

APERFEIÇOAMENTO DO MÉTODO DO DISCO RETIFICADO, JÁ ADAPTADO PARA ODONTOLOGIA, E SEU EMPREGO NA AVALIAÇÃO DO DESGASTE ABRASIVO DE 3 RESINAS COMPOSTAS*

*RETIFIED DISCUS METHOD IMPROVEMENT, ALREADY ADAPTED TO
DENTISTRY, AND ITS EMPLOYMENT IN EVALUATION OF WEAR
STRENGTH OF 3 COMPOSITE RESINS*

Ivone de Oliveira SALGADO

Prof.^ª. Dr.^ª. do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia da UFJF.

César Antunes de FREITAS

Prof. Dr. do Departamento de Materiais Dentários da FOB-USP e da Faculdade de Odontologia de Lins-UNIMEP.

Eduardo Carlos BIANCHI

Prof. Dr. do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia e Tecnologia-UNESP, Bauru.

O método do disco retificado, já adaptado para a Odontologia, foi aperfeiçoado e empregado para avaliar *in vitro* a resistência ao desgaste por abrasão de 3 resinas compostas (Glacier, Tetric e Z 100). Cada corpo-de-prova, constituído de um anel metálico com uma das resinas aplicadas em sua superfície curva (denominado disco estático), era colocado numa balança própria. Um outro anel metálico revestido por porcelana (disco dinâmico) girava em contato com o estático, desgastando-o, assim conduzindo ao deslocamento da balança. Isto era detectado por um palpômetro, que enviava pulsos elétricos para um microcomputador, onde um programa computacional especialmente desenvolvido recebia os sinais e efetuava cálculos da quantidade de material desgastado, nas condições estabelecidas de carga e velocidade de rotação do disco dinâmico, registrando os dados e confeccionando gráficos do desgaste em função do tempo, em tempo real. Os resultados permitiram concluir que o método é adequado, podendo vir a se tornar um padrão em testes deste tipo de desgaste, e que a resina Z 100 sofreu menor desgaste que as demais.

* Extraído da Tese de Doutorado em Dentística, opção Materiais Dentários, FOB-USP.

INTRODUÇÃO

O ideal seria que os materiais restauradores odontológicos se desgastassem de modo semelhante ao esmalte dentário; o que não ocorre. Entre as várias razões que conduzem à substituição de restaurações confeccionadas com resinas compostas, encontra-se o desgaste mecânico sofrido por variadas causas. A propaganda veiculada pelos fabricantes geralmente proclama enfaticamente que seus produtos têm baixos níveis deste tipo de desgaste.

Dentro do complexo conjunto de fatores determinantes deste processo, encontram-se as condições agressivas a que uma dada restauração estiver submetida, as características do respectivo preparo cavitário e da própria resina utilizada, com interação de fatores químicos, biológicos e mecânicos; dentre estes, encontram-se as dimensões, a qualidade e a homogeneidade das partículas de carga, os respectivos tipos de matriz orgânica, a proporção carga / matriz e a qualidade de união entre estas, as dimensões da própria restauração, a qualidade de união (e/ou adesão) com os tecidos dentários, juntamente com características de superfície e de resistência em geral. Para avaliar desgaste abrasivo, existem testes clínicos diretos^{6,10,14} e indiretos^{7,17,19}, que demandam planejamento e execução complexos, requerendo longos períodos para sua efetivação, e laboratoriais^{8,11,12,13,18,20,22,23,25,26,27,30,31}, alguns destes mais simples e outros tão complexos quanto os clínicos, que entretanto fornecem resultados mais rapidamente; todos os métodos têm sofrido críticas^{10,21,29,31}, por sua complexidade ou pela dificuldade de comparação adequada de seus resultados, dadas as metodologias extremamente diferentes.

O objetivo deste trabalho foi criar um método laboratorial para avaliar o desgaste abrasivo, de maneira rápida e confiável, importante para clínicos, pesquisadores e fabricantes; basicamente, aperfeiçoou-se o método de BIANCHI et al.⁴ (que adaptou para a Odontologia o método do disco retificado de COELHO⁵) e, através dele, foram avaliadas 3 resinas compostas.

MATERIAL E MÉTODOS

Os conceitos seguintes são importantes para o presente trabalho. A retificação consiste no desgaste de uma estrutura por um rebolo em movimento; rebolos são dispositivos constituídos por qualquer tipo de material abrasivo, cujas partículas estão unidas por um aglutinante; entre os rebolos especiais (superabrasivos), encontram-se

os adiantados e os de nitrato cúbico de boro (CBN), todos os demais sendo considerados como convencionais. A dressagem consiste na afiação de rebolos convencionais, por meio de um instrumento denominado dressador.

