



**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
ESCOLA DE SAÚDE E BIOCIÊNCIAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO DENTÍSTICA**

**LIDIA OLGA BACH PINHEIRO**

**EFEITO DE DESENHOS DE REFORÇOS EM FIBRA DE VIDRO SOBRE A  
RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM MODELO DE SOBREDENTADURA APÓS  
CICLAGEM TÉRMICA E MECÂNICA**

**CURITIBA  
2012**

**LIDIA OLGA BACH PINHEIRO**

**EFEITO DE DESENHOS DE REFORÇOS EM FIBRA DE VIDRO SOBRE A  
RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM MODELO DE SOBREDENTADURA APÓS  
CICLAGEM TÉRMICA E MECÂNICA**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração em Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached.

**CURITIBA  
2012**

Dados da Catalogação na Publicação  
Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR  
Biblioteca Central

Pinheiro, Lidia Olga Bach

P654e  
2012 Efeito de desenhos de reforços em fibra de vidro sobre a resistência flexural de um modelo de sobredentadura após ciclagem térmica e mecânica / Lidia Olga Bach Pinheiro ; orientador, Rodrigo Nunes Rached. – 2012. 61 f. : il. ; 30 cm

Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2012.

Inclui bibliografias

1. Prótese dentária. 2. Fraturas. 3. Revestimento de dentadura. 3. Fibra de vidro. 4. Fadiga. I. Rached, Rodrigo Nunes. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDD 20. ed. – 617.692



Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
 Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia

## TERMO DE APROVAÇÃO

LÍDIA OLGA BACH PINHEIRO

### EFEITO DE DESENHOS DE REFORÇOS EM FIBRA NA FADIGA E RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM MODELO DE SOBREDENTADURA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Doutor em Odontologia**, Área de Concentração em **Dentística**.

Orientador (a):

  
 Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached  
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

  
 Prof. Dr. Evelise Machado de Souza  
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

  
 Prof. Dr. Rui Fernando Mazar  
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

  
 Prof. Dr. Vanessa Migliorini Urban  
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UEPG

  
 Prof. Dr. Ulisses Coelho  
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UEPG

Curitiba, 10 de dezembro de 2012.

A Deus, por ser tão presente em minha vida, pela minha saúde, pela minha família, pelos amigos, pela minha profissão e pelas oportunidades. Agradeço por me abençoar toda manhã com um “BOM DIA FILHA”, por iluminar meu caminho quando não enxergava e me carregar no colo quando achei que não ia conseguir. Com certeza sorri comigo nas minhas realizações e nas horas difíceis sempre me mostra o melhor caminho.

Aos meus pais Luiz Fernando e Rosi exemplos de caráter, dignidade e respeito a todos. Com certeza pais maravilhosos e se cheguei até aqui, foram eles que apontaram o caminho.

Ao meu querido esposo Edirceu, companheiro, amigo, crítico e torcedor. Meu braço forte me apoiando quando fraquejava, rindo comigo nos bons momentos e me fazendo rir quando achava que não iria conseguir. Alguém que escolhi para ficarmos velhinhos juntos.

Ao meu filho Eduardo pela alegria que transformou minha vida, filho lindo, amigo, sério e determinado. Se Deus me desse à oportunidade de escolher meu filho, jamais teria escolhido alguém tão especial.

Aos meus irmãos Alexandre e Luiz Fernando que assim como nossos pais, são exemplos de caráter. Alexandre com quem aprendi a bater e apanhar e Luiz Fernando (Neno) exemplo de superação, pessoa de espiritualidade ímpar.

Aos professores e amigos que participaram deste caminhada odontológica, que sem os mesmos não teria chegado até aqui – Prof. Protásio Vargas (amigo para sempre), Prof. Dr. Emigdio Enrique Orellana Jimenez (exemplo de determinação), Prof. Dr. João Carlos Gomes (exemplo de liderança), Prof. Dr. Carlos Roberto Berger (ensinar é uma arte), Prof. Reinaldo Adams Quadros (até hoje sinto saudades de suas aulas), enfim são muitos. A todos os meus mestres,

**DEDICO**

---

## AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador Prof. Dr. Rodrigo Nunes Rached em reconhecimento a sua dedicação, carinho e incentivo durante todo o doutorado. Professor querido, amigo, me ajudou e apoiou desde o primeiro dia do curso, nunca ouvi um “não posso”, olha que nos últimos dois anos eu incomodei. Para mim um exemplo de pessoa, um exemplo de professor. Este trabalho de tese só é real devido seu incentivo e apoio. Obrigada pela paciência, pelo carinho, mas principalmente pela sua amizade, ajuda e boa vontade.

**ETERNAMENTE AGRADECIDA**

---

## AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUC-PR, instituição de ensino que me proporcionou ingressar no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração - Dentística, Doutorado, me recebendo com carinho em um ambiente acadêmico maravilhoso, oferecendo crescimento técnico, científico e cultural.

Ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Prof. Dr. Sérgio Vieira, pelo respeito, seriedade, e responsabilidade que conduz sua carreira docente e o programa de Pós-Graduação. Pela amizade que sempre nos fez sentir em casa, realmente filhos da PUC.

A Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Evelise Machado de Souza responsável pela – Área de Concentração Dentística, querida e dedicada. Pela sua maneira alegre e leve de ensinar com perfeição. Por sua ajuda valiosa durante o exame de qualificação.

Ao Prof. Dr. Edvaldo Antonio Ribeiro Rosa e ao Prof. Dr. Rui Fernando Mazur que tanto contribuíram para o aperfeiçoamento do trabalho no exame de qualificação.

Ao Prof. Dr. Sérgio Aparecido Ignácio, pelos ensinamentos de Estatística e pela valiosa colaboração neste trabalho através de seu vasto conhecimento de análise estatística.

A todos os professores do programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUC-PR, pelo conhecimento e disponibilidade de nos auxiliar sempre.

A todos os meus colegas do Doutorado pelos bons momentos que passamos juntos.

A secretária do programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUC-PR Neide Reis Borges, que com sua simpatia cativa a todos. Amiga, prestativa e muito eficiente.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa minha instituição de coração, onde fiz minha graduação e dei meus primeiros passos como cirurgiã-dentista, numa época que uma pós era só um sonho e hoje tenho orgulho de fazer parte do grupo de docentes.

À UEPG e seus conselhos, nas pessoas do Magnífico Reitor João Carlos Gomes e a Prof<sup>a</sup>. Osnara Maria Mongruel Gomes que me deram apoio necessário para realização deste curso e permitiram o meu acesso aos laboratórios do CIPP.

Ao meu amigo, compadre Manoel Pedro da Silva Nunes, que me ajudou muito na confecção de modelos de sobredentadura.

Aos colegas docentes do Departamento de Odontologia – UEPG.

Aos amigos e familiares que participaram direta ou indiretamente desta caminhada, e a todos que me incentivaram para conclusão do curso.

**MUITO OBRIGADA**



Quem quiser nascer, tem que destruir um mundo.  
Destruir no sentido de romper com o passado e as tradições já mortas,  
De desvincular-se do meio excessivamente cômodo e seguro da infância,  
Para a conseqüente e dolorosa busca da própria razão de Existir:

**SER É OUSAR SER**

(Demian) HERMANN HESSE

---

## SUMÁRIO

<b>1- ARTIGO 1 - PORTUGUÊS.....</b>	<b>10</b>
1 INTRODUÇÃO.....	13
2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	15
3 RESULTADOS.....	20
4 DISCUSSÃO.....	22
5 CONCLUSÕES.....	25
REFERÊNCIAS.....	26
<b>2- ARTIGO 2 – INGLÊS.....</b>	<b>30</b>
1 INTRODUCTION.....	32
2 MATERIALS AND METHODS.....	34
3 RESULTS.....	39
4 DISCUSSION.....	41
5 CONCLUSIONS.....	44
REFERENCES.....	45
<b>ANEXOS</b>	
ANEXO 1 1FIGURAS.....	49
ANEXO 2- CHECKLIST.....	54

---

## ARTIGO 1 – PORTUGUÊS

---

## PÁGINA TÍTULO

### **EFEITO DE DESENHOS DE REFORÇOS EM FIBRA DE VIDRO SOBRE A RESISTÊNCIA FLEXURAL DE UM MODELO DE SOBREDENTADURA APÓS CICLAGEM TÉRMICA E MECÂNICA**

Lidia Olga Bach Pinheiro, DDS

Programa de Pós Graduação em Odontologia

Área de Concentração Dentística, Escola de Saúde e Biociências, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, PR, Brasil

Rodrigo Nunes Rached, DDS, MSD, PhD

Professor Titular, Pós-graduação em Odontologia, Escola de Saúde e Biociências

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

#### **Autor correspondência:**

Rodrigo Nunes Rached

Rua Imaculada Conceição, 1155.

Prado Velho – Curitiba – PR – Brasil

CEP 80215-901

Telefone Residencial: (41) 3271-1637

E-mail: r.rached@pucpr.br

---

## RESUMO

**Definição do problema.** Fraturas em sobredentaduras ocorrem mais comumente na base na região dos conectores.

**Objetivo.** O presente estudo avaliou o efeito de reforços estruturais de fibra de vidro com diferentes desenhos e posicionamentos e um reforço em metal fundido, na resistência flexural e no padrão de falhas de um modelo de sobredentadura implanto-retida submetido à ciclagem térmica e fadiga.

**Materiais e métodos.** Espécimes rombóides (55 mm x 6 mm x 9 mm) construídos em resina acrílica polimerizada em microondas (Onda Cryl) e contendo dois conectores *o'ring* foram reforçados com fibra de vidro (FV) ou barra de cobalto-cromo fundido (n=5). Os grupos foram divididos em: CT – sem reforço; FU sem seccionamento posicionada na região de linha média; FP seccionada na região de linha média; FL seccionada e posicionada lado a lado entre os copings; FD seccionada e posicionada a distal dos conectores; ME – cobalto-cromo fundido posicionada na região de linha média. Os espécimes foram submetidos à ciclagem térmica (5000 ciclos, 6°C e 60°C) e mecânica ( $10^6$  ciclos a 40 N), após os quais tiveram a resistência flexural de três pontos mensurada. Os valores de resistência foram analisados pelo teste ANOVA ( $\alpha=5\%$ ). O tipo (parcial ou total) e a localização (meio do espécime ou sobre o conector *o'ring*) das falhas foram tabulados e comparados pelo teste de Kruskal-Wallis. ( $\alpha=5\%$ ).

**Resultados.** FU e FP apresentaram maior número de falhas parciais em relação aos demais grupos ( $p<0,05$ ). ME apresentou maior número de falhas localizadas na região do conector.

**Conclusão.** O material de reforço, fibra de vidro ou metal fundido, bem como o posicionamento do reforço de fibra de vidro, influenciaram diretamente no tipo e na localização da falha do modelo de sobredentadura.

**Implicações clínicas.** Este estudo mostrou que determinados desenhos de reforços de fibra de vidro favorecem o tipo e localização da fratura em bases de sobredentaduras implanto-retidas, e que o reforço metálico fundido induz fraturas na região do conector.

