

Confabilidade e modo de falha  
de próteses parciais fixas  
implantossuportadas com  
infraestrutura de compósito  
reforçado por fibra

*Reliability and failure mode of implant-supported  
fixed dental prostheses with fiber-reinforced  
composite infrastructure*

**Edmara Bergamo<sup>1</sup>**

**Adolfo Lopes<sup>2</sup>**

**Everardo de Araújo Jr.<sup>3</sup>**

**Tiago Campos<sup>4</sup>**

**Paulo G. Coelho<sup>5</sup>**

**Abbas Zahoui<sup>6</sup>**

**Estevam A. Bonfante<sup>7</sup>**

<sup>1</sup>Cirurgiã-dentista e especialista em Prótese Dental – UEM; Mestre e doutora em Clínica Odontológica com área de concentração em Prótese Dental – FOP/Unicamp; Pós-doutoranda em Ciências Odontológicas Aplicadas com área de concentração em Reabilitação Oral – FOB/USP. Orcid: 0000-0002-5006-2184.

<sup>2</sup>Cirurgião-dentista, mestre e doutorando em Ciências Odontológicas Aplicadas com área de concentração em Reabilitação Oral – FOB/USP; Residência em Prótese Dental – HRAC. Orcid: 0000-0002-5769-6913.

<sup>3</sup>Cirurgião-dentista – Unifor; Especialista em Prótese Dental – Profis; Especialista em Implantodontia – Fousp; Mestre em Ciências Odontológicas Aplicadas com área de concentração em Biologia Oral e doutorando em Ciências Odontológicas Aplicadas com área de concentração em Reabilitação Oral – FOB/USP. Orcid: 0000-0001-6916-1564.

<sup>4</sup>Engenheiro químico, mestre, doutor e pós-doutor no Depto. de Física – Instituto Tecnológico da Aeronáutica. Orcid: 0000-0001-8486-2510.

<sup>5</sup>Cirurgião-dentista – PUC; Engenheiro de Materiais, mestre e doutor em Engenharia de Materiais – Escola de Odontologia de Birmingham, Universidade do Alabama; Pós-doutorado e professor associado do Depto. de Biomateriais – Faculdade de Odontologia Universidade de Nova York.

<sup>6</sup>Cirurgião-dentista – Uningá; Especialista em Implantodontia – Instituto Brånemark, Bauru; Mestre em Biologia Oral com área de concentração em Implantodontia – USC; Doutorando em Ciências Odontológicas Aplicadas com área de concentração em Reabilitação Oral – FOB/USP. Orcid: 0000-0002-2955-8556.

<sup>7</sup>Cirurgião-dentista – USC; Especialista em Prótese Dental, mestre, doutor e pós-doutor em Ciências Odontológicas Aplicadas com área de concentração em Reabilitação Oral e professor assistente do Depto. de Prótese e Periodontia – FOB/USP. Orcid: 0000-0001-6867-8350.

Recebido em out/2019

Aprovado em out/2019

## RESUMO

Este estudo investigou a confiabilidade e o modo de falha de próteses parciais fixas (PPFs) com infraestrutura de compósito reforçado por fibra de vidro (CRF) CAD/CAM, em comparação a PPFs convencionais com infraestrutura metálica (MC) e de zircônia (ZR), oriundos da base de dados do presente grupo. Análogos de implantes e os respectivos pilares em titânio foram incluídos em resina acrílica. Infraestruturas de CRF foram fresadas através do modelo virtual de uma PPF de três elementos. As PPFs foram restauradas com resina composta e cimentadas com cimento resinoso autoadesivo. Teste de carga à fratura foi conduzido para determinar os perfis de fadiga acelerada progressiva; a qual foi realizada através da aplicação de carga até a falha ou suspensão. As curvas de probabilidade de Weibull e a confiabilidade para uma missão de 100.000 ciclos a 350 N foram plotadas e calculadas. Espécimes fraturados foram analisados em estereomicroscópio. Beta maior do que 1 para todos os materiais indica que o acúmulo de danos causados pela fadiga foi o principal fator acelerador da falha. PPFs com infraestrutura de CRF demonstraram uma confiabilidade [99% | 95-100%] significativamente maior em relação à MC [84% | 67-93%] e ZR [73% | 55-84%]. Os modos de falha foram predominantemente a fratura coesiva da resina composta, bem como a fratura adesiva da resina e exposição da infraestrutura na região de pântico, na qual as trincas se propagaram de modo competitivo da região de aplicação de carga em direção às margens da reabilitação, e da interface com o pântico à área de endentação.

Unitermos – Implantes dentários; Prótese dentária; Materiais dentários.

## ABSTRACT

*This study investigated the reliability and failure mode of fixed partial dentures (FPD) with a CAD/CAM fiber-reinforced composite infrastructure (CRF), relative to conventional metal ceramic (MC) and zirconia (ZR) previously evaluated by the group. Implant analogs and their titanium abutments were embedded in acrylic resin. CRF infrastructures were modeled and milled using CAD/CAM equipment. The PPFs were veneered with composite resin and cemented with self-adhesive resin cement. Fracture load testing was conducted to determine step-stress accelerated-life testing profiles; which was performed by loading the occlusal surface of the pontic according to the profile until failure or suspension. Weibull probability curves and reliability for a mission of 100,000 cycles at 350 N were calculated and plotted. Fractured specimens were analyzed by stereomicroscope. Beta higher than 1 for all materials indicates that the fatigue damage accumulation was the main accelerating factor of failure. PPFs with CRF infrastructure demonstrated significantly higher reliability [99% | 95-100%] relative to MC [84% | 67-93%] and ZR [73% | 55-84%]. Failure modes were predominantly composite resin cohesive fracture, as well as adhesive fracture of the composite resin with infrastructure exposure, in which cracks propagated competitively from the loading region toward the rehabilitation margins, as well as, from the infrastructure to the indentation area.*