Foram torneados 6 anéis, em aço com baixo teor de carbono 1020 ABNT (COSIPA, Cubatão-SP), com altura de 1,8 mm, diâmetro interno de 8 mm e externo de 18 mm, com as superfícies curvas externas recartilhadas; através de uma retificadora tangencial plana garantiu-se paralelismo entre suas superfícies planas, com rebolo de óxido de alumínio branco (Carborundum Abrasivos Ltda., Vinhedo - SP), com diâmetro externo de 192 mm, interno de 76,2 mm, altura de 19 mm e com grânulos malha 46, na velocidade de 1350 rpm. Os anéis foram submetidos a processos de eletro-deposição, para prevenir oxidação e suas alturas variavam de 1,35 a 1,54 mm.

Sob condições controladas de temperatura e umidade relativa ambiental ($23 \pm 2^\circ\text{C}$ e $50 \pm 10\%$), foi confeccionado um disco de cada resina composta Glacier, lote 60530, válido até 21/5/99 (Southern Dental Industries, Austrália), Tetric, lote 803139, válido até janeiro de 2000 (Vivadent, Liechtenstein) ou Z 100, lote 6HF, válido até 27/6/99 (3M, EUA), sobre a superfície recartilhada de cada um dos anéis, com dois espécimes para cada resina. Sua aplicação ocorreu por incrementos cuja extensão equivalia a 1/8 do perímetro do anel e na sua altura (com o auxílio de 2 lâminas de vidro); a polimerização era efetuada através de um fotopolimerizador Optilux modelo VCL 403 (Demetron Research Corp., Danbury, CT, EUA), por 60 seg., sendo 20 em cada face plana e igual tempo na curva. Um radiômetro (modelo 100, da mesma procedência do fotopolimerizador) mostrou que a intensidade luminosa variou de 510 a 530 mW/cm², acima do mínimo recomendado pelo fabricante, de 300 mW/cm². Todo espécime, com a cinta de resina de 24 mm de diâmetro externo, era imerso em água destilada e deionizada, por um mínimo de 24 horas, antes de sua retificação diametral, por intermédio do rebolo de óxido de alumínio branco; o anel de aço/resina era preso ao eixo-árvore horizontal do cabeçote de testes acionado por motor trifásico de indução (Kohlbach, Jaraguá do Sul-SC) (1 CV, 60 Hz e 5370 rpm); o conjunto motor/cabeçote, fixo numa pesada base de ferro fundido, ficava preso à mesa da retificadora plana, por 2 fortes grampos. Com o anel de aço/resina em movimento discordante ao do rebolo, com a mesa da retificadora transversalmente movimentada e o rebolo progressivamente abaixado, executavam-se "mergulhos" de cerca de 5 a 10 mm no interior da resina, até que o diâmetro externo desta ficasse com 21,246 mm, verificado com

micrômetro Mitutoyo n. 103-129 (Mitutoyo do Brasil Ind. Com. Ltda., Suzano-SP), de acuidade de 1 micrometro; denominado então de disco estático, voltava a ser imerso na água destilada e desionizada, à temperatura ambiente de 23 a 24 °C.

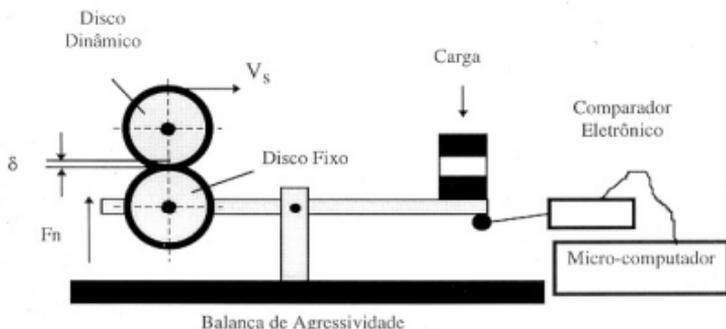
Foi confeccionado um disco dinâmico, de maneira análoga aos estáticos; um anel foi fundido em liga de NiCr (Durabond Universal, lote BUE-96, Odonto Com. Imp. Ltda.), com dimensões iniciais maiores que o necessário, e torneado até ficar com as faces planas paralelas entre si, com altura de 3,5 mm, diâmetro interno de 8,0 mm e externo de 18 mm; sua superfície curva externa recartilhada recebeu uma camada de porcelana odontológica DUCERAM (Degussa - Soc. Ind. de Metais Preciosos da Amazônia Ltda., Manaus-AM) de matiz B4, com temperaturas de queima inicial de 557°C e final de 940°C, com dimensões também maiores que o necessário; ficou com altura de 3,5 mm e diâmetro externo de 21,246 mm, após ser retificada por um rebolo diamantado de ligante resinóide de 299 mm de diâmetro externo, 76,2 mm de diâmetro interno e 10 mm de altura, com partículas abrasivas de granulação 107 mm (tipo D107N115C50, Master Diamond Ferram. Ltda., SP-SP), girando a 690 rpm; também aqui os movimentos foram discordantes e o disco de porcelana permaneceu preso no eixo-árvore do cabeçote de testes, para realização de todos os ensaios de desgaste. Tais ensaios, pelo processo de retificação, são também denominados testes de agressividade, no ramo da Engenharia Mecânica, na área de Usinagem de Metais, onde o agressor é um rebolo que fica no eixo-árvore da retificadora plana e o agredido é o corpo que vai sofrer

algun tipo de desgaste pelo rebolo.