**Palavras-chave:** sobredentadura; fibra de reforço; fibra de vidro; fadiga; resistência flexural.

---

## 1 INTRODUÇÃO

A reabilitação protética de edentados totais com reabsorção alveolar acentuada, principalmente na mandíbula, foi, por muito tempo, um desafio para o Cirurgião-Dentista. A utilização de sobredentaduras dento- ou implanto-retidas no tratamento dessas condições trouxe satisfação significativa aos pacientes.<sup>1,2</sup> Entretanto, fraturas da resina acrílica são comuns, geralmente na região do conector *o'ring*,<sup>3-5</sup> sendo mais suscetível a fraturas por ser mais fina e concentrar tensões em função do fulcro criado.<sup>4</sup>

A literatura mostra que há uma média de fratura de sobredentaduras dento ou implanto-retidas em torno de 3 a 24%.<sup>6</sup> A concentração de estresse é uma das principais contribuições para falha de dentadura, o que incluem entalhes, arranhões, cortes, depressões, cantos afiados, ranhuras, superfícies rugosas, súbitas alterações de espessuras, partículas estranhas ou porosidades.<sup>7</sup>

Reforços metálicos de sobre-dentaduras são indicados em função da sua resistência flexural,<sup>8</sup> diminuindo a tensão na linha média e ao redor dos conectores *o'ring*.<sup>3</sup> Entretanto, a desvantagem do metal é a falta de união química do reforço com a base de acrílico.<sup>9,10</sup> Assim, vários tipos de fibras sintéticas tem sido utilizados para reforçar bases acrílicas, tais como fibra de carbono,<sup>11,12</sup> fibra de *nylon*,<sup>13</sup> fibra de poliaramida,<sup>14</sup> fibras de polietileno<sup>15</sup> e fibra de vidro.<sup>16</sup>

A fibra de carbono apresenta boas propriedades mecânicas, porém é de difícil manipulação<sup>12</sup> e possui baixas propriedades estéticas.<sup>11</sup> As fibras de nylon melhoram a resistência ao impacto e ao estresse repetido, no entanto a absorção de água afeta suas propriedades mecânicas.<sup>14</sup> Já as fibras de aramida, apesar do potencial de reforço elevado, apresentam estética desfavorável e dificuldade de polimento.<sup>17,18</sup> As fibras de polietileno não apresentam aumento significativo na resistência flexural mas apresentam uma melhora considerável na força de impacto.<sup>19</sup> As fibras de vidro unidirecionais tem demonstrado boa união com a matriz polimérica<sup>20</sup> e um aumento significativo da resistência mecânica estática e dinâmica de resinas acrílicas<sup>21,22</sup>. Quando usada no reparo de resinas acrílicas, as fibras de vidro tem demonstrado elevar a força de fratura e a tenacidade sem alterar a deflexão do material.<sup>16</sup>

A sobrevida na cavidade bucal de próteses totais e sobredentaduras confeccionadas em compósitos reforçados por fibras (CRFs) é pouco compreendida está na dependência de fatores relacionados ao estresse mecânico da mastigação,<sup>23</sup> estresse térmico,<sup>10,24</sup> composição,<sup>25</sup> a sorção de água do CRF<sup>26,27,28,29,30</sup> e a impregnação das fibras.<sup>31,32</sup> Alguns estudos *in vitro* aplicaram fadiga mecânica e termociclagem com o intuito de simular<sup>7,33</sup> ou testar<sup>5,10,31</sup> o efeito desses fenômenos sobre resinas acrílicas intactas ou reforçadas com fibras. Tais testes são importantes uma vez que o processo de fratura de um CRF se inicia a partir da aplicação de cargas menores que aquelas detectadas como cargas de fratura, deste modo, o surgimento de falhas iniciais mínimas antes da deformação permanente são cruciais na redução do tempo de sobrevida clínica do CRF.<sup>15</sup>

Além do tipo de material, a localização e o desenho<sup>32,34</sup> do reforço estrutural também podem influenciar diretamente a resistência final de compósitos reforçados por fibras.<sup>3,4,21,22,32</sup> Assim, reforços posicionados nas regiões de maior tensão seriam mais eficazes no reforço final da estrutura protética. Dessa forma, no caso específico de sobredentaduras implanto-suportadas, o efeito de reforços posicionados próximos à região de conector *o´ring* seria mais eficaz. Não somente a resistência, mas também o padrão de falha pode ser determinado pelo tipo e o desenho do material de reforço de compósitos reforçados por fibras (CRFs) construídos em resina composta laboratorial<sup>15,32,35</sup> e/ou resina acrílica.<sup>21,36</sup> Por essa razão, o presente estudo buscou avaliar e comparar o efeito do desenho e do posicionamento de reforços em fibra de vidro unidirecional e de um reforço metálico fundido tradicional sobre a fadiga e resistência à flexão de um modelo de sobredentadura implanto-retida após envelhecimento através de ciclagem térmica e mecânica. O tipo e a localização da fratura do modelo nos diferentes grupos também foram analisados.

## 2 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi desenvolvido sobre um modelo de sobredentadura implanto-suportada.<sup>21</sup>

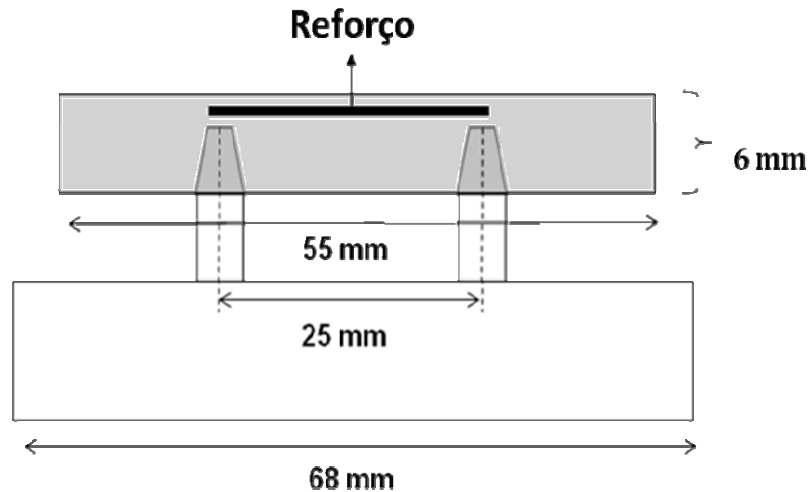


Figura 1. Modelo de sobredentadura implanto-suportada. (adaptada de Rached et al., 2011)<sup>21</sup>

### *Construção da base do modelo de sobredentadura*

A base do modelo de sobredentadura consistiu de um bloco em resina fotoelástica, dois implantes e dois conectores bola. Para a obtenção dessa base, inicialmente foi confeccionado um bloco em resina fotoelástica PL 2 (Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. EUA) nas dimensões 68mm x 15mm x 25 mm, com dois implantes posicionados na região central equidistantes 25 mm. A colocação dos implantes foi feita com perfurações no bloco paralelas entre si com fresa (CNC, Deckel Maho Gildemeister Brasil Ltda., São Paulo-SP, Brasil) com rotação de 900 rpm e torque de inserção de 60 N e broca para implantes com diâmetro de 3,7 mm, alargados com macho de rosca 3,75 mm e 4,0 mm (Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba-PR, Brasil). Os implantes cilíndricos (Titamax Ti®I - 4,1mm x 13 mm hexágono externo, tipo cortical, torque interno, Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba-PR, Brasil) foram posicionados nessas perfurações e em cada um dos implantes um conector bola (4,1mm x 3 mm, Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba-PR, Brasil), sobre



estes foi posicionado um conector *o'ring* (*O'ring-mini attachment* bola, Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba-PR, Brasil).

#### *Construção das réplicas da base do modelo de sobredentadura*

O conjunto *bloco de resina fotoelástica+conectores bola* foi moldado com silicone fluido SQ46 (Fiber Center Indústria e Comércio de Resinas e Fibras de Vidro Ltda, Curitiba-PR, Brasil). Nesse molde, foram posicionados dois análogos de latão (Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba-PR, Brasil) nos conectores bola previamente fixados no molde. Seis réplicas em resina transparente ortoftálica foram obtidas (Cristal, Redelease Prod p/Ind Ltda, São Paulo-SP, Brasil), similares à base do modelo de sobredentaduras previamente construído em resina fotoelástica, as quais foram utilizadas durante o ensaio de fadiga dos modelos de sobredentadura.

#### *Construção do modelo da sobredentadura*

Um espaçador de 68 mm x 15 mm x 3 mm de etil-vinil-acetato (EVA - Couroplast Comércio de Couros e Plásticos Ltda, São Paulo-SP, Brasil) foi posicionado sobre o bloco de resina fotoelástica. Em seguida, dois conectores *o'ring*s (Neodent, Curitiba-PR, Brasil) foram posicionados nos seus respectivos implantes. Uma barra de resina autopolimerizável (Clássico, Clássico Produtos Odontológicos, São Paulo-SP, Brasil) previamente usinada nas dimensões 55 mm x 6 mm x 9 mm e contendo dois orifícios respectivos aos conectores *o'ring* foi posicionada sobre o espaçador. Em cada perfuração foi fixado um conector *o'ring* (Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba-PR, Brasil) utilizando uma pequena mistura pó-líquido de resina acrílica autopolimerizável. O conjunto *bloco de resina fotoelástica-espaçador-conectores-matriz de resina acrílica* foi então moldado com silicone fluido (SQ46 Fiber Center Indústria e Comércio de Resinas e Fibras de Vidro Ltda, Curitiba, Brasil)

#### *Construção das réplicas do modelo da sobredentadura*

Dois rotacionais (4,1 mm, Neodent, Curitiba-PR, Brasil) foram posicionados nos implantes do bloco de resina fotoelástica. Um espaçador de 68 mm x 15 mm x 3 mm de EVA foi posicionado sobre o bloco de resina fotoelástica e o conjunto bloco de resina fotoelástica+espaçador+dois *transfers* rotacionais foi moldado com silicone fluido SQ 46 (Fiber Center Indústria e Comércio de Resinas e Fibras de Vidro Ltda, Curitiba-PR, Brasil). Depois da completa polimerização do silicone, dois análogos de implante em latão (4,1 mm,

hexágono externo, Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA , Curitiba-PR, Brasil) foram encaixados nos *transfers* e este conjunto foi posicionado no molde de silicone. Gesso pedra tipo III (Herodent, Vigodent, Rio de Janeiro-RJ, Brasil) foi utilizado para obtenção de um total de 30 blocos de gesso. Estes blocos contendo os análogos de latão receberam seus respectivos conectores bola e foram reposicionados no molde de silicone obtido a partir da moldagem do conjunto bloco de resina fotoelástica-espaçador-conectores-matriz de resina acrílica. Em seguida, cera tipo 7 fluidificada (Asfer Industria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil) foi injetada no interior do molde, por meio de dois canais de alimentação preenchendo o espaço correspondente àquele da matriz de resina acrílica. Um total de 30 blocos de gesso e seus respectivos padrões em cera foram confeccionados.

Os blocos de cera foram incluídos em pares em mufla plástica para resina de microondas utilizando o protocolo laboratorial tradicional. A cera e o isolante (Celac, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro-RJ, Brasil) forem removidos com água fervente e no lugar da cera foi inserida a resina acrílica (Onda Cryl, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo-SP, Brasil) manipulada segundo as instruções do fabricante e protocolo convencional de laboratórios de prótese.<sup>37</sup>

Para cada espécime, foi utilizada a mesma quantidade de fibras desnudas e silanizadas (Stick, Stick Tech com, Turku, Finlândia). O reforço com metal foi feito com liga de cobalto cromo (Fit Flex, Talladium do Brasil, Curitiba, Brasil). As dimensões dos reforços de metal e de fibra foram as mesmas (25 mm x 3 mm x 2 mm). Nos grupos com reforços de fibra fragmentados, cada fragmento apresentava metade do comprimento da fibra não seccionada (12,5 mm x 3mm x 2 mm).

