

Próteses Reforçadas

Reinforced Dentures

Rodrigo Borges Fonseca^{a*}; Carolina Assaf Branco^b; Érika Maria Carvalho Bitencourt^c; Lucas Zago Naves^d; Hugo Lemes Carlo^e; Amanda Vessoni Barbosa Kasuya^f; Isabella Negro Favarão^f

^aDepartamento de Prevenção e Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, Goiás, Brasil

^bFaculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

^cFaculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás, Goiás, Brasil

^dFaculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, São Paulo Brasil

^eDepartamento de Odontologia Restauradora, Universidade Federal da Paraíba, Paraíba, Brasil

^fDepartamento de Odontologia Restauradora, Universidade Estadual de Londrina, Paraná, Brasil

*E-mail: rbfonseca.ufg@gmail.com

Recebido: 10 de junho de 2011; Aceito: 19 de agosto de 2011.

Resumo

O polimetilmetacrilato é o material mais utilizado para base de próteses totais e parciais, devido suas propriedades estéticas favoráveis, fácil manipulação e baixo custo. No entanto, suas propriedades mecânicas, como resistência à fadiga e ao impacto, não são satisfatórias, e isto é refletido no grande número de reparos em próteses realizados anualmente. Com intuito de melhorar tais propriedades, diferentes materiais têm sido testados para reforço do polimetilmetacrilato, tais como fibras de carbono, aramida, polietileno e de vidro e fios metálicos. Este artigo tem como objetivo contribuir para o conhecimento científico dos cirurgiões dentistas por meio de uma revisão bibliográfica sobre os diversos tipos de reforços para próteses enfatizando suas implicações clínicas, propriedades mecânicas, biocompatibilidade e estética.

Palavras-chave: Prótese Dentária. Polimetil Metacrilato. Teste de Materiais.

Abstract

Polymethylmethacrylate is the most common material used as basis of complete and partial dentures, due to its favorable aesthetic properties, easy handling and low cost. However, its mechanical properties such as fatigue and impact resistance are not satisfactory, and this is reflected in the large number of repairs performed in dentures annually. In order to improve such properties, different materials have been tested to reinforce polymethylmethacrylate, such as carbon, aramid, polyethylene and glass fibers, as well as metal wires. This article aims to contribute to scientific knowledge of dentists through a literature review on the various types of reinforcement for prostheses emphasizing its clinical implications, mechanical properties, biocompatibility and aesthetics.

Keywords: Dental Prosthesis. Polymethyl Methacrylate. Materials Testing.

1 Introdução

Grande parte das bases de próteses são feitas com polimetilmetacrilato (PMMA) devido às suas propriedades estéticas favoráveis, fácil manipulação e baixo custo¹⁻³. Apesar de apresentar requisitos estéticos aceitáveis, o PMMA não cumpre as exigências mecânicas que uma prótese necessita, apresentando baixa resistência mecânica e contração de polimerização^{2,4}. Sua resistência à fadiga e ao impacto não é satisfatória e isto é refletido no grande número de reparos realizados anualmente em próteses².

Fraturas em próteses resultam de dois tipos diferentes de forças: fadiga flexural e forças de impacto⁵. A fadiga à flexão é um modo de fratura por meio do qual a estrutura falha após ser repetidamente submetida a pequenas cargas que, individualmente, não seriam prejudiciais ao material⁴. Este tipo de falha pode levar à fratura da linha média em uma prótese e pode ser explicado pelo desenvolvimento de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensões que, sob carga contínua, unem-se em uma fissura crescente acarretando

no enfraquecimento do material⁵. A falha catastrófica resulta de um ciclo de carga que excede a capacidade mecânica da parte sólida restante do material⁶. As falhas de impacto normalmente ocorrem fora da boca como resultado de pancada repentina ou queda acidental durante a limpeza, tosse ou espirros^{1,2}.

As fraturas podem ocorrer devido à multiplicidade de fatores, não estando relacionadas apenas ao material⁷. Por exemplo, qualquer fator que aumente a deformação da base protética²; fatores adicionais que formem áreas de concentração de tensão⁸; próteses com rebordos finos ou sub-extendidos; dentaduras mal ajustadas ou com alívio inadequado; planejamento incorreto da prótese e próteses com reparos prévios⁹.

Inúmeros estudos têm sido publicados e sugerem tentativas de melhorar as propriedades mecânicas do material utilizado para a confecção de bases protéticas. Geralmente, três caminhos têm sido investigados para melhorar as propriedades mecânicas do PMMA: o desenvolvimento ou

busca de um material alternativo ao PMMA¹⁰; a modificação química do PMMA, com a adição de um copolímero; e o reforço do PMMA com outros materiais, como fibras de carbono, fibras de aramida, fibras de vidro, fios metálicos e fibras de polietileno^{2,11}.

As fibras de reforço têm sido discutidas na literatura odontológica desde 1960, embora apenas recentemente estes produtos tenham tido reconhecimento para uso clínico. O propósito básico do uso de fibras em odontologia é reforçar grande volume ou extensão de resina acrílica ou qualquer outro material com características químicas e problemas clínicos semelhantes aos das resinas¹³. Outra vantagem de estruturas de resina reforçadas por fibra é a possibilidade de reparos de fratura da resina aplicada sobre a fibra¹⁴. Este trabalho trata-se de um estudo revisional sobre a adição de materiais para reforço da matriz de polimetilmetacrilato de resinas poliméricas utilizadas em próteses.