A Figura 1 ilustra esquematicamente o banco de ensaios utilizado no presente trabalho. As modificações do método original¹, a seguir descritas, conduziram à elaboração de um novo programa computacional (*software*) de aquisição e manipulação de dados, a partir daquele apresentado em trabalho anterior⁹. O conjunto motor/cabeçote era colocado sobre uma superfície plana e nivelada (mesa de uma retificadora tangencial cilíndrica), com o disco dinâmico preso ao eixo-árvore do cabeçote de testes; nivelava-se a balança própria (construída por BIANCHI et al.¹, basicamente uma réplica da utilizada por COELHO³), que era colocada na base do conjunto motor/cabeçote. O disco estático era posicionado e fixado no eixo horizontal apropriado, em uma extremidade da balança, e uma carga de 6,8060 N era colocada no eixo vertical de seu outro extremo, de modo a fazer com que o disco estático viesse a pressionar o dinâmico. Mantendo-se tal contato, a balança era movimentada, até que o ponto central do eixo do cabeçote de testes ficasse na mesma linha perpendicular do eixo que suportava o disco estático, como mostra a Figura 2; toda a extensão da resina ficava em contato com a porcelana do dinâmico, como ilustrado pela Figura 3; dois grampos eram usados para fixar a balança à base do conjunto motor/cabeçote. Fazia-se girar o disco dinâmico, desgastando a resina, e o gradual deslocamento da balança era detectado com um comparador eletrônico modelo 32.10801 (Tesa SA, Suíça), também denominado palpador ou palpômetro, conectado ao seu registrador Tesatronic TT10, da mesma procedência. O braço do palpômetro terminava numa esfera, posicionada em

contato com a face inferior do segmento horizontal da balança, distando 1,0 mm do extremo desta, no lado da carga, como ilustrado pela Figura 4. O palpômetro ficava conectado a uma haste vertical por um sistema onde um parafuso micrométrico permitia movimentação, até uma altura tal que o ponteiro do respectivo registrador apontasse um valor numérico qualquer, indicando seu contato com a balança, com o cuidado para que o braço do palpador ficasse na

FIGURA 1 - Esquema do banco de ensaios utilizado. V_s simboliza a velocidade periférica do disco dinâmico, F_n a força normal constante e d a profundidade de desgaste sofrida pelo disco estático (original de BIANCHI et al.¹)



posição o mais horizontal possível, quando o ponteiro do registrador era ajustado para a marca zero; golpes suaves eram aplicados digitalmente sobre a carga da balança, para ter-se certeza da oscilação do ponteiro e de sua volta ao zero, uma vez cessado cada golpe; o braço da balança era então deslocado manualmente, para separar os discos, posição que era mantida através de um suporte adequado.

Acessado o programa do microcomputador, numa tela específica eram registradas as condições do ensaio: material do disco dinâmico e seu diâmetro, material do disco estático, com seu diâmetro e largura, valor da carga utilizada e frequência do motor; a confirmação para o programa aceitar os dados digitados tornava o sistema pronto para aceitar os dados a serem enviados pelo registrador. Regulava-se a vazão de água, 10 a 15 ml/min, para refrigeração dos discos e aguardava-se a velocidade do disco dinâmico se estabilizar em 5370 rpm. Um primeiro operador liberava o braço da balança, permitindo contato suave do disco estático com o dinâmico; um segundo operador já começara a pressionar sucessiva e rapidamente a tecla "PRINT" do registrador Tesatronic. A menor frequência com que o segundo operador conseguia apertar a tecla permitia o envio de apenas um pequeno número dos pulsos vindos do registrador, para o programa instalado num micro-computador (da geração 486), onde chegavam através da denominada porta serial COM1, com aquisição em tempo real; o programa efetua uma série de cálculos e constrói um primeiro gráfico cartesiano, levantando uma linha curva, a partir de pontos correspondentes aos pulsos recebidos, onde o deslocamento da balança encontra-se no eixo da ordenada (expresso em milímetros) e o tempo no eixo da abscissa (expresso em segundos). Também levanta uma segunda linha reta, por elevação do tempo à potência 2/3; ainda fornece o resultado do que foi denominado desgaste potencial ou agressividade (expresso em milímetros cúbicos, por Newton, por segundo), que indica a taxa volumétrica de material removido, o coeficiente de correlação observado e o volume total de material removido (expresso em milímetros cúbicos) durante o ensaio. Todo o equacionamento matemático que serviu de base para efetuação destes cálculos, assim como para construção dos gráficos, incluído no citado programa computacional, encontra-se descrito nos artigos já citados¹⁹. O programa computacional em questão serve para as condições aqui estabelecidas, particularmente com o apalpador eletrônico aqui referido; uma das exigências do modelo matemático é que ambos os discos (agressor e agredido) tenham diâmetros iguais.