Inicialmente, monômero e polímero da resina acrílica (Onda Cryl, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo-SP, Brasil) foram constantemente salpicados sobre as fibras por 10 min. Após o umedecimento, a resina acrílica foi manipulada segundo as instruções do fabricante e prensada nos moldes de gesso no estágio plástico preenchendo-os pela metade. Os reforços com fibras ou com metal fundido foram incorporados manualmente no molde sobre a primeira porção de acrílico, acompanhados de uma nova porção de acrílico, a qual preencheu totalmente o molde de gesso. Em seguida os espécimes foram polimerizados em microondas com potência de 1200 W (Intellowave, LG Eletronics da Amazonia Ltda, Manaus-AM, Brasil) seguindo o ciclo do fabricante de 3 min a 360W, 4 min a 0W e 3 min a 720W. Os espécimes sem reforço (grupo controle) foram confeccionados de

forma similar. Porém, a resina acrílica foi inserida em momento único nos moldes. Após a polimerização, os espécimes receberam acabamento e polimento e posteriormente, armazenados em água destilada por um ano em temperatura de 37°C.

Os grupos (n=5) formados foram divididos em função do tipo de material de reforço ou do posicionamento do material de reforço de fibra de vidro na resina acrílica (**Figura 2**), sendo o Grupo (CT), controle; o Grupo (FU), fibras em feixe único; Grupo (FP), fibras partidas ao meio e posicionadas em sequência; Grupo (FL), fibras partidas ao meio e posicionadas lado a lado no centro; Grupo (FD), fibras partida ao meio e posicionadas distalmente e Grupo (ME), reforço metálico e posicionado entre os conectores *o ring*.

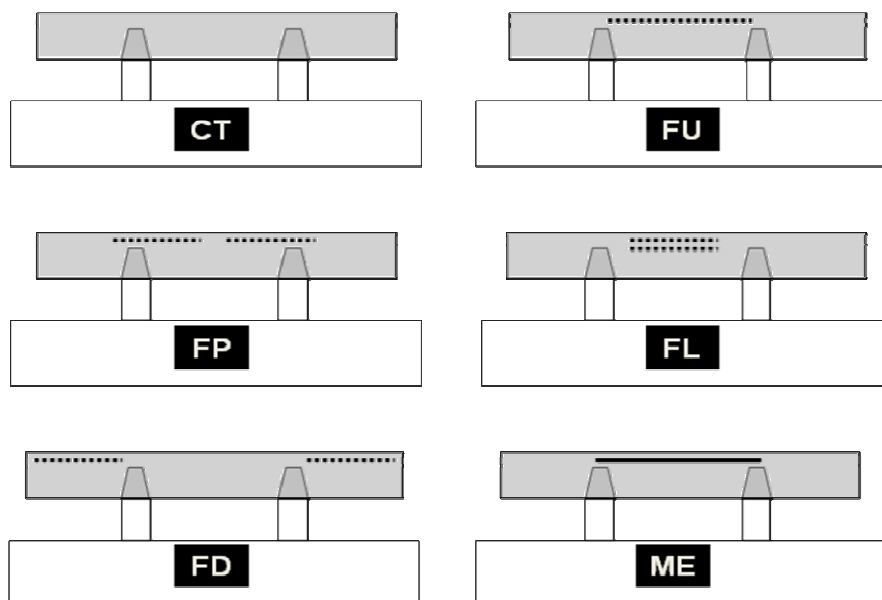


Figura 2. Grupos formados em função do tipo e posicionamento dos reforços.

#### *Termociclagem, ciclagem mecânica e teste de resistência flexural*

Após a armazenagem, os espécimes foram submetidos a uma ciclagem térmica de 5.000 ciclos sob temperaturas de  $6 \pm 2^\circ\text{C}$  e  $60 \pm 2^\circ\text{C}$ , com tempo de imersão de 60 s. Terminada a termociclagem, os espécimes foram submetidos a ciclagem mecânica em um total de 1.000.000 de ciclos a 40 N em máquina eletro-mecânica de fadiga (ElQuip, São Carlos, SP, Brasil) imersos em água a 37°C. Após as ciclagens térmica e mecânica, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência flexural de três pontos com velocidade 1

mm/min em máquina de ensaio universal (Authograph AG-I Shimadzu Corporation Milwaukee, WI, Japão), com distância entre suporte de 25mm. A carga foi aplicada no centro dos espécimes até a completa fratura dos mesmos.

Os dados de resistência flexural foram analisados pelo teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, teste de homogeneidade de variância de Levene e ANOVA, todos a um nível de significância de 5%. Uma vez que o teste de ANOVA.

#### *Exame visual dos espécimes*

Após o teste de resistência flexural, os espécimes foram avaliados visualmente quanto ao tipo (total ou parcial) e localização (centro do espécime ou região de conector *o'ring*) das fraturas. As variáveis tipo e localização da falha foram categorizadas em dois níveis cada, sendo “parcial” (valor 1) ou “total” (valor 2) para tipo de falha, e “centro do espécime” (valor 1) ou “sobre o conector *o'ring*” (valor 2) para localização da falha.

Os fatores foram tabulados como variáveis ordinais e analisados pelo teste de qui-quadrado e pelo teste de comparações múltiplas de Kruskal-Wallis com nível de significância de 5%.

### 3 RESULTADOS

Todos os espécimes resistiram ao ensaio de termociclagem e fadiga mecânica sem fratura. O teste de ANOVA (5%) não demonstrou diferenças significativas para resistência flexural entre os grupos (Tabela 1) e a mostra das médias e desvio padrão de resistência flexural obtidos pelos grupos avaliados (Tabela 2).

Tabela 1. Anova a um critério para ensaio de resistência flexural (MPa).

	Soma do quadrado	df	Média do quadrado	F	Valor p
Entre	657,7887863	5	131,5577573	2,043438215	0,1084
Dentro	1545,134152	24	64,38058968		
Total	2202,922939	29			

Tabela 2. Médias e desvios-padrão da resistência flexural.

Grupo	Média (MPa)	Desvio-padrão
CT	57,6	8,9
FU	51,7	5,3
FP	44,4	9,4
FL	53,4	8,4
FD	44,6	7,2
ME	50,2	8,2

O teste de qui-quadrado revelou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos para ambas as variáveis de falhas ( $p < 0,05$ ). As diferenças entre os grupos para estas variáveis segundo o teste de Kruskal-Wallis estão apresentadas na **Tabela 3 e Tabela 4**.

A **Tabela 3** mostra que os grupos FU e FP não apresentaram diferenças entre si e apresentaram um número maior de falhas do tipo “parcial” ( $p < 0,05$ ). Os grupos CT, FL, FD e ME não diferiram entre si ( $p < 0,05$ ) e apresentaram maior número de falhas do tipo “total” ( $p < 0,05$ ).

Tabela 3. Comparação dos grupos em função do tipo de falha, parcial (valor 1) ou total (valor 2).

<b>Grupo</b>	<b>Escore médio</b>
CT	19,50 a
FU	4,50 b
FP	10,50 b
FL	19,50 a
FD	19,50 a
ME	19,50 a

Grupos conectados com letras distintas diferem estatisticamente ( $p < 0,05$ )

A **Tabela 4** mostra a localização da falha para cada grupo. Os grupos CT, FU, FP e FD mostraram maior número de falhas na região central do espécime ( $p < 0,05$ ), ao passo que o grupo ME e FL mostrou um número maior de falhas na região do conector o'ring ( $p < 0,05$ ).

Tabela 4. Comparação dos grupos em função da localização da falha, “centro do espécime” (valor 1) ou “sobre o conector o'ring” (valor 2).

<b>Grupo</b>	<b>Escore médio</b>
CT	12,00 b
FU	12,00 b
FP	12,00 b
FL	18,00 ab
FD	15,00 b
ME	24,00 a

Grupos conectados com letras distintas diferem estatisticamente ( $p < 0,05$ )

## 4 DISCUSSÃO

As fraturas de base de prótese ainda é grande e resultam de forças de impacto,<sup>6,7</sup> tais como golpes duros ou acidentes ao tossir, espirrar ou limpar a prótese, e de forças de fadiga em função da flexão repetida do material.<sup>5</sup> A fadiga promove o desenvolvimento de micro-rachaduras em áreas de concentração de tensão, as quais se unem para formar uma trinca contínua que enfraquece o material.<sup>18</sup> A adição de fibras sintéticas pode prevenir este fenômeno, sendo a fibra de vidro o material que tem demonstrado maiores vantagens.<sup>11,13,14,19</sup>

Um modelo *in vitro* deve simular o ambiente de estresse e o modo de falha detectado clinicamente.<sup>5</sup> Dessa forma, estudos com carga cíclica oferecem dados adicionais para a análise do comportamento das estruturas na cavidade bucal, já que a observação isolada da resistência à fratura de um CRF ignora o processo de fratura que se inicia no material sob cargas consideravelmente menores.<sup>15</sup> Os dados do presente estudo mostraram que os diferentes tipos de reforço não trouxeram ganhos adicionais de resistência à flexão dos CRFs, provavelmente devido ao dano cumulativo gerado ao CRF em função do número elevado ( $10^6$ ) de ciclos mecânicos aplicados.

Além da ciclagem mecânica, os espécimes no presente estudo foram imersos em água durante 1 ano antes dos testes de termociclagem e de fadiga. Este fator pode ter anulado o efeito dos reforços com fibras sobre a resistência à fadiga e resistência à flexão do CRF. Ao permear a resina acrílica, a água pode causar degradação hidrolítica das fibras e da interface entre estas e a ligação siloxana com a resina da base.<sup>12</sup> Há controvérsias quanto ao efeito da sorção de água sobre as propriedades mecânicas de CRFs, uma vez que estudos têm demonstrado efeito nulo<sup>17</sup> ou deletério.<sup>26,27,28</sup> Tais diferenças existem em função de variáveis como tempo de imersão,<sup>28,29</sup> composição das fibras,<sup>17,26</sup> qualidade de impregnação<sup>27</sup> e de silanização das fibras<sup>25</sup> em CRFs. O efeito da água sobre as fibras ocorre basicamente por mudanças na composição estrutural a partir da hidrólise de óxidos alcalinos e alcalinos terrosos na superfície das fibras de vidro e a lixiviação de íons.<sup>25</sup> As fibras utilizadas neste estudo são do tipo E-glass, à base vidro de borosilicato de alumínio, sendo compostas por 53-54% SiO<sub>2</sub>, 14-16% Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 20-24% CaO+MgO, 6-9% B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Na<sub>2</sub>O + K<sub>2</sub>O e Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> < 1%.<sup>28</sup> Por apresentarem baixo teor de álcalis, estas fibras são mais resistentes ao efeito da água. Entretanto, estas fibras foram utilizadas no presente estudo desnudas e impregnadas somente no momento de uso. Sabe-se que a impregnação manual apresenta qualidade inferior à pré-

impregnação de fábrica,<sup>22,31,32</sup> favorecendo a sorção de água.<sup>27</sup> Além de proporcionar a hidrólise dos óxidos nas fibras, esta sorção acentuaria também o efeito plastificante da água sobre a resina acrílica,<sup>30</sup> comprometendo a resistência final do CRF.

As diferenças de temperatura durante a termociclagem também podem ter tido um efeito deletério sobre os CRFs em função da indução de estresse na interface entre fibra e resina acrílica. De fato, a incompatibilidade de coeficientes de expansão térmica entre a resina acrílica ( $80 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ )<sup>24</sup> e os reforços metálicos (14 a  $16 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ )<sup>24</sup> e de fibra de vidro ( $5,0 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ )<sup>38</sup> suporta a hipótese deste raciocínio.

Os tipos de falhas detectadas ocorreram na região do conector *o'ring* ou no centro do espécime. Estudos relatam fraturas de sobredentadura na região do conector *o'ring*.<sup>3,4,9</sup> Assim, sugere-se que o reforço de sobredentadura deve estar próximo do topo desses conectores, tornando-se mais efetivo na redução de tensão da sobredentadura. Adicionalmente, reforços mal posicionados nas próteses poderiam transferir tensões a estas regiões mais frágeis das sobredentaduras. Por essa razão, para a análise estatística do estudo, as falhas localizadas na região do conector *o'ring* receberam maior escore que as falhas ocorridas no centro do espécime.