Diante disso, o presente trabalho tem como objetivo contribuir para o conhecimento científico dos cirurgiões dentistas por meio de revisão bibliográfica sobre os diversos tipos de reforços para próteses enfatizando suas implicações clínicas, propriedades mecânicas, biocompatibilidade e estética.

2 Desenvolvimento

A revisão da literatura foi baseada em pesquisa na base de dados PUBMED relativa ao período de 1969 a 2011, utilizando as palavras-chave “PMMA” e “denture reinforcement” e “fiber reinforcement” e selecionando, entre os artigos encontrados, aqueles que correlacionavam a aplicação das fibras de reforço no PMMA e suas implicações clínicas, propriedades mecânicas, biocompatibilidade e estéticas.

2.1.1 Fibras de carbono

A fibra de carbono é produzida aquecendo-se poliácridonitrato em ar de 20 a 25 °C e, depois, em atmosfera inerte até 1200 °C¹⁵. Esse produto remove o hidrogênio, nitrogênio e oxigênio, deixando uma cadeia de átomos de carbono formando as fibras de carbono¹⁵. As fibras de carbono podem ser adicionadas ao PMMA como fios soltos ou em forma de malha trançada. Fibras secas são difíceis de manusear, mas as fibras podem ser embebidas com o monômero de resina a fim de melhorar as características de manuseio². Schreiber¹⁶ realizou um dos primeiros estudos utilizando a fibra de carbono como reforço. Nesse estudo avaliou-se a deflexão transversa e a resistência ao impacto de uma resina acrílica modificada com fibra de carbono sem tratamento; fibras sem tratamento picadas; fibras de carbono com tratamento de superfície e sem fibra (grupo controle). Concluiu que a adição de fibra de carbono tratada com silano, quando incorporada à resina acrílica, produz uma prótese total mais resistente. Schreiber¹⁷ relatou o sucesso clínico no uso de fibra de carbono em matriz de PMMA e recomendou o uso

regular dessa técnica em próteses com propensão à fratura. Em apoio, outro trabalho confirmou que o reforço da prótese total superior com fibra de carbono reduziu significativamente o número de fraturas¹⁸. Neste estudo, foram instaladas próteses reforçadas com fibra de carbono em 28 pacientes com história prévia de fratura de prótese. A vida média da prótese reforçada foi o dobro da não reforçada.

Fibras especificamente orientadas para uso como agentes de reforço têm sido produzidas industrialmente há décadas. Resinas contendo camadas de fibras com orientações específicas exibiram resistência aumentada a tensões aplicadas². DeBoer *et al.*¹⁹ Investigou o efeito da orientação das fibras de carbono sobre a resistência à fadiga e propriedades flexurais de duas resinas acrílicas e obteve conclusões semelhantes ao trabalho de Skirvin *et al.*²⁰, embora o aumento na resistência à fadiga flexural nos espécimes reforçados com fibras longitudinais, no estudo de DeBoer *et al.*¹⁹ tenha sido maior que o demonstrado pelos espécimes reforçados com fibras dispostas aleatoriamente no trabalho de Skirvin *et al.*²⁰. Fibras de carbono colocadas de forma perpendicular à direção da força aplicada produziram a combinação mais favorável de resistência à flexão e fadiga flexural, e a produção de amostras com fibras bem localizadas é tecnicamente mais difícil que as amostras colocadas de forma aleatória¹⁹.

As propriedades de flexibilidade de uma resina acrílica a base de PMMA, associada a diferentes concentrações de fibra de carbono com diferentes tratamentos de superfície, foram investigadas²¹. Estudou-se, além disso, a adesão dessas fibras à matriz resinosa e a influência da imersão em água sobre essas propriedades. Concluiu-se que, para os corpos de prova que não foram armazenados em água, ocorreu relação positiva entre a quantidade de fibra e o aumento da resistência à flexão. Porém a adição de mais que 20% em massa de fibra unidirecional dificultou a capacidade de molhamento do monômero no polímero. Finalizaram afirmando que o módulo de elasticidade aumenta com o aumento da concentração dessas fibras.

Chow²² discutiu os requisitos essenciais para a obtenção de polímeros reforçados com fibra de carbono com as propriedades mecânicas desejadas. Ele propôs: boa aderência entre a matriz e o reforço, condição necessária para que as solicitações externas sejam finalmente sustentadas pelo reforço; bom molhamento do reforço pela matriz a fim de atingir o máximo contato entre as duas fases em nível molecular. Isto irá produzir o máximo de adesão e eliminar espaços vazios que podem criar áreas potenciais para a iniciação e propagação de trincas; o reforço deve ser orientado para maximizar o seu papel na fase de carregamento; a concentração das fibras de reforço deve ser pequena o suficiente para permitir a cobertura completa das fibras pela resina, mas não tão pequena que funcione como área de concentração de tensão; o posicionamento das fibras de reforço em toda a espessura do compósito deve ser cuidadosamente monitorado. Ele propôs

uma distribuição assimétrica e não homogênea das fibras em toda a espessura da resina e aplicações subseqüentes poderiam reforçar inadequadamente áreas que estão sob forte tensão e resultar em falha.