Foram confeccionados 6 discos estáticos, 2 para cada

FIGURA 2 - Vista frontal do disco estático em contato com o dinâmico, durante um teste, ilustrando o posicionamento descrito no texto

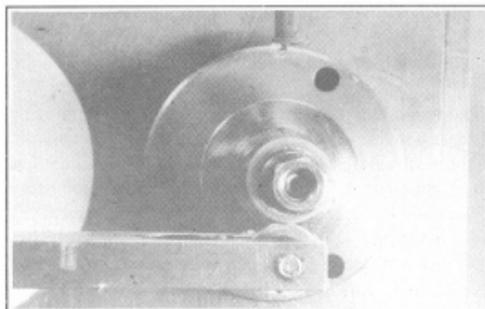


FIGURA 3 - Vista do disco dinâmico (acima) de porcelana, tocando em toda a extensão do disco estático (embaixo) de resina, durante um teste, como descrito no texto

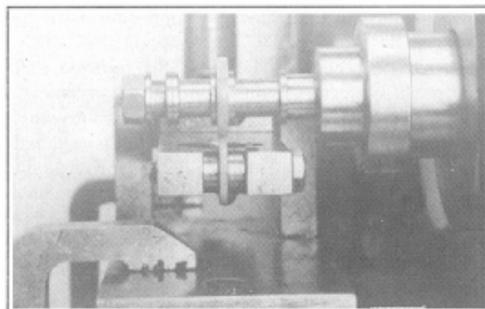


FIGURA 4 - Braço do comparador eletrônico terminando numa esfera, posicionada em contato com a face inferior do segmento horizontal da balança, como descrito no texto

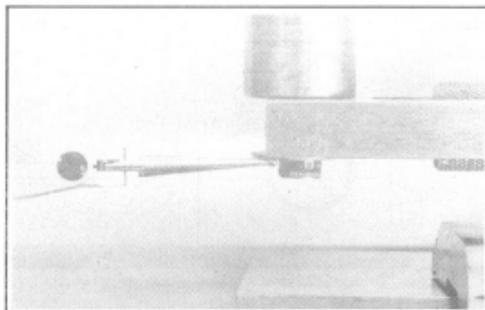
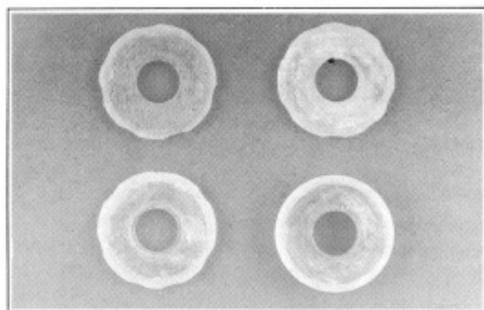


FIGURA 5 - Vista dos discos estáticos (da esquerda para a direita e de cima para baixo, Glacier, Tetric e Z 100) e dinâmico, ao final dos testes



uma das 3 resinas avaliadas. Devido ao descarte de leituras, por falhas no envio de impulsos do registrador para o computador, ficara decidido só aproveitar-se espécimes com um mínimo de 5 leituras, cujos coeficientes de correlação fossem iguais ou maiores que 0,95. Os resultados do desgaste potencial ficavam registrados na memória do computador. Na Figura 5 pode ser observado o aspecto final de um espécime de cada resina e do disco dinâmico.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados dos ensaios compõem a Tabela 1 (ilustrada pelo gráfico 1), aos quais foi aplicada uma análise de variância, cujos resultados compõem a Tabela 2.

Na Tabela 2 pode-se constatar diferença altamente significativa ($P < 0,05$) entre os valores analisados, como indica o valor F (2,4853E-09), pois foi obtido um valor de $F_{\text{calculado}}$ (23,2320727) maior que o F_{crit} (2,54538435), ao nível de significância de 5%. As comparações pelo teste "t" de Student, também a 5%, podem ser observadas na Tabela 3.

Discussão da metodologia empregada

Como se pode observar, não existe um sistema aceitável de classificação do desgaste dentário, com critérios bem definidos¹⁰, e nem para os materiais dentários restauradores, que idealmente deveriam se desgastar de modo semelhante ao esmalte dentário humano¹⁵. O fato de pesquisas recentes²⁹ reclamarem da falta de um método laboratorial adequado para avaliar desgaste de materiais restauradores nos levou a desenvolver a presente metodologia. Após um ajuste bilateral do linguajar técnico entre engenheiros e dentistas, estudamos os fenômenos de corte^{3,4}, a programação para computador e os cálculos matemáticos envolvidos⁹, o suficiente para entender o processo.

