desgaste quando o coeficiente de desgaste (ou, a taxa de desgaste) permanece constante ao longo do tempo [45]. Até que o “Regime Permanente de Desgaste” não tenha sido atingido, o coeficiente de desgaste em função do tempo de ensaio ($k = f(t)$) ou em função da distância de deslizamento ($k = f(S)$) poder apresentar qualquer comportamento. Além dos gráficos de ($k = f(t)$) e ($k = f(S)$) o “Regime Permanente de Desgaste” também pode ser realizado por intermédio dos gráficos da taxa de desgaste em função da distância de deslizamento ($Q = f(S)$) ou em função do tempo de ensaio ($Q = f(t)$). O desenvolvimento do processo de desgaste antes do alcance do RPD não apresenta um comportamento previsível, portanto recomenda-se fazer análises dos comportamentos de volume (V), taxa de desgaste (Q) e coeficiente de desgaste (k) após a obtenção do RPD [51].

3 PROPOSIÇÃO

Analisar o comportamento do coeficiente de desgaste, por meio de desgaste micro-abrasivo por esfera rotativa fixa e o modo de desgaste das camadas correspondentes ao esmalte e à dentina dos dentes artificiais de resina acrílica de diferentes marcas comerciais.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS

4.1.1 Dentes selecionados

Foram utilizados para confecção dos corpos de prova seis modelos comerciais de dentes artificiais: Premium (Heraeus Kulzer GmbH/Hanau, Germany); Magister (Heraeus Kulzer GmbH/Hanau, Germany); Vivodent PE (Ivoclar-Vivadent AG/Schaam, Liechtenstein); Biotone (Dentsply/Petrópolis, Brasil); Artiplus IPN (Dentsply International/Pennsylvania, USA) e Trilux (Vipi/Pirassununga, Brasil) (Tabela 4.1):

Tabela 4.1 - Dentes artificiais testados (informações fornecidas pelos fabricantes)

Dentes/Siglas	n	Nº dos lotes	Características	Fabricantes
Artiplus IPN/ Ar	5	386952; 772563 772493	PMMA; BADMA [52]; high quality INPEN ® material	Dentsply Ind e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brazil
Biotone IPN/ Bi	5	988223; 967463; 011121; 967463	PMMA; high- performance density cross-linked resin	Dentsply Ind e Com Ltda., Petrópolis, RJ, Brazil
Magister/ Ma	5	1211316405; 1211244149; 1211398912; 1111069366	PMMA; tecnologia INCOMP	Heraeus Kulzer, GmbH/Hanau, Germany
Premium/ Pr	5	1311784768; 1311817492; 1311789803; 1311742549	PMMA; MPM; microfiller combined with a viscoelastic nano filler (Nano Pearls®); tecnologia INCOMP	Heraeus Kulzer, GmbH/Hanau, Germany
Trilux/ Tr	5	0000037214; 0000038022	PMMA; DCL; OMC; EDMA [52]	Vipi Ind. Com Ltda., Pirassununga, SP, Brazil
SR Vivodent PE/ Vi	5	022013; 201402	PMMA	Ivoclar Vivadent, Inc., Amherst, New York

* PMMA, polimetil metacrilato; BADMA, butileno glicol dimetacrilato; EDMA, dimetacrilato de etileno glicol polimerizado; MPM, matriz polimérica múltipla; OMC, cerâmica organicamente modificada; DCL, dupla ligação cruzada; INCOMP, técnica de injeção e compressão de camadas.

4.1.2 Confecção dos corpos de prova

Para análise da camada correspondente ao esmalte, incisivos centrais superiores foram embutidos em tubos de PVC de 1/2 polegada (Tigre/Brasil) com resina acrílica de ativação química (Jet Clássico/São Paulo, Brasil) com a face mais plana da vestibular voltada para a superfície (Figura 4.1). Para a análise da camada correspondente à dentina, incisivos laterais superiores foram seccionados no seu longo eixo e foram embutidos em tubos de PVC de 1/2 polegada (Tigre/Brasil) com resina acrílica de ativação química (Jet Clássico/São Paulo, Brasil), com essa face seccionada voltada para a superfície (Figura 4.2). Após a polimerização, os corpos de prova receberam acabamento seguindo a seqüência de lixas nº 320, 400, 500, 600, 800, 1200 e 2000 (Norton/Brasil). A cada troca de granulometria de lixas os corpos de prova foram lavados por trinta segundos em água corrente.

Figura 4.1 - Corpo de prova de Incisivo central com a face mais plana voltada para superfície, para análise da camada de esmalte

Figura4.2 - Corpo de prova de Incisivo lateral, seccionado no longo eixo, para análise da camada de dentina

4.1.3 Amostra

Para cada marca de dente utilizado, foram construídos cinco corpos de prova ($n= 5$), sendo cinco para camada de esmalte e cinco para dentina, totalizando uma amostragem de 60 corpos de prova.

4.2 MÉTODO

4.2.1 Ensaio de desgaste micro-abrasivo por esfera rotativa fixa

O ensaio foi realizado no “equipamento de ensaio de desgaste micro-abrasivo por esfera rotativa fixa”, projetado e construído para projeto de pesquisa no Departamento de Mecânica – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - Poli USP (Figura 4.3).

Figura 4.3 - Equipamento de ensaio de desgaste micro-abrasivo por esfera rotativa fixa

Existem dois principais métodos para realização de ensaios com esfera rotativa fixa, o primeiro método seria com paradas intermediárias após um determinado tempo de ensaio. Em seguida, o ensaio é reiniciado na mesma posição. Com isso, ao final de todos os ensaios, tem-se somente uma cratera de desgaste. No entanto, dependendo da configuração do equipamento e/ou forma de análise da calora, o corpo-de-prova e/ou a esfera de ensaio podem deslocar-se de suas posições originais, fazendo com que não haja um contato perfeito entre a esfera e a cratera de desgaste iniciada. O segundo método e proposto para realização desse ensaio de desgaste foi sem paradas intermediárias, para obtenção da evolução do diâmetro da cratera de desgaste em função do tempo de ensaio, ou seja, uma cratera de desgaste é gerada para cada um dos tempos de ensaio.

