

**FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE**

RODRIGO COTRIM PAGANI

VANESSA BORGES MIGUEL

**ESTRUTURAS ALTERNATIVAS PARA PRÓTESE TOTAL SOBRE  
IMPLANTES**

**IPATINGA-MG  
2022**

Rodrigo Cotrim Pagani  
Vanessa Borges Miguel

## **Estruturas Alternativas para Prótese Total Sobre Implantes**

Monografia apresentada ao curso de especialização Lato Sensu da Faculdade Sete Lagoas – FACSETE, como requisito parcial para a obtenção do título de especialista em Prótese Dentária.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Rilton Marlon de Moraes

Alunos: Rodrigo Pagani Cotrim e Vanessa Borges Miguel

Ipatinga - MG  
2022

## RESUMO

Diversos materiais e diferentes técnicas de fabricação estão agora disponíveis como alternativas às tradicionais estruturas metálicas fundidas para reabilitações implantossuportadas de arco completo, como titânio, zircônia e diversos polímeros incluindo as estruturas de fibra de carbono. Sendo assim devido esse aumento na disponibilidade de materiais restauradores, surgem vários questionamentos sobre a escolha do material adequado, seu potencial estético e funcional. O presente trabalho teve como objetivo realizar uma revisão de literatura através do PubMed onde foi comparado os diferentes tipos de estruturas de próteses totais sobre implantes disponíveis hoje no mercado afim de comparar e sanar algumas dúvidas sobre o desempenho e resistência/durabilidade de cada material, para auxiliar na escolha do melhor material a ser utilizado.

**PALAVRAS-CHAVE:** Estruturas, Arco Completo, Próteses, Implantes Dentários

## **ABSTRACT**

Various materials and different fabrication techniques are now available as alternatives to traditional metal frameworks for implanted rehabilitation with full arch support, such as titanium, zirconia and various polymers including carbon fiber frameworks. Therefore, due to this increase in the availability of restorative materials, several questions arise about the choice of the appropriate material and its aesthetic and functional potential. The present work aimed to carry out a literature review through PubMed where the different types of complete denture frameworks on implants available on the market were compared in order to compare and resolve some doubts about the performance and resistance/durability of each material, to assist in choosing the best material to be used.

**KEYWORDS:** Framework, Full-Arch, Protheses, dental implants.

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>07</b>
<b>2. REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>09</b>
<b>2.1 Estruturas Metálicas .....</b>	<b>09</b>
<b>2.2 Zircônia .....</b>	<b>13</b>
<b>2.3 PAEK (Polietertercetona) .....</b>	<b>15</b>
2.3.1 PEKK (Polietercetonacetona) .....	15
2.3.2 PEEK (Polieteretercetona) .....	16
<b>2.4 Fibra de Carbono .....</b>	<b>18</b>
<b>2.5 Comparação entre as estrututas .....</b>	<b>20</b>
<b>3. DISCUSSÃO .....</b>	<b>26</b>
<b>4. CONCLUSÃO .....</b>	<b>29</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>30</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Desde os tempos antigos há testemunhos de pesquisa do homem em relação às tecnologias para substituir partes do corpo de uma forma funcional e definitiva, acima de tudo, para reparar ou substituir o tecido ósseo e outras estruturas. A ciência está à procura de um material que possua características mais semelhantes a estrutura natural e que possa biointegrar-se na perfeição sem negligenciar o aumento contínuo de intolerâncias a ligas metálicas e a necessidade de simplificar os processos de produção e reduzir os custos.

A substituição dos tecidos dentários é um dos principais objetivos da odontologia, além disso, a crescente atenção dada à realização de soluções estéticas faz com que com o passar dos anos, cada vez mais haja a reivindicação por materiais alternativos aos metais em próteses dentárias.

A busca pelo restabelecimento da função mastigatória, somadas às necessidades de fonação e estética é apresentada em todas as idades em pacientes com necessidades de reabilitação oral, assim como pelo aumento da população crescente de idosos e as condições bucais que a maioria apresenta. Somando-se a isso existem diversas possibilidades para tais reabilitações, sejam com próteses removíveis ou próteses fixas, com a realização de cirurgias, incluindo a colocação de implantes. Essas reabilitações podem ser realizadas em uma ampla gama de combinações de materiais levando em consideração as condições clínicas, financeiras e limitações de cada indivíduo.

Atualmente a primeira escolha, para pacientes totais ou parcialmente desdentados é a reabilitação protética implanto-suportada, em comparação às próteses parciais e totais removíveis as implanto suportadas se sobressaem nos quesitos estética, mastigação, fonação, retenção e estabilidade protética, beneficiando fisicamente e psicologicamente o paciente, entretanto sempre levando em consideração a técnica e suas características biomecânicas para que o resultado final seja satisfatório. (SOUZA, 2016)

Devido ao sucesso da implantodontia muitos fabricantes e pesquisadores propuseram protocolos mais inovadores e convenientes, permitindo que um número maior de dentistas forneça tratamento com implantes para uma ampla gama de pacientes, mantendo um bom resultado e tratamento previsível. (Kapos, 2009; Patzelt, 2015)

Diante disso, hoje os implantes osseointegrados e as próteses sobre implantes tem ganhado bastante espaço e visibilidade como opção para reabilitação oral na odontologia moderna em relação as próteses convencionais no tratamento de edentulismo, proporcionando melhorias significativas na função e conforto da prótese, bem como auxiliando na preservação do osso alveolar. (Fueki, 2007)

A pesquisa contínua de materiais dentários capazes de reproduzir dentes é realizada continuamente e embora as restaurações metalocerâmica ainda sejam o padrão ouro na odontologia protética nos últimos anos o interesse foi focado em materiais alternativos. (Kelly, 1983)

Muitos estudos têm sido realizados para avaliar o desempenho de próteses fixas feitas de materiais alternativos, os quais oferecem várias vantagens sobre os sistemas metalocerâmicos tradicionais, incluindo melhor estética, comportamento biomecânico mais próximo da dentição natural (biomorfismo) e a possibilidade de reparo ou modificação na cadeira do dentista. (Bayaran, 2013; Garoushi, 2007)

De acordo com Alkimin ao selecionar os materiais para confecção de uma prótese o Cirurgião Dentista deve conhecê-los e instruir o Técnico em Prótese Dentária sobre qual sistema utilizar em cada aplicação, dependendo do caso em questão e para essa seleção o dentista deve conhecer o material, levando em conta propriedades e fatores como custo, biocompatibilidade, propriedades mecânicas, estabilidade de cor, ponto de fusão adequado, massa específica e estética.

Para desempenhar essa função desejada e estimular uma resposta adequada dos tecidos vivos por meio de reparo histológico os biomateriais devem apresentar um conjunto satisfatório de propriedades físicas, químicas e biológicas com o objetivo de manter ou melhorar a qualidade de vida do paciente. (Sinhoreti, 2013)

O planejamento do tratamento e a escolha dos materiais restauradores devem, portanto, ser preferencialmente baseados em evidências, (Pjetursson, 2008) entanto, a falta de dados clínicos parece estar presente especialmente em relação aos materiais restauradores livres de metais recém desenvolvidos e suas aplicações para reconstruções implanto-suportadas de vários elementos.

Na prótese sobre implantes as estruturas são utilizadas para melhorar a rigidez e resistência da prótese reduzindo possíveis complicações como fraturas de próteses enquanto fixam rigidamente os implantes juntos. Esses materiais rígidos devem distribuir o estresse da forma mais uniforme possível para os pilares e implantes a fim de alcançar a osseointegração dos implantes e reduzir o risco de complica-

ções, além disso graças a essa estrutura rígida uma prótese mais estética pode ser realizada, especialmente quando o espaço protético é limitado. (SKALAK, 1983)

Nos últimos anos a variedade de materiais restauradores para reconstruções implanto suportadas aumentou significativamente. (Fehmer, 2014) Vários materiais e diferentes técnicas de fabricação estão agora disponíveis como alternativas às tradicionais estruturas metálicas fundidas, para reabilitações implantossuportadas de arco completo, como titânio, zircônia e diversos polímeros incluindo estruturas de fibra de carbono, proporcionando resistência à corrosão, biocompatibilidade e ótimas características mecânicas, com resultados clínicos satisfatórios.

Sendo assim devido esse aumento na disponibilidade de materiais restauradores para a confecção de próteses totais fixas implantossuportadas surgem vários questionamentos sobre a escolha do material adequado, seu potencial estético e funcional.