Há poucos dados publicados após 1980 sobre o uso de carbono como forma de reforço de PMMA, embora estudos anteriores tenham produzido resultados promissores. A carência de mais investigações deste método de reforço pode ser devido a problemas relacionados com as fibras, tais como as características de difícil manejo das fibras e sua colocação precisa na resina; problemas com o polimento de próteses reforçadas com estas fibras; estética pobre devido à cor negra das fibras e a possível toxicidade do carbono²³.

2.2 Fibras de aramida

Aramida é um composto orgânico sintético chamado polipara-fenileno tereftalamida que é comercializado como Kevlar®. Fibras do tipo Kevlar® apresentam rigidez elevada, resistência ao impacto²⁴ e ao manchamento, aumentam as propriedades mecânicas das próteses, embora as comprometam esteticamente, devido sua cor amarela²⁵ e sejam de difícil manipulação^{26,27}.

Grave *et al.*²⁸ compararam a resistência à flexão de amostras de resina acrílica com amostras reforçadas com várias porcentagens de fibras de aramida. Todos os espécimes reforçados foram significativamente mais fracos. Uma possível explicação é a falta de adesão entre a fibra e a matriz, resultando em camadas de fibra separadas da matriz. Contrariamente a esta conclusão, uma melhora significativa na resistência ao impacto, no reforço com até 2% de fibras, foi relatada²⁹. Outros autores também relataram um aumento na força e resistência à fadiga de resina acrílica reforçada com fibra de aramida unidirecional³⁰.

Avaliando-se o efeito do reforço com fibra de poliaramida, de diferentes comprimentos, na resistência transversa de três resinas termopolimerizáveis à base de PMMA, os resultados evidenciaram que a incorporação de fibras de poliaramida não resultou em aumento da resistência flexural²⁶.

A utilização de fibras de aramida modificadas (tratadas com resina epóxica), em forma de fibras e de partículas, como reforço de resina acrílica, revelou que as fibras de aramida modificadas, aplicadas como cargas, aumentaram a resistência à flexão dos modelos de resina acrílica, proporcionalmente à quantidade de fibras introduzidas. Revelou, ainda, que devido ao caráter hidrofóbico das fibras de aramida Kevlar, é difícil obter um bom contato na interface resina acrílica/fibra Kevlar³¹.

2.3 Fibras de vidro

As fibras de vidro têm sido utilizadas sob diferentes formas para reforçar polímeros odontológicos. Os materiais reforçados com fibras de vidro, possuem propriedades anti-corrosivas, translucidez, radiolucidez, boa adesão ou união e grande facilidade de reparos³².

O uso de fibras de vidro para reforço de próteses foi inicialmente descrito por Smith³³. O autor relatou o reforço de PMMA com fibras de vidro através da simples mistura de discretas fibras com a massa de resina ou por laminação com uma malha de fibra de vidro. Foi demonstrado que os compósitos que receberam reforços de fibras de vidro obtiveram propriedades físicas superiores aos não reforçados^{34,35}. Em um estudo das propriedades flexurais de resina acrílica termopolimerizada, contendo fibras de vidro, observou-se que a resistência à flexão foi aumentada nos espécimes reforçados, em comparação aos não reforçados³⁶.

Idealmente, para se reforçar polímeros pela inclusão de fibras de vidro, deve haver boa adesão entre a matriz polimérica e as fibras. Fibras não tratadas agem como um corpo estranho na matriz de resina acrílica e, ao invés de reforçar, acabam enfraquecendo a resina. Vários produtos químicos têm sido utilizados para tentar fortalecer a adesão, como por exemplo, o silano². A resistência à flexão de PMMA reforçado com fibras de vidro, tratadas e não tratadas com silano, foi mensurada³⁷. Amostras contendo fibras não tratadas foram menos resistentes do que os espécimes não reforçados, sugerindo que as fibras tratadas com silano foram mais resistentes, mas não significativamente. O tipo de fibra, seja em forma de trama ou solta, afetou a resistência da resina. Fibras em forma de trama não tratadas tiveram efeito fortalecedor, enquanto que fibras soltas não tratadas tiveram efeito enfraquecedor, com efeitos opostos para as fibras com prévio tratamento de superfície. Vallittu³⁸ estudou o efeito de dois diferentes compostos de silano sobre a adesão, entre diferentes tipos de fibras, incluindo fibras de vidro. As fibras de vidro silanizadas utilizadas como reforço aumentaram acentuadamente a resistência à fratura. Foi relatado que a silanização promete um material melhor, porque a boa adesão à matriz polimérica aumenta a qualidade estética e a resistência do compósito resultante^{39,40}. Relatou-se, ainda, que a adesão das fibras de vidro à matriz de resina é essencial para que se promova o reforço⁴¹. A pré-impregnação das fibras pode ser feita com resina o que torna as fibras capazes de ter boa adesão à matriz de PMMA, sendo sugerida para melhorar a capacidade de reforço das fibras⁴².