TABELA 1 - Resultados dos valores de desgaste potencial (expressos em $\text{mm}^3/\text{N.s}$), acrescidos das respectivas médias, desvios-padrão (dp) e variâncias, de cada corpo-de-prova (cp), das 3 resinas utilizadas

cp	G1	G2	T1	T2	Z1	Z2
Ensaio						
1	-	0,05730	-	-	0,01810	0,01850
2	0,07750	0,04400	0,02730	0,04990	0,01870	0,01560
3	-	0,05000	-	0,03650	0,02040	0,01440
4	0,07710	0,04800	0,02250	0,03880	-	-
5	0,08410	0,04240	0,01570	0,01300	0,02070	0,01550
6	0,05700	0,04240	0,01340	0,01430	0,02100	0,01720
7	0,05040	-	0,01370	-	0,02100	0,01760
8	0,04300	-	-	-	0,01690	-
Média	0,06485	0,04735	0,01852	0,03050	0,0195428	0,0164667
dp	0,0169026	0,0057736	0,0061304	0,0162014	0,0016379	0,0015436
Variância	0,0002856990	0,0000333350	0,0000375820	0,0002624850	0,0000026829	0,0000023827

G = Glacier; T = Tetric e Z = Z-100. O número após a letra designa o número do cp de cada resina. Tendo sido realizados 8 ensaios em cada cp, as caselas marcadas com um traço (-) indicam os valores desprezados.

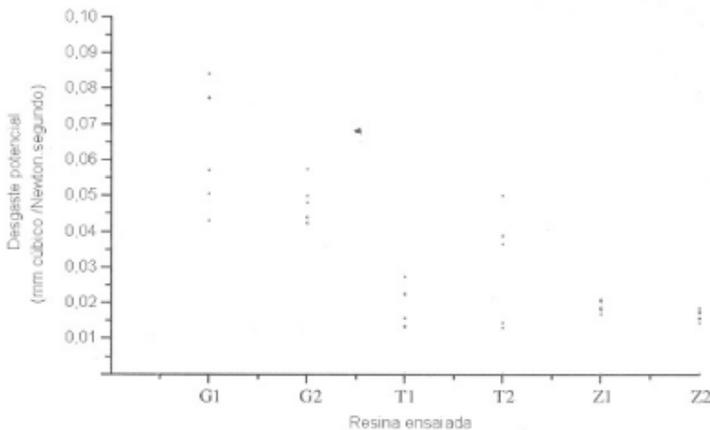


GRÁFICO 1- Ilustrativo dos resultados apresentados na Tabela 1

TABELA 2 - Resultados da análise de variância aplicada aos valores da Tabela 1

Fonte	SQ	gl	MQ	F calculado	valor P
inter-grupos	0,0113094070	5	0,0022618814	23,2320727	2,4853E-09
intra-grupos	0,0028234485	29	0,0000973603		
Total	0,0141328554	34			

$$F_{\text{crit}(0,05)} = 2,54538435$$

$$P < 0,05(\text{significante})$$

Através de tentativa e erro, foi idealizada a metodologia e estabelecidos parâmetros (como os valores de carga e frequências de rotação dos discos, entre outros), com construção e/ou adequação dos dispositivos empregados. Para a finalidade aqui proposta escolhemos um teste do tipo dois-corpos, de mais fácil repetibilidade, dada sua menor complexidade, em relação ao do tipo três-corpos. Nos vários artigos (de ambos os tipos) pesquisados, nos pareceu existir uma complexidade maior que a do método por nós desenvolvido e/ou falta de elementos (informações), que tornam impossível ou extremamente difícil sua repetição, como é o caso de se usar uma cúspide dentária, ou uma outra porção de um dente, ambos de morfologia e dimensões extremamente variáveis, para servir como agente provocador do desgaste³¹. Pretendemos ter fornecido informações suficientes sobre todo o nosso processo, possibilitando sua repetição por outros pesquisadores. Apesar da inventividade das várias metodologias, não é possível a comparação adequada dos

seus resultados, entre si ou com os nossos, pela sua individualidade, com modos de mensuração próprios; obviamente, os resultados dos testes clínicos, diretos ou indiretos, não podem ser comparados com os do presente trabalho. Ainda será necessário se estabelecer uma relação temporal entre os resultados obtidos pelo método aqui apresentado, que tem um caráter de previsão e que é mais rapidamente efetuado que os testes clínicos, com os do comportamento do desgaste de compósitos restauradores, observado clinicamente, para se constatar se o primeiro é adequado, inclusive, pelo fato do número de variáveis aqui envolvidas ser menor (e passíveis de um grande controle) e não existir outras bastante influentes, como a presença de saliva, hábitos alimentares, formas de

oclusão etc., como é amplamente conhecido.