O presente trabalho teve como objetivo realizar uma revisão de literatura através do PubMed, sobre as diversas estruturas de próteses totais implanto suportadas afim de comparar e sanar algumas dúvidas sobre o desempenho e resistência/durabilidade de cada material, na tentativa de auxiliar na escolha do melhor material a ser utilizado.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1. Estruturas Metálicas

Ogawa mostrou que o uso de uma estrutura rígida pode reduzir os momentos de flexão da prótese, proporcionando uma melhor distribuição de carga, diminuindo os valores máximos de estresse nos níveis de implantes, prótese e osso, o que pode se traduzir em menor incidência de complicações técnicas. Além disso, mesmo quando o espaço protético é limitado, o metal permite a fabricação de uma estrutura suficientemente rígida.

Dessa forma, uma prótese mais estética (sem tecido mole rosado) pode ser realizada, evitando a remodelação óssea agressiva, que seria necessária para a acomodação de uma prótese acrílica totalmente rígida e espessa o suficiente quando o espaço protético é limitado. (Menini, 2017)

De acordo com o protocolo original de Branemark, as restaurações parafusadas com cantiléver distal em ambas as hemiarcadas foram primeiramente fabricadas com estruturas de ouro fundido revestidas com resina acrílica, nas quais os dentes da prótese acrílica foram incorporados. (Branemark, 1995)

Entretanto, os altos custos das ligas de ouro tradicionais levaram a uma crescente utilização de ligas metálicas mais baratas para a fabricação de estruturas suportadas por implantes. Porém, esses metais ao longo do tempo podem entrar em corrosão e conseqüentemente, induzir efeitos locais e sistêmicos, podendo causar até mesmo reações de hipersensibilidade. (Vaicelyte, 2020)

Murphy relatou que quatro pacientes no grupo de liga de ouro e seis no grupo de liga de prata-paládio apresentaram doença peri-implantar grave. Jemt encontrou uma tendência a mais problemas de tecidos moles (como inflamação ou fístula) no grupo convencional de liga de ouro fundido em comparação com o grupo soldado a laser.

O aparecimento de peri-implantite no caso de próteses implantossuportadas de arco total de resina metalo-acrílica tem sido algumas vezes relacionado à faceta de resina acrílica próxima aos tecidos moles peri-implantares. (Gonzalez, 2020) Sua porosidade e desgaste progressivo podem aumentar o acúmulo de placa bacteriana, com conseqüente dificuldade dos pacientes em manter uma higiene bucal domiciliar adequada.

Recentemente a tecnologia híbrida foi proposta como uma nova abordagem de fabricação para fazer estruturas metálicas para prótese sobre implantes. Esta nova tecnologia permite a usinagem de estruturas altamente precisas e econômicas para próteses implantossuportadas. (Ciocca, 2019)

A técnica de obtenção/produção das estruturas metálicas das próteses totais fixas implanto suportadas, bem como seus principais materiais de escolha que se encontram muito disponíveis, utilizavam até pouco tempo somente a técnica da cera perdida, onde o metal liquefeito é injetado através de força centrífuga no interior de moldes obtidos à partir de esculturas em resina/cera. (Botelho, 2016)

As ligas de níquel-cromo e cobalto-cromo, possuem características excelentes devido ao seu peso, custo e resistência, além de bom módulo de elasticidade e baixa densidade, quando comparadas as ligas de ouro representam bem estes materiais, mas em contrapartida podem sofrer corrosão no meio bucal e apresentar trincas devido a rugosidade superficial. (Botelho, 2016)

Soma-se a isso as ligas de Titânio, obtida através de fundição, que é uma liga bastante utilizada por apresentar características semelhantes as ligas citadas anteriormente, além de alta resistência mecânica e baixo peso específico, foram introduzidas em forma de compensação, ou seja, para superar algumas deficiências relacionadas aos metais que já vinham sendo utilizados, sendo ele biocompatível e com baixa condutividade térmica. (Zavenelli, 2003) Em relação as outras ligas o titânio devido suas propriedades específicas tem um forte apelo como material restaurador protético. (Castilio, 2000)

O titânio apresenta 4 características que o torna viável para uso na odontologia como a alta resistência mecânica, alta resistência à corrosão, biocompatibilidade, e ação bacteriostática contra a flora bacteriana encontrada na boca. Além destas características apresenta ainda a vantagem de ter um custo mais barato que as ligas áureas.

A técnica de fundição, método mais utilizado na fabricação de infraestruturas para próteses sobre implantes tem sido amplamente estudada. (Costa, 2003; Chang, 2005; Kano, 2007; Souza, 2008; Silva, 2008) Dentre suas principais vantagens estão os custos reduzidos, fácil acesso e baixa complexidade para desenvolvimento da técnica. (Drago, 2012)

Porém, Purcell afirma que apesar de as próteses convencionais de resina com estrutura metálica trazerem um número significativamente reduzido de complicações

técnicas, destacam-se altas taxas de fratura e descolamento dos dentes da prótese, desgaste e fratura da resina acrílica e a necessidade para reparo e/ou substituição, afrouxamento e fratura do parafuso/pilar, colocando assim em observação sua preservação e manutenção à longo prazo, além de outras desvantagens como a porosidade, ranhuras e distorções volumétricas resultantes das etapas de enceramento, inclusão, queima da cera, fundição da liga, acabamento e polimento. (Carr, 1996; Chang, 2005; Kano, 2006; Torres, 2007)

A tecnologia CAD/CAM introduzida na odontologia no final dos anos 80, tem sido desenvolvida com o propósito de reduzir e/ou eliminar os problemas do processo de fundição. (Drago, 2006; Al-Fadda, 2007; Hammerle, 2009)

Diversos estudos in vitro indicam que infraestruturas para prótese fixa sobre implantes, fabricadas em titânio e usando CAD/CAM, são mais precisas que aquelas fabricadas em ligas áureas por fundição. (Al-Fadda, 2007; Eliasson, 2010)

Ortorp destaca a biocompatibilidade e o baixo potencial alérgico do titânio, comparando as estruturas metálicas fundidas, as técnicas de fabricação de titânio permitem um risco potencialmente menor de corrosão oral, resultando em um dispositivo com maior biocompatibilidade.

Murphy investiga o comportamento clínico de estruturas parafusadas fabricadas em ouro ou prata-paládio (ambas revestidas com resina acrílica), de acordo com este estudo, os dois materiais investigados apresentaram precisão de ajuste comparável, resistência ao estresse funcional e resultados clínicos semelhantes, apesar das diferenças nas propriedades mecânicas. No entanto, especifica que para trabalhar a liga prata-paládio, é necessária experiência com a técnica de fundição laboratorial, a fim de melhorar a precisão desse processo.

Tribst relata que o uso de uma estrutura fresada pode ser considerado uma solução promissora devido ao menor desajuste vertical, ao utilizar um modelo de desenho experimental onde foi realizado um desenho de prótese com o lado lingual metálico, notando menor dano do que a construção de uma prótese convencional com grande quantidade de resina acrílica, obteve-se melhores resultados em termos de resposta biomecânica, em comparação com a convencional. O mesmo relata que este desenho também pode ser realizado em zircônia.

## 2.2. Zircônia

A alta demanda estética dos pacientes tem levado ao aumento do uso de coroas cerâmicas conectadas a metal ou estruturas de zircônia. (TARTAGLIA, 2016) Estudos anteriores (Tiozzi, 2014-2017; Tartaglia, 2015-2016) relataram bons resultados funcionais, biológicos e resultados estéticos de tais restaurações.

A zircônia é um material emergente para estruturas de próteses totais implantadas e tem sido relatada como tendo múltiplas vantagens para o clínico e paciente, em relação a outros biomateriais cerâmicos, incluindo boa estética dental e gengival, melhor resistência, melhor durabilidade e características de desgaste, melhor biocompatibilidade em comparação com ligas metálicas, baixa toxicidade, menor acúmulo de placa, resposta favorável dos tecidos moles, além de boa estabilidade dimensional. (Piconi, 1999) Pode-se citar ainda que a zircônia possui baixa condutividade térmica, baixo potencial de corrosão, boa radiopacidade e tenacidade à fratura. (Guess, 2000)

Uma grande vantagem da zircônia também é seu potencial estético, pois possui opacidade e uma cor branca, capaz de mascarar alguns substratos como núcleos e pinos metálicos ou até mesmo dentes que por algum motivo, possuam uma coloração diferente da “normalidade.” (Hefferman, 2002)

Com o surgimento da maior cobrança estética novas tecnologias como o sistema CAD/CAM tornaram-se mais utilizadas e necessárias no meio odontológico, para assim diminuir grande parte das inconsistências do desempenho humano, suprimindo com confiabilidade, consistência e melhor custo-benefício ao comparar a fabricação e o processo de fresagem da zircônia em meio industrial e manual, sendo assim possível um melhor aprimoramento e desempenho da aplicação de próteses em zircônia.