A esfera que foi utilizada é de aço AISI 52100, temperado e revenido (tratamento térmico do aço), de 1" (25,4 mm) de diâmetro. A rotação foi calibrada em 100 rpm (velocidade: $0,15 \text{ mm s}^{-1}$). Como material abrasivo, foi utilizado a pedra pomes (Asfer Indústria Química Ltda.), sendo 5% de pedra pomes e 95% de água destilada em peso, $0,05 \text{ g/cm}^3 \text{ H}_2\text{O}$ -Destilada e tamanho da partícula de +400 Mesh. A força normal adotada foi de $N=0,5 \text{ N}$ e tempos de ensaio de $t= 5; 8,33$ e $11,66$ minutos (Figura 4.4), sendo as respectivas distâncias de deslizamento (S) 40, 66,5 e 93 metros. Os pontos para realização do ensaio foram escolhidos aleatoriamente, para cada condição de ensaio e foram realizadas três repetições [48]. Para cada corpo-de-prova foram realizados os três tempos de ensaio.

A análise da distribuição de tamanho de partículas abrasivas foi realizada no equipamento *Malvern Instruments Ltd.* e foi executada no Laboratório de Caracterização Tecnológica (Escola Politécnica da Universidade de São Paulo - Departamento de Engenharia de Minas e de Petróleo).

Figura 4.4 - Representação esquemática das crateras de desgaste e seus respectivos tempos de ensaio

4.2.2 Análise microscópica

Para o cálculo do volume de desgaste da cratera de desgaste o diâmetro foi medido diretamente utilizando o microscópio óptico Olympus BX60M (Figura 4.5) a uma magnificação de 50x com o software ©Leica Microsystems. Os dados foram analisados no software Statistica 8.0 (StatSoft. Inc.) por análise de variância 2-fatores. A comparação entre as médias foi realizada pelo teste Tukey ($\alpha \leq 0.05$). A normalidade da distribuição dos dados foi testada, bem como a homogeneidade.

Figura 4.5 - Microscópio Óptico Olympus BX60M

4.2.3 Análise da taxa de desgaste e coeficiente de desgaste

A taxa de desgaste gerada pelas partículas abrasivas atuantes no sistema tribológico pode ser definida pela "equação de Archard para o desgaste abrasivo"[25].

$$Q = \xi \frac{N}{H} \quad \text{Equação 1}$$

Em que ξ mede a intensidade do desgaste (quanto maior for ξ , maior será a taxa de desgaste). É um valor adimensional e sempre menor que 1 [25]. N a força normal constante aplicada e H é a dureza (GPa) do material desgastado.

Fazendo $k = \frac{\xi}{H}$ e substituindo na Equação 1, a equação de Archard para o desgaste abrasivo torna-se $Q = k \cdot N$
Equação 2:

$$Q = k \cdot N \quad \text{Equação 2}$$

Em que k ($\text{m}^3/\text{N.m}$) mede o coeficiente de desgaste.

Na equação deduzida, o coeficiente de desgaste pode ser calculado pela equação 1.3, para ensaios "ball-cratering":

$$k = \frac{V}{N \cdot S} \quad \text{Equação 3}$$

A perda de volume foi calculada matematicamente com a seguinte equação [45]:

$$V = \frac{\pi d^4}{64R} \quad \text{para } d \ll R \quad \text{Equação 4}$$

Sendo R , o raio da esfera de ensaio e d o diâmetro.

5 RESULTADOS

Após o ensaio resultaram em 180 crateras, três para cada corpo-de-prova, uma para cada tempo (Anexo B).

A análise de variância 2-fatores e o teste de Tukey para comparações múltiplas foram executados a partir dos valores de k obtidos no t_3 (11,66 min), condição em que o Regime permanente de desgaste foi observado.

O menor e maior valor obtido de k foram respectivamente $k=22,60 \cdot 10^{-4}$ (Ar) e $k=47,8 \cdot 10^{-4}$ (Ma). Para os fatores marca ($p=0.0012$) e região ($p=0.028$) as diferenças foram estatisticamente significantes, no entanto para marca x região ($p=0.16$) não houve diferença significativa (Tabela 5.7).

Tabela 5.7 - Médias e desvios-padrão de coeficiente de desgaste (k) das regiões de dentina e esmalte dos dentes artificiais testados

Dentes (n=5)	Esmalte ($\times 10^{-4}$)	Dentina ($\times 10^{-4}$)	P
Ar	22.6 $\pm$ 13.8 ^a	23.4 $\pm$ 7.8 ^{ab}	0.0013 ¥
Bi	36.2 $\pm$ 5.9 ^{abc}	29.6 $\pm$ 5.2 ^{abc}	0.0284 §
Ma	47.8 $\pm$ 13.8 ^c	34.8 $\pm$ 9.4 ^{abc}	0.1657 #
Pr	30.2 $\pm$ 6.5 ^{abc}	36.8 $\pm$ 11.6 ^{abc}	
Tr	35.2 $\pm$ 7.0 ^{abc}	23.3 $\pm$ 8.2 ^{ab}	
Vi	43.2 $\pm$ 10.8 ^{bc}	34.0 $\pm$ 8.5 ^{abc}	

* Obs: letras iguais indicam que não existe diferença significativa entre as médias ao nível alfa = 5%
¥ (marca); § (região); # (marca x região), diferença significativa inter-grupos (ANOVA 2 fatores)

De acordo com o gráfico das médias de k (Gráfico 5.7) que foi obtido a partir dos valores de k das camadas esmalte e dentina no t_3 (11,66 min) os menores valores de k foram atribuídos para os dentes Ar, Tr e Pr. Este gráfico é uma visão geral dos coeficientes de desgaste sem a distinção entre as camadas.