Foi demonstrado que o reforço metálico aumenta a resistência a base de prótese.<sup>3,8,35</sup> Porém, no presente estudo, o grupo com reforço metálico teve o pior comportamento quanto à categoria “localização” da falha por apresentar maiores falhas na região de conector *o'ring*, o que corrobora com a literatura.<sup>5</sup> Um estudo prévio observou também que há uma grande possibilidade de fratura na extremidade do reforço, sugerindo que uma concentração desfavorável de tensão ocorre por causa da discrepância na flexibilidade entre o metal e a resina acrílica.<sup>10</sup> O reforço metálico seria então, a princípio, contraindicado para reforço de sobredentaduras, já que o mesmo, por ser muito rígido, eleva o módulo de elasticidade no centro do espécime e concentra as tensões nas regiões do conector *o'ring*, coincidentes com a extremidade do reforço, e sabidamente fragilizadas neste tipo de prótese.<sup>3,4</sup>

Falhas catastróficas ou totais resultam de uma carga cíclica final que excede a capacidade mecânica da porção de material remanescente.<sup>21,23</sup> A falha parcial da prótese é mais favorável em relação à total uma vez que permite à prótese continuar a executar parcialmente suas funções.<sup>20,36</sup> No presente estudo, apesar dos reforços em fibra não proverem aumento da resistência à flexão dos CRFs, os mesmos resultaram em padrões de fratura distintos ao controle e ao reforço metálico. Similarmente, um estudos prévios demonstraram



que reforços com fibras de rayon, nylon e poliéster, especialmente em feixes longos, evitaram a fratura catastrófica dos espécimes sem, no entanto, trazerem ganhos significativos de resistência flexural,<sup>34,20</sup> apesar da elevação do módulo e da força máxima dos CRF. No presente estudo, as fibras de vidro utilizadas foram longas e unidirecionais, das quais as fibras em feixe único (FU) e feixe partido ao meio (FP) apresentaram a menor quantidade de falhas totais em relação ao controle e aos demais reforços.

Todos os grupos reforçados com fibras apresentaram falhas mais frequentes no centro do espécime, provavelmente em função do pouco efeito das fibras sobre a deflexão da resina acrílica,<sup>16</sup> evitando concentração de tensões e consequente falha na região dos copings, ao contrário do observado no grupo reforçado com metal. A fibra posicionada lado a lado (FL), em função da maior quantidade relativa de reforço por secção transversal, se mostrou mais desfavorável provavelmente por ter elevado sobremaneira a rigidez na região central de aplicação de carga, concentrando assim as tensões na região do conector *o'ring*, similarmente ao reforço metálico.<sup>10</sup> O fato dos demais reforços CT, FU, FP e FD não terem apresentado diferenças significativas quando comparados ao controle na variável “localização” da falha demonstra que os mesmos não concentraram tensões em regiões frágeis do modelo de sobredentadura, o que é uma vantagem destes desenhos.

---

## 5 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, as seguintes conclusões foram observadas:

1. Os reforços de modo geral não demonstraram aumentar a resistência à flexão de sobredentaduras.
2. O desenho do reforço de fibra de vidro no modelo de sobredentadura influenciou o tipo e a localização das fraturas nas bases de próteses.
3. Reforços de fibra de vidro em feixe único e feixe partido ao meio apresentaram maior número de falhas parciais, localizadas principalmente no centro do modelo da sobredentadura.
4. O reforço em metal gerou grande número de falhas totais localizadas principalmente na região do conector *o´ring*.

---

## REFERÊNCIAS

1. Turkyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology* 2010; 27: 3–10.
2. Thomason JM, Lund JP, Cherade A, Feine JS. Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional denture 6 months after delivery. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 467–472.
3. Gonda K, Ikebe K, Dong J, Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. *J Dent Res* 2007; 86: 667–671.
4. Dong J, Ikebe T, Gonda T, Nokubi T. Influence of abutment height on strain in a mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 2006; 33:594–599.
5. Fajardo RS, Pruitt LA, Finzen FC, Marshall GW, SinghS, Curtis DA. The effect of E-glass fibers and acrylic resin thickness on fracture load in a simulated implant-supported overdenture prosthesis. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 373–77.
6. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implants prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90:121–132.
7. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthetic Dent* 2004; 91:274–280.
8. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fiber strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992; 19: 225–230.
9. Duncan JP, Freilich MA, Latvis CJ. Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 200–204.

10. Minami H, Suzuki S, Kurashige H, Minesaki Y, Tanaka T. Flexural strengths of denture base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycle stressing. *J Prosthodont* 2005; 14: 12–18.
11. Vallittu PK, Lassila V, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite – part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthetic Dent* 1994; 71: 607–612.
12. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; 16: 150–158.
13. Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B, Boztug A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dent Mat J* 2007; 26: 232-239.
14. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid or nylon fibers. *J Prosthetic Dent* 2001; 86: 424-426.
15. Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20: 947–955.
16. Kostoulas I, Kavoura VT, Frangou MJ, Polyzois GL. Fracture force, deflection and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *J Prosthodont* 2008; 17: 257–261.
17. Uzun G, Keyf F. The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. *J Biomater Appl* 2003; 17: 277–285.
18. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 185-194.

19. 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.
20. Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J Mater Sci: Mater Med* 2008; 19: 2343–2349.
21. Rached RN, Souza EM, Dyer SR, Ferracane JL. Dynamic and static strength of an implant-supported overdenture model reinforced with metal and nonmetal strengtheners. *J Prosthetic Dent* 2011; 106: 297–304.
22. Bertassoni LE, Marshall GW, Souza EM, Rached RN. Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 449–457.
23. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 105–117.
24. Noort RV. *Introduction to dental materials*, 2<sup>a</sup> Ed, 2002; 288-298.
25. Vallittu P K. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 1998; 3; 170-176.
26. Ladha K, Shah D. An in-vitro evaluation of the flexural strength of heat-polymerized poly (methyl methacrylate) denture resin reinforced with fibers. *J Indian Prosthodont Soc* 2011; 11: 215-230.
27. Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand, K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 340–350.
28. Vallittu PK. Effect of 10 years of in vitro aging on the flexural properties of fiber-reinforced resin composites. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 43-45.

29. Lassila LVJ, Nohrström PK, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials* 2002; 23: 2221-2229.
30. Arima T, Murata H, Hamada T. The effect of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 476–480.
31. Peltonen P, Järvelä P. Methodology for determining the degree of impregnation from continuous glass fibre prepreg. *Polymer Testing* 1992; 11: 251-224.
32. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 545-562.
33. Reis JMS, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET, Machado AL. Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Dent* 2006; 34: 420–426.
34. Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 219–226.
35. Kaneyoshi Y, Takahashi Y, Shimizu H. Effect of embedded metal reinforcements and their location on the fracture resistance of acrylic resin complete denture. *J Prosthodont* 2011; 20: 366–371.
36. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005; 21: 421–428.
37. Del Bel Cury AA, Rached RN, Ganzarolli M. Microwave-cured resins and silicone-gypsum moulding technique. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 433–438.
38. Scheirs J. *Compositional and failure analysis of polymers*. Chichester, UK; Wiley; 2000; p. 449-72.

---

## ARTIGO 2 - INGLÊS

---

**TITLE PAGE****THE EFFECTS OF FIBER-REINFORCEMENT DESIGN ON  
THE FATIGUE AND FLEXURAL STRENGTH OF AN  
OVERDENTURE MODEL**

Lidia Olga Bach Pinheiro <sup>a</sup>, DDS, MS; Rodrigo Nunes Rached<sup>b</sup>, DDS, MS, PhD

School of Health and Biosciences, Dental Division, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brazil

<sup>a</sup>PhD Candidate, Graduate Program in Dentistry, School of Health and Biosciences, Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

<sup>b</sup>Full Professor, Dental Materials, Graduate Program in Dentistry-Operative Dentistry Area, School of Health and Biosciences, Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

**Corresponding author:**

Rodrigo Nunes Rached

Rua Imaculada Conceição, 1155.

Prado Velho – Curitiba – Paraná – Brasil

CEP 80215-901

Tel: (41) 3271-1637

E-mail: [r.rached@pucpr.br](mailto:r.rached@pucpr.br)



---

## ABSTRACT

**Definition of the problem.** Fractures in overdentures occur most often at the base near the connectors.

**Objective.** This study evaluated the effect of glass fiber and cast metal structural reinforcements, with different positions for the glass fibers, on resistance to fatigue and the pattern of failures of an implant-supported overdenture model.

**Materials and methods.** Rhomboid specimens (55 mm × 6 mm × 9 mm) made in acrylic resin polymerized in a microwave and containing two O-ring connectors were reinforced with glass fiber (GF) or cast cobalt-chrome (N = 5). The groups were divided as follows: unreinforced control (CT); reinforcement fibers in a single unidirectional bundle (FU); reinforcement fibers split at the middle and positioned in sequence (FS); reinforcement fibers split at the middle and positioned side by side in the center (FC); reinforcement fibers split at the middle and positioned distally (FD); and metal reinforcement (ME). The specimens underwent thermocycling (5000 cycles, 6 °C to 60 °C), fatigue testing (10<sup>6</sup> cycles at 40 N), and three-point flexural strength testing. We tabulated and compared failure type (partial or total) and fracture location (specimen center or at an O-ring connector).

**Results.** Flexural strength did not differ between the groups (Analysis of variance [ANOVA],  $p > 0.05$ ). However, the groups differed significantly in failure type and fracture location (Kruskal-Wallis,  $p < 0.05$ ). The FU and FC groups had a higher number of partial failures than the other groups ( $p < 0.05$ ), whereas the ME group had the highest number of failures in the coping area.

**Conclusion.** Reinforcement type, glass fiber or cast metal, and the positioning of glass-fiber reinforcement influenced failure type and fracture location in model overdenture specimens.

**Clinical implications.** Overdenture fractures generally occur in the coping area because the acrylic resin is thinner in this area. This study showed that even when they did not affect the resistance of the prosthesis, certain glass-fiber reinforcement designs did influence failure type and fracture location at the base of implant-supported overdentures.

