



Resistência à fratura de próteses parciais fixas provisórias

Fracture strength of provisional partial prosthetic bridge

Antonio Carlos Vieira Filho

Especialista em Prótese Dentária pela Policlínica Geral do Rio de Janeiro

Mestrando em Odontologia pela UFF

Coordenador do Curso de Especialização em Prótese Dentária da ABO-Niterói

Raphael Vieira Monte Alto

Professor Adjunto da Disciplina de Clínica Integrada da UFF

Professor do Curso de Especialização em Implantodontia da UFF

Doutor em Dentística pela Uerj

Hélio Rodrigues Sampaio Filho

Doutor em Odontologia pela Unicamp

Professor Adjunto da Uerj

Cresus Vinícius Depes de Gouvêa

Doutor em Prótese Dentária pela UFF

Livre Docência pela UFF

Professor Titular da UFF

Resumo

O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência à fratura de próteses parciais fixas provisórias (PPFP) confeccionadas com diferentes materiais. Foram confeccionadas PPFP com os materiais: Dencor, Duralay, Luxatemp, Snap, seguindo as instruções do fabricante ($n = 10$). Os valores de resistência à fratura foram submetidos à análise de variância e teste de Tuckey ($p < 0,05$). As médias de resistência à fratura foram (MPa): Dencor 59,16 > Duralay 44,48 > Luxatemp 31,52 = Snap 29,69. As restaurações provisórias confeccionadas com as resinas Dencor e Duralay mostraram-se superiores aos materiais Luxatemp e Snap.

Palavras-chave: restaurações provisórias; resina acrílica; resistência à fratura.

Abstract

The aim of this study is to compare the fracture strength of provisional partial prosthetic bridge (PPPB) manufactured with different materials. PPPB were made with the proprietary materials: Dencor, Duralay, Luxatemp, Snap, ($n=10$). Each prosthetic bridge was manufactured according to manufacturer instructions. The Fractural strength value were submitted to statistical analysis with ANOVA and Tuckey tests ($p < 0,05$). The Fractural strength (MPa) averages were: Dencor 59.16 > Duralay 44.48 > Luxatemp 31.52 = Snap 29.69. The provisional partial prosthetic bridge made with Dencor and Duralay showed higher results than Luxatemp and Snap.

Keywords: provisional restorations; acrylic resin; fractural strength.

Introdução

Segundo GUNNING, CERTOSIMO, DIEFENDERFER (7), qualquer tipo de tratamento protético de um ou mais elementos exige a confecção de restaurações provisórias, pois elas podem facilitar a confecção da prótese definitiva e, conseqüentemente, levar ao sucesso do trabalho.

Este tipo de restauração tem inúmeras funções, como: estética e proteção pulpar (3), do remanescente dentário e do peri-odonto, restabelecer a oclusão, dar conforto psicológico ao paciente e ajudar no planejamento (9). No entanto, elas só exercerão estas funções primordiais se permanecerem na boca sem alterações significativas, o tempo necessário a confecção do trabalho definitivo.

Em Prótese Parcial Fixa, muitas vezes estas restaurações permanecem na boca por longos períodos e podem sofrer fraturas devido, principalmente, aos grandes esforços mastigatórios a que são submetidas. Desta forma, quando utilizamos restaurações provisórias em procedimentos protéticos que envolvam um ou mais pñticos, estas devem ter uma resistência estrutural capaz de suportar as forças oclusais (1, 6, 8). A prótese parcial fixa provisória (PPFP) pode ser confeccionada de duas formas: pela técnica direta, onde levamos a resina acrílica sobre o dente preparado, não importando como a resina é transportada ao dente e confeccionamos direto na boca a restauração; e pela técnica indireta, onde utilizamos um modelo para prensar a resina sobre ele, onde é confeccionada a restauração e só depois levada à boca. Na técnica indireta, normalmente, utilizamos resina acrílica termopolimerizável, que é mais estável em termos de cor e mais resistente à fratura que a resina acrílica autopolimerizável, utilizada na técnica direta (9). Apesar dessas vantagens, a técnica indireta tem desvantagens importantes, tais como: necessidade de mais consultas clínicas para obtenção de modelos, montagem em articulador, reembasamentos, necessidade de etapa laboratorial e, por conseguinte, elevado custo. Esses motivos fazem com que se utilize muito mais a técnica direta, que emprega resina autopolimerizável apesar de suas desvantagens, tais como: baixa resistência à fratura, alta instabilidade de cor e maior acúmulo de placa bacteriana (4, 9). Por esses motivos, é necessário estudar os materiais à base de polímeros que possam melhorar as propriedades físicas das resinas, sem prejudicar outras como polimento superficial e estabilidade de cor.