*Key words – Dental implants; Dental prosthesis; Dental materials.*

## Introdução

Durante décadas, as restaurações metalocerâmicas foram estabelecidas como tratamento de primeira eleição na área reabilitadora<sup>1</sup>. Apesar dos altos índices de sucesso, mesmo em áreas de maior demanda de carga mastigatória (> 95% após cinco anos em função), metalocerâmicas apresentam desvantagens estéticas bastantes significativas<sup>2-6</sup>. Nesse contexto, os sistemas totalmente cerâmicos despontaram como alternativas promissoras para a substituição de restaurações com infraestruturas metálicas, devido às propriedades óticas e mecânicas favoráveis<sup>7-9</sup>.

O uso de sistemas à base de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (3Y-TZP) tornou-se bastante difundido na Odontologia a partir da década de 1990, com a conformação de blocos para usinagem em CAD/CAM. O fenômeno de tenacificação por transformação da fase tetragonal [t] metaestável em baixas temperaturas para monoclinica [m] proporciona propriedades mecânicas excepcionais para os sistemas de 3Y-TZP ( $\sigma$ : 900-1.300 MPa,  $K_{IC}$ : 6-9 MPa m<sup>1/2</sup>), as maiores já apresentadas por um material cerâmico<sup>10-11</sup>. De fato, sistemas à base de 3Y-TZP têm ampla utilização na área de reabilitação oral, abrangendo praticamente todos os cenários restauradores, inclusive próteses parciais fixas (PPFs) em região de maior demanda funcional<sup>12-4,6</sup>.

Apesar dos altos índices de sobrevida (> 93% após cinco anos em função), uma alta taxa de complicação clínica, especificamente a fratura na cerâmica de cobertura (~20% após cinco anos), tem sido reportada para reabilitações à base de 3Y-TZP, quando comparadas com metalocerâmicas (~8% após cinco anos)<sup>2-4,6</sup>. Tal cenário é ainda mais crítico para próteses implantossuportadas [22% a 50% após cinco anos] devido à ausência de ligamento periodontal e mecanorreceptores, o que afeta a resiliência, absorção e dissipação de forças, e as tornam mais propensas às complicações técnicas<sup>12-13</sup>. Assim, o aprimoramento tecnológico na área de processamento de novos materiais e fabricação de próteses tem viabilizado o desenvolvimento de sistemas biomecanicamente mais favoráveis para atender a demanda funcional da cavidade oral, sobretudo para reabilitações implantossuportadas<sup>14-17</sup>.

Compósitos de matriz polimérica vêm sendo indicados na Odontologia há mais de 50 anos, principalmente para fabricação de restaurações diretas<sup>17</sup>. Não obstante, o progresso

nas propriedades mecânicas nessa classe de material, através do reforço estrutural por fibras, compósitos reforçados por fibras (CRFs) –  $\sigma$ : 540-740 Mpa –, tem suscitado a indicação desses sistemas como alternativa às infraestruturas metálicas e de 3Y-TZP<sup>16-18</sup>. As propriedades mecânicas dos sistemas à base de CRFs são diretamente influenciadas pelo tipo de fibra, fração volumétrica da fibra dentro da matriz, arquitetura e orientação da fibra, matriz resinosa utilizada e união química entre a fibra e matriz<sup>16,19</sup>. Ainda, a geometria e a localização tridimensional da infraestrutura são cruciais para alcançar sucesso clínico<sup>16,19</sup>. De fato, reabilitações com infraestruturas de CRFs apresentam vantagens clínicas bastante significativas quanto ao custo-benefício e reparabilidade<sup>17,20</sup>. Ainda, apresentam adesão favorável ao cimento e, sobretudo, uma performance biomecânica promissora devido ao baixo módulo de elasticidade e melhor distribuição de tensões<sup>16</sup>.

Um consenso de especialistas em prótese dental classificou a reabilitações com infraestrutura de CRFs como solução protéticas que proporcionam resultados clínicos satisfatórios por pelo menos cinco anos<sup>17</sup>. A mais recente revisão sistemática abordando dados clínicos de CRF para PPFs convencionais sobre dentes demonstra uma taxa de sobrevida média de 94,4% após aproximadamente cinco anos em função, sendo a fratura da resina composta de cobertura (9,5%), a descimentação (5,6%) e a fratura da infraestrutura (3,7%) as complicações mais frequentemente citadas<sup>21</sup>. Sistemas à base de CRF para usinagem em CAD/CAM foram recentemente propostos e têm ganhado bastante notoriedade, visto que blocos pré-fabricados e polimerizados sob parâmetros industrialmente controlados em alta temperatura e pressão resultam em menor população de defeitos e maior confiabilidade, assim como maior eficiência e precisão na fabricação de peças protéticas<sup>22-24</sup>. No entanto, a literatura é escassa quanto à performance mecânica de sistemas à base de CRF CAD/CAM. Assim, o presente estudo visa avaliar a confiabilidade e modo de falha de PPFs com infraestrutura de CRF CAD/CAM planejadas para um cenário desafiador de prótese implantossuportada de três elementos na região posterior, submetidas ao teste de fadiga acelerada progressiva, e comparar os resultados com PPFs metalocerâmicas convencionais e à base de zircônia.

## Material e Métodos

### Caracterização da microestrutura do material

Microscopia eletrônica de varredura [MEV, Magellan 400 L, FEI Company – Brun, República Checa] foi realizada para visualização das características de superfície e microestrutura do compósito à base de resina epóxi reforçado por fibras de vidro [Zantex, Biofunctional Materials – Flórida, EUA].