Gráfico 5.7 - Médias dos coeficientes de desgaste; $F(5, 48)=4,7739$, $p=,00128$; 0,95 IC

No gráfico das médias de k distintas para as camadas esmalte e dentina (Gráfico 5.8) o dente Ar demonstrou médias próximas para as camadas avaliadas, o que indica homogeneidade entre elas para o comportamento abrasivo. Apenas os dentes Ar e Pr demonstraram menores valores de k para a camada de esmalte em relação a camada de dentina.

Gráfico 5.8 - Marca x Região; $F(5, 48)=1,6471$, $p=,16573$; 0,95 IC

O modo observado em todas as amostras foi o riscamento (Figura 5.1), o desgaste pode ser classificado em severo. As marcas geradas nas crateras foram vales e picos com formas regulares, as bordas das crateras foram definidas (Figuras 5.1 e 5.2). Não se observou o deslocamento de partículas de reforço, o que indica que estas partículas foram desgastadas juntamente com o material da matriz. Alguns defeitos superficiais foram observados, mas não interferiram na área testada.

Figura 5.1 - Artiplus-dentina (amostra 4); 11 minutos; 5x

Figura 5.2 - Artiplus-dentina (amostra 4); 11 minutos; 20x

Figura 5.3 - Artiplus-dentina (amostra 6); 11 minutos; 20x

Figura 5.4 - Artiplus-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 10x

Figura 5.5 - Magister-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 5x

Figura 5.6 - Magister-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 10x

Figura 5.7 - Magister-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 50x

Figura 5.8 - Premium-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 20x

Figura 5.9 - Trilux-esmalte (amostra 6); 8,33 minutos; 5x

Figura 5.10 - Trilux-esmalte (amostra 6); 8,33 minutos; 10x

Figura 5.11 - Trilux-esmalte (amostra 6); 8,33 minutos; 20x

Figura 5.12 - Vivodent-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 5x

Figura 5.13 - Vivodent-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 10x

Figura 5.14 - Vivodent-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 20x

Figura 5.15 - Vivodent-esmalte (amostra 5); 11 minutos; 50x

Figura 5.16 - Artiplus-dentina (amostra 2); 11 minutos; 5x

Figura 5.17 - Premium-dentina (amostra 2); 11 minutos; 5x

6 DISCUSSÃO

O desgaste apresentado por dentes artificiais de resina acrílica utilizados na reabilitação oral por próteses parciais removíveis e próteses totais é um fator importante para o sucesso e longevidade destes tratamentos. Pesquisas são desenvolvidas com o objetivo de aprimorar as propriedades mecânicas desses dentes a partir da sua constituição química. Diferentes marcas comerciais estão disponíveis no mercado destacando melhorias de seus compostos sem, contudo, apresentar dados objetivos para que o clínico possa determinar qual o produto mais adequado para sua necessidade.

Nesta pesquisa objetivou-se estudar o coeficiente de desgaste de diferentes dentes artificiais em suas diferentes camadas. E, com a metodologia baseada na "resistência ao desgaste abrasivo" que não é uma propriedade do material, ou seja, esta depende, na realidade, das condições de ensaio e/ou do tribo-sistema envolvido [33,53]. Os resultados observados ilustram que o modo de desgaste em todas as amostras foi o riscamento (Figuras 5.1 a 5.17) podendo ser classificado como severo, corroborando com estudos de Vale Antunes et al (Anexo C) que permitiram-lhe concluir que, abrasão de dois-corpos ocorreu para todos os materiais que testaram, este é um modo de desgaste típico do meio bucal sempre que há um dente contra outro dente, em um processo que os dentistas comumente chamam de atrito [41]. As marcas geradas nas crateras foram vales e picos com formas regulares e as bordas das crateras foram definidas. Não se observou o deslocamento de partículas de reforço, o que indica que estas partículas foram desgastadas juntamente com o material da matriz. Alguns defeitos superficiais foram observados, mas não interferiram na área testada. Porém, os valores obtidos de coeficiente de desgaste neste estudo foram maiores do que os obtidos por Vale Antunes et al [41]. A esfera utilizada na presente pesquisa foi de Aço AISI 52100 que possui 9,9 GPa de dureza. De acordo com o gráfico de severidade de Adachi e Hutchings [21, 49], esse parâmetro pode ter contribuído para a severidade observada, provável indicativo de que de acordo com o material do arco antagonista, o desempenho clínico dos dentes artificiais pode ser comprometido em relação ao desgaste abrasivo.

A dureza da partícula abrasiva e da esfera de aço pode ter contribuído para a severidade do ensaio. Alguns dentes avaliados no presente estudo (Tr e Pr) possuem em suas composições partículas (orgânicas e/ou inorgânicas). No caso do dente Pr, o fabricante informa que as partículas são nanométricas (NanoPearls®) e nas imagens desses dentes pôde ser observado em algumas regiões, um "defeito" sugestivo de um dano causado por alguma partícula abrasiva de grande tamanho (Figura .5.8).