Ultimamente, têm sido introduzidas no mercado odontoló-

gico novas resinas acrílicas, tornando-se necessários novos estudos para avaliar suas características e dar subsídios ao clínico para que o mesmo possa basear-se na hora de escolher o melhor material.

O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência à fratura de próteses parciais fixas provisórias (PPFP) confeccionadas com diferentes materiais, quando submetidas a um teste de resistência à fratura em três pontos.

Material e Método

Foi confeccionado um dispositivo na intenção de simular uma situação clínica na qual se tem a ausência dos elementos 35 e 36, que serão substituídos por uma prótese parcial fixa apoiada nos elementos 34 e 37. Assim, em um bloco em Ni-Cr (Durabond, Marquart, São Paulo, SP) com dimensões de 45/20/20 mm foram realizados dois nichos com distância de 28 mm, nos quais foram inseridos dois pilares também em Ni-Cr, sendo o primeiro uma peça semelhante a um segundo molar inferior esquerdo com preparo de coroa total e, no segundo, uma outra peça semelhante a um primeiro pré-molar inferior esquerdo também com preparo de coroa total. O bordo cervical destes pilares respeitou uma distância de dois milímetros da superfície do bloco. A partir de uma moldagem com silicone por adição de consistências pesada e leve (Elite, Zermack Co, Itália), foi obtido um modelo de gesso (Kerr, SP, Brasil), onde se fez um enceramento diagnóstico com cera opaca (Kota Ltda, SP, Brasil), devolvendo a anatomia natural dos dentes pilares e

dos pânticos. Este enceramento diagnóstico foi duplicado por meio de uma moldagem com o mesmo silicone de adição utilizado na primeira moldagem.

Em seguida, realizou-se um enceramento para simular os tecidos moles circundantes (figura 1B), com altura média de quatro milímetros por vestibular e lingual e seis milímetros por proximal.

A peça simuladora de tecidos moles circundantes foi incluída e fundida em Ni-Cr. Sendo em seguida adaptada através de pinos localizadores de modo a ser removida quando da realização dos ensaios mecânicos (figura 1A). Em seguida, o padrão de cera (PPF) foi adaptado à peça simuladora de tecidos moles circundantes (figura 1C) criando nichos para os pânticos (figura 1D). A partir daí se obteve uma matriz em silicone por condensação densa (Zetalabor, Zhermak Co, Itália) para a confecção dos corpos de prova (figura 2).

A partir do modelo mestre de metal fundido, foram confeccionadas próteses parciais fixas com os materiais descritos no Quadro I, formando os quatro grupos experimentais como descrito a seguir (n = 10).

Quadro I. Materiais e suas composições básicas (informações fornecidas pelos fabricantes)

Material	Composição básica
Jet Clássico Dencor (Clássico, Brasil)	Polímero de Metilmetacrilato, Peróxido de Benzoila, Monômero de Metilmetacrilato
Duralay (Reliance Dental, EUA)	Polímero de Metilmetacrilato, Peróxido de Benzoila, Monômero de Metilmetacrilato
Luxatemp (DMG, Alemanha)	Metacrilatos multifuncionais e catalisadores. Isento de Metilmetacrilato e peróxidos
Snap (Parkell Bio, EUA)	Polietil Metacrilato

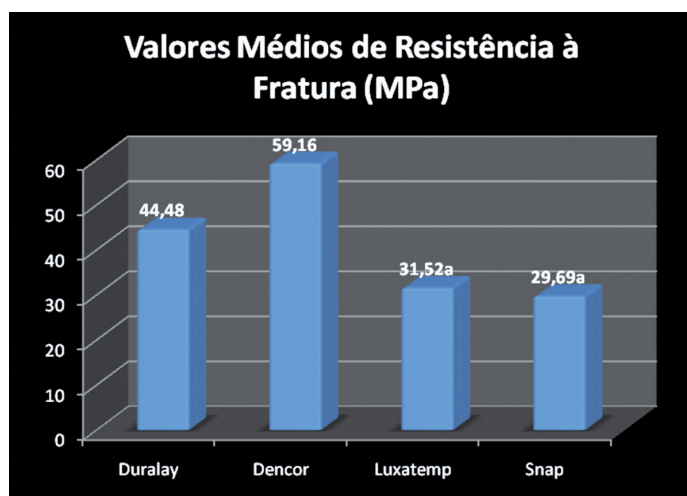
Cada prótese foi confeccionada por meio da manipulação de seus componentes de acordo com as instruções do fabricante, respeitando-se seus respectivos tempos de trabalho e presa. Uma vez manipulados, os materiais eram inseridos na matriz de silicone e esta pressionada sobre o modelo de metal, previamente isolado com vaselina pastosa. A pressão de 500 g era mantida por meio de um peso-padrão até o final do tempo de cura de cada material. Os ajustes e recortes foram realizados com brocas de tungstênio tronco-cônica de ponta arredondada nº 1520 (Edenta, Suíça), determinando uma altura de 4 mm para os conectores, que não foram alterados.