### Preparação das amostras

Foram utilizados no presente estudo 42 análogos de implantes em aço inoxidável de conexão hexagonal [4,1 mm x 10 mm, Intra-Lock – São Paulo, Brasil] e pilares do tipo Ucla em titânio [Intra-Lock]. Dois implantes por prótese parcial fixa (PPF) foram incluídos com o auxílio de um delineador em resina acrílica de polimetilmetacrilato [Clássico – Campo Limpo Paulista/SP, Brasil] junto a uma matriz pré-fabricada com as dimensões da base do equipamento de ensaios mecânicos a uma distância de 19 mm do centro do bloco, que representa as dimensões de um pântico de primeiro molar inferior. Os respectivos pilares foram parafusados nos implantes com torque de 30 Ncm, utilizando um torquímetro digital. O conjunto foi escaneado e o modelo de uma PPF, incluindo segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar, foi virtualmente planejado com a anatomia de PPFs previamente testadas no laboratório [para padronização e comparação]. Através do modelo criado, infraestruturas de CRFs foram modeladas e fresadas [9 mm<sup>2</sup> na área de conector]. Um sistema de resina composta híbrida com mais de 73% de carga cerâmica à base de silicato de zircônia [Ceramage, Shofu Corporation – San Marcos/CA, EUA] foi utilizado para restaurar a forma final da PPF com a ajuda de uma matriz pré-fabricada [Figura 1]. Por fim, as próteses foram cimentadas nos pilares

utilizando um cimento resinoso autoadesivo de polimerização dual [BeautiCem SA, Shofu Corporation – San Marcos/CA, EUA].

### Fadiga acelerada progressiva

Primeiramente, três amostras de cada grupo foram submetidas ao teste de resistência à fratura estática usando equipamento de ensaios mecânicos [ElectroPuls™ E3000 Linear-Torsion system, Instron – Norwood/MA, EUA]. Uma carga de compressão uniaxial foi aplicada sobre o pântico através de um endentador esférico de carboneto de tungstênio a uma velocidade de carregamento de 0,5 mm por minuto até a fratura do componente [ISO 14801:2007 | Odontologia-Implantes – teste de fadiga dinâmica para implantes dentários endósseos].

Os valores médios de resistência à fratura foram usados para delinear três perfis de estresse para o teste de fadiga acelerada progressiva: leve [n=9], moderado [n=6] e agressivo [n=3], com a distribuição dos espécimes remanescentes de cada grupo na proporção de 3:2:1, respectivamente [n=18/grupo]. O teste de fadiga acelerada progressiva foi realizado usando equipamento de ensaios mecânicos [ElectroPuls™ E3000 Linear-Torsion system, Instron – Norwood/MA, EUA] em umidade a uma frequência de 10 Hz. A carga também foi aplicada na superfície oclusal do pântico através de um endentador esférico de carboneto de tungstênio. O teste foi conduzido até a falha do espécime [estabelecida como fratura do parafuso de fixação e/ou fratura do pilar, fratura do material de revestimento e/ou fratura da infraestrutura] ou suspensão [ausência de fratura até o final do perfil determinado]. Os achados foram registrados como carga à fratura, perfil de estresse e número de ciclos em que a amostra falhou.

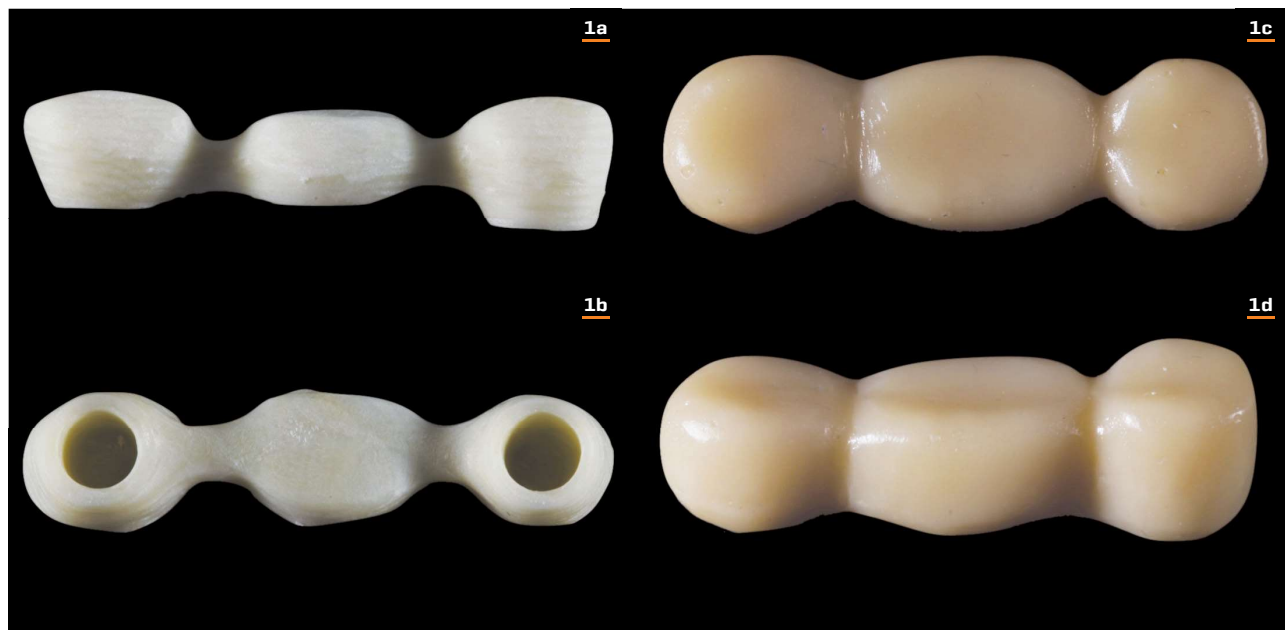


Figura 1 – A e B. Imagens da infraestrutura de CRF que foi fresada com as dimensões recomendadas pelo fabricante na área de conector [3 mm x 3 mm]. C e D. Resina composta com partículas de silicato de zircônia foi utilizada como material de revestimento [1,5 mm de espessura].