A pedra pomes é um abrasivo para polimento de diversos materiais. Esta pode ser extraída de jazidas minerais e, devido a sua formação vulcânica, pode ou não ter estrutura cristalina. Como regra, quanto mais félsica a lava, isto é, quanto mais rica em sílica, mais clara e leve é a pedra-pomes formada. De acordo com alguns fabricantes, como a *Asfer Indústria Química Ltda.*, a pedra pomes fornecida é de SiO₂. Segundo a literatura a dureza Knoop aproximada do SiO₂ é de 800 HK [54]. Essa relação entre a dureza da esfera e do corpo de prova exerce significativa influência no sistema tribológico. Vasconcelos [55], encontrou as seguintes médias de dureza Knoop para os dentes artificiais: 27.1±1.55 (Magister-Heraeus Kulzer), 26.1±1.36 (New Ace-Yamahachi,Kota), 24.5±1.70 (Biotone-Dentsply), 22,2±1.67 (Trilux-VIPI) e 20.0±2.35 (Biocler-DentBras). Então, de acordo com os estudos apresentados há uma diferença significativa entre a dureza da partícula abrasiva (pedra pomes: 800 HK) e do corpo de prova (PMMA: 20,0 a 27,1 HK). Essa diferença contribuiu para a severidade observada nas crateras de desgaste.

De acordo com a análise de distribuição de partículas (Malvern) apenas 2-3% das partículas abrasivas possuíam tamanho médio de 300 µm, enquanto cerca de 50% das partículas tinham tamanho médio de 110 µm. Provavelmente essas partículas de 300 µm provocaram essas marcas mais pronunciadas. O tamanho das partículas utilizadas é relativamente grande, o que pode ter influenciado na severidade do ensaio. Se as partículas nanométricas favoreceriam uma maior resistência ao desgaste de alguns dentes, elas foram ineficientes para as partículas usadas. Esse fator pode indicar que, de acordo com a dieta do usuário de prótese total ou parcial, as partículas presentes na composição desses dentes não influencia a resistência ao desgaste. Os testes de desgaste de 3 corpos são usados para medir as características de desgaste e, nestes, tanto as propriedades do abrasivo do meio intermediário ou o pH relacionado à dissolução devem ser considerados [1].

O menor e o maior valor do coeficiente de desgaste foram, respectivamente, do dente Artiplus IPN (Ar) e Magister (Ma) na região do esmalte. O dente Artiplus IPN (Ar) e Premium (Pr) demonstraram menores valores do coeficiente de desgaste para a camada de esmalte em relação à camada de dentina, sendo que o comportamento abrasivo do dente Artiplus IPN (Ar) sugere que pode haver uma homogeneidade entre as camadas avaliadas. Porém, em alguns estudos sugeriu-se que não há nenhuma relação entre a composição química e a resistência ao desgaste dos dentes artificiais [11,56]. Um estudo que comparou cinco marcas de dentes de resina acrílica com uma máquina de escova de dentes abrasiva, concluiu que os dentes de resina modificada não demonstraram superioridade sobre as resinas acrílicas convencionais [57]. Os resultados de Ghazal et al. indicaram que os dentes artificiais feitos de polímeros com elevado grau de reticulação (IPN, DCL) não são consistentemente mais resistentes ao desgaste do que os dentes de resina acrílica convencionais [19]. Recentemente, investigações clínicas não revelaram qualquer diferença estatisticamente comprovada no comportamento de desgaste entre polímeros com um elevado grau de *cross-linking* ou carga (*fillers*) e polimetilmetacrilato convencional [58,59].

Por outro lado, vários estudos anteriores sugeriram que os dentes com elevado grau de *cross-linked* e dentes de resina composta foram mais resistentes do que dentes de resina acrílica convencional [8, 9, 60]. Em testes de desgaste de 3 corpos realizados em dentes artificiais, com o dispositivo de desgaste na Universidade do Alabama, em que uma caneta de metal simulava a cúspide antagonista com uma bola de aço inoxidável. Os ensaios foram realizados com um bolo alimentar artificial composto de pó de PMMA (HG-5, Dentsply) e água com a proporção de 1:1. A caneta foi carregada com 75 N e frequência de 1.2 Hz. Foram realizados um total de 100.000 ciclos. Neste estudo puderam concluir que tanto os polímeros com alto grau de cross-linked como os dentes com carga inorgânica tiveram maior resistência ao desgaste do que o PMMA convencional [10]. Fraunhofer et al. realizaram um estudo com o equipamento de abrasão (R.E.L Hampton Hill, Middlesex, U.K) que possui um braço que faz movimentos reciprocantes. Foi aplicado 5 N de força para simular a força mastigatória. Concluíram que dentes artificiais com carga (*fillers*) inorgânica 40-50% são mais resistentes a abrasão do que dentes IPN [61]. Vários estudos indicaram que dentes de resina composta com "micro-filled" possuem maior resistência ao desgaste em

relação aos dentes de resina acrílica convencional que possuem cadeia polimérica linear, apesar dos dados variar de acordo com o desenho do estudo [9,62]. No estudo de Hirano et al. [9] a máquina de desgaste estabelecia o contato entre um esmalte preparado para ficar a superfície áspera e a superfície do dente artificial. Foram realizados 10.000 ciclos com 13,4 N de força e em todos os teste foi utilizado saliva humana. Duas medidas foram realizadas por meio de um perfilômetro, a primeira após 5.000 ciclos e a segunda ao completar 10,000 ciclos, então a média dessas duas medidas foi utilizada para estimar o valor desgastado. Já no estudo de Abe et al. [62] utilizaram um equipamento de desgaste que percorreu uma distância de deslizamento de 4 mm por curso no sentido vestibulo-lingual, com carga de 10 N e foram realizados 20×10^4 . As medições foram realizadas em um rugosímetro no início e no final dos testes de desgaste, os corpos-de-prova eram colocados em um gabarito para obtenção da profundidade da área desgastada. A média dos dois valores determinou a perda total.