**Keywords:** overdenture; reinforced glass fiber; fatigue; flexural strength.

---

## 1 INTRODUCTION

Prosthetic rehabilitation for total edentulism with accentuated alveolar reabsorption, mainly in the mandible, has long been a challenge for dental surgeons. The use of dental or implant-supported overdentures to treat these conditions has improved patient satisfaction substantially.<sup>1,2</sup> However, acrylic resin fractures are common, especially in the O-ring connector area.<sup>3-5</sup>

Dental and implant-retained overdenture fracture rates in the literature range from 3% to 24%.<sup>6</sup> The high concentration of stress is one of the main reasons for denture failures, which can include etches, scratches, cuts, depressions, sharp edges, grooves, rough surfaces, sudden changes in thickness, strange particles, or porosities.<sup>7</sup> In overdentures, the O-ring connector area is particularly susceptible to fracture because it is relatively thin and receives concentrated tensional forces by way of the fulcrum.<sup>4</sup>

Reinforcement of overdentures with metal is indicated because metals have flexural strength<sup>8</sup> and thereby reduce tension along the median line and around the O-ting connectors.<sup>3</sup> However, metal has the disadvantage of a weak reinforcement interface with the acrylic base.<sup>9,10</sup> Therefore, dentists have used various types of synthetic fiber to reinforce acrylic bases, such as carbon fiber,<sup>11,12</sup> nylon fiber,<sup>13</sup> polyamide fiber,<sup>14</sup> polyethylene fiber<sup>15</sup>, and glass fiber.<sup>16</sup>

Carbon fiber has desirable mechanical properties, but is difficult to manipulate<sup>12</sup> and has poor aesthetic properties.<sup>11</sup> Nylon fibers improve resistance to shock and repeated stress, but water absorption affects their mechanical properties.<sup>14</sup> Amide fibers, have a high reinforcement potential, but yield unfavorable aesthetic results and are difficult to polish.<sup>17,18</sup> Polyethylene fibers do not offer a significant improvement in flexural strength over other materials, but they are considerably better in terms of their ability to withstand strong impact forces.<sup>19</sup> Unidirectional glass fibers have demonstrated a good union with the polymer matrix<sup>20</sup> and can improve static and dynamic mechanical resistance of acrylic resins.<sup>21,22</sup> When used to repair acrylic resins, glass fibers can raise the fracture force and tenacity without changing the material's deflection properties.<sup>16</sup>

The survival of total prostheses and overdentures made using fiber-reinforced composites (FRCs) is not well understood. Prior evidence indicates that their survival depends

on factors related to the mechanical stress of chewing<sup>23</sup> and heat stress,<sup>10,24</sup> the FRC's composition,<sup>25</sup> water absorption properties,<sup>26,27,28,29,30</sup> and fiber impregnation.<sup>31,32</sup> Some *in vitro* studies have applied mechanical fatigue and thermocycling to simulate<sup>7,33</sup> and test<sup>5,10,31</sup> the effects of these phenomena on whole or fiber-reinforced acrylic resins. Such tests are important, since the FRC's fracture process begins with the application of smaller loads than those detected with fracture loads as the initial minimal failures that arise prior to permanent deformity are crucial to reductions in the clinical survival time of FRC devices.<sup>15</sup>

In addition to the type of material used, the location and design<sup>32,34</sup> of structural reinforcements can directly influence the final resistance of FRCs.<sup>3,4,21,22,32</sup> For example, reinforcements positioned in high tension areas should reinforce prosthetic structures better than reinforcements placed elsewhere. For implant-supported overdentures, reinforcements should be positioned near the area of the ball connector to maximize their effectiveness. The type and design of the reinforcement material for FRCs made from laboratory composite resin<sup>15,32,35</sup> and/or acrylic resin<sup>21,36</sup> determines not only resistance, but also the pattern of failure one can expect. For this reason, this study sought to evaluate and compare how the design and positioning of unidirectional glass-fiber reinforcements and traditional cast-metal reinforcements affect the fatigue and flexural strength of an implant-retained overdenture model. We also analyzed the type and location of fractures across the experimental groups.

## 2 MATERIALS AND METHODS

### *Construction of the specimens*

We developed this study based on an implant-supported overdenture model.<sup>21</sup>

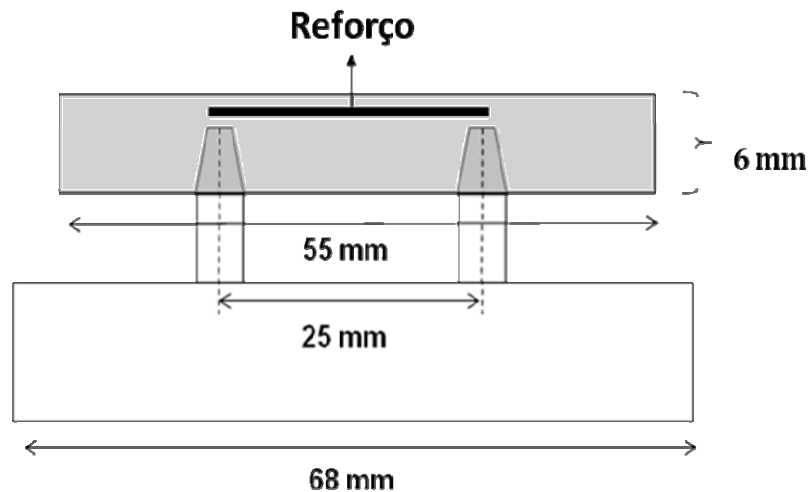


Figure 3. Implant-supported overdenture model used in this study (adapted by Rached et al., 2011)<sup>21</sup>

### *Construction of the base of the overdenture model*

The base of the overdenture model consisted of a block of photoelastic resin, two implants, and two ball connectors. To obtain the base, we initially made a block of photoelastic resin (PL II, Vishay, NC). The block was a rectangular solid (dimensions 68 mm × 15 mm × 25 mm) with two implants positioned in the central area (25 mm apart). We placed the implants in the block parallel to each other based on perforations that were made by a drill (CNC, Deckel Maho Gildemeister Brasil Ltda., São Paulo, Brazil) with a rotation of 900 rpm and an insertion torque of 60 N. A 3.7-mm drill bit was used for the implants, and then enlarged with 3.75-mm and 4.0-mm precision drill bits (Neodent JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba, Brazil). We positioned the cylindrical implants (Titamax Ti®I [4.1 mm × 13 mm], external hexagon, cortical type, internal torque, Neodent, JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba, Brazil) in the perforations and placed a connector ball (4.1 mm × 3 mm, Neodent JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba, Brazil) in each of the implants, with an O-ring connector placed on each of the

connector balls (O-ring-mini attachment ball, Neodent JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA , Curitiba, Brazil).

*Construction of replicas of the overdenture model's base*

We molded the photo-elastic resin block+ball connectors complex using SQ46 fluid silicon (Fiber Center Indústria e Comércio de Resinas e Fibras de Vidro Ltda, Curitiba, Brazil). We positioned two brass analogues (Neodent JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA, Curitiba, Brazil) in the ball connectors affixed to the mold. We obtained six replicas in transparent orthophthalic resin (Cristal, Redelease Prod para Ind Ltda, São Paulo, Brazil), similar to the base of the overdenture model previously made in photoelastic resin, which were used during the fatigue test of the overdenture models.

*Construction of the overdenture model*

We positioned a 68-mm × 15-mm × 3-mm ethyl-vinyl-acetate (EVA) spacer (Couroplass Comércio de Couros e Plásticos Ltda, São Paulo, Brazil) on the block of photo-elastic resin. Next, we positioned O-ring connectors (Neodent, Curitiba, Brazil) on each implant. We positioned a pre-manufactured self-polymerizing resin bar (55 mm × 6 mm × 9 mm; Clássico, Clássico Produtos Odontológicos, São Paulo, Brazil) with two openings for O-ring connectors on the spacer. In each perforation, we fixed an O-ring connector (Neodent - JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA , Curitiba, Brazil) using a small powder-liquid mixture of self-polymerizing acrylic resin. Finally, we molded the photo-elastic–EVA spacer–connector–acrylic-resin-block matrix unit with SQ46 fluid silicon (Fiber Center Indústria e Comércio de Resinas e Fibras de Vidro Ltda, Curitiba, Brazil)

*Production of overdenture model replicas*

We positioned two rotational transfers (4.1 mm; Neodente, Curitiba, Brasil) on the implants of the photo-elastic resin blocks. We positioned a 68-mm × 15-mm × 3-mm EVA spacer on the block of photoelastic resin, and then molded the unit composed of photo-elastic, a spacer, and two rotational transfers with SQ46 fluid silicon (Fiber Center Indústria e Comércio de Resinas e Fibras de Vidro Ltda, Curitiba, Brazil). After complete polymerization of the silicon, we inserted two brass implant analogues (4.1-mm external hexagon, Neodent JJGC Ind. e Com. de Materiais Dentários SA , Curitiba, Brazil) into the transfers and then positioned the entire unit in a silicon mold. We used type III plaster (Herodent, Vigodent, Rio de Janeiro, Brazil) to obtain a total of 30 plaster blocks. Blocks containing the brass

analogues received their respective ball connectors, and we repositioned them in the silicon mold obtained from the molding of the photo-elastic-resin-block-spacer-connector-acrylic-resin matrix unit. Next, we injected type 7 wax (Asfer Industria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brazil) into the interior of the mold, using the two feeder channels, filling the corresponding space of the acrylic resin matrix. We made a total of 30 blocks in plaster and their respective patterns in wax.

A pair of plaster blocks and their wax patterns was included in a plastic flask using normal laboratory protocol. The wax was removed with boiling water and a water-based insulation was applied (Celac, Dentsply Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brazil). A microwave acrylic resin was mixed and packed in the dough phase in the plaster molds according to the manufacturer's instructions and a conventional laboratory protocol for prostheses.<sup>37</sup>

For each specimen, we used the sample quantity of stripped and silanized fiber (Stick, Stick Tech com, Turku, Finland). Metal reinforcements were cast with a cobalt-chrome alloy (Fit Flex, Talladium do Brasil, Curitiba, Brazil). The dimensions for the metal and fiber reinforcements were the same (25 mm × 3 mm × 2 mm). In the groups with fragmented fiber reinforcement, each fragment was half the length of the non-sectioned fiber (12.5 mm × 3mm × 2 mm).

First, the acrylic resin monomers and polymers (Onda Cryl, Artigos Odontologicos Classico Ltda, São Paulo, Brazil) were repeatedly sprinkled onto the fibers for 10 min. After impregnation, the acrylic resin was manipulated according to the manufacturer's instructions and packed it on the plaster molds in a dough state up to their half in height. The fiber or cast-metal reinforcements were placed into the molds over the first acrylic portion. Then, a new portion of acrylic was placed and fully filled the plaster mold. Next, we polymerized the specimens in a 1200-W microwave (Intellowave, LG Eletronics da Amazonia Ltda, Manaus, Brazil) according to the manufacturer's recommended cycle of 3 min at 30% power, 4 min at 0% power, and 3 min at 60% power. The control group specimens (without reinforcement) were made in the same way except that only acrylic resin was inserted into the molds in a single step. After polymerization, the specimens were finished and polished, and then stored in distilled water for one year at room temperature.

We divided the specimens into groups (N = 5 per group) based on the type of reinforcement material and position of the reinforced glass fiber material in the acrylic resin

(**Figura 2**). The groups were as follows: unreinforced control (CT); reinforcement fibers in a single unidirectional bundle (FU); reinforcement fibers split at the middle and positioned in sequence (FS); reinforcement fibers split at the middle and positioned side by side in the center (FC); reinforcement fibers split at the middle and positioned distally (FD); and metal reinforcement (ME).

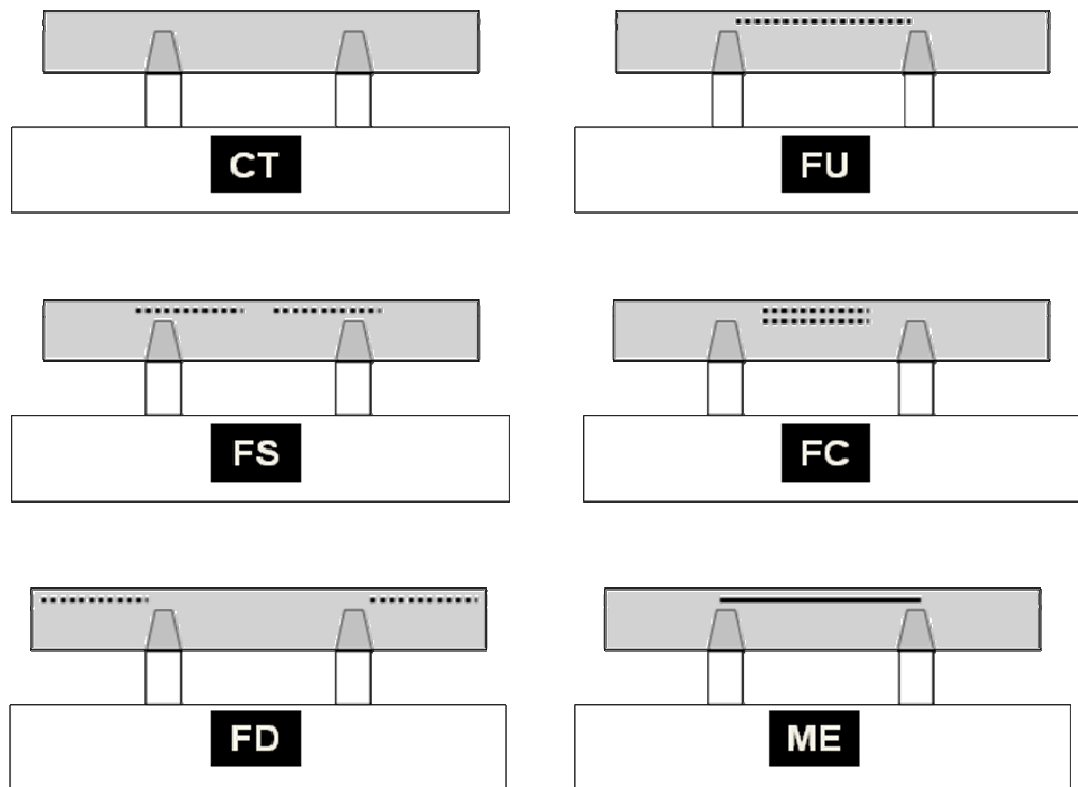


Figure 4. Illustration of specimens in each group based on reinforcement type and position.