Os espécimes foram, então, adaptados ao modelo de metal e levados a máquina universal de ensaios (Kratos – Modelo K500S) equipada com uma célula de carga de 500 N e regulada para ensaio de resistência à fratura no método de três pontos com velocidade de 0,5mm/min. Este terceiro ponto foi realizado por meio de uma esfera de aço de 5 mm de diâmetro, fixado no eixo da máquina, que atingia a superfície oclusal da PPFP relacionada com a fossa oclusal (Figura 4).

Resultados

Após a obtenção dos resultados, os valores foram submetidos à análise de variância Anova, que demonstrou haver diferença entre os grupos. Assim, eles foram submetidos ao teste de múltiplas comparações de Tukey com nível de significância de 5%. No gráfico 1 podemos observar os valores médios, letras iguais correspondem a valores estatisticamente semelhantes.

Gráfico 1. Valores médios de resistência à fratura



Discussão

Para o sucesso de um tratamento restaurador que objetiva a confecção de uma prótese parcial fixa, o uso de um tratamento intermediário por meio de uma prótese parcial fixa provisória é fundamental e imprescindível (3, 7, 9). Torna-se necessário que se estude esse assunto sob o ponto de vista operatório e de materiais dentários, para que a indicação precisa dos procedimentos se baseie nas propriedades mecânicas, físicas e biológicas dos materiais.

Quando um material é lançado no mercado para um uso determinado, ele necessariamente passa por testes baseados em normas severas, para verificação se ele está apto a exercer a função a que se propõe, testes estes realizados pelo próprio fabricante ou por institutos de regulamentação.

No estudo em questão, o material rotineiramente utilizado é a resina acrílica, havendo diferença nas condições de manipulação e processamento que influem decisivamente nas propriedades apresentadas pelo produto final, que vem a ser a prótese parcial fixa provisória propriamente dita. Quando a resina acrílica é para uso imediato (autopolimerizáveis), seu processamento passa por uma mistura entre um componente líquido – onde se encontra o monômero, um inibidor de polimerização e um ativador – e um sólido na forma de micropérolas – que contém polímero moído, aditivos plastificantes, reforços, um catalisador e componentes responsáveis pela cor – que passa por estágios definidos como arenoso, fibrilar, plástico (quando é manipulado) e borrachóide (quando a manipulação não é mais possível). Quando esta mistura atinge a fase plástica, ela é conformada e, após a presa final, sofre um processo de desgaste e

ajustes, reembasamento, acabamento e polimento já estando apta a ser cimentada em seu lugar.

A alternativa é a resina para uso mediato (termopolimerizáveis), cuja ativação é feita pelo calor em equipamento próprio e necessita de um estágio laboratorial, que inclui o enceramento para modelo da prótese que é incluído em mufla e prensado, sendo em seguida enviado ao cirurgião-dentista para provas, reembasamento, ajustes, acabamento e polimento. Nota-se pela descrição que de uma forma natural, a técnica mais utilizada em clínica é a direta, ou seja, com o uso das resinas autopolimerizáveis.

No entanto, enquanto os testes *in vitro* indicam uma resistência adequada para o material termopolimerizável, os autopolimerizáveis não alcançam os valores mínimos desejados. Na tentativa de solucionar essa limitação, desenvolveu-se materiais reforçados por carga, mais onerosos e de manipulação crítica e ajustes dificultados. As técnicas que incluem reforço diretamente na prótese por meio de fibras ou fios metálicos também encontram resistência, pois demandam grande tempo clínico sem dar em contrapartida um aumento substancial em termos de propriedades mecânicas (2, 10). Por outro lado, pequenos cuidados com o tamanho das conexões entre os pânticos podem melhorar as propriedades mecânicas, já que estas são diretamente proporcionais ao volume para um determinado material. A norma ISO 10477/98 trata das propriedades desejáveis aos materiais à base de acrílico para uso em cobertura de coroas e pontes e aponta como valor mínimo em flexão 50MPa para barras com 25mm/2mm/2mm.