Dentre os materiais restauradores estéticos, o emprego de resinas compostas em dentes anteriores é aparentemente considerado adequado, mas nos posteriores tem trazido controvérsia entre os pesquisadores e clínicos, como mostram inúmeros trabalhos sobre o desempenho deste material e as muitas, rápidas e constantes modificações de composição que os fabricantes têm efetuado. A própria organização AMERICAN DENTAL ASSOCIATION¹ (ADA) reconheceu em 1986 que eram muito limitadas as informações de longo prazo, acerca do desempenho clínico das resinas compostas em dentes posteriores; em 1989, a mesma ADA² divulgou 5 recomendações para uso destes materiais em tais dentes, relatando que o grupo de trabalho envolvido nesta questão continuaria a coletar informações importantes, até que uma Especificação razoável pudesse ser escrita, com base em evidência experimental sólida, o que parece ainda não ter ocorrido. Para caracterizar uma situação paradoxal, pode-se ler num

TABELA 3 - Resultados do teste "t" de Student (ao nível de significância de 5%), aplicado aos valores das Tabelas 1 e 2

Comparação	P observado	Diferença
G1 x G2	0,053 *	não significativa
G1 x T1	0,00043	significante
G1 x T2	0,0075	significante
G1 x Z1	0,0012	significante
G1 x Z2	0,0009	significante
G2 x T1	0,00002	significante
G2 x T2	0,08	não significativa
G2 x Z1	0,0000000093	significante
G2 x Z2	0,000000177	significante
T1 x T2	0,18	não significativa
T1 x Z1	0,734	não significativa
T1 x Z2	0,51	não significativa
T2 x Z1	0,21	não significativa
T2 x Z2	0,126	não significativa
Z1 x Z2	0,005	significante

artigo de 1994 que "para a resina AP.H, os valores médios de desgaste foram excessivos, se comparados com compósitos similares para dentes posteriores, mas que se encontravam dentro dos parâmetros da ADA como de uso irrestrito como compósitos para uso em dentes posteriores"³². A resina composta, para ser aplicada principalmente nos dentes que suportam grandes esforços mastigatórios, ainda precisa ser melhorada, quanto aos aspectos de resistências mecânicas, um dos quais foi o objetivo desta pesquisa, e também sobre outros, como alterações de cor, de infiltração marginal etc. A taxa de desgaste é de grande importância para a caracterização dos materiais restauradores, especialmente frente a grandes esforços mastigatórios⁸. Não concordamos que as restaurações de resinas compostas possam ficar sem receber o "acabamento convencional" na superfície oclusal, como está descrito num determinado trabalho³⁴, por não ter sido claramente definida a granulação das pontas diamantadas e pedras montadas utilizadas, entre outros aspectos, além de nem todos os profissionais conseguirem resultados de lisura superficial de restaurações de compósitos exatamente iguais.

No trabalho de BIANCHI et al.⁴, os discos mais largos eram os estáticos, situação que foi aqui invertida; tais discos também foram retificados, para se alcançar maior sensibilidade no processo; houve necessidade da anodização, para evitar a oxidação causada pela imersão em água por aquele período prolongado; o disco dinâmico

foi aqui confeccionado a partir de liga de NiCr, para receber a porcelana; também a carga utilizada (6,8060 N) para fazer resultar a força normal entre os discos foi estabelecida especificamente para o presente trabalho. Com os vários importantes detalhes relatados, se pretendeu divulgar um método que possibilitasse repetição por outros pesquisadores, com a maior semelhança possível; a obtenção de resultados similares, tanto quanto possível, atestaria sua confiabilidade, da qual estamos convencidos por conhecer suas minúcias. Os

resultados tem atraído a atenção de dentistas, engenheiros e fabricantes de materiais, que têm tido acesso a este estudo. Estamos convencidos de sua exatidão e alta confiabilidade, assim como da possibilidade de aumentar sua acuidade.

Discussão dos resultados obtidos

A análise das Tabelas 1 a 3 permite concluir que a resina Glacier apresentou desgaste nitidamente mais rápido que as outras, de comportamento semelhante, com comprovação estatística, mas não significa que esta, recentemente introduzida no mercado brasileiro, seja um produto inadequado; somente após serem estabelecidos mais alguns parâmetros, empregando número de ensaios maior que o aqui utilizado, também sobre resinas mais antigas e de comportamento clínico já conhecido, é que se poderá chegar a afirmações mais categóricas. Pode-se observar na Tabela 3 que:

a) não existiu diferença significativa entre os 2 corpos-de-prova de cada resina, exceto no caso da Z100; pode-se concluir que houve então uma homogeneidade dos corpos de prova das resinas Glacier e Tetric; já para a Z100, a diferença entre os dois corpos de prova (Z1 e Z2) realmente significa que o primeiro desgastou-se mais que o segundo, mas a detecção desta diferença somente aconteceu porque seus respectivos desvios-padrão foram muito pequenos, e por isso não é surpreendente que o

método estatístico tenha apontado diferença significativa entre ambos os espécimes desta resina em particular; entretanto, estes apresentaram tanto os menores valores de desgaste potencial, como as menores variâncias, em relação aos demais, levando à conclusão de que, no quadro geral, a resina Z100 foi a que menos se desgastou;