O menor valor do coeficiente de desgaste encontrado do dente Artiplus IPN (Ar), bem como sua homogeneidade entre as camadas de esmalte e dentina, vem de encontro ao estudo de Stober et al. [11], onde as amostras que demonstraram menor volume de desgaste após 100.000 ciclos em um simulador de mastigação (Willytec, Munich, Germany) foram Artiplus, com 18.7 (± 21.0) e e-Ha, com 21.2 (± 15.1). Porém, para Hao Z. et al. [18] os dentes artificiais de polímeros com alta ligação cruzada (highly cross-linking), como o Premium 8 (Heraeus Kulzer) ou com partículas inorgânicas, como o Yamahachi PX, sofreram maior desgaste do que aqueles feitos de PMMA linear convencional.

Em outro estudo em que os testes foram realizados em um equipamento pino-bloco (*pin-on-block*) para simular desgaste de 2-corpos, em que se utilizou dentes artificiais como antagonistas, o teste *post hoc* indicou volumes de desgaste significativamente maiores para SR Vivodent PE e SR Antaris DCL do que VITA Physiodens ($p=.018$ e $p=.007$) e Bioplus ($p=.015$ e $p=.007$). Também se pôde observar que a utilização de antagonistas de esteatita permitiu significante melhora na diferenciação do comportamento de desgaste entre vários dentes artificiais comparado com a utilização de dentes de resina acrílica ou antagonistas de aço. Os dentes posteriores feitos de compósito nanoparticulado apresentaram maior resistência ao desgaste do que os dentes artificiais posteriores feitos de Isosit ou mesmo aqueles reforçados pelo IPN. E para os dentes anteriores, independente do

material antagonista, não houve correlação entre a composição da resina acrílica e o comportamento de desgaste [13].

Stober et al apesar de demonstrarem diferenças no comportamento de desgaste de dois corpos, não encontraram correlação entre a resistência ao desgaste e a composição química das amostras [11]. No entanto, outro estudo de Stober T. et al. encontraram diferenças dentro dos grupos individuais estudados. Particularmente, os valores de desgaste em dentes de resina composta com nanopartículas foram dispersos. Os resultados para o dente artificial NC Veracia Posterior (Shofu Dental GmbH, Ratingen, Germany) sugeriram que a resistência ao desgaste pode ser influenciada não apenas pela presença ou ausência de partículas (carga), mas também pela estrutura e grau de reticulação da matriz da resina e pelo tipo, quantidade e tamanho das partículas de "enchimento", bem como a maneira em que as partículas da carga estão integrados à matriz [14].

Os componentes dos materiais influenciam os parâmetros físicos, tal como força flexural, resistência à fratura, dureza Vickers, módulo de elasticidade, o que pode influenciar a resistência ao desgaste [17, 31].

Nenhum dos modelos experimentais para simulação de desgaste atualmente disponível podem reproduzir integralmente as interações complexas que ocorrem intra oralmente [1, 3, 43]. Tem sido demonstrado que até mesmo os dentes artificiais feitos de polímeros com carga inorgânica sofrem desgaste clínico mensurável após um curto tempo, no entanto, a extensão deste desgaste é influenciada por vários fatores tais como sexo, tipo de prótese, antagonista e padrões mastigatórios [1, 43, 63, 64]. Por estas razões, a extrapolação de dados desgaste *in vitro* para comportamento clínico de desgaste deve ser considerada com cautela [65, 66]. A maioria dos estudos *in vitro* foi efetuada em equipamentos de testes diferentes com parâmetros distintos como geometria de contato, cargas, velocidades de deslizamento e lubrificantes o que torna difícil a comparação dos resultados de desgaste obtidos nessas máquinas [35].

Os estudos sobre desgaste, em sua maioria, têm focado na classificação comparativa de vários materiais dentários empregando máquinas de testes de desgaste que simulam as condições orais, enquanto outros estudos *in vitro* simulam os mecanismos de desgaste.

Acreditamos que o processo de desgaste *in vitro* deve envolver outras investigações que levará ao maior entendimento dos mecanismos envolvidos, o que

melhorará a compreensão dos padrões de falha *in vivo*, além de auxiliar na
análise do contraste das situações de lubrificação, atrito,
das partículas abrasivas e pH dos alimentos que entram em contato
com o meio oral.

7 CONCLUSÕES

1. O comportamento observado do coeficiente de desgaste em todas as amostras, esmalte e dentina, teve como modo predominante o riscamento.
2. Foi possível estabelecer diferenças do comportamento ao desgaste dos dentes artificiais de resina acrílica de diferentes marcas comerciais e suas camadas.
3. O ensaio de micro abrasão com esfera rotativa fixa é apropriado para o estudo de materiais poliméricos utilizados na Odontologia.

REFERÊNCIAS¹

1. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater.* 2006 Aug;22(8):693-701. Epub 2006 May 18.
2. Stachowiak G. *Wear-materials, mechanisms and practice*. Chichester: John Wiley & Sons, 2006: 9-18.
3. ISO/TS 14569-2:2001. Dental materials-guidance on testing of wear-part 2: wear by two- and/or three body contact.
4. Yip KH, Smales RJ, Kaidonis JA. Differential wear of teeth and restorative materials: clinical implications. *Int J Prosthodont.* 2004 May-Jun;17(3):350-6.
5. Reis KR, Bonfante G, Pegoraro LF, Conti PC, Oliveira PC, Kaizer OB. In vitro wear resistance of three types of polymethyl methacrylate denture teeth. *J Appl Oral Sci.* 2008 May-Jun;16(3):176-80.
6. Vasconcelos LR, Consani RL, Mesquita MF, Sinhoreti MA. Effect of chemical and microwave disinfection on the surface microhardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosthodont.* 2013 Jun;22(4):298-303.
7. Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Teraoka MT. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. *J Oral Rehabil.* 2003 Jul;30(7):749-52.
8. Whitman DJ, McKinney JE, Hinman RW, Hesby RA, Pelleu GB Jr. In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. *J Prosthet Dent.* 1987 Feb;57(2):243-6.
9. Hirano S, May KB, Wagner WC, Hacker CH. In vitro wear of resin denture teeth. *J Prosthet Dent.* 1998 Feb;79(2):152-5.
10. Suzuki S. In vitro wear of nano-composite denture teeth. *J Prosthodont.* 2004 Dec;13(4):238-43.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