As resinas autopolimerizáveis em geral não alcançam mais que 10 MPa (1, 5), nestes testes e assim deveriam estar alijadas do arsenal odontológico, o que seria um contrassenso já que é o material mais utilizado. Assim, chega-se a uma questão que passa pela forma do corpo de prova, se em barra com 2 mm de espessura ou na forma de prótese parcial fixa como será utilizada em serviço.

Para este trabalho, selecionou-se uma amostra composta por três materiais poliméricos e um compósito. O grupo 1 foi formado por corpos de prova feitos com o material Duralay, um polímero à base de Metil (meta-acrilato), que tem como características principais o tempo de trabalho reduzido, boa manipulação, apresentar uma superfície susceptível a acabamento e polimento de boa qualidade. O grupo 2 foi constituído por corpos de prova feitos com o material Dencor, também um polímero à base de Metil (meta-acrilato), de origem brasileira, com baixo custo de aquisição, boa manipulação, tempo de trabalho estendido e superfície passível de procedimentos de acabamento e polimento adequados. O grupo 3 foi formado por corpos de prova feitos com o material Luxa-temp, compósito à base de Bis-GMa reforçado por partículas minerais e com ativação química, tendo sua manipulação particularmente facilitada por já vir em cartuchos que se inserem numa pistola manipuladora resultando sempre num material com doses corretas, diferente dos demais que ficam a cargo do operador. O grupo 4 foi formado por um material também à base de Metil (meta-acrilato). Ficou-se assim com um painel bem amplo com alternativas em vári-

os níveis de atendimento, podendo-se verificar de que forma influenciam o fator base química ou origem do material.

Verifica-se diferença significativa entre os materiais Dencor e Duralay ($p < 0,05$), apesar de serem materiais com a mesma base química. Isto pode ser devido à velocidade de polimerização, que na resina Duralay é bem maior que na resina Dencor, podendo gerar tensões internas indesejáveis que quando confrontadas com tensões geradas por agentes externos, como a mastigação ou um alimento mais rígido, podem resultar em ruptura prematura. Há que se avaliar se o tempo ganho no processo de manipulação justifica a perda de resistência. Outro fator a ser analisado seria o fato de a resina Dencor suportar esforços dentro da faixa exigida pela ISO (média de $59,16 \pm 15,17$ MPa), enquanto a resina Duralay fica abaixo desse valor (média de $44,48 \pm 8,70$ MPa). De certo haverá situações onde o esforço não atinge 10% a menos, ao considerar-se o menor desvio-padrão gerado no grupo 2 em relação ao grupo 1. Deve-se levar em conta que estes valores consideram o fator fadiga, sendo determinantes em função do tempo em serviço, ou seja, se uma prótese for ficar pouco tempo pode ser menos resistente, ficando este aspecto como uma incógnita a mais a ser investigada em futuros experimentos. De fato, seria imprudente afirmar que um material é absolutamente superior ao outro e mais leviano sugerir o uso de um em detrimento do outro em função desses resultados.