A posição das fibras de vidro dentro do polímero pode afetar a resistência da resina. Galan *et al.*⁴³ sugeriram a colocação das fibras perpendicularmente à carga de força para que se obtivesse um reforço ideal. Ao avaliar a força de fratura, deflexão e tenacidade dos reparos de próteses em resina acrílica, envolvendo o reforço com fibra de vidro em forma de malha e unidirecional, concluiu-se que o método de reparo mais eficaz foi o uso da resina autopolimerizável reforçada com fibras de vidro unidirecionais⁴⁴. Em estudo comparando amostras de polímero reforçadas com fibras de vidro unidirecionais e em trama, produzidas exclusivamente para aplicação em odontologia, e amostras reforçadas com fibras industriais E-glass unidirecionais e em trama, observou-se que ambas as fibras de vidro investigadas tiveram efeito de

reforço semelhante sobre a resina acrílica para base protética⁴⁵.

Da mesma forma, a concentração de fibras é importante e altas concentrações de fibra na matriz polimérica foram sugeridas para que se obtenha o reforço ideal⁴⁶. Sua concentração limite deveria ser 20% da massa final, devido aos efeitos deletérios sobre as propriedades da resina, acima deste percentual⁴⁶. Em estudo, avaliando o efeito de três diferentes formas e quatro concentrações de fibras E-glass, na resistência à flexão de PMMA para base de prótese, espécimes foram preparados modificando o polimetilmetacrilato com a adição de E-glass nas concentrações de 2,5; 3; 4; e 5%, e na forma de manta de fibras picotadas, tecido e de fibras contínuas. A adição de 5% de E-glass na forma de manta picotada apresentou maior média de resistência transversa⁴⁷.

O pobre molhamento das fibras no interior da resina acrílica e a contração de polimerização do PMMA destroem a camada de resina na superfície das fibras e diminui a adesão entre as fibras e o polímero². Vallittu⁴⁸ sugeriu o pré-tratamento de mechas de fibras com uma mistura de PMMA-MMA para minimizar o efeito da contração de polimerização, desta maneira, a contração mínima do PMMA permitiu que as fibras aderissem entre si. A incorporação de fibras de vidro produziu aumento na resistência e diminuição do enfraquecimento por fadiga do PMMA. No entanto, o excesso de monômero de metil-metacrilato, utilizado com a finalidade de garantir melhor impregnação de fibras com PMMA, aumentaria a contração de polimerização e poderia causar alterações dimensionais na prótese. Vallittu⁴⁹ demonstrou que a contração de polimerização do PMMA causou a menor precisão dimensional dos espécimes reforçados com fibra de vidro. Ele concluiu que o molhamento das fibras poderia causar uma distorção mínima do produto final. Alguns autores observaram aumento da quantidade de monômero residual na resina reforçada por fibras de vidro^{50,51}. Isto pode ser explicado pela impregnação prévia das fibras, com monômero de MMA, para melhor adequação do contato da fibra com a matriz do PMMA. Segundo os autores, este recurso possibilita maior ganho na resistência final da resina, entretanto permite a ocorrência de maior quantidade de monômero residual.

A maioria dos estudos investigou o reforço da PMMA com um único tipo de fibra, no entanto, Vallittu e Narva⁵² pesquisaram um reforço de fibra híbrida, ou seja, um composto que consiste de fibras de vidro e fibras de aramida incorporadas em uma matriz de resina. Adicionando-se apenas fibras de vidro ao acrílico autopolimerizável, na concentração de 12,4% em peso, aumentou a resistência ao impacto para 74,7 kJ/m² comparado com 7,8 kJ/m² para a resina sem reforço. As fibras adicionais não influenciaram a resistência ao impacto. Outro trabalho avaliou as resistências à flexão e à fadiga da resina acrílica quimicamente ativada, acrescida de fibras híbridas de vidro e aramida, assim como, observou o grau de união fibra híbrida/matriz, concluiu que o grupo reforçado com fibras híbridas apresentou maior resistência à flexão

em comparação ao controle, embora os espécimes contendo fibras híbridas tenham fraturado prematuramente quando comparados ao grupo sem reforço, após ciclos de fadiga à flexão⁵³. Não foi constatada união fibra/matriz nas amostras estudadas. Geerts *et al.*⁵⁴ comparam a resistência à fratura de dois tipos de resinas (PMMA e Bis – acrílica) reforçadas ou não com fio metálico, fibra de polietileno e fibra de vidro. Os resultados de resistência à fratura, obtidos para os reforços com fibra de vidro e fio metálico, foram significativamente maiores em comparação aos reforços de fibra de polietileno. Destacando-se a fibra de vidro pela sua excelente estética e maior facilidade de inserção na prótese provisória, pois esta demanda menor desgaste da prótese para ser inserida.

Vallittu⁵⁵ discutiu o conceito de reforço de fibra total (TFR) com reforço de fibra parcial (PFR). A base da dentadura inteira pode ser reforçada com uma malha de fibra, ou reforço de fibra pode ser colocado apenas na região mais fraca da prótese. Estes tipos de reforços podem ser definidos como TFR e PFR, respectivamente. Outros autores relataram que a fibra de vidro E-glass unidirecional PFR melhorou consideravelmente as propriedades mecânicas de próteses parciais removíveis ou totais, *in vitro*^{56,57}. Em um estudo clínico, estudou-se o efeito de reforços PFR introduzidos no momento do reparo, após período de 13 meses posterior à inserção, de 12 próteses totais e 10 próteses removíveis⁵⁵. O estudo destaca algumas das vantagens da PFR sobre a TFR. Por exemplo, para TFR na forma de malha, as fibras são multidirecionais, enquanto a maior resistência para os compósitos com fibras pode ser obtida com as fibras orientadas em uma única direção. Além disso, o problema da irritação tecidual causada por fibras proeminentes foi evidenciado em TFR, o que pode ser minimizado com o uso de PFR, com as fibras correndo paralelamente à superfície da prótese, sem que se sobressaíam.