11. Stober T, Lutz T, Gilde H, Rammelsberg P. Wear of resin denture teeth by two-body contact. *Dent Mater.* 2006 Mar;22(3):243-9. Epub 2005 Aug 9.
12. Loyaga-Rendon PG, Takahashi H, Hayakawa I, Iwasaki N. Compositional characteristics and hardness of acrylic and composite resin artificial teeth. *J Prosthet Dent.* 2007 Aug;98(2):141-9.
13. Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent.* 2009 Apr;101(4):269-78.
14. Stober T, Henninger M, Schmitter M, Pritsch M, Rammelsberg P. Three-body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. *J Prosthet Dent.* 2010 Feb;103(2):108-17.
15. Hacker CH, Wagner WC, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. *J Prosthet Dent.* 1996 Jan;75(1):14-7.
16. Anusavice KJ, Phillips. *Materiais Dentários*. Rio de Janeiro 11^a ed. Elsevier Ltda. 2005.
17. McCabe JF, Walls A. *Applied dental materials*. 9^aed. Oxford,UK: Blackwell Publishing Ltda; 2008.
18. Hao Z, Yin H, Wang L, Meng Y. Wear behavior of seven artificial resin teeth assessed with three-dimensional measurements. *J Prosthet Dent.* 2014 Dec;112(6):1507-12.
19. Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater.* 2008 Apr;24(4):502-7.
20. ASTM G 77-91. Standard Test Method for Ranking Resistance of Materials to Sliding Wear Using Block-on-Ring Wear Test.
21. Adachi K, Hutchings IM. Wear-mode mapping for the micro-scale abrasion test, *Wear*, 2003, Aug–Sep ;255(1-6):23-29.

22. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J Dent. 1996 Jan-Mar;24(1-2):141-8.
23. Mair, L.H., Wear in the mouth: the tribological dimension Tooth Wear and Sensitivity. Clinical Advances in Restorative Dentistry ed M Addy et al. (London: Martin Dunitz); 2000.
24. McCabe JF, Smith BH. A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. Br Dent J. 1981 Aug 18;151(4):123-6.
25. Hutchings IM. Tribology - Friction and Wear of Engineering Materials. 7^a ed. London, UK; 1992.
26. Lewis R, Dwyer-Joyce RS. Wear of human teeth: A tribological perspective. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology, 2005, 219(1):1-18.
27. Kaidonis JA, Townsend GC, Richards LC. Abrasion: an evolutionary and clinical view. Aust Prosthodont J. 1992;6:9-16.
28. Xu HH, Smith DT, Jahanmir S, Romberg E, Kelly JR, Thompson VP, Rekow ED. Indentation damage and mechanical properties of human enamel and dentin. J Dent Res. 1998 Mar;77(3):472-80.
29. J Zheng, Z.R Zhou, J Zhang, H Li, H.Y Yu. On the friction and wear behaviour of human tooth enamel and dentin, Wear, 2003 Aug-Sep;255(7-12):967-974.
30. Kern M, Strub JR, Lü XY. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil. 1999 May;26(5):372-8.
31. Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. Dent Mater. 2005 Apr;21(4):304-17.
32. Graf K, Rammelsberg P, Mehl A, Kunzelmann KH. In vitro investigations of three-body-wear of human tooth substance and metal alloys. Dtsch Zahnärztl Z. 2001;56:495-500 .

33. Doğan CP, Hawk JA. Microstructure and abrasive wear in silicon nitride ceramics, *Wear*, 2001 October; 250(1–12):256-263.
34. Deepti U, Manoj AP, Dubey RS, Srivastava VK. Corrosion of alloys used in dentistry: A review, *Materials Science and Engineering: A*, 2006 Sep, 432(1–2):1-11.
35. Zhou ZR, Zheng J. Tribology of dental materials: a review. *Journal of Physics D-Applied Physics*, 2008 May, 41(11):1-22.
36. De Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res*. 1986 May;65(5):654-8.
37. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*. 1983 Jan;62(1):32-6.
38. Hagberg C. Assessment of bite force: a review. *J Craniomandib Disord*. 1987 Fall;1(3):162-9.
39. Waters NE. Some mechanical and physical properties of teeth. *Symp Soc Exp Biol*. 1980;34:99-135.
40. Eugeniusz S, Zbigniew K. A new tribometer for friction and wear studies of dental materials and hard tooth tissues, *Tribology International*, 2007 May; 40(5):885-895.
41. Vale Antunes P, Ramalho A. Study of abrasive resistance of composites for dental restoration by ball-cratering, *Wear*, 2003 Aug–Sep. 255(7–12):990-998.
42. Addy M, Hughes J, Pickles MJ, Joiner A, Huntington E. Development of a method in situ to study toothpaste abrasion of dentine. Comparison of 2 products. *J Clin Periodontol*. 2002 Oct;29(10):896-900.
43. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):712-34.
44. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. *J Am Dent*

Assoc. 2004 Aug;135(8):1109-18; quiz 1163-5. Erratum in: J Am Dent Assoc. 2004 Oct;135(10):1376.

45. Cozza RC. Estudo do comportamento do coeficiente de desgaste e dos modos de desgaste abrasivo em ensaios de desgaste micro-abrasivo [Dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Engenharia Mecânica de Projeto de Fabricação; 2006.