b) para a resina Glacier, o desgaste do primeiro espécime (G1) foi semelhante ao do segundo (G2), porém foi maior que o de qualquer outro, de qualquer outra resina; o espécime G2 também não apresentou diferença com o T2, mas desgastou-se mais que T1, Z1 e Z2; a razão do G2 ter apresentado esta semelhança com o T2, quando seria lógico que o primeiro (G2) tivesse maior desgaste que o segundo (T2), já que isto aconteceu com o T1, deveu-se ao alto grau de heterogeneidade do T2, quando comparado com o G2; exceto por isso, é reforçada a idéia de que a resina Glacier apresentou os maiores níveis de desgaste potencial;

c) para a resina Tetric, o desgaste do espécime T1 foi da mesma ordem de grandeza de T2; Z1 e Z2, por razões semelhantes às do caso anterior, ou seja, pelo fato do T1 ter um baixo valor de desgaste potencial, associado com pequeno valor de desvio-padrão; T2 apresentou um grau de dispersão bem maior que T1 e, em termos de média, comportamento semelhante aos dos espécimes Z1 e Z2; porém, é notável que os ensaios dos espécimes Z1 e Z2 tenham apresentado grau de dispersão bem menor que os de T2; isto apontou para uma discreta tendência de que esta resina possa sofrer um desgaste ligeiramente maior que o da resina Z100; e

d) para a resina Z100, ocorreram os menores índices de desgaste potencial.

CONCLUSÕES

Nas condições estabelecidas, pode-se concluir que: 1) conseguiu-se aperfeiçoar o método, que é adequado para o fim a que se propõe; 2) a resina Z100 apresentou o menor índice de desgaste potencial, seguida da Tetric, com a Glacier apresentando o maior desgaste; e 3) o método é adequado e confiável, podendo ser repetido com segurança, conseqüentemente podendo vir a se tornar um padrão, para avaliação do desgaste abrasivo de resinas compostas.

ABSTRACT

The retified disc method, already adapted to Dentistry, was improved and used to evaluate *in vitro* wear strenght

resistance of 3 composite resins (Glacier, Tetric and Z-100). Each specimen (metallic ring with a layer of composite applied to its curve surface, designated as static discus) was placed on a special balance. Another metallic ring (now porcelain coated, designated as dinamic discus), rotating in contact with the anterior, promoted its abrasion, leading to the displacement of the balance. This was detected by a palpometer which send electric pulses to a microcomputer, where in real-time they were received by a specially designed software that calculated the material wear amount, at the established conditions of load and dinamic discus rotating velocity, registering the data and creating graphs showing the wear as a function of time. Results led to the following conclusions: the employed method is adequate, with possibility of becoming a good pattern in wear evaluation, and Z 100 resin presented a cleary smaller amount of wear than the others.

UNITERMS: Composite resins; Wear resistance.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Posterior composite resins. *J. Amer. dent. Ass.*, v.112, n.5, p.707-9, May 1986.
- 2- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Obstacles to the development of a standard for posterior composite resins. *J. Amer. dent. Ass.*, v.118, n.5, p.649-51, May 1989.
- 3- BIANCHI, A. R. R. et al. Uma contribuição à avaliação do desgaste abrasivo de resinas compostas. In: FÓRUM NACIONAL DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE, 3., Campos de Jordão, 1996. *Anais*. São Carlos, 1996. p.79-80.
- 4- BIANCHI, E. C. et al. Avaliação do desgaste abrasivo de resinas compostas. In: CONGRESSO DE ENGENHARIA MECÂNICA NORTE/NORDESTE, 4., Recife, 1996. *Anais*. Rio de Janeiro, Associação Brasileira de Ciências Mecânicas, 1996. v.1. p.169-74.
- 5- COELHO, R. T. Estudo experimental da propriedade de dressagem de rebolos na retificação de precisão usando o método do disco retificado. São Carlos, 1991. 122 p. Dissertação (Mestrado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo.
- 6- CVAR, J. F.; RYGE, G. Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. San Francisco, U. S. Government Printing Office, 1971. (USPHS pub. no. 790-244) apud SWIFT JUNIOR, E. J.^{3º}, p.585.