#### *Thermocycling, fatigue test, and flexural strength test*

After storage, we submitted the specimens to thermocycling at 5,000 cycles with a variation of  $6 \pm 2$  °C to  $60 \pm 2$  °C, with an immersion time of 60 s. After thermocycling, we submitted the specimens to a fatigue test in a total of 1,000,000 cycles at 40 N in an electro-mechanical fatigue machine (El Quip, São Carlos, SP, Brazil). After thermal and mechanical cycling, we subjected the specimens to a three-point flexural strength test at a speed of 1 mm/min in a universal testing machine (Authograph AG-I Shimadzu Corporation Japan). We applied the load at each specimen's center until it fractured completely.

### *Visual examination of the specimens*

After the flexural strength test, we evaluated the specimens visually to assess the type and location of the fractures. We categorized failure type and fracture location each into two levels: “partial” (value 1) or “total” (value 2) for failure type; and “center of specimen” (value 1) or “on the O-ring connector” (value 2) for fracture location.

### *Data analysis*

We analyzed flexural strength data using the Kolmogorov-Smirnov normality test, Levene’s homogeneity of variances test and analyses of variance (ANOVAs), all with a 5% significance level. We tabulated the factors with ordinal variables and analyzed them using the chi-square test and the Kruskal-Wallis multiple comparisons test at a 5% significance level.



### 3 RESULTS

All of the specimens resisted the mechanical fatigue test without fracturing. An ANOVA test (5%) did not show any significant differences between the groups (**Table 1** and **Table 2**).

Table 3. One-way ANOVA for flexural strength (MPa).

	Sum of the squares	Df	Square average	F	p-value
Between	657.7887863	5	131.5577573	2.043438215	0.1084
Within	1545.134152	24	64.38058968		
Total	2202.922939	29			

Table 4. Flexural strength means and standard deviations for each group.

Group	N	Average (MPa)	Standard deviation
No reinforcement (CT)	5	57.5782	8.9329
Unidirectional fiber (FU)	5	51.6629	5.2789
Fiber split, positioned in sequence (FS)	5	44.3709	9.4418
Fiber split, positioned side-by-side in the center (FC)	5	53.3945	8.4311
Fiber split, positioned distally (FD)	5	44.6433	7.1889
Metal reinforcement (ME)	5	50.2594	8.1676

Chi-square test revealed significant differences for both failure type and fracture location ( $p < 0.05$ ). The differences between the groups for these variables, based on the Kruskal-Wallis group comparisons, are reported in **Table 3** and **Table 4**, respectively. As shown in **Table 3**, we found that the FU and FS groups performed similarly in terms of failure type, with both having a high number of partial failures ( $p < 0.05$ ). The CT, FC, FD, and ME groups did not differ from one another, with all having a high number of total failures ( $p < 0.05$ ). **Table 4** summarizes the failure locations observed for each group. The CT, FU, FC, and FD groups each had the greatest number of failures in the specimens' central area ( $p < 0.05$ ), while the ME group had its greatest number of failures in the O-ring connector area ( $p < 0.05$ ).

Table 3. Comparison of the groups based on failure type partial (value = 1) or total (value = 2).

<b>Group</b>	<b>N</b>	<b>Mean score</b>
No reinforcement (CT)	5	19.50 <sup>a</sup>
Unidirectional fiber (FU)	5	4.50 <sup>b</sup>
Fiber split, positioned in sequence (FS)	5	10.50 <sup>b</sup>
Fiber split, positioned side-by-side in the center (FC)	5	19.50 <sup>a</sup>
Fiber split, positioned distally (FD)	5	19.50 <sup>a</sup>
Metal reinforcement (ME)	5	19.50 <sup>a</sup>

Groups with different letters were statistically different ( $p < 0.05$ ).

Table 4. Comparison of the groups based on fracture location, specimen center (value = 1) or on the O-ring connector (value 2).

<b>Group</b>	<b>n</b>	<b>Mean score</b>
No reinforcement (CT)	5	12.00 <sup>a</sup>
Unidirectional fiber (FU)	5	12.00 <sup>a</sup>
Fiber split, positioned in sequence (FS)	5	12.00 <sup>a</sup>
Fiber split, positioned side-by-side in the center (FC)	5	18.00 <sup>ab</sup>
Fiber split, positioned distally (FD)	5	15.00 <sup>a</sup>
Metal reinforcement (ME)	5	24.00 <sup>b</sup>

Groups with different letters were statistically different ( $p < 0.05$ ).

---

## 4 DISCUSSION

Despite the increase in user satisfaction with implant-retained prostheses,<sup>1,2</sup> complications with implants and prostheses are still common.<sup>6</sup> There is still a great number of fractures at the base of the prosthesis due to impact forces,<sup>6,7</sup> such as hard knocks or accidents when coughing, sneezing, or cleaning the prosthesis, and from fatigue caused by repeated flexion.<sup>5</sup> Fatigue promotes the development of micro-scratches in areas where tension concentrates, particularly where the pieces come together to form a continuous trio, that weakens the material.<sup>18</sup> The addition of synthetic fibers can prevent this phenomenon, with glass being the fiber material that has the most advantages.<sup>11,13,14,19</sup>

An *in vitro* model should simulate the stress environment and the mode of failure that is detected clinically.<sup>5</sup> Therefore, cyclical load studies offer additional clinical data to analyze the structures' behavior in the oral cavity, since isolated observation of an FRC's fracture resistance ignores the fracture process that starts in the material when it is under considerably lower loads.<sup>15</sup> This study's data show that the different types of reinforcement material did not yield differential gains in flexural strength. Most likely, this finding stems from the cumulative damage generated in the FRCs over the high number ( $10^6$ ) of mechanical cycles applied, which reduced the specimens' resistance to the level of unreinforced acrylic resin. Mechanical fatigue probably also affected the unreinforced group, as has been previously demonstrated,<sup>33</sup> although the absence of control and reinforced groups without exposure to fatigue impedes our ability to make any deductions about the individual effect of this factor on acrylic resin with or without glass fiber reinforcement.

In addition to mechanical fatigue, the study's samples were immersed in water during the thermocycling and fatigue tests. This factor could have cancelled out the effect of the fiber reinforcements on resistance to fatigue and flexural strength. When it permeates acrylic resin, water can cause hydrolytic degradation of fibers, the interface between fibers, and the siloxane link with the base's resin.<sup>12</sup> There are debates about the effect of water absorption on FRCs' mechanical properties, with some demonstrating no effect<sup>17</sup> and others reporting damage.<sup>26,27,28</sup> These differences can be attributed to factors such as the immersion period,<sup>28,29</sup> fiber composition,<sup>17,26</sup> quality of the impregnation,<sup>27</sup> and fiber silanization<sup>25</sup> in CRFs. Water's effect on fibers basically stems from changes in the structural composition caused by the hydrolysis of alkaline oxides and alkaline earth metals on the surface of the

glass fibers and by ion leaching.<sup>25</sup> The fibers used in this study were type E, based on borosilicate aluminum glass made up of 53–54% SiO<sub>2</sub>, 14–16% Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 20–24% CaO + MgO, 6–9% B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, and Na<sub>2</sub>O + K<sub>2</sub>O and Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> < 1%.<sup>28</sup> Fibers with low alkali levels are more resistant to water's effects. Nevertheless, the fibers used in this study were stripped and impregnated only at the moment of use. We know that manual impregnation yields a lower quality product than factory impregnation,<sup>22,31,32</sup> favoring water absorption.<sup>27</sup> In addition to favoring hydrolysis of oxides in the fibers, this absorption also accentuates the plasticizing effect on the acrylic resin,<sup>30</sup> compromising the FRC's final resistance.

Differences in temperature during thermocycling can also have a damaging effect on CRFs because they induce stress on the interface between fibers and the acrylic resin. In fact, the incompatibility of the coefficients for heat expansion for acrylic resin ( $80 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ )<sup>24</sup> with metal reinforcements ( $14\text{--}16 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ )<sup>24</sup> and glass fibers ( $5.0 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ )<sup>38</sup> supports this argument.

The types of failures detected occurred in the area of the O-ring connector or at the specimen's center. Studies have reported overdenture fractures in the area of the O-ring connector.<sup>3,4,9</sup> These findings suggest that the overdenture's reinforcement should be near the top of these connectors, as this configuration would make them more effective in reducing tension on overdentures. Moreover, badly positioned reinforcements in prostheses can transfer tensions to the overdenture's most vulnerable areas. For this reason, failures located in the O-ring connector area received a higher score than failures in the specimen's center in this study.

Previous work has demonstrated that metal reinforcement raises the base of the prosthesis' resistance.<sup>3,8,35</sup> However, in this study, the reinforced metal group had worse behavior in terms of failure location because it had more failures in the O-ring connector area, a finding consistent with the literature.<sup>5</sup> We also observed that there was a high possibility of fracture at the reinforcement's edge, suggesting an unfavorable concentration of tension occurred because of a discrepancy in the flexibility of the metal wire and the flexibility of the acrylic resin.<sup>10</sup> In principle, metal reinforcement would therefore be contra-indicated for reinforcement of overdentures. Because they are very rigid, metal reinforcement raises the elastic modulus in the specimen's center and concentrates tensions in the area of the O-ring connector, at the edge of the reinforcement, an area already known to be fragile in this type of prosthesis.<sup>3,4</sup>

Catastrophic or total failures occur when a final cyclical load exceeds the mechanical capacity of the remaining part of the material.<sup>21,23</sup> Partial failure of prostheses is better than total failure because it allows the prosthesis to continue to partially perform its functions.<sup>20,36</sup> Despite the fact that fiber reinforcements did not increase resistance to fatigue or the flexural strength of the acrylic resin in our study, these same factors resulted in fracture patterns that were distinct from those of the control and metal reinforcement groups. Similarly, another study showed that the use of rayon, nylon, and polyester reinforcements, especially in long bundles, can prevent catastrophic fracture in the specimens. However, these fibers do not bring significant gains to flexural strength,<sup>34,20</sup> despite raising the FRC's modulus and the maximum force before failure. In this study, we found that long, unidirectional glass fibers (FU group) and centrally split glass fiber bundles (FS) yielded a lower number of total failures than that seen in the control group and the other reinforcement type groups.