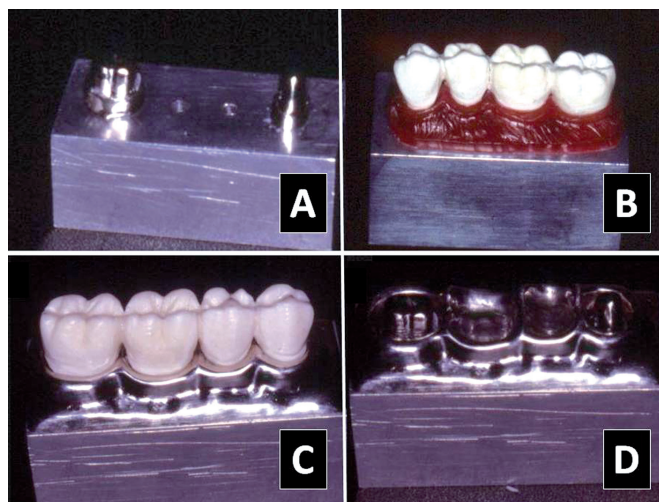


Figura 1. Finalização da ferramenta para os ensaios de flexão



Figura 2. Provisória confeccionada



Figura 3. Materiais utilizados

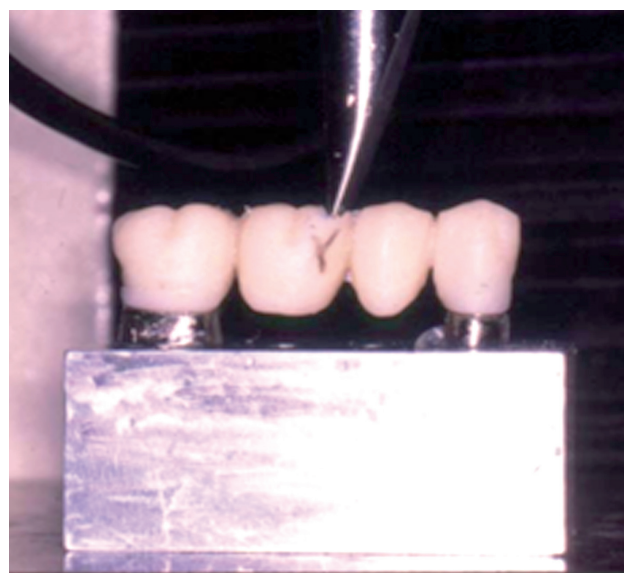


Figura 4. Ensaio sendo realizado

Conclusão

As restaurações provisórias confeccionadas com as resinas Dencor e Duralay apresentaram resultados satisfatórios e clinicamente aceitáveis. Já as confeccionadas com o Luxatemp ou Snap apresentaram valores muito baixos, sendo seu uso em PPf de grande extensão contraindicados.

Referências Bibliográficas

1. BALKENHOL, M., MAUTNER, M. C., FERGUSON, P. *et al.* Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J. Dent.*, v. 36, n. 1, p. 15-20, Jan., 2008.
2. ROSENTRITT, M., BEHR, M., LANG, R. *et al.* Flexural properties of prosthetic provisional polymers. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, v. 12, n. 2, p. 75-9, Jun., 2004.
3. BRAL, M. Periodontal considerations for provisional restorations. *Dent. Clin. North Amer.*, v. 33, n. 3, p. 457-77, Agu., 1989.
4. DONOVAN, T. E., HURST, R. G., CAMPAGNI, W. V. Physical properties of acrylic resin polymerized by four different techniques. *J. Prosth. Dent.*, v. 54, n. 4, p. 522-4, Oct., 1985.
5. EMTIAZ, S., TARNOW, D. P. Processed acrylic resin provisional restoration with lingual cast metal framework. *J. Prosth. Dent.*, v. 79, n. 4, p. 484-8, Apr., 1998.
6. EISENBURGER, M., RIECHERS, J., BORCHERS, L. *et al.* Load-bearing capacity of direct four unit provisional composite bridges with fibre reinforcement. *J. Oral Rehabil.*, v. 35, n. 5, p. 375-81, May, 2008.
7. GUNNING, R. L., CERTOSIMO, F., DIEFENDERFER, K. Custom provisional restorative materials. *Clinical Update Naval Dental School*, v. 20, n. 11, Nov., 1998. Disponível na Internet através da homepage: <http://nnd40.med.navy.mil/Cupdates98/November.htm>. Arquivo consultado em set. 2000.
8. LARSON, W. R., DIXON, D. L., AQUILINO, S. A. *et al.* The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strenght of provisional crown and fixed partial denture resins. *J. Prosth. Dent.*, v. 66, n. 6, p. 816-20, Dec., 1991.
9. PEGORARO, L. F. *Prótese Fixa*. São Paulo: Artes Médicas, nº 7 série EAP/APCD, Cap. 6, 1998.
10. AMIN, A. E. The effect of poly-aramide fiber reinforcement on the transverse strength of a provisional crown and bridge resin. *Egypt Dent. J.*, v. 41, n. 3, p. 1299-304, Jul., 1995.

Recebido em: 21/01/2009

Aprovado em: 27/04/2009

Raphael Vieira Monte Alto

Rua Alvares de Azevedo, 66/casa 06 - Icarai

Niterói/RJ, Brasil - CEP: 24220-021

E-mail: raphaelmontealto@yahoo.com.br