Baseando-se na distribuição de falhas encontradas no teste de fadiga acelerada progressiva, as curvas de probabilidade Weibull [probabilidade de falha em função dos ciclos] utilizando parâmetros de cargas da região de molar [350 N] e intervalo de confiança bilateral a 90% foram calculadas e plotadas através da relação vida/estresse, estabelecida pela lei da potência inversa para o acúmulo de danos [Synthesis 9, Alta, Reliasoft, Tuscon/AZ, EUA]. Além disso, a confiabilidade foi calculada para uma missão de 100.000 ciclos a 350 N, estabelecendo um intervalo de confiança de 90% bilateral para determinação de diferenças estatísticas. Os resultados obtidos no presente estudo foram comparados com dados de vida de PPFs metalocerâmicas [MC] e à base de zircônia [ZR] submetidas à fadiga acelerada progressiva sob mesmo protocolo e que fazem parte da base de dados do presente grupo<sup>25</sup>.

### Análise fractográfica

A análise fractográfica qualitativa foi realizada em espécimes fraturados, em estereomicroscópio com luz polarizada AxioZoom V16 (Zeiss – Oberkochen, Alemanha), com o objetivo de mapear a provável origem e direção de propagação da fratura.

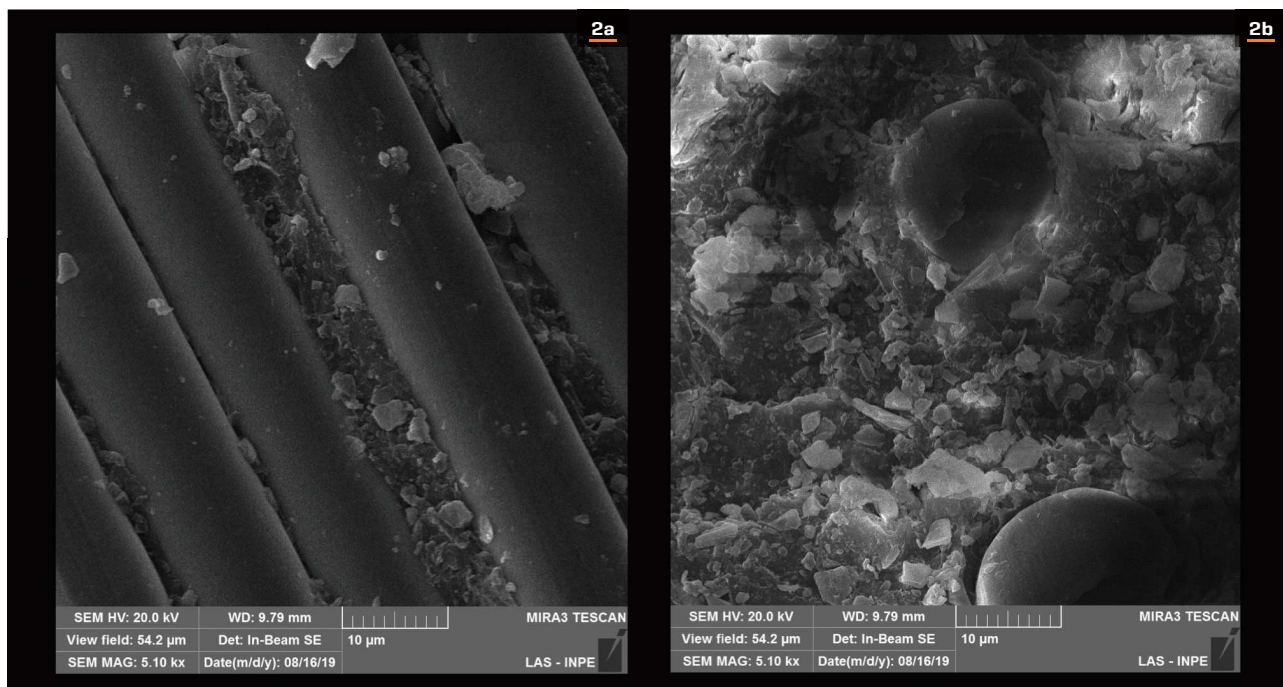
### Resultados

As micrografias obtidas por microscopia eletrônica de varredura demonstraram a arquitetura favorável do compósito reforçado por fibra de vidro [CRF] analisado no presente estudo, com as fibras densamente organizadas de forma paralela e multidirecional, bem como intimamente unidas à matriz de resina epóxi [Figuras 2].

Os cálculos de probabilidade Weibull representando um nível de tensão de 350 N [intervalo de confiança de 90%, bilateral] para as próteses parciais fixas de três elementos [PPFs] com infraestruturas de CRF, metalocerâmicas [MC] e à base de zircônia [ZR] estão descritos na Figura 3. Os valores de Beta [fator de configuração Weibull] de 1,87 [0,89-3,96] para CRF; 2,75 [1,97-3,85] para MC; e 1,17 [0,39-3,48] para ZR indicam que o acúmulo de danos causados pela fadiga foi o principal fator acelerador da falha para os materiais avaliados. No entanto, a resistência e a presença de defeitos também tiveram um efeito nas falhas oriundas de próteses à base de ZR e CRF, como verificado pelo limite inferior do intervalo de confiança.