Atualmente existem dois tipos de processos de fresagem de zircônia disponíveis, (Raigrodski, 2004) os blocos pré-sinterizados e de blocos densamente sinterizados. A fresagem de blocos densamente sinterizados envolve a usinagem da estrutura diretamente na dimensão desejada a partir de uma zircônia totalmente sinterizada, que foi processada por prensagem isostática a quente. No entanto, devido à extrema dureza da zircônia totalmente sinterizada, é necessário um período de moagem prolongado em comparação com o processo de moagem pré-sinterizado, sendo este o preferido por muitos fabricantes hoje.

As estruturas de zircônia fabricadas por CAD/CAM foram introduzidas para superar as desvantagens mecânicas dos sistemas de cerâmica pura anteriores. A demanda crescente para restaurações livres de metal com maior translucidez levou ao desenvolvimento recente de cerâmicas biocompatíveis. Essas cerâmicas, ao mesmo tempo em que retardam o processo de desgaste (típico das próteses metalo-acrílicas), conferem vantagens estéticas ao aspecto opaco da zircônia monolítica absoluta. (Cho, 2014)

Além disso, o uso obrigatório de desenho assistido por computador e fabricação assistida por computador (CAD-CAM), para a zircônia levou vantagens adicionais, incluindo melhor ajuste da prótese devido à tecnologia digital para fabricação, custo laboratorial reduzido, disponibilidade de arquivo digital permanente para reprodução futura e oportunidade de confecção de protótipo ou réplica da prótese em resina acrílica sendo utilizada para a aprovação do paciente, ajustes e contingências, permitindo o gerenciamento virtual de todo o desenho das próteses, obtendo um ajuste superior em comparação com as estruturas metálicas tradicionais. (Bidra, 2017)

No entanto, as desvantagens relacionadas ao uso da zircônia incluem a incapacidade de reparar fraturas da estrutura, baixa tolerância à pequenas imprecisões na impressão, dificuldade de ajuste e polimento e seu alto peso ainda permanecem como problemas não resolvidos, além de dados científicos limitados sobre resultados clínicos e relatos de complicações como o lascamento da faceta cerâmica e a falha da estrutura, sendo esta menos frequente. (Bidra, 2017; Barootchi, 2020)

Segundo alguns autores a zircônia monolítica não estratificada poderia resolver a alta incidência de lascamento da cerâmica, eliminando a presença de uma interface zircônia/cerâmica de recobrimento. (Guess, 2011; Marchack, 2011)

Sendo assim a zircônia associada a porcelana não deve ser considerada material de primeira escolha, devido à persistência e ao risco de fratura da estrutura e o lascamento da camada de revestimento, ao contrário da zircônia monolítica que por ser uma peça sólida e inteiriça apresentou melhores resultados. (Sailer, 2018) Para mitigar este problema, recomenda-se o uso de zircônia de alta qualidade sendo esta revestida apenas na gengiva ou o uso de zircônia monolítica com caracterização gengival. (Tischler, 2018)

Porém o uso de zircônia, especificamente a zircônia monolítica, não foi rigorosamente investigado na fabricação de uma prótese total fixa, além dos relatos clíni-

cos existem poucos estudos longitudinais sobre o assunto, apesar disso a maioria dos resultados de estudos clínicos utilizados neste trabalho confirmaram a alta confiabilidade da zircônia como pilar, bem como material de estrutura para coroas implantossuportadas e próteses dentárias fixas.

### 2.3. PAEK (Poliariletercetona)

O PAEK são polímeros termoplásticos presentes na área da engenharia desde a década de 1980 apresentando excelentes propriedades mecânicas e resistência química. (Kurtz, 2007)

O PEKK (polietercetona) e a polieteretercetona (PEEK) são os dois polímeros mais conhecidos da família PAEK.

#### 2.3.1. PEKK (Polietercetona)

Ao compararmos o PEKK com o PEEK vemos que o PEKK tem um segundo grupo de cetona o que aumenta a polaridade e a rigidez da espinha dorsal da cadeia e construção do polímero, o que resulta em um aumento na transição do vidro e na temperatura de fusão, além disso o PEKK exibe comportamento amorfo e cristalino. O grupo de cetona extra tem cadeias poliméricas fortes e apresenta melhores propriedades físicas e mecânicas, como resistência à compressão. (Guo, 2012)

O polímero PEKK apresenta excelentes propriedades físicas e mecânicas, como temperatura de fusão e resistência à compressão em comparação com outros materiais poliméricos, além de apresentar melhores propriedades mecânicas em termos de flexão, tração e resistência à compressão, possui excelentes propriedades mecânicas e melhor distribuição de tensão, compressão semelhante e resistência com um menor módulo de elasticidade em comparação com a dentina e módulo de elasticidade comparado ao osso assim como PEEK. (Fuhrmann, 2014)

O PEKK tem baixa densidade, baixo módulo de elasticidade, alta resistência, e resistência ao desgaste aceitável, é leve e apresenta menor distribuição de tensões em torno de suas áreas de carregamento, melhor adequação ao se comparar com a zircônia, pode ser um material potencial para aplicação como material restaurador em prótese fixa e demonstra ter menos estresse ao implante e ao tecido sob tensão de compressão em comparação com a tensão de tração. (Alqurashi, 2021)

### 2.3.2. PEEK (POLIETERETERCETONA)

O PEEK é um termoplástico semicristalino com excelentes propriedades de resistência mecânica e química que são mantidas em altas temperaturas, tem alta biocompatibilidade e estabilidade química que podem, portanto, ser usado como base de suporte para as estruturas de próteses esqueléticas parciais, para implantes e para várias próteses fixas de alta qualidade, podendo ser fabricado pela técnica CAD/CAM, por moldagem ou por compressão. (Bechir, 2016; Pacurar, 2016)

É utilizado como substituto do metal, devido à sua relação força/peso, resistência à corrosão, biocompatibilidade, boa estabilidade química e bioestabilidade devido sua absorção à impactos, resistência mecânica à raios gama e raio-x, podendo ser revestido com materiais compósitos ou colado à cerâmica, além de representar uma alternativa econômica às ligas preciosas ou outros materiais. (Jenkins, 2000; Maló, 2018)

Este polímero possui um módulo de elasticidade, propriedades mecânicas e físicas semelhante ao do osso e resistência semelhante à dentina, sendo mais resistente à compressão, portanto, pode-se esperar que o PEEK seja capaz de absorver algumas das forças geradas durante a mastigação e aumentar a proteção contra o estresse gerado na estrutura da prótese. (Knaus, 2020; Pacurar, 2016)

De acordo com Zoidis o PEEK possui como vantagem a cor branca e elimina o tom acinzentado das estruturas metálicas para produzir um resultado mais estético. Também é resistente ao desgaste e tem alta taxa de sobrevivência quando combinado com dentes de resina de alta resistência, reduzindo a concentração de tensão causada pelos dentes maxilares naturais diminuindo complicações relativas. (Najeeb, 2016)

As estruturas em PEEK são radiolúcidas com a vantagem óbvia de não interferir com as modalidades de imagem de raios-X no pós-operatório e prognóstico, incluindo a tomografia, onde permite uma melhor análise da osseointegração e os tecidos peri-implantares. (Al-Rabab'ah, 2017)

Pode ser usado em pacientes alérgicos a metais, mantendo a mesma estética da cerâmica e confirmando leveza e flexibilidade semelhantes ao osso, uma clara vantagem sobre os materiais metalocerâmicos. (Andrikopoulou, 2016)

Como o PEEK é insolúvel em água, sua estrutura não tem sabor metálico, tendo um alto nível de aceitação do paciente. (Zoidis, 2018) Além disso, o PEEK é

altamente biocompatível e causa menos efeitos inflamatórios e menor acúmulo de placa. (Bathala, 2019)

As condições de processamento usadas para modelar o PEEK podem influenciar em sua cristalinidade e portanto, as propriedades mecânicas, o mesmo atende à critérios específicos e possui as propriedades ideais de um biomaterial. É clinicamente inerte, biocompatível, hipoalergênico e não carcinogênico, esterilizável sem que suas propriedades físicas sejam alteradas e é facilmente adaptável à anatomia. (Stock, 2016; Santamaria, 2019)

Até agora são conhecidos três métodos de produção de PEEK, a fresagem, prensagem de pastilhas e a prensagem de grânulos.

A matriz PEEK permite a incorporação de fibras de carbono e vidro para o desenvolvimento de compósitos de fibras termoplásticas. A adição de fibras de carbono aos polímeros aumenta significativamente a estabilidade dimensional, tenacidade, dureza, resistência à flexão e sua resistência propriamente dita. (Pacurar, 2016)

É necessário o pré tratamento da superfície para aumentar a área de contato com o material de revestimento, assim como a resistência a adesão dos dois materiais, aumentando a taxa de sucesso. (Chaijareenont, 2018)

O pré-tratamento da superfície antes da ligação adesiva já foi estudado em PEEK devido sua superfície hidrofóbica e inerte, além de uma baixa energia livre na superfície que pode resultar em uma má adesão à resina. No estudo realizado por Chaijareenont é demonstrado a possibilidade de melhorar a resistência de união entre PEEK e os compósitos de resina.