46. Hutchings IM. Mechanisms of wear in powder technology: A review, Powder Technology, 1993 July; 76(1): 3-13.

47. Trezona RI, Allsopp DN, Hutchings IM. Transitions between two-body and three-body abrasive wear: influence of test conditions in the microscale abrasive wear test, Wear, 1999 April; 225–229 (Part 1):205-214.

48. Kelly DA, Hutchings IM. A new method for measurement of particle abrasivity, Wear, 2001 Oct, 250(1–12):76-80.

49. Adachi K, Hutchings IM. Sensitivity of wear rates in the micro-scale abrasion test to test conditions and material hardness, Wear, 2005 Jan, 258(1–4):318-321.

50. Rutherford, K.L, Hutchings, I.M., A micro-abrasive wear test, with particular application to coated systems. Surface & Coatings Technology, 1996 Feb, 79(1-3):231-239.

51. Cozza RC. Estudo do desgaste e atrito em ensaios micro-abrasivos por esfera rotativa fixa em condições de força normal constante e pressão constante [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Engenharia Mecânica de Projeto de Fabricação; 2011.

52. Hipólito AC, Barão VA, Faverani LP, Ferreira MB, Assunção WG. Color degradation of acrylic resin denture teeth as a function of liquid diet: ultraviolet-visible reflection analysis. J Biomed Opt. 2013 Oct;18(10):105005-1-7.

53. Koji K. Wear in relation to friction — a review, Wear, 2000 July; 241(2):151-157.

54. Costa ZS. Influência do SiO₂ nas propriedades mecânicas da DGEBA [Dissertação]. São Cristovão: Universidade Federal de Sergipe; 2009.

55. Vasconcelos LR. Avaliação da Dureza Knoop de Dentes Artificiais de Resina Acrílica Submetidos a Métodos de Desinfecção Química e por Energia de Micro-ondas [Dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia; 2010.
56. Tappe A, Kubisch V, Schneider S. The abrasion resistance of plastic teeth--an in-vitro study. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 1992;102(12):1467-72.
57. Winkler S, Monasky GE, Kwok J. Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. *J Prosthet Dent.* 1992 Jun;67(6):812-4.
58. Lindquist TJ, Ogle RE, Davis EL. Twelve-month results of a clinical wear study of three artificial tooth materials. *J Prosthet Dent.* 1995 Aug;74(2):156-61.
59. Ogle RE, Davis EL. Clinical wear study of three commercially available artificial tooth materials: thirty-six month results. *J Prosthet Dent.* 1998 Feb;79(2):145-51.
60. Coffey JP, Goodkind RJ, DeLong R, Douglas WH. In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. *J Prosthet Dent.* 1985 Aug;54(2):273-80.
61. von Fraunhofer JA, Razavi R, Khan Z. Wear characteristics of high-strength denture teeth. *J Prosthet Dent.* 1988 Feb;59(2):173-5.
62. Abe Y, Sato Y, Akagawa Y, Ohkawa S. An in vitro study of high-strength resin posterior denture tooth wear. *Int J Prosthodont.* 1997 Jan-Feb;10(1):28-34.
63. Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil.* 2001 Nov; 28(11):1048-55.
64. Ohlmann B, Rohstock K, Kugler J, Gilde H, Dreyhaupt J, Stober T. Influences on clinical wear of acrylic denture teeth: a pilot study. *Int J Prosthodont.* 2007 Sep-Oct;20(5):496-8.
65. de Gee AJ, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent.* 1994;22 Suppl 1:S21-7.

66. Hu X, Shortall AC, Marquis PM. Wear of three dental composites under different testing conditions. J. Oral Rehabil. 2002 Aug;29(8):756-64.

ANEXO A – Análise de Malvern - Distribuição de tamanho de partículas

Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
Departamento de Engenharia de Minas e de Petróleo

Laboratório de Caracterização Tecnológica
 Av. Prof. Mello Moraes, 2373 CEP 05508-030 São Paulo - SP www.lct.poli.usp.br
 Tel: 11 3091-5151 e-mail: lct@lct.poli.usp.br

RESULTADOS DE DISTRIBUIÇÃO DE TAMANHO DE PARTÍCULAS

Relatório: MAL 345-15	POP:	Data da medida: terça-feira, 10 de novembro de 2015 11:12:01
Cliente: PRISCILA NAKASONE UEHARA	Analista: Beatriz	Data da análise: terça-feira, 10 de novembro de 2015 11:12:02
Amostra: Pedra pomes	Fonte de resultados: Edited	
Notas: Vel. Bomba: 2500 rpm Meio de dispersão: água deionizada Dispersante: calgon		

Código I.R.: 1.54_0.01	Amostrador: Hydro 2000MU (A)	Tipo de análise: General purpose	Sensitividade: Normal
I.R. da partícula: 1.540	Absorção: 0.01	Faixa de tamanho: 0.020 to 2000.000 μ m	Obscurecência: 6.96 %
Dispersante: Water	I.R. do dispersante: 1.330	Resíduo: 0.911 %	Result Emulation: Off

Concentração: 0.0964 %Vol	Span : 2.304	Uniformidade: 0.703	Tipo de distribuição: Volume
-------------------------------------	------------------------	-------------------------------	--

Área superf. espec.: 0.0483 m^2/g	D[3,2]: 95.649 μ m	D[4,3]: 156.231 μ m
d(0.1): 48.321 μ m	d(0.5): 118.938 μ m	d(0.9): 322.361 μ m