A eficácia dos reforços de fibra é dependente de muitas variáveis, incluindo o tipo de resina, a quantidade de fibras na matriz de resina, o comprimento das fibras, a orientação das fibras, a adesão das fibras à matriz polimérica, e a pré-impregnação das fibras⁵⁸. Pesquisas sobre o uso de fibras de vidro para o reforço da PMMA continuam até hoje.

2.4 Reforço com metal

Os metais podem ser inseridos na forma de fios, placas ou partículas de carga. Jennings e Wuebbenhorst⁵⁹ relataram o reforço dos componentes dos aparelhos protéticos pediátricos com tela, placa de fios trançados, barra lingual e fios de aço inoxidável. Aumento significativo na resistência transversa da resina acrílica foi produzido pelo reforço com barra lingual de aço inoxidável ou fio de aço inoxidável. No entanto, o reforço com tela e placa de fio trançado não produziu melhora significativa. Berry e Funk⁶⁰ sugeriram a utilização de um reforço protético com liga metálica Vitallium para um grupo de indivíduos que teve repetidas experiências de fratura na prótese total inferior. O efeito de reforço da resina acrílica

autopolimerizável, com dois fios de bronze trançados e com um dos quatro diâmetros de fio ortodôntico, foi determinado⁶¹. O reforço com fio de 1,3 mm de diâmetro produziu aumento na resistência à flexão, que pode ser clinicamente significativo. Outro trabalho avaliando a carga flexural de resinas acrílicas para base de próteses totais, com diferentes sistemas de reforços (fios de aço inoxidável com diâmetros de 1,2mm, 1,4 mm e 1,6mm; fio de cobalto-cromo-níquel; fio de titânio puro e fibra de vidro tipo tecido), concluiu que os corpos de prova reforçados com fio de aço inoxidável, com 1,2mm de diâmetro, e de cobalto-cromo-níquel apresentaram os maiores valores de carga de fratura⁶². Num estudo da resistência transversa de PMMA para base de próteses, utilizando como reforço fios metálicos e fibras de vidro, concluiu-se que a resistência foi consideravelmente melhorada pelo uso de ambos os reforços, no entanto, a adição de fibras de vidro unidirecionais foi muito mais efetiva no aumento da resistência flexural⁶³.

A espessura e a posição do reforço dentro da resina podem afetar as propriedades desse reforço. Ruffino⁶⁴ discutiu o efeito do reforço com aço na resistência à fratura de resina acrílica de próteses totais e salientou a importância da posição do reforço, e seu efeito sobre a resistência. Para obter o reforço máximo, o metal deve ser colocado perpendicularmente à linha de tensão e fratura, e não paralelo à mesma. Dois reforços de aço com alguns milímetros de distância e perpendiculares à linha de fratura produziram grande resistência à flexão e reduziram a probabilidade de fratura da base de resina acrílica.

Sehajpal e Sood⁶⁵ estudaram o efeito de cargas metálicas em algumas propriedades físicas da resina acrílica. Eles determinaram o efeito sobre a condutividade térmica, resistência à tração e à compressão, e radiopacidade do PMMA com a adição de diferentes quantidades de pó de prata, cobre e alumínio. A resistência à compressão do PMMA aumentou com a adição destas cargas e sua resistência à tração diminuiu. As explicações para esta redução incluem: uma diminuição na secção transversal de carga da matriz polimérica; concentração de tensão por causa das partículas de carga; mudança no módulo de elasticidade da resina e no modo de propagação de trincas por causa das cargas; formação de bolhas e umidade; molhamento incompleto das cargas pela resina.

No entanto, muitas tentativas para reforçar a resina acrílica desta forma falharam porque a concentração de tensões ocorre em torno dos materiais incorporados. Isto se dá frequentemente devido à má adesão entre a matriz de resina acrílica e a fibra de metal inserida². Várias abordagens têm sido utilizadas para melhorar a adesão entre a superfície do metal/resina acrílica, como jateamento com óxido de alumínio (Al₂O₃), silanização e adesivos resinosos para metal^{2,63}. A modificação da superfície por jateamento foi investigada, pelo estudo do efeito da rugosidade superficial de diversos fios metálicos sobre a resistência à fratura da resina acrílica⁶⁶. A pesquisa revelou que a superfície rugosa dos fios metálicos usados para reforçar a resina acrílica para prótese aumentou a resistência

à fratura dos corpos de prova. Os melhores resultados foram obtidos com jateamento, utilizado para aumentar a retenção entre o reforço e a resina pelo aumento da área de superfície, promovendo aderência.