A Tabela 1 apresenta a confiabilidade calculada para uma missão de 100.000 ciclos a uma tensão de 350 N [intervalos de confiança de 90%, bilateral] para PPFs de CRF, MC e ZR. Próteses implantossuportadas de três elementos à base de CRF CAD/CAM demonstraram uma probabilidade de sobrevivência de 99% [95-100%] para a missão determinada. Tais dados são estatisticamente superiores quando comparados com PPFs de MC [84%, 67-93%] e de ZR [73%, 55-84%]. Assim, para esta determinada missão, enquanto apenas 1% das PPFs de CRFs falhariam, 16% e 27% das peças MC e à base de ZR, respectivamente, teriam fraturado.

Os modos de falha demonstrados pelas PPFs de CRFs foram predominantemente a fratura coesiva da resina composta de revestimento e a fratura adesiva da resina composta com a exposição da infraestrutura [Figuras 4 a 6]. As fraturas coesivas invariavelmente iniciaram a partir do contato do dentador e se propagaram em direção às margens da peça, o que foi confirmado a partir da análise fractográfica realizada



Figuras 2 – A. Imagens de microscopia eletrônica de varredura denotam a orientação paralela das fibras. B. Fibras organizadas em multidireções, bem como a interface com matriz de resina epóxi utilizada.

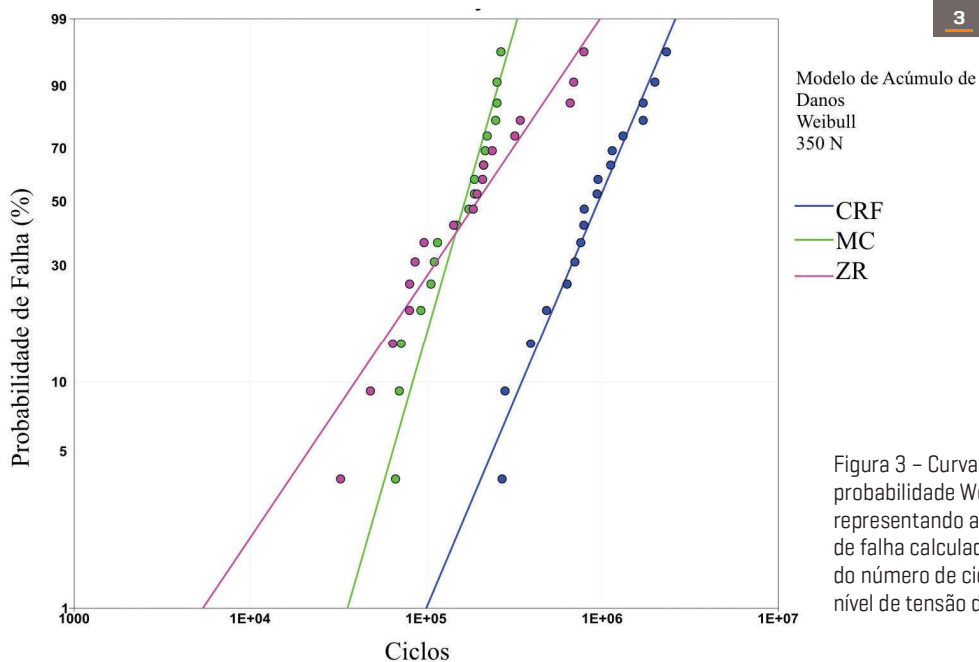


Figura 3 – Curvas de probabilidade Weibull representando a probabilidade de falha calculada em função do número de ciclos para um nível de tensão de 350 N.

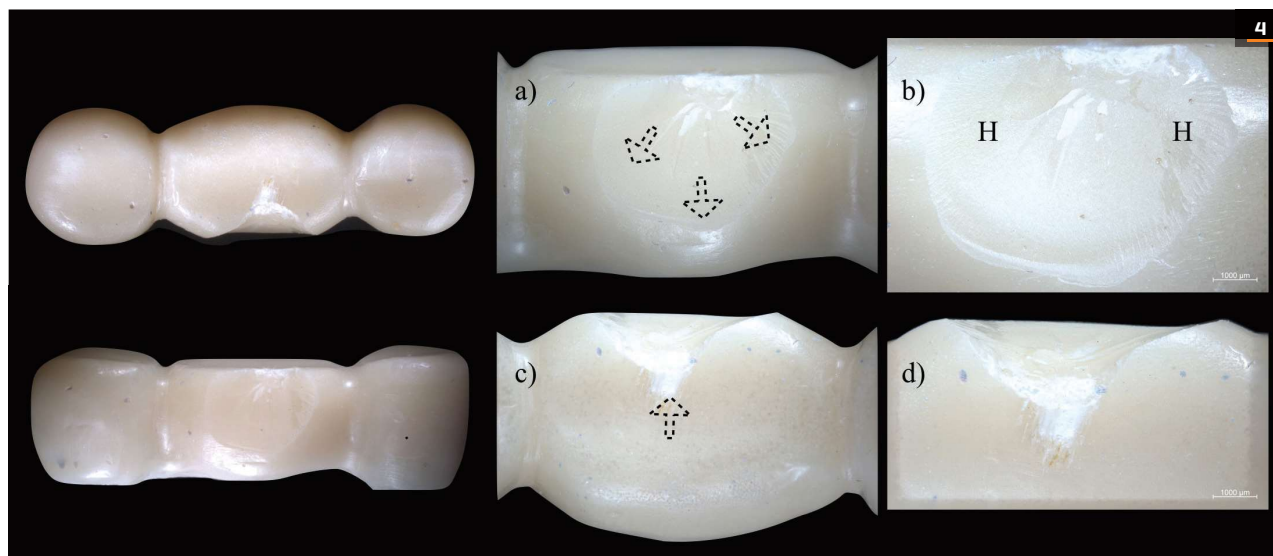
em estereomicroscópio com luz polarizada, onde as marcas fractográficas típicas, como linhas denominadas *hackle*, puderam ser visualizadas. Modos de falhas competitivos foram verificados em amostras com fraturas adesivas, onde trincas originárias da região de endentação e trincas radiais na interface com a região de pântico puderam ser verificadas. Ainda, algumas amostras apresentaram danos na infraestrutura, os quais foram associados com os espécimes com maior carga à fratura.