As microfissuras são outra complicação mecânica comumente encontrada na estrutura do PEEK, que pode estar relacionada ao seu comportamento de fadiga, para resolver essa desvantagem alguns materiais reforçados foram introduzidos para melhorar seu desempenho. Planejar o projeto apropriado e a fabricação padronizada também podem ser assertivos para que se evite rachaduras, assim como manter espaços suficientes entre as cristas, espessura adequada das estruturas e assim por diante. (Wang, 2021; Gama, 2020)

Problemas de adesão da faceta relacionados a retenções mecânicas e químicas entre os resina acrílica e infraestrutura de PEEK levaram ao uso de um primer adesivo com maior aderência à força de tração. Assim, para evitar-se problemas de adesão do material de recobrimento deve-se escolher um agente de colagem correto que permita retenção química, proporcionam um acabamento áspero, ranhuras verti-

cais na área do cantiléver e uma ranhura na infraestrutura PEEK restante e não um acabamento liso e redondo, o que permite um aumento na quantidade de PEEK exposto nas áreas do cilindro. (Nobre, 2020)

Maló após realizar um estudo clínico e analisar o resultado obtido, adota orientações relacionadas a dimensão do material, afirmando que o desenho transversal da estrutura deveria ser realizado em forma de “I”, com altura ocluso cervical mínima de 5mm, largura vestibulo-lingual anterior mínima de 4 mm, utilizar cilindros reforçados a base de titânio com largura vestibulo-lingual mínima de 6 mm, e um mínimo de 1 a 2 mm de resina acrílica para aumentar a adesão do material.

A utilização de titânio deu-se devido os achados clínicos em seu estudo piloto onde as estruturas foram fabricadas todas em PEEK e a zona de aperto dos parafusos acabou sofrendo esmagamento e posterior trepanação perdendo a zona de contenção pilar/implante, necessitando desse reforço para que não ocorra a perda das próteses. No mesmo estudo foi possível notar que a maior incidência de fratura/solta dos dentes foi na região de cantiléver. (Maló, 2018)

O material PEEK apresenta-se como um material viável para ser utilizado na fabricação da infraestrutura de próteses implanto suportadas. sendo então mais uma opção existente dentre tantas outras já conhecidas.

#### 2.4. Fibra de Carbono

A mecanização das estruturas das próteses híbridas a partir de discos de fibra de carbono faz parte do avanço das tecnologias CAD/CAM, no entanto, até o momento, esse material foi pouco investigado.

As estruturas de polímeros reforçados com fibra de carbono foram recentemente introduzidas na implantodontia como uma alternativa viável às estruturas metálicas tradicionais. (Pera, 2017) As estruturas de fibra de carbono apresentam ótima biocompatibilidade, baixa abrasão, bom limite de elasticidade, estabilidade térmica e mecânica, rigidez e resistência semelhantes à do metal, características essas úteis na fabricação de estruturas protéticas. (Menini, 2015 - 2018).

Dadas as aplicações limitadas da cerâmica prensada e o frequente “lascamento” da porcelana em camadas nas próteses de zircônia, o interesse da pesquisa acabou voltando-se para o polímero reforçado com fibra, onde foram encontrados

melhores resultados estético-funcionais e uma boa biotolerabilidade. (Bonfante, 2015)

Segundo alguns autores, as estruturas de fibra de carbono permitem uma melhor distribuição das cargas oclusais, enquanto o desempenho é comparável a outros materiais. (Behr, 2000; Bonfante, 2015) Essas estruturas podem absorver energia do ciclo mastigatório devido ao menor módulo de flexão do material em relação às ligas metálicas, tendo este efeito como uma vantagem, contribuindo assim para a manutenção do osso peri-implantar. (Erkmen, 2011)

O estudo realizado por Pera foi um dos únicos a investigar uma estrutura feita de compósito reforçado com fibra de carbono, foi encontrado uma maior sobrevivência do implante e menor reabsorção óssea em pacientes reabilitados com estas estruturas quando comparadas às estruturas metálicas fundidas.

Estruturas reforçadas com fibra de carbono são baratas, fáceis de produzir (evitando a fundição e a necessidade de máquinas ou instrumentos caros para a fabricação), leves, permitem a adesão química à resina acrílica de recobrimento, esperando-se redução no lascamento do material de revestimento. (Castorina, 2019) A matriz polimérica liga as fibras distribuindo as forças aplicadas uniformemente por toda a estrutura protética, proporcionando maior resistência, rigidez, estabilidade térmica, unindo as fibras e transferindo a carga entre elas, garantindo proteção das fibras contra ataques químicos e danos mecânicos. (Bahajan, 2001)

Alguns autores sugerem que a colocação da fibra no lado de tração da prótese seja o local mais eficiente para reforçar a estrutura e que o tipo de fibra, arquitetura da fibra e a adesão interfacial entre a fibra e o compósito subjacente podem desempenhar um papel importante no efeito desse reforço. (Dyer, 2005; Ellakwa, 2002)

Menini ressalta para se criar uma estrutura resistente as camadas da fibra de carbono devem ser feitas com fibras cruzadas perpendicularmente, desta forma, as fibras não são mais alinhadas em uma única direção, mas cruzadas em sua disposição o que confere menor impacto durante o recebimento de cargas oclusais. Como as camadas de fibras são fornecidas sem qualquer resina, a necessidade de adotar resinas biocompatíveis específicas livres de solventes não biocompatíveis, além de uma mão de obra e confecção qualificada do material acabam dificultando o processo e o resultado final, já que o processo é realizado todo manualmente para que se tenha uma correta compactação das fibras e distribuição da resina entre as tramas. Defeitos na fabricação prejudicam as características mecânicas da prótese.

Pesce em seu estudo propôs um tipo diferente de estrutura de fibra de carbono, onde esta é confeccionada à partir de tufos compostos por longas fibras de carbono unidirecionais podendo ser adaptadas ao formato da estrutura sem a necessidade de cortar as fibras para incorporar os cilindros do implante, aumentando as características mecânicas da estrutura final e seu módulo de elasticidade dinâmico.

As técnicas de fabricação de estruturas de fibra de carbono precisam ser padronizadas para que se obtenha um comportamento previsível. Além disso, atualmente as estruturas feitas de fibra de carbono ainda não são utilizadas rotineiramente para a fabricação de próteses dentárias, além de serem necessárias mais pesquisas para desenvolver um protocolo de fabricação desses dispositivos, um treinamento específico para técnicos de prótese dentária é recomendado.

## 2.5. Comparação entre as estruturas

A prótese metalo-acrílica é o protocolo de tratamento tradicional para reabilitações implantossuportadas de arco completo, com alto desempenho e facilidade de reparo em caso de dano do material de revestimento. Devido ao seu potencial de absorção de choque materiais de recobrimento mais resilientes, como acrílico ou resina composta, têm sido sugeridos para revestir estruturas metálicas rígidas a fim de amortecer as cargas oclusais. (Skalak, 1983)

Um estudo in vitro de Menini demonstrou que a resina composta e acrílica absorvem o choque das forças oclusais significativamente melhor do que a cerâmica e a zircônia, reduzindo assim as cargas na interface osso-implante. Esse efeito de absorção de choque aliado a rigidez de uma estrutura “dura” é capaz de distribuir uniformemente as cargas nos implantes de suporte, sendo considerado assim a melhor opção para controlar as cargas oclusais.

Porém de acordo com Barootchi, complicações tardias acompanham com maior frequência as próteses metalo-acrílicas, como lascamento/fratura de um único ou múltiplos dentes e até mesmo a fratura da estrutura, fazendo com que as próteses de zircônia demonstrem maiores taxas de sobrevivência protética do que as próteses metalo-acrílicas.

Apesar de o custo inicial para a fabricação de próteses de zircônia ser significativamente maior do que as metalo-acrílicas, devido as taxas reduzidas de complicações e a taxa de sobrevida maiores dentro das limitações, as próteses sobre im-

plantas de zircônia apresentaram resultados satisfatórios em comparação com as metalo-acrílicas, equiparando assim seu valor final, visto que as consultas de retorno e reparo são muito menores que em próteses convencionais. (Barootchi, 2020)

As tecnologias de desenho e fabricação assistidos por computador (CAD/CAM) aumentaram a precisão e tornaram mais fácil a fabricação de restaurações e materiais de próteses modernas, permitindo um encaixe superior da prótese em comparação às estruturas convencionais. (Sun, 2019; Bae, 2017; Lee, 2017)

O titânio e suas ligas assim como a zircônia, foram introduzidos como materiais alternativos, a fim de fabricar estruturas protéticas por tecnologia CAD/CAM, com altas taxas de sucesso do implante. (Maló, 2012) Esses dois materiais são altamente biocompatíveis, pois evitam a corrosão galvânica, que é a desvantagem típica das ligas de metais não nobres.