O uso de adesivo para metal (Meta Dent®), composto por um sistema convencional de pó e líquido de PMMA e MMA, contendo 5% de 4 metacriloxietil-trimelitato anidrido (4Meta) no monômero, tem sido relatado para melhorar a resistência de união entre metal e resina. Melhoria da resistência de união foi relatada com Meta Dent®/chapas planas de cromo-cobalto, em comparação com resina de alto impacto/placas de metal². Vallittu⁶⁷ mostrou melhora na adesão entre metal e resina acrílica com a técnica de silanização e produziu subsequente aumento na resistência à fratura. A resistência à fratura e a deflexão, de espécimes de acrílico com diferentes tipos de reforços metálicos, foram investigadas⁶⁸. Um adesivo resinoso para metal (Meta Dent®) e uma resina convencional para próteses (Meliodent®) foram utilizados com reforços de fios cilíndricos metálicos trançados e em malha. Os resultados indicaram que reforços metálicos aumentaram a resistência à fratura das duas resinas. Não houve diferenças significativas entre a resina adesiva para metal e a resina convencional para próteses.

A inclusão de metais como meio de reforço do PMMA tem valor limitado, pois, muitas vezes, as áreas de concentração de tensões superam os benefícios. Para próteses que têm revestimento permanente resiliente, o uso de reforço metálico na forma de uma placa lingual de cromo-cobalto é uma opção razoável².

2.5 Fibra de polietileno

Fibras de polietileno são dúcteis, de cor neutra, baixa densidade e de biocompatibilidade conhecida, podendo ser apresentadas na forma monofilamentar ou entrelaçada². Para melhorar sua adesão com a resina acrílica, podem ser tratadas com plasma elétrico e, esse tratamento cria rugosidades na superfície para que a fibra possa se aderir mecanicamente à resina. A incorporação de fibra de polietileno nas bases de próteses totais proporcionou melhora significativa nas propriedades mecânicas e na estabilidade dimensional⁶⁹.

Resultados animadores foram obtidos com a adição de fibras de polietileno no polímero de PMMA num percentual de 1% foi suficiente para produzir melhora satisfatória na resistência, já em percentual superior a 3% a mistura tornou-se de difícil manuseio⁷⁰. Gutteridge⁷¹ comparou a resistência transversal e a dureza do PMMA reforçado com 1-2% em peso de fibra de polietileno tratada ou não com plasma elétrico, e a resistência ao impacto de PMMA contendo 0,5-3% em peso, de fibra de polietileno tratada com plasma elétrico. O módulo de elasticidade e a resistência flexural não foram afetados pela inclusão de fibra, enquanto a dureza não foi afetada ao nível de 1%, mas reduziu no nível de 2%. A resistência ao impacto das amostras contendo 1 ou 2% em peso, de fibra de polietileno tratada com plasma elétrico, não foi significativamente

diferente daquela registrada no estudo prévio, com amostras contendo fibras não tratadas.

Ladizesky *et al.*⁷² tentaram aumentar a porcentagem de fibras picotadas, em relação às utilizadas por Gutteridge⁷⁰, para 4-30% por uma técnica incremental de mistura e pré-molhamento das fibras com o monômero, para reduzir a aglomeração.

Alternativamente, para as fibras soltas, investigou-se o efeito da adição de três camadas de fibras de polietileno trançadas a uma base de resina acrílica de prótese total, e descobriu-se que a força de impacto foi consideravelmente aumentada, mas não houve melhoria na resistência flexural⁷³. O aumento das camadas de fibras trançadas para 10 melhorou a resistência flexural e, diminuiu amplamente o efeito de enfraquecimento provocado pelos chanfros⁷⁴.

Avaliou-se o efeito sobre a resistência ao impacto de resina acrílica, com adição de fibras de polietileno, carbono, vidro e de seda, e observou-se que as fibras de polietileno e de vidro demonstraram resultados animadores, com melhora significativa em termos de resistência⁷⁵.

As fibras de polietileno são estéticas, no entanto, o fato de a fabricação de próteses por este método ser demorado, além da dificuldade com o processo de condicionamento, preparo e posicionamento das camadas de fibras na resina acrílica, torna impraticável o seu uso rotineiro no consultório^{2,36}. Além disso, não fornecem adequado aumento na resistência flexural, pois não há adesão entre as fibras e a matriz polimérica, além de ser um material mais rugoso, podendo acumular maior quantidade de biofilme que os demais tipos de fibras⁷⁶, o que vem limitando seu uso como reforço de resina acrílica²⁵.

3 Conclusão

A confecção de próteses provisórias durante o tratamento protético é necessária para o estabelecimento antecipado dos parâmetros funcionais e estéticos que serão efetivamente mantidos nas próteses, sendo o material usualmente utilizado para sua confecção o PMMA. Apesar de apresentar requisitos estéticos aceitáveis, o PMMA não cumpre as exigências mecânicas que uma prótese necessita, apresentando baixa resistência mecânica e contração de polimerização, o que leva a grande ocorrência de falhas nas próteses provisória. As regiões mais propensas a fratura são aquelas localizadas onde a estrutura protética deforma sob tensão de tração e, portanto, estas regiões têm sido alvo de tentativas de reforço estrutural.

Desde o início da década de 70, as fibras em geral passaram a ser usadas como alternativa de reforço estrutural de resinas de próteses, destacando-se as fibras de carbono, polietileno, aramida, vidro e o reforço metálico. Algumas resinas podem se tornar fibras de alta resistência em processos industriais.