Os modos de falhas dos materiais de revestimento foram semelhantes aos apresentados previamente nas PPFs de MC e ZR.

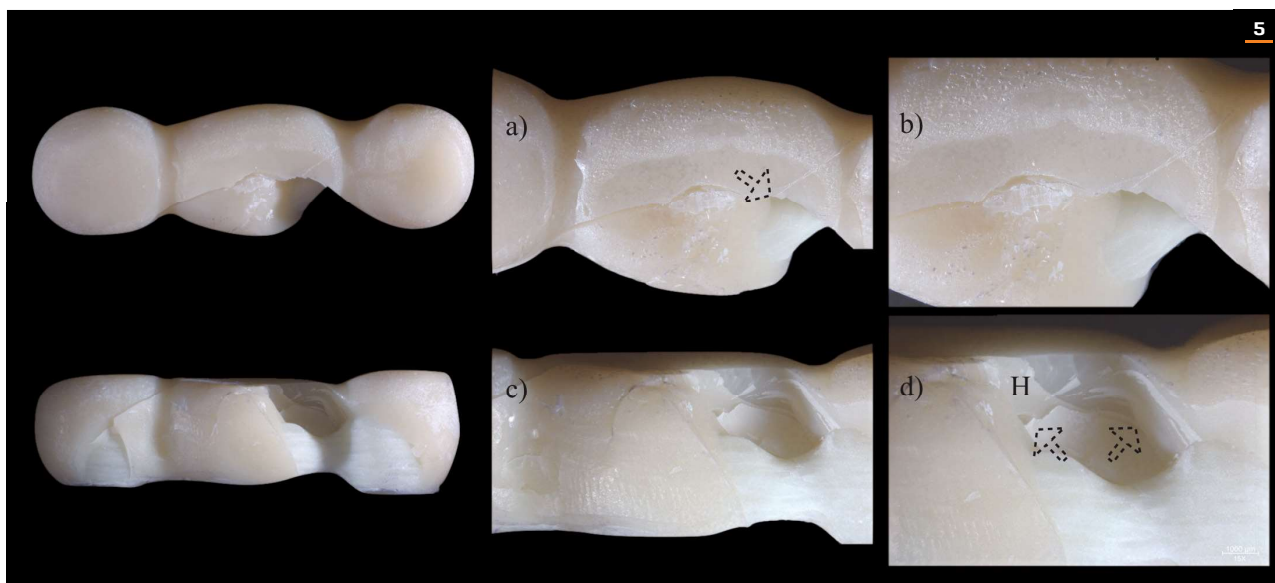
TABELA 1 – CONFIABILIDADE CALCULADA PARA UMA MISSÃO DE 100.000 CICLOS E TENSÃO DE 350 N (INTERVALO DE CONFIANÇA DE 90%, BILATERAL)

	MC	ZR	CRF
Limite superior	0,93	0,84	1
<b>Confiabilidade</b>	<b>0,84 b</b>	<b>0,73 b</b>	<b>0,99 a</b>
Limite inferior	0,67	0,55	0,95

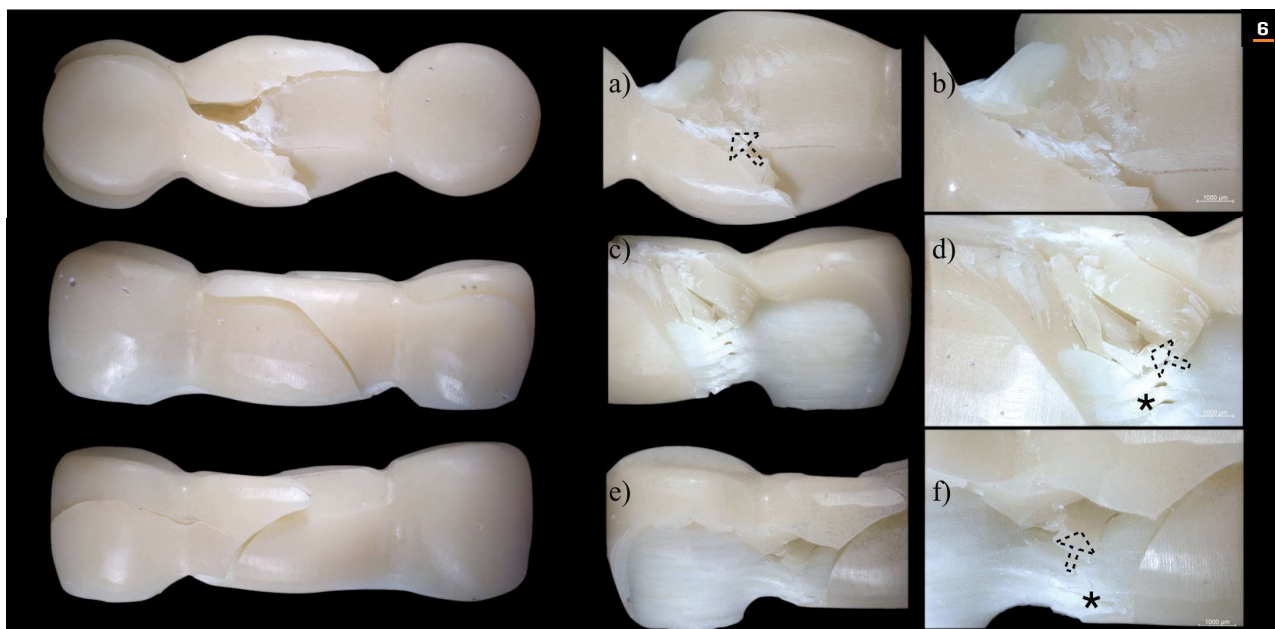
Letras idênticas indicam homogeneidade estatística.