As estruturas de titânio fresadas por CAD/CAM podem ser usadas como uma alternativa às estruturas fundidas para restaurar arcos edêntulos. No entanto, é recomendado que apenas clínicos e técnicos de prótese dentária com conhecimento e experiência adequadas devam se envolver neste tratamento, devido a curva de aprendizado íngreme. A primeira vantagem desta técnica é o ajuste preciso da estrutura que minimiza as complicações biológicas e mecânicas devido ao desenvolvimento de tensão e formação de lacunas. (Turkyilmaz, 2018)

Materiais à base de zircônia têm ganhado considerável interesse na fabricação de próteses totais fixas para abordar alguns dos problemas que os dentistas e pacientes encontraram anteriormente com as próteses híbridas metalo-acrílicas. Além disso, a zircônia ganhou popularidade como alternativa às estruturas metálicas na confecção de próteses fixas implantossuportadas por sua alta biocompatibilidade, menor acúmulo de placa e bactérias em sua superfície, alta resistência à flexão e menor coloração em comparação às resinas acrílicas. (Bidra, 2017)

A literatura relata que o uso de zircônia ou metal para estrutura de arco completo alcançariam resultados mecânicos semelhantes para implantes e tecidos peri-implantares, além de adaptação vertical semelhante. No entanto, como desvantagem, o atrito constante da estrutura de zircônia com os pilares pode aumentar o desgaste do metal. (Tribst, 2020)

As próteses de zircônia parecem promissoras, mas não sem complicações técnicas, de fato a previsibilidade aprimorada desse tratamento pode se beneficiar dos avanços contínuos no fluxo de trabalho digital e no design. Embora o custo inici-

al das próteses metal-acrílicas sejam significativamente menores que o da zircônia, devido ao menor número de complicações gerais das próteses de zircônia, a manutenção geral das próteses e o tratamento dessas complicações não variam muito entre os dois protocolos. Os híbridos metal-acrílico parecem econômicos, no entanto, a sobrevivência desses híbridos diminui significativamente após 5 anos em função e deve-se ter cuidado no tratamento de pacientes com história progressiva de periodontite. (Barootchi, 2000)

Em um estudo *in vitro* realizado por Tioosi comparando o comportamento biomecânico da zircônia com o titânio sobre diferentes distribuições e números de implantes obteve como resultado que a zircônia apresentou maior deformação principalmente em áreas de cantiléver extenso quando comparada a estruturas de titânio. Além disso, o autor sugere cautela com as estruturas de zircônia, no caso de potenciais fatores de risco para complicações mecânicas como por exemplo, hábitos parafuncionais.

Observou-se, que as taxas de sobrevida em 5 anos das estruturas de implantes cerâmicos de zircônia foram significativamente menores do que as estruturas metalocerâmicas. A fratura catastrófica das estruturas ocorreu significativamente mais frequentemente nas próteses zircônia-cerâmicas do que nas metalocerâmicas. Tendo como complicação técnica predominante em ambos o lascamento e/ou fratura da cerâmica de recobrimento. (Sailer, 2018)

A principal complicação clínica relacionada ao uso de zircônia para próteses dentárias fixas é a alta taxa de fratura da porcelana estratificada, variando entre 15% e 54 %. Os achados do estudo clínico de Tischler mostra que o tratamento protético de pacientes edêntulos com uma prótese de zircônia implanto-suportada com porcelana estratificada restrita à região gengival teve altas taxas de sobrevivência para implantes e próteses, com complicações técnicas mínimas e nenhuma lasca da porcelana gengival estratificada.

A lascagem da faceta foi a complicação mais observada em estudos onde as estruturas eram à base de zircônia, necessitando de mais procedimentos de polimento, manutenção e cuidados profissionais do que as restaurações fundidas em metal. (Shi, 2016; Larsson, 2016) Em contra partida em um estudo feito por Limmer utilizando zircônia monolítica, notou-se que houveram menores intercorrências com a estrutura, mas um maior problema com a prótese antagônica, problema o qual foi

discutido acerca do material utilizado, já que se tratavam de próteses totais removíveis.

O estudo de soluções baseadas no uso de materiais poliméricos oferecem perspectivas interessantes, muito mais baratas do que as ligas de ouro e com um processamento mais simples em laboratório do que as ligas não-nobres ou titânio, parecendo assim ser uma alternativa válida.

Se em vez de ligas, o PEEK fosse usado para fazer a estrutura das próteses sobre implante ou a estrutura de coroas, as forças de carga que atuam no tecido ósseo e nos tecidos moles reduziriam e conseqüentemente o risco de reabsorção óssea seria reduzido. (Santamaria, 2018)

Os resultados do estudo de AL-Rabab'ah sobre PEEK mostra que o envelhecimento térmico não afetou as amostras revestidas com esse tipo de estruturas, sendo encontrado menor quantidade de biofilme bacteriano nos pilares de implantes dentários em PEEK do que em comparação com titânio e a zircônia.

A fratura ou desgaste dos materiais de reconstrução em próteses de supraestrutura à base de resina devem ser considerados um risco previsível ao considerar esses tipos de restaurações. Essas intercorrências podem causar inconvenientes e levam a desafios financeiros tanto para o paciente quanto para a equipe restauradora, influenciando enormemente na decisão e escolha da prótese adequada. (Fischer, 2013)

Diante disto, vale ressaltar uma das principais diferenças entre as estruturas confeccionadas com ligas metálicas quando comparadas às estruturas em PEEK se refere ao peso das estruturas. O PEEK por ser um material plástico, tem a vantagem de ser um material muito mais leve com possibilidade de conferir maior conforto em boca por tornar o peso final da prótese implantossuportada muito menor comparado às próteses com estruturas metálicas, sendo hoje uma alternativa com procura crescente nesses tipos de tratamento. (Alqurashi, 2021)

Naturalmente, em comparação com a liga de titânio, as amostras de PEEK apresentam menor resistência ao desgaste nos ciclos de escovação simulados, mostrando menor proteção contra o estresse em comparação com o titânio. (Alqurashi, 2021)

Sabemos que as estrutura em PEKK possuem baixo módulo de elasticidade e a tensão transferida para o implante e tecido adjacente é reduzida quando a tensão de compressão é dominante, mas aumenta com a tensão de tração. O estudo reali-

zado por Lee sugere que os efeitos de absorção de choque de uma estrutura resiliente são limitadas em algumas áreas, assim o material de estrutura rígida mostra uma distribuição de tensão mais favorável e segura para os componentes gerais da prótese.

Portanto quando um material de baixo módulo de elasticidade é utilizado como estrutura, menos estresse é colocado na própria estrutura, entretanto, maior estresse é transmitido às estruturas protéticas adjacentes, resultando em menor segurança à longo prazo. (Lee, 2017)

Nota-se que devido a maior deflexão do material um cantiléver extenso pode causar mais fragilidade na estrutura e conseqüentemente problemas de adesão de facetas. No entanto, deve-se saber que todos os problemas relacionados à adesão entre PEEK e materiais de resina acrílica são resolvidos independentemente do comprimento do cantiléver e sem prejuízo da sobrevivência do implante e da prótese, ressaltando assim a importância do primer de adesão adequado. (Nobre, 2020)

Ao comparar as estruturas metálicas tradicionais às próteses de fibra de carbono, notamos que estas oferecem uma alternativa mais barata para o paciente e vantagens adicionais para os dentistas evitando como por exemplo a fundição. (Ogawa, 2010)

Menini em seus estudos compara as estruturas de compósito reforçado com fibra de carbono e estruturas de liga de ouro, sugerindo que as primeiras podem ser uma alternativa viável às estruturas metálicas tradicionais para restaurações implanto-suportadas fixas.

De acordo com Menini, a estrutura de fibra de carbono apresenta um comportamento intermediário entre a prótese totalmente acrílica e a de estrutura metálica, confirmando sua afirmação de que uma estrutura rígida é biomecânicamente vantajosa quando comparada a uma prótese toda em resina acrílica.

O benefício das estruturas reforçadas com fibra é questionável porque a estrutura de fibra é anisotrópica e não fortalece a estrutura em todas as direções, ao contrário da estrutura metálica (Jokstad, 2005). No entanto, pesquisas in vitro mostraram que o reforço de fibra aumenta a resistência à fratura da resina composta a um nível que justifica o uso clínico do material em aplicações sem suporte (Ellakwa, 2002; Bae, 2004).