- 7- DAHL, B. L.; ØILO, G. In vivo wear ranking of some restorative materials. **Quintessence Int.**, v.25, n.8, p.561-5, Aug. 1994.
- 8- DE GEE, A. J.; PALLAV, P.; DAVIDSON, C. L. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam *in vitro*. **J. dent. Res.**, v.65, n.5, p.654-58, May 1986.
- 9- DIAS, A. C. P. **Estudo e desenvolvimento de um método e um banco de ensaios para a avaliação do desempenho de resinas para restaurações odontológicas, assistido por computador.** Bauru, 1995. 143 p. Monografia (Graduação) - Faculdade de Engenharia e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista.
- 10- HUGOSON, A. et al. Prevalence and severity of incisal and occlusal tooth wear in na adult swedish population. **Acta odont. Scand.**, v.46, n.5, p.255-65, Oct. 1988.
- 11- JAGGER, D. C.; HARRISON, A. *An in vitro* investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. **J. prosth. Dent.**, v.72, n.3, p.320-3, Sept. 1994.
- 12- KREJCI, I.; LUTZ, F.; ZEDLER, C. Effect of contact area size on enamel and composite wear. **J. dent. Res.**, v.71, n.7, p.1413-16, July 1992.
- 13- KREJCI, I. et al. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. **J. prosth. Dent.**, v.69, n.4, p.425-30, Apr. 1993.
- 14- LAMBRECHTS, P. et al. Quantitative evaluation of posterior dental restorations: a new three dimensional measuring technique. **J. Dent.**, v.12, p.252-67, 1984 apud WILLEMS, G. et al.³⁷, p. 77.
- 15- LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VUYLSTEKE - WAUTERS, M.; VANHERLE, G. Quantitative in vivo wear of human enamel. **J. dent. Res.**, v.68, n.12, p. 752-54, Dec. 1989.
- 16- LEINFELDER, K. F. Evaluation of clinical wear of posterior composite resins. In: VANHERLE, G.; SMITH, D. C. **Posterior composite resin dental restorative materials.** Netherlands, Peter Szulc Publish., 1985. p.501-9.
- 17- LEINFELDER, K. F.; BARKMEIER, W. W.; GOLDBERG, A. J. Quantitative wear measurements of posterior composite resins. **J. dent. Res.**, v.62, p.194, 1983. apud LEINFELDER, K. F.²⁸ p.775.
- 18- LEINFELDER, K. F.; BEAUDREAU, R.; MAZER, R. B. *An in vitro* device for predicting clinical wear. **Quintessence Int.**, v.20, n.10, p.755-61, Oct. 1989.
- 19- LUGASSY, M.; MOFFA, J. P. Laboratory model for the quantification of clinical occlusal wear. Abstract n. 63. **J. Dent. Res.**, v.64, p.181, Jan./June 1985. Special issue.
- 20- LUTZ, F.; KREJCI, J.; BARBAKOW, F. Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. **J. dent. Res.**, v.71, n.8, p.525-29, Aug. 1992.
- 21- NORDBO, H.; LEIRSKAR, J.; VON DER FEHR, F. R. Saucer-shaped cavity preparation for composite resin restorations in class II carious lesions: three-year results. **J. prosth. Dent.**, v.69, n.2, p.155-9, Feb. 1993.
- 22- PALLAV, P.; DAVIDSON, C. L.; DE GEE, A. J. Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions. **J. Prosth. Dent.**, v.59, n.4, p.426-9, Apr. 1988.
- 23- PINTADO, M. R. Characterization of two small-particle composite resins. **Quintessence Int.**, v.21, n.10, p.843-7, Oct. 1990.
- 24- RATANAPRIDAKUL, K.; LEINFELDER, K. F.; THOMAS, J. Effect of finishing on the in vivo wear rate of a posterior composite resin. **J. Amer. dent. Ass.**, v.118, n.3, p.333-5, Mar. 1989.
- 25- SATOU, N. et al. In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins. **J. Oral Rehab.**, v.19, n.1, p.31-7, Jan. 1992.
- 26- SUZUKI, S.; LEINFELDER, K. F. Localized wear and marginal integrity of posterior resin composites. **Amer. J. Dent.**, v.6, n.4, p.199-203, Aug. 1993.
- 27- SUZUKI, S.; SUZUKI, S. H.; COX, C. F. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials when placed against human enamel. **J. Amer. dent. Ass.**, v.127, n.1, p.74-80, Jan. 1996.
- 28- SWIFT JUNIOR, E. J. Wear of composite resins in permanent posterior teeth. **J. Amer. dent. Ass.**, v.115, n.4, p.584-8, Oct. 1987.
- 29- TAYLOR, D. F. et al. Comparison of direct and indirect methods for analyzing wear of posterior composite restorations. **Dent. Mat.**, v.5, n.3, p.157-60, May 1989.
- 30- WASSELL, R. W.; McCABE, J. F.; WALLS, A. W. G. Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. **Dent. Mat.**, v.8, n.6, p.218-23, July 1992.
- 31- WASSELL, R. W.; McCABE, J. F.; WALLS, A. W. G. A Two-body frictional wear test. **J. dent. Res.**, v.73, n.9, p.1546-53, Sept. 1994.
- 32- WENDT JUNIOR, S. L.; LEINFELDER, K. F. Clinical evaluation of a posterior resin composite: 3-year results. **Amer. J. Dent.**, v.7, n.4, p.207-11, Aug. 1994.
- 33- WILLEMS, G. et al. Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear. **J. Dent.**, v.21, n.2, p.74-86, Apr. 1993.