Size (μ m)	Vol Under %	Size (μ m)	Vol Under %	Size (μ m)	Vol Under %	Size (μ m)	Vol Under %	Size (μ m)	Vol Under %	Size (μ m)	Vol Under %	Size (μ m)	Vol Under %
0.020	0.00	0.142	0.00	1.002	0.00	7.096	0.00	50.238	11.15	355.656	92.39		
0.022	0.00	0.159	0.00	1.125	0.00	7.962	0.00	56.368	14.99	399.052	94.78		
0.025	0.00	0.178	0.00	1.262	0.00	8.934	0.00	63.246	19.42	447.744	96.71		
0.028	0.00	0.200	0.00	1.416	0.00	10.024	0.00	70.963	24.38	502.377	98.19		
0.032	0.00	0.224	0.00	1.589	0.00	11.247	0.00	79.621	29.76	563.677	99.23		
0.036	0.00	0.252	0.00	1.783	0.00	12.619	0.00	89.337	35.43	632.456	99.82		
0.040	0.00	0.283	0.00	2.000	0.00	14.159	0.00	100.237	41.27	709.627	100.00		
0.045	0.00	0.317	0.00	2.244	0.00	15.887	0.00	112.468	47.16	796.214	100.00		
0.050	0.00	0.356	0.00	2.518	0.00	17.825	0.00	126.191	52.98	893.367	100.00		
0.056	0.00	0.399	0.00	2.825	0.00	20.000	0.03	141.589	58.63	1002.374	100.00		
0.063	0.00	0.448	0.00	3.170	0.00	22.440	0.13	158.866	64.06	1124.683	100.00		
0.071	0.00	0.502	0.00	3.557	0.00	25.179	0.45	178.250	69.20	1261.915	100.00		
0.080	0.00	0.564	0.00	3.991	0.00	28.251	1.04	200.000	74.02	1415.892	100.00		
0.089	0.00	0.632	0.00	4.477	0.00	31.698	2.00	224.404	78.49	1588.656	100.00		
0.100	0.00	0.710	0.00	5.024	0.00	35.666	3.42	251.785	82.59	1782.502	100.00		
0.112	0.00	0.796	0.00	5.637	0.00	39.905	5.38	282.508	86.28	2000.000	100.00		
0.126	0.00	0.893	0.00	6.325	0.00	44.774	7.95	316.979	89.56

Prof. Dr. Henrique Kahn
 Coordenador do LCT

Dra. Maria Manuela Tassinari
 Pesquisadora do LCT-EPUSP

ANEXO B – Resultados

Gráfico 5.1 - coeficiente de desgaste x tempo 1 para camada de esmalte

Gráfico 5.2 - coeficiente de desgaste x tempo 2 para camada de esmalte

Gráfico 5.3 - coeficiente de desgaste x tempo 3 para camada de esmalte

Gráfico 5.4 - coeficiente de desgaste x tempo 1 para camada de dentina

Gráfico 5.5 - coeficiente de desgaste x tempo 2 para camada de dentina

Gráfico 5.6 - coeficiente de desgaste x tempo 3 para camada de dentina

CAMADA DE ESMALTE
Volume (mm³) x tempo de ensaio

Tabela 5.1 - tempo 1

Volume (mm ³)	Vivodent PE	Trilux	Premium	Artiplus	Magister	Biotone
1	0.05	0.06	0.11	0.09	0.31	0.10
2	0.06	0.09	0.09	0.05	0.07	0.05
3	0.09	0.10	0.06	0.09	0.11	0.05
4	0.10	0.08	0.08	0.07	0.09	0.04
5	0.05	0.07	0.06	0.07	0.05	0.09

Tabela 5.2 - tempo 2

Volume (mm ³)	Vivodent PE	Trilux	Premium	Artiplus	Magister	Biotone
1	0.17	0.07	0.06	0.06	0.09	0.15
2	0.12	0.14	0.12	0.12	0.20	0.12
3	0.16	0.09	0.06	0.08	0.09	0.21
4	0.16	0.08	0.11	0.14	0.09	0.14
5	0.14	0.15	0.10	0.12	0.15	0.13

Tabela 5.3 - tempo 3

Volume (mm ³)	Vivodent PE	Trilux	Premium	Artiplus	Magister	Biotone
1	0.18	0.11	0.14	0.46	0.12	0.14
2	0.17	0.18	0.11	0.16	0.24	0.20
3	0.29	0.17	0.15	0.09	0.24	0.20
4	0.17	0.19	0.19	0.14	0.22	0.17
5	0.20	0.18	0.12	0.14	0.30	0.16

CAMADA DE DENTINA
Volume (mm³) x tempo de ensaio

Tabela 5.4 - tempo 1

Volume (mm ³)	Vivodent PE	Trilux	Premium	Artiplus	Magister	Biotone
1	0.07	0.23	0.09	0.09	0.15	0.11
2	0.11	0.04	0.06	0.07	0.04	0.09
3	0.14	0.02	0.04	0.08	0.07	0.06
4	0.08	0.07	0.06	0.02	0.03	0.04
5	0.06	0.05	0.07	0.05	0.07	0.07

Tabela 5.5 - tempo 2

Volume (mm ³)	Vivodent PE	Trilux	Premium	Artiplus	Magister	Biotone
1	0.19	0.19	0.12	0.15	0.18	0.25
2	0.20	0.11	0.27	0.08	0.17	0.13
3	0.01	0.07	0.07	0.10	0.06	0.09
4	0.09	0.10	0.09	0.09	0.13	0.09
5	0.14	0.11	0.09	0.08	0.09	0.09

Tabela 5.6 - tempo 3

Volume (mm ³)	Vivodent PE	Trilux	Premium	Artiplus	Magister	Biotone
1	0.20	1.24	0.26	0.17	0.16	0.16
2	0.16	0.10	0.18	0.10	0.17	0.17
3	0.19	0.13	0.15	0.07	0.23	0.13
4	0.15	0.06	0.16	0.11	0.13	0.12
5	0.10	0.15	0.12	0.10	0.12	0.11

ANEXO C - Discussão

Figura 6.1: a. risco típico de desgaste abrasivo após 300 rotações (3 minutos); b. detalhe da superfície de uma resina reforçada com partículas após 100 rotações [4141]