All of the fiber-reinforced groups had more frequent failures at the specimen's center, probably because of the fibers' minor effects on the deflexion of the acrylic resin.<sup>16</sup> That is, the material spread out tensional forces and, consequently, prevented failure in the copings area, as was observed in the metal reinforced group. Side-to-side positioning of fibers (as in the FC group, which had greater relative reinforcement transversally) was less favorable, probably because it raised the rigidity of the central area where the load was applied, thereby concentrating tensions in the area of the O-ring connection, as occurs with metal reinforcement.<sup>10</sup> The fact that the other reinforcements did not show significant differences in fracture location compared to the control group demonstrates that they did not concentrate tensional forces in the fragile areas of the overdenture model, which constitutes a major advantage of these designs.

---

## 5 CONCLUSIONS

Within the limitations of an *in vitro* study, we can conclude the following:

1. Glass fibers failed to reinforce overdentures, probably because of the specimens' prolonged immersion in water, thermocycling, and mechanical fatigue.
2. The location of the glass fiber reinforcement on the overdenture model affected failure type and fracture location in the prosthesis base, where unidirectional bundled glass fiber reinforcements and those split in the middle had a higher number of partial failures, located mainly at the center of the overdenture model.
3. Metal reinforcements generated a high number of total failures located mainly in the area of the O-ring connectors.

---

## REFERENCES

1. Turkyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology* 2010; 27: 3–10.
2. Thomason JM, Lund JP, Cherade A, Feine JS. Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional denture 6 months after delivery. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 467–472.
3. Gonda K, Ikebe K, Dong J, Nokubi T. Effect of reinforcement on overdenture strain. *J Dent Res* 2007; 86: 667–671.
4. Dong J, Ikebe T, Gonda T, Nokubi T. Influence of abutment height on strain in a mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 2006; 33:594–599.
5. Fajardo RS, Pruitt LA, Finzen FC, Marshall GW, Singh S, Curtis DA. The effect of E-glass fibers and acrylic resin thickness on fracture load in a simulated implant-supported overdenture prosthesis. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 373–77.
6. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implants prostheses. *J Prosthet Dent* 2003; 90:121–132.
7. Kim SH, Watts DC. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *J Prosthetic Dent* 2004; 91:274–280.
8. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992; 19: 225–230.
9. Duncan JP, Freilich M A, Latvis CJ. Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 200–204.
10. Minami H, Suzuki S, Kurashige H, Minesaki Y, Tanaka T. Flexural strengths of denture base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycle stressing. *J Prosthodont* 2005; 14: 12–18.

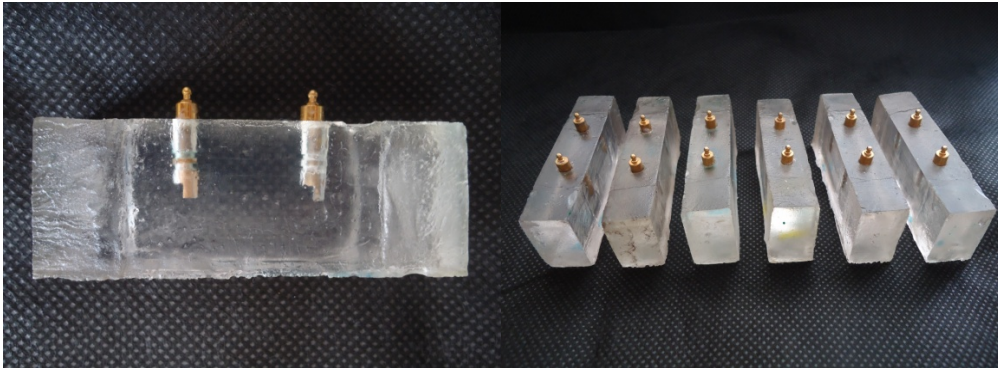
11. Vallittu PK, Lassila V, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite – part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthetic Dent* 1994; 71: 607–612.
12. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; 16: 150–158.
13. Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan, A, Bek B, Boztug, A. The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dent Mat J* 2007; 26: 232-239.
14. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid or nylon fibers. *J Prosthetic Dent* 2001; 86: 424-426.
15. Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20: 947–955.
16. Kostoulas I, Kavoura VT, Frangou MJ, Polyzois GL. Fracture force, deflection and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *J Prosthodont* 2008; 17: 257–261.
17. Uzun G, Keyf F. The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. *J Biomater Appl* 2003; 17: 277–285.
18. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 185-194.
19. 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.
20. Dogan OM, Bolayir G, Keskin S, Dogan A, Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *J Mater Sci: Mater Med* 2008; 19: 2343–2349.
21. Rached RN, Souza EM, Dyer SR, Ferracane JL. Dynamic and static strength of an implant-supported overdenture model reinforced with metal and nonmetal strengtheners. *J Prosthetic Dent* 2011; 106: 297–304.



22. Bertassoni, LE, Marshall GW, Souza EM, Rached RN. Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. *J Prosthet Dent* 2008; 100: 449–457.
23. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 105–117.
24. Noort RV. Introduction to dental materials. [Introdução aos materiais dentários], 2ª Ed, 2002; 288-298.
25. Vallittu, P. K. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *Journal of Prosthodontics.*, 3; 170-176, 1998.
26. Ladha K, Shah D. An in-vitro evaluation of the flexural strength of heat-polymerized poly (methyl methacrylate) denture resin reinforced with fibers. *J Indian Prosthodont Soc* 2011; 11: 215-230.
27. Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand, K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 1998; 11: 340–350.
28. Vallittu PK. Effect of 10 years of in vitro aging on the flexural properties of fiber-reinforced resin composites. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 43-45.
29. Lassila LVJ, Nohrström PK, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials* 2002; 23: 2221-2229.
30. Arima T, Murata H, Hamada T. The effect of cross-linking agents on the water sorption and solubility characteristics of denture base resin. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 476–480.
31. Peltonen P, Järvelä P. Methodology for determining the degree of impregnation from continuous glass fibre prepreg. *Polymer Testing* 1992; 11: 251-224.
32. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am* 2004; 48: 545-562.

33. Reis JMS, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET, Machado AL. Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Dent* 2006; 34: 420–426.
34. Dyer SR, Lassila LVJ, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of cross-sectional design on the modulus of elasticity and toughness of fiber-reinforced composite materials. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 219–226.
35. Kaneyoshi Y, Takahashi Y, Shimizu H. Effect of embedded metal reinforcements and their location on the fracture resistance of acrylic resin complete denture. *J Prosthodont* 2011; 20:366–371.
36. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005; 21: 421–428.
37. Del Bel Cury AA, Rached RN, Ganzarolli M. Microwave-cured resins and silicone-gypsum moulding technique. *J Oral Rehabil* 2001; 28: 433–438.
38. Scheirs J. *Compositional and failure analysis of polymers*. Chichester, UK; Wiley; 2000. p. 449-72.

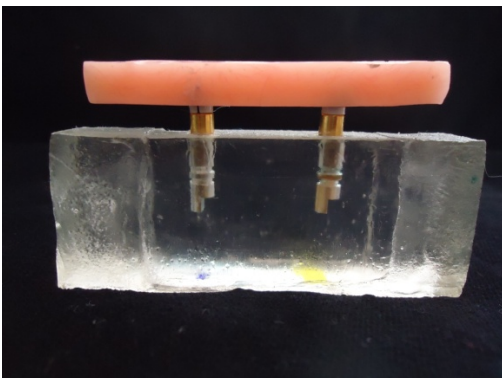
## ANEXO 1 - FIGURAS



*Figura 1 - Réplicas da base do modelo de sobredentadura*



*Figura 2 - Réplicas do modelo da sobredentadura*



*Figura 3 - Modelo de sobredentadura posicionado sobre a base*



**Figura 4** – Máquina de termociclagem, modelo MSCT-3 (São Carlos SP, Brasil)



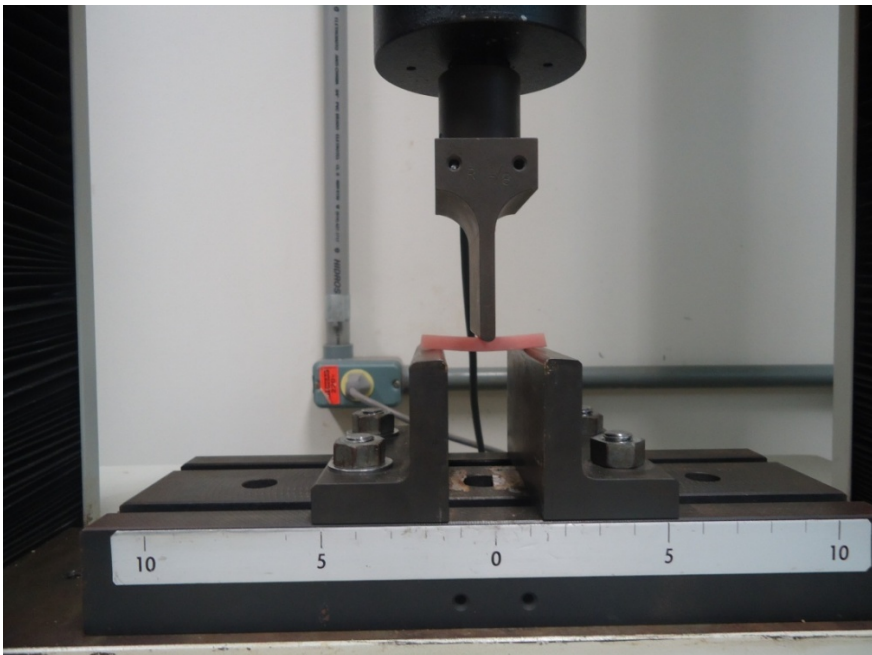
**Figura 5** - 5.000 ciclos em temperaturas de  $\pm 6^{\circ}\text{C}$  e  $\pm 60^{\circ}\text{C}$ .



**Figura 6** - Máquina eletro-mecânica de fadiga onde foi realizado 1.000.000 de ciclos a 40N. (ElQuip, São Carlos, SP, Brasil)



**Figura 7** - Máquina de Ensaio Universal – Authograph AG-I Shimadzu Corporation Japão.



**Figura 8** - Teste de resistência flexural em máquina de ensaio flexural.



**Figura 9** - Exame visual espécimes do grupo CT.



**Figura 10** - Exame visual espécimes do grupo FU.



**Figura 11** - Exame visual espécimes do grupo FP.





**Figura 12 -** Exame visual espécimes do grupo FL



**Figura 13 -** Exame visual espécimes do grupo FD



**Figura 14-** Exame visual espécimes do grupo ME

---

## ANEXO 2 - CHECKLIST

### 2013 Guidelines for Preparing Manuscripts The Journal of Prosthetic Dentistry

#### **Checklist for Initial Submission**

- Letter of submission
- Copyright transfer statement for each author
- Conflict of interest and financial disclaimer statement, if applicable
- Permission to reproduce previously published material, if applicable
- Informed consent for patient photographs, if applicable
- A Microsoft Word (or Word-compatible) manuscript file that contains:
  - Title page
  - Abstract
  - Article proper
  - References
  - Tables
  - Legends for illustrations, and
  - A folder containing figures in TIF format (see Guidelines, pages 11-13)

#### **Submission Guidelines**

##### Length of Manuscripts

Manuscript length depends on manuscript type. In general, research and clinical science articles should not exceed 10 to 12 double-spaced, typed pages (excluding references, legends, and tables). Clinical Reports and Technique articles should not exceed 4 to 5 pages, and Tips articles should not exceed 1 to 2 pages. The length of systematic reviews varies.

##### Number of Authors

The number of authors is limited to 4; the inclusion of more than 4 must be justified in the letter of submission. (Each author's contribution must be listed.) Otherwise, contributing authors in excess of 4 will be listed after the references.