Dentre os variados reforços as fibras de vidro e fios metálicos se destacam devido a sua maior empregabilidade clínica, fácil manuseio e baixo custo. Os metais são caracterizados pelo baixo custo e sua alta resistência, entretanto promove maior geração

de tensões no interior da peça provisória, além da sua falta de estética. Apesar de menos resistentes que os metais, as fibras de vidro caracterizam-se por sua por alta resistência à tração, aparência estética, e adesão a matriz de PMMA mediante seu tratamento de superfície com o agente de união silano.

Assim pode-se concluir com base na revisão literária que os reforços são válidos na tentativa de melhorar as propriedades e longevidade das próteses provisórias. Cada material apresenta suas características individuais, necessitando do conhecimento das propriedades mecânicas dos mesmos pelo cirurgião dentista, para que se obtenha a melhor eficiência no reforço de próteses.

Referências

1. El-Sheikh MA, Al-Zahrani BS. Causes of denture fracture: a survey. *Saudi Dent J* 2006;18(3):149-54.
2. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:185-94.
3. Taner B, Dogan A, Tincer T, Akinay AE. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. *J Oral Sci* 1999;41(1):15-8.
4. Dumbrigue HB, Gurun DC, Javid NS. Prefabricated acrylic resin bars for splinting implant transfer copings. *J Prosthet Dent* 2000;84:108-10.
5. Kelly E. Fatigue failure in denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1969;2:257-66.
6. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-16.
7. Bertassoni LE, Marshall GW, De Souza EM, Rached RH. Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. *J Prosthet Dent* 2008;100(6):449-57.
8. Rees JS, Hugget R, Harrison A. Finite element analysis of the stress concentrating effect of frenal notches in complete dentures. *Int J Prosthodont* 1990;3:238-40.
9. Yunus N, Harrison A, Hugget R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels on an acrylic repair material. *J Oral Rehabil* 1994;21:641-8.
10. Abuzar MA, Bellur S, Duong N, Kim BB, Lu P, Palfreyman N *et al.* Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate). *J Oral Sci* 2010;52:577-81.
11. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001;86:424-7.
12. Cho L, Song H, Koak J, Heo SL. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):388-95.
13. Felipe LA, Bratieri LN, Monteiro Junior S, Andrada MAC, Vieira LC. Fibras de reforço para uso odontológico – fundamentos básicos e aplicações clínicas. *Rev Assoc Paul Cir Dent* 2001;55(4):245-50.
14. Kallio TT, Lastamáki TM, Vallitu PK. Bonding of restorative and veneering composite resins to some polymeric composites. *Dent Mater* 2000;16(1):80-6.
15. Yazdanie N, Mahood N. Carbon fiber acrylic resin composite:

- an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985;53:543-7.
16. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1971;130:29-30.
 17. Schreiber CK. The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. *Br Dent J* 1974;137:21.
 18. Bowman AJ, Manley TR. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J* 1984;156:87-9.
 19. DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 1984;51:119-21.
 20. Skirvin DR, Vermilyea SG, Brady R E. Polymethylmethacrylate reinforcement: effect on fatigue failure. *Mil Med* 1982;147:1037-40.
 21. Ekstrand K, Ruyter IE, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1987;21:1065-80.
 22. Chow TW. A study of the reinforcement of dental polymers with ultra high modulus polyethylene fibres. Londres: Universidade de Londres; 1996.
 23. Ozen J, Sipahi C, Çağlar A, Dalkiz M. *In vitro* cytotoxicity of glass and carbon fiber-reinforced heat-polymerized acrylic resin denture base material. *Turkish J Med Sci* 2006;36(2):121-6.
 24. Pfeiffer P, Grube L. Effect of pontic height on the fracture strength of reinforced interim fixed partial dentures. *Dent Mater* 2006;22(12):1093-7.
 25. Kanie T, Fuji K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000;16:150-8.
 26. Foo H, Lindquist TJ, Aquilino SA, Schneider RL, Williamson DL, Boyer DB. Effect of polyaramid fiber reinforcement on the strength of 3 denture base polymethyl methacrylate resins. *J Prosthodont* 2001;10:148-53.
 27. Keuf F, Uzun G, Mutlu M. The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. *J Oral Rehabil* 2003;30:1142-8.
 28. Grave AMH, Chandler HD, Wolfaardt JF. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. *Dent Mater* 1985;1:185-7.
 29. Berrong IM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly (methylmethacrylate) resin: a preliminary study. *Int J Prosthodont* 1990;3:391-5.
 30. Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985;19:655-8.
 31. Malicka-Soczka A, Domka L, Gajdus P, Hedzelek W. Mechanical characterisation of modified aramid fibres used in dentistry. *Acta Phy Polonica* 2009;115(2):599-601.
 32. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Books; 2000.
 33. Smith DC. The non-metallic denture base: recent developments. *Dent Pract Dent Rec* 1957;8:73-80.
 34. Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004;20:947-55.
 35. Lassila LV, Nohrstrom T, Vallittu PK. The influence of shortterm water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composite. *Biomaterials* 2002;23:2221-9.
 36. Tacir IH, Kama JD, Zortuk M, Eskimez S. Flexural properties of glass fibre reinforced acrylic resin polymers. *Aust Dent J* 2006;51:52-6.
 37. Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1991;66:310-4.
 38. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993;20:533-9.
 39. Aydin C, Yilmaz H, Çağlar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of denture base resin. *Quintessence Int* 2002;33:457-63.
 40. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 2002;29:668-74.
 41. Kanie T, Fujii K, Ankawa H, Ban S. Impact strength of acrylic denture base resin reinforced with woven glass fiber. *Dent Mater* 2003;22:30-8.
 42. Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Light-curing reinforcement for denture base resin using a glass fiber cloth pre-impregnated with various urethane oligomers. *Dent Mater* 2004;23:291-6.
 43. Galan D, Lynch E. The effect of reinforcing fibres in denture acrylics. *J Ir Dent Assoc* 1989;35:109-13.
 44. Kostoulas I, Kavoura VT, Frangou MJ, Polyzois GL. Fracture force, deflection, and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *J Prosthodont* 2008;4:257-61.
 45. Vojvodić D, Komar D, Schauerl Z, Čelebić A, Mehulić K, Žabarović D. Influence of different glass fiber reinforcements on denture base polymer strength (fiber reinforcements of dental polymer). *J Med Glass* 2009;6(2):227-34.
 46. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin fibre composite. Part 1: The effect of fibre concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994;71:607-12.
 47. Unalan F, Dikbas I, Gurbuz O. Transverse strength of polymethylmethacrylate reinforced with different forms and concentrations of E-glass fibres. *J Oral Health Dent Manage* 2010;9(3):144-7.
 48. Vallittu PK. Acrylic resin fibre composite. Part 11: the effect of polymerisation shrinkage of poly methylmethacrylate applied to fibre roving on transverse strength. *J Prosthet Dent* 1994;71:613-7.
 49. Vallittu PK. Comparison of *in vitro* fatigue resistance of acrylic resin partial denture reinforced with continuous glass fibres or metal wire. *J Prosthodont* 1996;5:115-21.
 50. Miettinen VM, Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate into water from glass-fibre poly (methyl methacrylate) composite used in dentures. *Biomaterials* 1997;18:181-5.
 51. Yilmaz H, Aydin C, Çağlar A, Yasar A. The effect of glass fiber reinforcement on the residual monomer content of two denture base resins. *Quintessence Int* 2003;34(2):148-53.
 52. Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber poly methylmethacrylate. *Int J Prosthodont* 1997;10:142-8.
 53. Oliveira AG, Panzeri H. Resistência à flexão e à fadiga da resina acrílica quimicamente ativada acrescida de fibras híbridas. *Biosci J* 2004;20(2):103-12.
 54. Geerts GA, Overturf JH, Oberholzer TG. The effect of different reinforcements on the fracture toughness of materials for interim restorations. *J Prosthet Dent* 2008;99(6):461-7.
 55. Vallittu PK. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic

- resin removeable dentures: Preliminary results of a clinical study. *Quintessence International* 1997;28:29-44.
56. Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of poly methylmethacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent* 1996;75:617-21.
 57. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic glass fiber composite. *Dent Mater* 1994;10:116-21.
 58. Garoushi S, Lassila LV, Tezvergil A, Vallittu PK. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *J Dent* 2006;34:179-84.
 59. Jennings RE, Wuebbenhorst AM. The effect of metal reinforcements on the transverse strength of acrylic resin. *J Dent Child* 1960;27:162-8.
 60. Berry HH, Funk OJ. Vitallium strengthener to prevent lower denture breakage. *J Prosthet Dent* 1971;137:532-6.
 61. Carrol CE, Von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J Prosthet Dent* 1984;52:639-41.
 62. Minami H, Suzuki S, Kurashige H, Minesaki Y, Tanaka T. Flexural strengths of denture base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycling stressing. *J Prosthodont* 2005;14(1):12-8.
 63. Vojdani M, Khaledi R. Transverse strength of reinforced denture base resin with metal wire and E-glass fibers. *J Dentist* 2006;3(4):167-72.
 64. Ruffino AR. Effect of stainless steel strengtheners on fracture resistance of the acrylic resin complete denture base. *J Prosthet Dentist* 1985;54:75-8.
 65. Sehajpal SB, Sood VK. Effect of fillers on some physical properties of acrylic resin. *J Prosthet Dentist* 1989;61:746-51.
 66. Vallittu PK, Lassila VP. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1992;19:385-91.
 67. Vallittu PK. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993;20:241-8.
 68. Polyzois GL. Reinforcement of denture acrylic resin: the effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995;3(275-8).
 69. Cheng YY, Chow TW. Fabrication of complete denture bases reinforced with polyethylene woven fabric. *J Prosthodont* 1999;8:268-72.
 70. Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J* 1998;164:177-80.
 71. Gutteridge DL. Reinforcement of poly (methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. *J Dentist* 1992;20:50-4.
 72. Ladizesky NH, Chen YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic reinforced with chopped high performance polyethylene fibres-properties and denture construction. *Dent Mater* 1993;9:128-35.
 73. Ladizesky NH, Pang MKM, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibers. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. *Aust Dent J* 1993;38:28-38.
 74. Ladizesky NH, Chow, T. W.; Cheng, Y. Y. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. *Int J Prosthodont* 1994;7:307-14.
 75. Al-Rahamneh AMK. Impact strength of acrylic resin denture base material after the addition of different fibres. *Pakistan Oral Dent J* 2009;29(1):181-3.
 76. Garoushi S, Vallitu P. Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan J Med* 2006;1(1):76-82.