Clinicamente, Pera observou que as próteses totais imediatas implanto-suportadas com estruturas feitas de compósito reforçado com fibra de carbono registraram

altas taxas de sobrevida em um período médio de seguimento de 22 meses. Por outro lado, um estudo multicêntrico longitudinal realizado por Yong relatou propriedades mecânicas insatisfatórias para as estruturas protéticas imediatamente carregadas feitas de fibras de carbono e revestidas com acrílico, onde os implantes registraram uma taxa de falha geral de 9% e a quebra das restaurações no local.

Darbinyan realizou um estudo comprando estruturas de Co-Cr e de fibra de carbono revestidas com acrílico e/ou resina composta, chegando à conclusão que próteses totais em Co-Cr obtiveram resultados muito superiores às em fibra de carbono tanto em questões de resistência, adesão do material de revestimento, quanto a manutenção à longo prazo, independentemente do material de revestimento utilizado.

Não são encontrados muitos artigos relacionados a próteses totais suportadas por implantes com estruturas de fibra de carbono e na maioria dos casos as mesmas vêm associadas a outros materiais como reforço na estrutura. Mais estudos devem ser realizados sobre a propensão do material e seu correto uso.

### 3. DISCUSSÃO

Tradicionalmente as próteses fixas de arcada total implantossuportadas são fabricadas com estruturas de liga metálica, são então colocados sobre a estrutura fundida resina acrílica ou dentes de porcelana. (Bagegni, 2019). Tais estruturas são principalmente fabricadas à partir de ligas de cobalto-cromo. Embora a liga tenha resistência suficiente para resistir às forças oclusais, ela não é resistente à corrosão. (Jiang, 2020).

A perspectiva histórica dos materiais de estrutura inclui a evolução das ligas de metais nobres fundidos (ouro, prata, níquel e cromo, etc.), ao moderno titânio fresado e estruturas de zircônia, proporcionando alta biocompatibilidade, resistência à corrosão e a possibilidade de projeto assistido por CAD/CAM, uma melhoria importante para alcançar um ajuste superior entre a estrutura e os implantes dentários. (Maló, 2012)

O uso de uma prótese sem metal pode resolver os problemas relacionados à estruturas metálicas como corrosão, toxicidade, complexidade de fabricação, custo econômico e limitações estéticas já mencionadas acima.

Para próteses implantossuportadas, alguns autores (Maló, 2015; Wagner, 2018) propuseram a substituição de estruturas rígidas como titânio, cobalto-cromo (Co-Cr) e zircônia, que possuem altos módulos elásticos, (Tiozzi, 2017) com estruturas poliméricas fresadas usando projeto assistidos por CAD/CAM, como PEEK e resina reforçada com fibra, pois esses materiais apresentam diversas vantagens, como baixo custo, leveza e absorção de choque.

Além disso, algumas pesquisas mostraram que materiais com alto módulo de elasticidade, como estruturas rígidas ou não poliméricas, não absorvem choques e portanto, transmitem mais estresse à interface osso-implante. (Conserva, 2009; Castorina, 2019) Em contrapartida vários achados de estudos apoiam o uso de uma estrutura rígida com implantes únicos ou múltiplos para obter uma melhor distribuição de tensão e reduzi-las para que não haja sobrecarga na região do osso peri-implantar. (Pieri, 2009; Zhang, 2016)

Lee sugere em seu estudo que os efeitos de absorção de choque de uma estrutura resiliente suportada por implante são limitados em algumas áreas e que o material de estrutura rígida mostra uma distribuição de tensão favorável e segurança dos componentes gerais da prótese, com menor módulo de elasticidade do material

da estrutura gerando uma maior flexão da prótese sob cargas funcionais e consequentemente, maiores forças de flexão sobre os implantes.

Ao usar um material de estrutura de baixo módulo elástico, a tensão induzida diminui na própria estrutura, no entanto, a estrutura transfere mais estresse para as supraestruturas das próteses. Pode-se presumir que, como o material de alto módulo de elasticidade geralmente apresenta alta resistência à flexibilidade, ele acaba dissipando melhor as tensões. (Lee, 2017)

Há informações limitadas e controversas sobre os comportamentos biomecânicos de estruturas poliméricas e não poliméricas em próteses fixas implantossuportadas e sua possível influência na distribuição de tensões no osso peri-implantar, o que é fundamental para o sucesso à longo prazo dos implantes. (Sirandoni, 2019)

Com isso, Sirandoni realizou um estudo envolvendo todos os materiais mencionados nessa revisão, onde foi avaliado o comportamento biomecânico concluindo-se que do ponto de vista biomecânico, as estruturas de Titânio, Co-Cr e Zircônia demonstram os resultados mais favoráveis relacionados à distribuição de tensões na região peri-implantar, já os materiais poliméricos com seus baixos módulos de elasticidade poderiam levar a um braço de alavanca mais longo devido à maior deformação, levando a um maior estresse nos implantes mais distais.

Os resultados encontrados por Tiozzi mostraram que a carga total e sua distribuição foram influenciados pelo número de implantes e que próteses com cantiléver recebem cargas 180%-200% maiores do que próteses sem cantiléver. Atividades parafuncionais sem o uso de dispositivo oclusal protetor também são um fator de risco potencial para fratura da porcelana e complicações mecânicas em pacientes reabilitados com estruturas em zircônia. (Tiozzi, 2017)

As forças resultantes sobre os implantes estão significativamente associadas ao número e distribuição de implantes e material da prótese. A perda óssea por sobrecarga mecânica só ocorre quando a carga mecânica excede a capacidade de carga do osso devido a condições desfavoráveis como baixa qualidade óssea, quantidade óssea limitada, hábitos funcionais adversos, saúde médica comprometida, entre outros. (Ogawa, 2010)

A sobrecarga oclusal associada à hábitos parafuncionais como o bruxismo foi considerado um dos fatores etiológicos primários nas complicações biomecânicas do tratamento com implantes, a associação da força máxima de mordida com hábitos

de bruxismo/apertamento podem impactar significativamente no resultado de um trabalho protético. (Al-Hezaimi, 2012)

O controle da carga depende de fatores relacionados ao paciente, desenho da prótese e distribuição dos implantes. A presença de uma estrutura rígida é uma das principais características protéticas a serem respeitadas para se obter uma distribuição de carga adequada, porém a taxa de sucesso é altamente influenciada por fatores externos dentre eles mão de obra, profissionais qualificados e experientes no trabalho onde a execução do serviço requer que o operador tenha certa experiência, treinamento e conhecimento para utilizar o software e o hardware com precisão para evitar possíveis falhas dispendiosas. (Yong, 2008)

Algumas complicações técnicas são portanto esperadas em estruturas de próteses totais implanto suportadas, porém tais complicações não levam necessariamente à falha do implante ou da prótese, mas estão relacionados com os retornos dos pacientes para manutenção e reparo das próteses. (Papaspolidakos, 2013)

Nota-se que em praticamente todos os trabalhos descritos e revisados, a maior taxa de insucesso e falhas ocorre não diretamente na estrutura, mas sim na sua relação com o material de recobrimento e reposição de tecido branco e vermelho, o que cabe ao profissional avaliar na escolha do melhor material, não apenas o seu resultado satisfatório, mas também a queixa e a expectativa final do paciente.

#### **4. CONCLUSÃO**

Apesar de haver grande variedade de materiais disponíveis no mercado hoje a seleção da melhor solução restauradora possível ainda continua a ser difícil para os dentistas. Até a data o material mais investigado e com melhores resultados permanece sendo o metal, no entanto os dentistas tendem cada vez mais a usar materiais alternativos para suprir a estética, a necessidade de tempo e condições financeira e fisiológicas dos pacientes.

O comportamento à longo prazo dessas restaurações mais recentes ainda continua uma pergunta em aberto, o que cabe ao profissional selecionar o melhor material avaliando seu custo-benefício e aplicando de acordo com o perfil e a necessidade de cada paciente.