## General Formatting

All submissions must be typed in Word or a Word-compatible 8.5x11" document; printed on 1 side only. The following specifications should also be followed:

- Times Roman, 12 pt
- Double-spaced
- Left-justified
- 1-inch margins on all sides
- Half-inch tabs
- Headers/Footers should be clear of page numbers or other information
- References should not be automatically numbered (formatted).

## Hard Copy and Electronic Files

Please submit an electronic file of the text and tables on a CD. Microsoft Word is the preferred word processing program. Without an electronic copy of the text and tables, we cannot submit the manuscript to our review process. High quality illustrations in TIF format must be submitted upon initial submission (see pages 11-13 for more information). Paper copies of the document and figures are not necessary.

## Copyright Transfer

In accordance with the Copyright Act of 1976, all manuscripts must be accompanied by a Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement signed by EACH author individually. (Appendix, page 19). One statement should be received from each author—only the signing author's name should appear on the form.) If a manuscript number has been assigned, it should be included at the end of the statement.

## Types of Articles

Articles are classified as one of the following: research/clinical science article, clinical report, technique article, systematic review, or tip from our readers. Required sections for each type of article are listed in the order in which they should be presented.

### Research report / Clinical study

The research report should be no longer than 10-12 double-spaced, typed pages and be accompanied by no more than 12 high-quality illustrations.

- Abstract (approximately 250 words): Create a structured abstract with the following subsections: Statement of Problem, Purpose, Material and Methods, Results, and Conclusions.

The abstract should contain enough detail to describe the experimental design and variables. Sample size, controls, method of measurement, standardization, examiner reliability, and statistical method used with associated level of significance should be described in the Material and Methods section. Actual values should be provided in the Results section.

- **Clinical Implications:** In 2-4 sentences, describe the impact of the study results on clinical practice.

- **Introduction:** Explain the problem completely and accurately. Summarize relevant literature, and identify any bias in previous studies. Clearly state the objective of the study and the research hypothesis at the end of the Introduction. Please note that, for a thorough review of the literature, most (if not all references) should first be cited in the

Introduction and/or Material and Methods section.

- **Material and Methods:** In the initial paragraph, provide an overview of the experiment. Provide complete manufacturing information for all products and instruments used, either in parentheses or in a table. Describe what was measured, how it was measured, and the units of measure. List criteria for quantitative judgment. Describe the experimental design and variables, including defined criteria to control variables, standardization of testing, allocation of specimens/subjects to groups (specify method of randomization), total sample size, controls, calibration of examiners, and reliability of instruments and examiners. Statistical tests and associated significance levels should be described at the end of this section.

- **Results:** Report the results accurately and briefly, in the same order as the testing was described in the Material and Methods section. For extensive listings, present data in tabular or graphic form to help the reader. Describe the most significant findings and trends. Text, tables, and figures should not repeat each other. Results noted as significant must be validated by actual data and P values.

- **Discussion:** Discuss the results of the study in relation to the hypothesis and to relevant literature. If the results do not agree with other studies and/or with accepted opinions, state how and why the results differ. Agreement with other studies should also be stated. Identify the limitations of the present study, and suggest areas for future research.

- **Conclusions:** Concisely list conclusions that may be drawn from the research; do not simply restate the results. The conclusions must be pertinent to the objectives and justified by the data. In most situations, the conclusions are true for only the population of the experiment. All statements reported as conclusions should be accompanied by statistical analyses.

- **References:** See page 9 for guidelines; page 22 for a sample References page.

- **Tables:** Create tables in accordance with the guidelines on page 11.

- **Legends for illustrations:** Concisely describe each illustration without directly duplicating the main text. See page 13 for guidelines; page 23 for sample Legends page.

## MAIN TEXT

### Headings

- Headings should contribute to the clarity of the article and indicate a shift from one section to another (eg, Discussion to Conclusions).
- The use of subheadings may be appropriate in the Material and Methods section but is generally discouraged in the Results and Discussion.
- All headings should be typed flush with the left margin. Main headings (eg, MATERIAL AND METHODS) should be in capital letters; subheadings (eg, Specimen preparation) should be in “Sentence case”; the first letter should be capitalized and the remainder of the phrase should be in lowercase.

### Identification of product and manufacturing information

- Refer to products in generic terms. Immediately following the term, provide the following information in parentheses: product name and manufacturer’s name, city, state, and country (if not the United States). For example: “The impressions were poured in type IV stone (Denstone; Heraeus Kulzer, South Bend, Ind) and related to each other with a fast-setting vinyl polysiloxane occlusal registration material (Correct VPS Bite Registration; Jeneric/Pentron, Inc, Wallingford, Conn).” If the same manufacturer is cited multiple times, the city and state/country are required only in the first citation.
- Use generic drug names; trade names may be listed in parentheses at the point of first mention.

### Abbreviations

- If abbreviations are used, provide the expanded form upon first mention and abbreviate thereafter; for example, “fixed partial denture (FPD)”.

## REFERENCES

### Acceptable references and their placement

- Most, if not all, references should first be cited in the Introduction and/or Material and Methods section. Only those references that have been previously cited or that relate directly to the outcomes of the present study may be cited in the Discussion.
- Only peer-reviewed, published material may be cited as a reference. Manuscripts in preparation, manuscripts submitted for consideration, and unpublished theses are not acceptable references.
- Abstracts are considered unpublished observations and are not allowed as references unless follow-up studies were completed and published in peer-reviewed journals.

- References to foreign language publications should be kept to a minimum (no more than 3). They are permitted only when the original article has been translated into English. The translated title should be cited and the original language noted in brackets at the end of the citation.
- Textbook references should be kept to a minimum, as textbooks often reflect the opinions of their authors and/or editors. The most recent editions of textbooks should be used. Evidence-based journal citations are preferred.

#### Reference formatting

- References must be identified in the body of the article with superscript Arabic numerals. At the end of a sentence, the reference falls after the period.
- The complete reference list, double spaced and in numerical order, should follow the Conclusions section but start on a separate page. Only references cited in the text should appear in the reference list.
- Reference formatting should conform to Vancouver style as set forth in “Uniform

Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals” (Ann Intern Med 1997;126:36-47).

- References should be manually numbered.
- List up to six authors. If there are seven or more, after the sixth author’s name, add et al.
- Abbreviate journal names per the Cumulative Index Medicus. A complete list of standard abbreviations is available through the PubMed website: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>
- Format for journal articles: Supply the last names and initials of all authors; the title of the article; the journal name; and the year, volume, and page numbers of publication. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference. Put a period after the initials of the last author, after the article title, and at the end of the reference. Put a semi-colon after the year of publication and a colon after the volume. Issue numbers are not used in Vancouver style. Ex: Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Uses of acrylic resin. J Prosthet Dent 1985;53:120-9.
- Book References: The most current edition must be cited. Supply the names and initials of all authors/editors, the title of the book, the city of publication, the publisher, the year of publication, and the inclusive page numbers consulted. Do not use italics, bold, or underlining for any part of the reference. Ex: Zarb GA, Carlsson GE, Bolender CL. Boucher’s prosthodontic treatment for edentulous patients. 11th ed. St. Louis: Mosby; 1997. p. 112-23. Note: References should not be submitted in Endnotes. Endnotes formatting cannot be edited by the Editorial Office or reviewers, and must be suppressed or removed from the manuscript prior to submission. Nor should references be automatically numbered.

#### TABLES

- Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text.

- Provide all tables at the end of the manuscript, after the reference list and before the Legends. There should be only one table a page. Omit internal horizontal and vertical rules (lines). Omit any shading or color.
- Do not list tables in parts (eg, Table Ia, Ib, etc.). Each should have its own number. Number the tables in the order in which they are mentioned in the text.
- Supply a concise legend that describes the content of the table. Create descriptive column and row headings. Within columns, align data such that decimal points may be traced in a straight line. Use decimal points, not commas, to mark places past the integer (eg, 3.5 rather than 3,5).
- In a line beneath the table, define any abbreviations used in the table.
- If a table (or any data within it) was published previously, give full credit to the original source in a footnote to the table. If necessary, obtain permission to reprint from the author/publisher.
- The tables should be submitted in Microsoft Word, or Word-compatible format. Microsoft Word is preferred. If a table has been prepared in Excel, it should be imported into one of the abovementioned formats prior to submission.

## Electronic Image Submission

### File Type

All figures should be submitted as Tagged Image File Format (TIFF) files. Figures should NOT be submitted as Microsoft Word, Corel Draw, Harvard Graphics, PowerPoint, or other presentation software formats. Line art and combination artwork is best created in native design format, such as EPS (Encapsulated PostScript), Adobe Illustrator, InDesign, etc., but should be saved as a TIF prior to submission to the Journal.

### Image File Specifications

Figure dimensions must be a minimum of 4 × 6 inches. Figures should be size-matched (the same physical size), unless the image type prohibits size-matching to other figures within the manuscript, as in the case of panoramic or periapical radiographs, SEM images, graphs and screen shots. Do not “label” the faces of the figures with letters or numbers to indicate the order in which the figures should appear; such labels will be inserted during the publication process.

### Resolution

The figures should be of professional quality and high resolution. The following are resolution guidelines:

- Color and black-and-white photographs should be created and saved at a minimum of 300 dots per inch (dpi). (Note: A 4 × 6-inch image at a resolution of 300 dpi will be approximately

6 megabytes. A figure of less than 300 dpi must not be increased artificially to 300 dpi; the resulting quality and resolution will be poor.

- Line art should be created and saved as 1200 dpi.
- Combination artwork (an illustration containing both line art and photograph) should be created and saved as 600 to 1000 dpi.
- Clarity, good contrast and quality should be uniform among the parts of a multipart figure, and among all of the figures within a manuscript.
- Composite figures (multiple images combined into a single frame) are unacceptable. Each image part should be a separate 4 × 6-inch, 300-dpi image.
- A uniform background, a nontextured, medium blue, should be provided for color figures when possible.

### Text within Images

If text is to appear within the figure, labeled and unlabeled versions of the figures must be provided. Text appearing within the labeled versions of the figures should be in Ariel font and a minimum of 10 pt. The text should be sized for readability if the figure is reduced for production in the Journal. Lettering should be in proportion to the drawing, graph, or photograph. A consistent font size should be used throughout each figure, and for all figures,

Please note: Titles and captions should not appear within the figure file, but should be provided in the manuscript text (see Figure Legends, below).

If a key to an illustration requires artwork (screen lines, dots, unusual symbols), the key should be incorporated into the drawing instead of included in the typed legend. All symbols should be done professionally, be visible against the background, and be of legible proportion should the illustration be reduced for publication. All microscopic photographs must have a measurement bar and unit of measurement on image.

### Color Figures

Color illustrations may be submitted when their use considerably enhances the value of the manuscript. The Editor has final authority to determine whether color illustrations provide the most effective presentation. Generally, a maximum of 8 figures will be accepted for clinical report and dental technique articles, and 2 figures will be accepted for tips from our reader articles. However, the Editor may approve the publication of additional figures if they contribute significantly to the manuscript.

The Journal reserves the right to standardize the format of graphs and tables.

### File Naming

Each figure must be numbered according to its position in the text (Figure 1, Figure 2, and so on), using Arabic numerals. The electronic image files must be named so that the figure number and format can be easily identified. For example, a Figure 1 in TIFF format should be

named fig1.tif. Multipart figures must be clearly identifiable by the file names: fig1A, fig1B, fig1C., etc.

In the article, clearly reference each illustration by including its number in parentheses at the end of the appropriate sentence, before closing punctuation. For example: “The sutures were removed after 3 weeks (Fig. 4).”

### Figure Legends

The figure legends should appear within the text of the manuscript, on a separate page following

References and Tables, and should appear under the heading “LEGENDS.” If an illustration is taken from previously published material, the legend must give full credit to the source (see Permissions). Authors are obligated to disclose whether illustrations have been modified in any way.