Figuras 4 – Imagens da PPF à base de CRF fraturada após o teste de fadiga. A microscopia de luz polarizada mostra uma vista vestibular [A e B] e oclusal [C e D] do pântico com a seta apontando a área onde ocorreu a endentação e a origem da fratura coesiva da resina composta de revestimento. Marcas fractográficas, como linhas de *hackle* [H], confirmam a origem e a propagação da fratura para as margens da prótese.



Figuras 5 - Imagens da PPF de CRF fraturada após o teste de fadiga. A microscopia de luz polarizada mostra uma vista oclusal [A e B] e lingual [C e D] do pântico, com a seta apontando para a área onde ocorreu a endentação. Modos de fratura que competem podem ser observados através da presença de trincas, originadas tanto da área de aplicação de carga como da superfície em contato com a infraestrutura [seta]. Marcas fractográficas, como linhas de *hackle* (H), confirmam a direção e a propagação da fratura.



Figuras 6 - Imagens da PPF de CRF fraturada após o teste de fadiga. A microscopia de luz polarizada mostra uma vista oclusal [A e B], lingual [C e D] e vestibular [E e F] do pântico, com a seta apontando para a área onde ocorreu a endentação. Modos de fratura que competem podem ser observados através da presença de trincas, originadas tanto da área de aplicação de carga como da superfície em contato com a infraestrutura [seta]. Danos visíveis na infraestrutura podem ser observados.

## Discussão

Novos materiais são lançados constantemente no mercado odontológico, sem ter como pré-requisito a realização de estudos clínicos controlados e randomizados que determinam o conhecimento aprofundado da sobrevida e complicações técnicas e biológicas do sistema<sup>26-27</sup>. Assim, os profissionais passam a utilizar um novo material baseado no conhecimento obtido através de testes laboratoriais, os quais avaliam o comportamento físico e mecânico desse sistema. Nesse contexto, para ter relevância clínica, o teste de laboratório deve reproduzir as falhas clínicas, o que não ocorre com peças submetidas à carga continuamente até a fratura catastrófica<sup>28</sup>. Os sistemas restauradores estão suscetíveis ao processo de fadiga, que envolve a iniciação e evolução de trincas causadas pela aplicação repetida de cargas na presença de umidade, que podem levar à falha do espécime sob estresses normalmente menores do que os necessários para causar uma fratura catastrófica<sup>28</sup>. Nesse contexto, o teste de fadiga progressiva acelerada tem se tornado único, visto que, através da aplicação de cargas que aumentam de forma progressiva e sucessiva até a falha do material, os modos de fratura têm reproduzido efetivamente as falhas clínicas em um espaço de tempo exequível para a realização de pesquisas<sup>18,25-26</sup>.

A recente conformação de blocos para usinagem em CAD/CAM à base de compósitos reforçados por fibra de vidro (CRF) tem viabilizado a aplicação desse sistema em diversos cenários clínicos, como próteses fixas implantossuportadas<sup>18</sup>. Materiais produzidos em ambiente industrial normalmente apresentam maior confiabilidade e, conseqüentemente, menor população de defeitos quando comparados com sistemas de fabricação manual<sup>22-24</sup>. No entanto, achados científicos são escassos quanto à performance CRF CAD/CAM. Assim, o presente trabalho se propôs a avaliar a performance de um novo sistema CRF para CAD/CAM quanto à confiabilidade e modo de falha de próteses parciais fixas (PPFs) implantossuportadas de três elementos, através de dados de vida obtidos pelo teste de fadiga acelerada progressiva. Ainda, os resultados obtidos no estudo foram comparados com dados de vida de PPFs metalocerâmicas (MC) e de zircônia (ZR), os quais fazem parte da base de dados do presente grupo<sup>25</sup>.

A confiabilidade calculada para as PPFs de CRF foi estatisticamente superior em relação às PPFs de MC e de ZR, ambas sem diferença estatisticamente significativa, para uma missão que simularia uma carga mastigatória fisiológica em molares<sup>29-30</sup>. Tal fato reitera o pressuposto de que outras propriedades, além da resistência mecânica, podem ter um papel fundamental na performance e sobrevida de reabilitações protéticas, principalmente em reconstruções implantossuportadas, as quais têm se mostrado mais propensas às complicações técnicas devido à ausência de ligamento periodontal, que afeta a resiliência, absorção e dissipação de

forças<sup>12,23</sup>. O menor módulo de elasticidade dos CRFs em relação ao metal e à ZR pode ter resultado em uma maior possibilidade de absorção de impacto, especialmente na área gengival dos conectores, onde há maior concentração de tensão<sup>16</sup>.