## REFERÊNCIAS

- Al-Fadda SA., Zarb GA. Finer Y: A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant–prosthodontic frameworks. *Int J. Prosthodont* 2007; 20:125-131.
- Al-Rabab'ah M., Hamadneh W., Alsalem I., Khraisat A., Abu KA. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *American college of Prosthodontics* 2017; 28:1–8.
- Alqurashi H., Khurshid Z., Syed AUY., Habib SR., et al., Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *J. of advanced research* 2021; 28:87-95.
- Bagegni A., Abou-Ayash S., Rücker G., Algarny A., et al. The influence of prosthetic material on implant and prosthetic survival of implant-supported fixed complete dentures: A systematic review and meta-analysis. *J. Prosthodont Res.* 2019; 63:251-265.
- Bahajan S., Manocha L., Buschow KJ., Cahn R., Mahajan S. (Eds.), Carbon fibers, *Encyclopaedia of Materials: Science and Technology* 2001; 2:906-916.
- Barootchi S., Askar H., Ravidà A., Gargallo-Albiol J., Travan S., Wang HL. Long-term Clinical Outcomes and Cost-Effectiveness of Full-Arch Implant-Supported Zirconia-Based and Metal-Acrylic Fixed Dental Prostheses: A Retrospective Analysis. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant.* 2020; 35:395–405.
- Bathala L., Majeti V., Rachuri N., Singh N., Gedela S. The role of polyether ether ketone (PEEK) in dentistry - A review. *J. Med Life* 2019; 12:5-9.
- Bae S., Park J., Jeong I., Kim H., Kim J., Kim W. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J. Prosthodontic Res* 2017; 61:106–112.
- Bae JM., Kim KN., Hattori M., Hasegawa K., Yoshinari M., Kawada E., Oda Y. Fatigue strengths of particulate filler composites reinforced with fibers. *Dent Mater J* 2004; 23:166–174.
- Behr M., Rosentritt M., Lang R., Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J. Dent.* 2000; 28:509–514.
- Branemark PI., Svensson B., Van Steenberghe D., Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism, *Clin. Oral Implants Res.* 1995; 6:227-231.
- Bidra AS. Three-dimensional esthetic analysis in treatment planning for implant-supported fixed prosthesis in the edentulous maxilla: Review of the esthetics literature. *J. Esthet. Restor Dent.* 2011; 23:219-236.

Bidra AS., Rungruanganunt P., Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J. Oral Implantol.* 2017; 10:35-45.

Bonfante EA., Suzuki M., Carvalho RM., Hirata R., et al. Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. *Int J. Maxillofac. Implants* 2015; 30:321-329.

Botelho MS. Avaliação da rugosidade superficial de ligas Níquel-Cromo e Cobalto-Cromo utilizadas como infraestruturas metálicas de próteses fixas sobre implantes e submetidas a polimento convencional e eletrolítico. 2016. 13 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Departamento de Odontologia, Universidade Federal de Goiás, Santa Cruz do Sul, 2016.

Caramês J., Marques D., Malta JB., Moreira A., Crispim P., Chen A. Full-arch implant-supported rehabilitations: A prospective study comparing porcelainveneer zirconia frameworks to monolithic zirconia. *Clin. Oral Impl. Res.* 2019; 30:68–78.

Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilíndricos de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. 2000. 114 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2000.

Castorina G. Carbon-fiber framework for full-arch implant-supported fixed dental prostheses supporting resin-based composite and lithium disilicate ceramic crowns: Case report and description of features. *Int J. Periodontics Restorative Dent* 2019; 39:175-184.

Chaijareenont P., Prakhamsai S., Silthampitag P., et al. Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *J. Dental Mater* 2018; 37:385-392.

Ciocca L., Meneghello R., Savio G., Scheda L., Monaco C., et al, Manufacturing of metal frameworks for full-arch dental restoration on implants: A comparison between milling and novel hybrid technology. *J. of Prosthodontics* 2019; 28:556-563.

Conserva E., Menini M., Tealdo T, et al. The use of masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: A preliminary report. *Int J. Prosthodont* 2009; 22:53-55.

Darbinyan EH., Rubio MR., Highsmith JDR., et al. Fracture resistance of cantilevered full-arch implant-supported hybrid prostheses with carbon fiber frameworks after thermal cycling. *J. of Dentistry* 2022; 116:103902.

Drago C., Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont.* 2012; 21:413-424.

Drago CJ. Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. *Journal of the American Dental Association* 2006; 137:794-800.

Delucchi F., Giovanni E., Pesce P., Bagnasco F., Pera P., Baldi D., Menini M., Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: a Systematic Review of Clinical Studies, *Materials* 2021; 14:3251.

Ellakwa AE., Shortall AC., Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J. Prosthet. Dent.* 2002; 88: 485–490.

Eliasson A., Wennerberg A., Johansson A., Ortorp A., Jemt T. The precision of fit of milled titanium implant frameworks (I-Bridge) in the edentulous jaw. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2010; 12:81-90.

Erkmen E., Meriç G., Kurt A., Tunç Y., Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J. Mech Behav. Biomed. Mater* 2011; 4:107–16.

Fehmer V., Muhlemann S., Hammerle CH., Sailer I. Criteria for the selection of restoration materials. *Quintessence International* 2014; 45:723–730.

Fueki K., Kimoto K., Ogawa T., et al. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. *J. Prosthet. Dent.* 2007; 98:470-477.

Fuhrmann G., Steiner M., Freitag-Wolf S., Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater* 2014; 30:357–63.

Gama LT., Duque TM., Ozcan M., et al. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dent Mater* 2020; 36:93-108.

Gendal B., Palmqvist S., Laser-welded titanium frameworks for implant-supported fixed prostheses: a 5-year report, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1999; 14:69-71.

Gomes EA., Barão VA., Rocha EP., de Almeida EO., Assunção WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: Three dimensional finite element analysis. *Int J. Oral Maxillofac Implants* 2011; 26:1202-1209.

Gonzalez-Gonzalez I., de Llanos-Lanchares H., Brizuela-Velasco A., Alvarez-Riesgo JA., Llorente-Pendas S., Herre-ro-Climent M., Alvarez-Arenal A. Complications of Fixed Full-Arch Implant-Supported Metal-Ceramic Prostheses. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2020; 17:4250.

Guess PC., Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical Implants Dentistry* 2012; 14: 633-645.

Guess PC., Schultheis S., Bonfante EA., Coelho PG., Ferencz JL., Silva NR. All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dent. Clin. N. Am.* 2011; 55:333–352.

Guo R., McGrath. Polymer science: a comprehensive reference. J. In: Matyjaszewski K 2012; 377–430.

Hefferman MJ., et al. Relative translucency of six all-ceramic system. Part: I core materials. *The Journal of prosthetic dentistry* 2002; 88:4-9.

Hsu YT., Fu JH., Al-Hezaimi K., Wang HL. Biomechanical implant treatment complications: a systematic review of clinical studies of implants with at least 1 year of functional loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27:894-904.

Jemt T., Bergendal B., Arvidson K., Bergendal T., Karlsson LD., Linden B., et al. Implant-supported welded titanium frameworks in the edentulous maxilla: A 5-year prospective multicenter study. *Int. J. Prosthodont.* 2002; 15:544–548.

Jenkins MJ. Relaxation behaviour in blends of PEEK and PEI. *Polymer.* 2000; 41:6803-6812.

Jiang X., Yao Y., Tang W., et al. Design of dental implants at materials level: An overview. *J. biomed. Mater Res. A* 2020; 108:1634-1661.

Jokstad A., Gokce M., Hjortsjo C. A systematic review of the scientific documentation of fixed partial dentures made from fiber-reinforced polymer to replace missing teeth. *Int J. Prosthodont.* 2005; 18: 489–496.

Kano SC., et al. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 2006; 15:77-81.

Knaus J., Schaffarczyk DH., Cölfen H., On the future design of bioinspired polyetherketone dental implants. *Macromol. Biosci.* 2020; 20:e1900239.

Kano SC., et al. Effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *The Internacional Journal Of Oral & Maxillofacial Implants* 2007; 22:575-579.

Kapos T., Ashy LM., Gallucci GO., Weber HP., Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J. Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24:110-117.

Kurtz SM., Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 2007; 28:4845–69.

Larsson C., Steyern PVV. Ten-year follow-up of implant-supported all ceramic fixed dental prostheses: A randomized, prospective clinical trial. *Int J. Prosthodont* 2016; 29:31-34.

Lee KS., Shin SW., Lee SP., Kim JE., Kim JH., Lee JY. Comparative evaluation of a four implant- supported polyetherketoneketone framework prosthesis: a three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design. *Int J. Prosthodont* 2017; 30:581–585.

Limmer B., Sanders AE., Reside G., Cooper LF. Complications and patient-centered outcomes with an implant-supported monolithic zirconia fixed dental prosthesis: 1 year results. *J. of Prosthodontics* 2014; 23:267-275.

Maló P., de Araújo NM, Lopes AV., Rodrigues R. Immediate loading short implants inserted on low bone quantity for the rehabilitation of the edentulous maxilla using an all-on-4 design. *J. Oral Rehabil* 2015; 42:615-623.

Maló P., de Araújo NM., Moura GC., et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018; 1–11.