Os modos de falha demonstrados pelas PPFs de CRFs foram predominantemente a fratura coesiva da resina composta de revestimento e a fratura adesiva da resina composta, com a exposição da infraestrutura. As fraturas coesivas iniciaram a partir da área de contato com o endentador e se propagaram em direção às margens da peça. Modos de falhas competitivos foram verificados em amostras com fraturas adesivas, onde trincas originárias da região de endentação e trincas radiais na interface com a região de pântico puderam ser verificadas. Tal fato também está relacionado à natureza flexível do material<sup>16</sup>. Um achado importante quanto ao modo de falha de PPFs à base de CRF é a possibilidade de reparo clínico, principalmente para falhas coesivas da resina composta, através de procedimentos restauradores convencionais em consultório<sup>17-18,20</sup>. Contudo, estudos futuros devem considerar possíveis modificações no desenho das infraestruturas, a fim de prover melhor suporte para a resina composta de revestimento, bem como o uso de sistemas restauradores com melhores propriedades mecânicas, como blocos pré-fabricados, para reduzir o tamanho das falhas, favorecer ainda mais a possibilidade de reparo clínico e diminuir o índice de falhas do sistema.

## Conclusão

Próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos com infraestrutura de compósito reforçado por fibra de vidro apresentaram alta confiabilidade em uma missão que corresponde à carga mastigatória fisiológica máxima na região de molares. O modo de falha consistiu principalmente da fratura coesiva ou adesiva do material de revestimento.

### Nota de esclarecimento

Nós, os autores deste trabalho, não recebemos apoio financeiro para pesquisa dado por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Nós, ou os membros de nossas famílias, não recebemos honorários de consultoria ou fomos pagos como avaliadores por organizações que possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não possuímos ações ou investimentos em organizações que também possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho. Não recebemos honorários de apresentações vindos de organizações que com fins lucrativos possam ter ganho ou perda com a publicação deste trabalho, não estamos empregados pela entidade comercial que patrocinou o estudo e também não possuímos patentes ou royalties, nem trabalhamos como testemunha especializada, ou realizamos atividades para uma entidade com interesse financeiro nesta área.

### Endereço para correspondência

**Edmara Bergamo (Depto. de Prótese e Periodontia)**

Alameda Dr. Octávio Pinheiro Brisolla, 9-75 - Jardim Brasil

17012-901 - Bauru - SP

edmaratatiely@gmail.com



**Referências**

1. Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017;31(suppl.1):e58.
2. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater* 2015;31(6):624-39.
3. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. Corrigendum to "All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs" [*Dent Mater* 2015;31(6):624-39]. *Dent Mater* 2017;33(1):e48-e51.
4. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: single crowns (SCs). *Dent Mater* 2015;31(6):603-23.
5. Walton TR. The up to 25-year survival and clinical performance of 2,340 high gold-based metal-ceramic single crowns. *Int J Prosthodont* 2013;26(2):151-60.
6. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. Corrigendum to "All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: single crowns (SCs)" [*Dent Mater* 2015;31(6):603-23]. *Dent Mater* 2016;32(12):e389-e90.
7. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Inc., 2013.
8. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 2016;32(11):e275-e83.
9. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2018;119(4):593-9.
10. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel. *Nature* 1975;258:703-4.
11. Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dent Clin North Am* 2011;55(2):333-52.
12. Pieralli S, Kohal RJ, Rabel K, von Stein-Lausnitz M, Vach K, Spies BC. Clinical outcomes of partial and full-arch all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29(suppl.18):224-36.
13. Rabel K, Spies BC, Pieralli S, Vach K, Kohal RJ. The clinical performance of all-ceramic implant-supported single crowns: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29(suppl.18):196-223.
14. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
15. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont* 2011;20(2):93-6.
16. Perea-Lowery L, Vallittu PK. Framework design and pontics of fiber-reinforced composite fixed dental prostheses - an overview. *J Prosthodont Res* 2018;62(3):281-6.
17. Vallittu PK, Shinya A, Baraba A, Kerr I, Keulemans F, Kreulen C et al. Fiber-reinforced composites in fixed prosthodontics-Quo vadis? *Dent Mater* 2017;33(8):877-9.
18. Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G et al. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30(2):321-9.
19. Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am* 2004;48(2):545-62.
20. Rosentritt M, Behr M, Leibrock A, Handel G, Friedl KH. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):393-8.
21. Ahmed KE, Li KY, Murray CA. Longevity of fiber-reinforced composite fixed partial dentures (FRC FPD) - systematic review. *J Dent* 2017;61:1-11 [DOI:10.1016/j.jdent.2016.08.007].
22. Muhlemann S, Benic GI, Fehmer V, Hammerle CHF, Sailer I. Clinical quality and efficiency of monolithic glass ceramic crowns in the posterior area: digital compared with conventional workflows. *Int J Comput Dent* 2018;21(3):215-23.
23. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med* 2007;18(1):47-56.
24. Sailer I, Benic GI, Fehmer V, Hammerle CHF, Muhlemann S. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part II: CAD-CAM versus conventional laboratory procedures. *J Prosthet Dent* 2017;118(1):43-8.
25. Bonfante EA, Coelho PG, Navarro Jr. JM, Pegoraro LF, Bonfante G, Thompson VP et al. Reliability and failure modes of implant-supported Y-TZP and MCR three-unit bridges. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12(3):235-43.
26. Bonfante EA, Coelho PG. A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res* 2016;28(1):18-27.
27. Pihlstrom BL, Curran AE, Voelker HT, Kingman A. Randomized controlled trials: what are they and who needs them? *Periodontol* 2000 2012;59(1):14-31.
28. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent* 2013;41(12):1135-47.
29. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46(4):443-9.
30. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewicz SL et al. Occlusal forces during chewing - influences of biting strength and food consistency. *J Prosthet Dent* 1981;46(5):561-7.