Maló P., de Araújo NM., Borges J., Almeida R. Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *J. Prosthodont*. 2012; 21:256-264.

Marchack BW., Sato S., Marchack CB., White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *J. Prosthet. Dent*. 2011; 106:145–152.

Menini M., Pera F., Barberis F., Rosenberg G., Bagnasco F., Pesce P., Evaluation of Adhesion Between Carbon Fiber Frameworks and Esthetic Veneering Materials, *Int. J. Prosthodont*. 2018; 31:453-455.

Menini M., Pesce P., Pera F., Barberis F., Lagazzo A., Bertola L., et al. Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications, *Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl*. 2017; 70:646-655

Menini M., Signori A., Tealdo T., Bevilacqua M., Pera F., Ravena G., Pera P. Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: A systematic review. *J Dent Res* 2012; 91:821-827.

Menini M., Pesce P., Bevilacqua M., Francesco P., et al. Effect of framework in an implant-supported full-arch fixed prosthesis: 3D finite element analysis. *Int J. Prosthodont* 2015; 28:627-630.

Menini M., Conserva E., Tealdo T., Bevilacqua M., Pera F., Signori A., Pera P. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: An in vitro study. *Int. J. Prosthodont*. 2013; 26:549–556.

Murphy WM., Absi EG., Gregory MC., Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int. J. Prosthodont*. 2002; 15:133–138.

Najeeb S., Zafar MS., Khurshid Z., Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J. Prosthodont Res* 2016; 60:12-19.

Nobre MA., Guedes CM., Almeida R., et al. Hybrid polyetheretherketone (PEEK)-Acrylic resin prostheses and the all-on 4 concept: A full-arch implants-supported fixed solution with 3 years of follow-up. *J. Clinical Medicine* 2020; 9:2187.

Ogawa T., Dhaliwal S., Naert I., Mine A., Kronstrom M., Sasaki K., Duyck J., Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses, *J. Oral Rehabil* 2010; 37:525-531.

Papaspyridakos P., Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res.* 2013; 24:659–665.

Passaretti A., et al. Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. *J. Prosthodont. Res.* 2017; 62:264-267.

Patzelt SB., Spies BC., Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2015; 26:77-85.

Pera F., Pesce P., Solimano F., Tealdo T., Pera P., Menini M. Carbon fibre vs metal framework in full-arch immediate loading rehabilitations of the maxilla - a cohort clinical study, *J. Oral Rehabil* 2017; 44:392-397.

Pesce P., Lagazzo A., Barberis F., Repetto L., Pera F., Baldi D., Menini M., Mechanical characterisation of multi vs. uni-directional carbon fiber frameworks for dental implant applications, *Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.* 2019; 102:186-191.

Pieri F., Aldini NN., Fini M., Corinaldesi G. Immediate occlusal loading of immediately placed implants supporting fixed restorations in completely edentulous arches: A 1-year prospective pilot study. *J Periodontal* 2009; 80:411-421.

Pieralli S., Kohal RJ., Rabel K., Von MSL., 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 Impl Res.* 2018; 29:224–236.

Piconi C., Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20:1-25.

Purcell BA., McGlumphy EA., Holloway JA., Beck FM. Prosthetic complications in mandibular metal-resin implant-fixed complete dental prostheses: A 5- to 9-year analysis. *Int J. Oral Maxillofac Implants* 2008; 23:847-57.

Raigrodski AJ. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am* 2004; 48:531–544.

Sailer I., Strasding M., Valente NA., Zwahlen M., Liu S., Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2018; 29:184–198.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet Dent* 1983; 49:843-848.

Shi JY., Zhang XM., Qiao SC., Qian SJ., Mo JJ., Lai HC. Hardware complications and failure of three-unit zirconia-based and porcelain-fused-metal implant-supported fixed dental prostheses: a retrospective cohort study with up to 8 years. *Clin. Oral Impl. Res.* 2016; 00:1–5.

Silva FS. Aplicabilidades protéticas da zircônia em odontologia. 2015. 48 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Departamento de Odontologia, Universidade de Santa Cruz do Sul, Santa Cruz do Sul, 2015.

Sierraalta M., Vivas, JL., Razzoog ME., Wang RF. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *Int. J. Dent.* 2012; 2012:374315.

Sirandoni D., Leal E., Weber B., Noritomi PY., Fuentes R., Borie E. Effect of different framework materials in implant-supported fixed mandibular prostheses: A finite element analysis. *J. Oral Maxillofac. Implants* 2019; 34:107-114.

Souza RM, Simamoto-Junior PC., Fernandes-Neto AJ., Sloten JV., Jaecques SV., Pessoa RS., Influence of connection types and implant number on the biomechanical behavior of mandibular full-arch rehabilitation., *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31:750-760.

Souza JGS., et al. Autopercepção da necessidade de prótese dentária total entre idosos brasileiros desdentados. *Ciência & Saúde Coletiva* 2016; 21:3407-3415.

Stock V., Wagner C., et al. Retention force of differently fabricated telescopic PEEK crowns with different tapers. *Dental Materials Journal* 2016; 35:594-600.

Sun F, Shen X, Zhou N, Gao Y, Guo Y, Yang X, et al. A speech bulb prosthesis for a soft palate defect with a polyetherketoneketone (PEKK) framework fabricated by multiple digital techniques: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2019.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:256-60.

Tartaglia GM., Maiorana C., Gallo M., Codari M., Sforza C. Implant-supported immediately loaded full-arch rehabilitations: comparison of Resin and Zirconia clinical outcomes in a 5-year retrospective follow-up study. *Implant Dent.* 2016; 25:74–82.

Tartaglia GM., Sidoti E., Sforza C. Seven-year prospective clinical study on zirconia-based single crowns and fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2015; 19:1137–1145.

Tealdo T., Bevilacqua M., Pera F., Menini M., Ravera G., Drago C., Pera P. Immediate function with fixed implant-supported maxillary dentures: a 12-month pilot study. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 351-360.

Tekin S., et al. Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research* 2018; 8:84-92.

Tiozzi R., Gomes EA., Faria ACL., Rodrigues RCS., Ribeiro RF. Biomechanical Behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2017; 19:860-866.

Tiozzi R., Gomes EA., Faria AC., Rodrigues RC., Ribeiro RF. Influence of cyclic fatigue in water on screw torque loss of long-span onepiece implant-supported Zirconia frameworks. *J. Prosthodont.* 2017; 26:315–320.

Tiozzi R., Gomes EA., Faria AC., Rodrigues RC., Ribeiro RF. Effect of cyclic loading on the vertical microgap of long-span zirconia frameworks supported by 4 or 6 implants. *J. Prosthet Dent.* 2014; 112:828–833.

Tiozzi R., Gomes EA., Faria ACL., Rodrigues RCS., Ribeiro RF. Biomechanical behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* 2017; 00:1–7.

Tischler M., Patch C., Bidra AS. Rehabilitation of edentulous jaws with zirconia complete-arch fixed implant-supported prostheses: An up to 4-years retrospective clinical study. *J. of Prosthetic Dentistry* 2018; 120:204-209.

Turkyilmaz I, Hariri NH. Four-year outcomes of full-arch fixed dental prostheses using CAD/CAM frameworks: A retrospective review of 15 cases. *J. Clin. Exp. Dent.* 2018; 10:1045-1048.

Ortorp A., Jemt T., Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: A 15-year comparative follow-up study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2009; 11:311–322.

Vaicelyte A., Janssen C., Le Borgne M., Grosogeat B. Cobalt–Chromium Dental Alloys: Metal Exposures, Toxicological Risks, CMR Classification, and EU Regulatory Framework. *Crystals* 2020; 10:1151.

Van Heumen CCM., Kreulen CM., Creugers NHJ. Clinical studies of fiber-reinforced resin-bonded fixed partial dentures: A systematic review. *Eur J. Oral Sci.* 2009; 117:1–6.

Wagner F., Seemann R., Marincola M., Ewers R. Fiber-reinforced resin fixed prostheses on 4 shorts implants in severely atrophic maxillas: 1-year results of a prospective cohort study. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2018; 76:1194-1199.

Wang J., Wu P., Liu HL., et al. Polyetheretherketone vs. titanium CAD/CAM framework for implant-supported fixed complete dentures: A retrospective study with up to 5-years follow-up. *J. prosthodont Res.* 2021; 66:279-287.

Yong LT., Moy PK. Complications of computer-aided-design/computer-aided-machining-guided (NobelGuide) surgical implant placement: an evaluation of early clinical results. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; 10:123-127.

Zhang G., Yuan H., Chen X., et al. A three-dimensional finite element study on the biomechanical simulation of various structured dental implants and their surrounding

bone tissues. Int J. Dent. 2016; 2016:4867402.

Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. J Prosthet. Dent. 2018; 119:516-521.